

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KRANİAL KEMİKLERDE FARKLI TESPİT
YÖNTEMLERİNİN SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİ İLE ANALİZİ

Murat GİZİROĞLU

Ekim, 2023

İZMİR

KRANIAL KEMİKLERDE FARKLI TESPİT YÖNTEMLERİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE ANALİZİ

**Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Mekanik Programı**

Murat GİZİROĞLU

Ekim, 2023

İZMİR

YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

MURAT GİZİROĞLU tarafından **PROF.DR. YUSUF ARMAN** yönetiminde hazırlanan “**KRANİAL KEMİKLERDE FARKLI TESPİT YÖNTEMLERİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE ANALİZİ**” başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof.Dr.Yusuf ARMAN.

Danışman

Doç. Dr. Okan ÖZDEMİR

Jüri Üyesi

Dr.Öğr.Üyesi Tarkan AKDERYA

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Okan FISTIKOĞLU

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

TEŞEKKÜR

Bu çalışma kapsamında başta benden desteğini esirgemeyen aileme teşekkür ederim. Bununla beraber bana rehberlik eden tez yöneticim Prof Dr. Yusuf ARMAN'a teşekkür ederim.

Çalışma boyunca tezin her aşamasında bilgi ve tecrübelerini aktaran. Yardımları ve verdiği teknik destekten dolayı Buğra HUSEMOĞLU'na teşekkür ederim.

Murat GİZİROĞLU

KRANIAL KEMİKLERDE FARKLI TESPİT YÖNTEMLERİNİN SONLU ELEMENLAR YÖNTEMİ İLE ANALİZİ

ÖZ

Bu çalışmada kranial kemikler için farklı tespit yöntemleri sonlu elemanlar analiziyle incelenmiştir. Kullanılan tespit yöntemleri sırasıyla miniplak ve vida, titanyum klamp ve tel ile tespit yöntemidir.

İlk aşama olarak tespit yöntemlerinin tasarımı Solidworks programıyla yapıldı. Tasarımların sonlu elemanlar analizi için ANSYS Workbench programı kullanıldı. Bütün implantlara 50 N (kafatasının ağırlığı) ,300 N kuvvet ve 0,002 MPa iç basınç uygulandı. Ayrıca miniplak ve vida ile tespit yöntemi için vida ön gerilme hesaplanma hesaplandı. Tel ile fiksasyon yöntemi için her tele etki eden kuvvet hesaplandı.

Son aşama olarak şekil değiştirme ve gerileme dağılımı incelenerek tespit yöntemleri arasında karşılaştırma yapılmıştır.

Anahtar kelimeler:Tespit Yöntemi, Kranial implant, Sonlu Elemanlar Analizi

ANALYSIS OF DIFFERENT FIXATION METHODS IN CRANIAL BONES BY FINITE ELEMENT METHOD

ABSTRACT

In this study, different fixation methods for cranial bones are examined by finite element method. Used fixation methods are miniplate and screw, titanium clamp and wire fixation

At the first stage we designed fixation methods by using Solidworks. Then finite element analysis is made with ANSYS Workbench. 50 N(weight of skull), 300 N and 0,002 MPa pressure are applied on all implants. Also preload force is calculated for screws in miniplate and screws. The force that applied on every each wire is calculated for wire fixation method.

At the last stage deformation and stresses are examined and compare between fixation methods by this.

Keywords: Fixation method, Cranial Implant, Finite Element Analysis

İÇİNDEKİLER

	Page
YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZ.....	iv
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
TABLolar LİSTESİ	xv
BÖLÜM BİR - GİRİŞ	1
1.1 Kranioplastinin Tarihi ve Kullanılan malzemeler.....	1
1.1.1 PMMA(PolimetilMetakrilat).....	3
1.1.2 Titanyum Kafes	3
1.1.3 Hidroksiapatit	4
1.1.4 Öz Kemik Grefti	5
1.1.5 PEEK(Polieter Eterketon).....	5
1.2 Tespit Yöntemleri(Fiksasyon Yöntemleri).....	6
1.2.1 Miniplak ve Vida ile Fiksasyon	6
1.2.2 Titanyum Klamp ile Fiksasyon	7
1.2.3 Tel ile Fiksasyon	8
BÖLÜM İKİ - ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR	9
BÖLÜM ÜÇ - YÖNTEM	11
3.1 Modelleme.....	11
3.2 Malzeme Özellikleri.....	19
3.3 Sınır Şartları.....	20
3.3.1 Miniplak ve Vida ile Fiksasyon	20
3.3.2 Titanyum Klamp ile Fiksasyon	23
3.3.3 Tel ile Fiksasyon	25

BÖLÜM DÖRT - SONUÇLAR	28
BÖLÜM BEŞ - DEĞERLENDİRME.....	59
KAYNAKLAR	61



ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1.1 Alâim-i Cerrâhîn kitabından bir kesit.....	2
Şekil 1.2 Titanyum kafesle yapılmış kafatası implantı.....	4
Şekil 1.3 Miniplak ve vida ile bağlanmış implant	7
Şekil 1.4 Titanyum Klamp ile fiksasyon.....	8
Şekil 3.1 Çalışma Düzeni.....	12
Şekil 3.2 Kafatası Modeli.....	12
Şekil 3.3 İmplant Modeli.....	13
Şekil 3.4 Miniplak.....	13
Şekil 3.5 Miniplak Modeli.....	14
Şekil 3.6 HA 2.0 Vida Modeli	14
Şekil 3.7 Miniplak ve vidalı montaj Modeli.....	15
Şekil 3.8 Klamp modeli.....	16
Şekil 3.9 Klampeleri tutan mil.....	16
Şekil 3.10 Klampli montajın üstten görünümü.....	17
Şekil 3.11 Klampli montajın alttan görünümü.....	17
Şekil 3.12 Tellerin bağlanma şekli.....	18
Şekil 3.13 Telle fiksasyon yapılmış montajın üstten görünümü.....	18
Şekil 3.14 Telle fiksasyon yapılmış montajın alttan görünümü.....	19
Şekil 3.15 İmplantın üzerine uygulanan kuvvet.....	21
Şekil 3.16 Kafatasının iç kısmından uygulanan 0,002 Mpa basınç.....	21

Şekil 3.17 Vida ön yükleme.....	22
Şekil 3.18 Sabitlenen bölge.....	22
Şekil 3.19 Uygulanan kuvvet.....	23
Şekil 3.20 Uygulanan basınç.....	24
Şekil 3.21 Sabitlenen bölge.....	24
Şekil 3.22 Deney düzeneği.....	25
Şekil 3.23 Tellere uygulanan kuvvet.....	26
Şekil 3.24 Uygulanan 50 N kuvvet.....	26
Şekil 3.25 Fiksasyon yapılan yüzey.....	27
Şekil 3.26 Uygulanan basınç.....	27
Şekil 3.27 50 N yükleme durumunda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c) Kemik.....	28
Şekil 3.28 50 N yükleme durumunda miniplaklarda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c) Kemik.....	29
Şekil 3.29 50 N yükleme durumunda vidalarda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMAc)Kemik.....	29
Şekil 3.30 50 N yükleme durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik.....	30
Şekil 3.31 50 N yükleme durumunda vidalarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik.....	30
Şekil 3.32 50 N yükleme durumunda miniplaklarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik.....	31
Şekil 3.33 300 N yükleme durumunda implantlarda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c) Kemik.....	31

Şekil 3.34 300 N yükleme durumunda miniplaklarda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMAc)Kemik.....	32
Şekil 3.35 300 N yükleme durumunda vidalarda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMAc)Kemik.....	32
Şekil 3.36 300 N yükleme durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMAc)Kemik.....	33
Şekil 3.37 300 N yükleme durumunda miniplaklarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c)Kemik.....	33
Şekil 3.38 300 N yükleme durumunda vidalarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c)Kemik.....	33
Şekil 3.39 50 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	34
Şekil 3.40 50 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	34
Şekil 3.41 50 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	35
Şekil 3.42 50 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	35
Şekil 3.43 50 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	36
Şekil 3.44 50 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	36
Şekil 3.45 300 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	37
Şekil 3.46 300 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	37

Şekil 3.47 300 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	38
Şekil 3.48 300 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	38
Şekil 3.49 300 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	39
Şekil 3.50 300 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	39
Şekil 3.51 50 N yükleme durumunda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c)Kemik.....	40
Şekil 3.52 50 N yükleme durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMAc)Kemik.....	40
Şekil 3.53 300 N yükleme durumunda implantlarda Von-Mises gerilmeleri a)PEEKb)PMMAc) Kemik.....	41
Şekil 3.54 300 N yükleme durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMAc)Kemik.....	41
Şekil 3.55 50 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	42
Şekil 3.56 50 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	42
Şekil 3.57 50 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	43
Şekil 3.58 50 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	43
Şekil 3.59 50 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	44

Şekil 3.60 50 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	44
Şekil 3.61 300 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	45
Şekil 3.62 300 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	45
Şekil 3.63 300 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	46
Şekil 3.64 300 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi	46
Şekil 3.65 300N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi	47
Şekil 3.66 300 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi	47
Şekil 3.67 50 N yükleme durumunda implantlarda oluşan gerilmeler a)PEEK b)PMMA c) Kemik.....	48
Şekil 3.68 50 N yükleme durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik.....	48
Şekil 3.69 300 N yükleme durumunda implantlarda oluşan gerilmeler a)PEEK b)PMMA c) Kemik.....	49
Şekil 3.70 300 N yükleme durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik.....	49
Şekil 3.71 50 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	50
Şekil 3.72 50 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	50
Şekil 3.73 50 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	51

Şekil 3.74	50 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	51
Şekil 3.75	50 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	52
Şekil 3.76	50 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	52
Şekil 3.77	300 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	53
Şekil 3.78	300 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	53
Şekil 3.79	300 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu.....	54
Şekil 3.80	300 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	54
Şekil 3.81	300 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	55
Şekil 3.82	300 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi.....	55
Şekil 3.83	50 N yükleme durumunda PEEK malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı.....	56
Şekil 3.84	50 N yükleme durumunda PMMA malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı.....	56
Şekil 3.85	50 N yükleme durumunda Kemik malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı.....	57
Şekil 3.86	300 N yükleme durumunda PEEK malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı.....	57

Şekil 3.87 300 N yükleme durumunda PMMA malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı.....	58
Şekil 3.88 300 N yükleme durumunda Kemik malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı.....	58



TABLolar LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 1.1 Malzemelerin avantajları ve dezavantajları.....	6
Tablo3.1 Kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri.....	20
Tablo 3.2 HA tip vidaların akma ve kopma değerleri	20
Tablo 3.3 Wang vd.(2007) çalışmasında bulunan değerler.....	25
Tablo 3.4 50N yükleme durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler	29
Tablo 3.5 50N yükleme durumunda miniplaklarda gerçekleşen gerilmeler	30
Tablo 3.6 50N yükleme durumunda vidalarda gerçekleşen gerilmeler	30
Tablo 3.7 300N yükleme durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler	32
Tablo 3.8 300N yükleme durumunda miniplaklarda gerçekleşen gerilmeler	32
Tablo 3.9 300N yükleme durumunda vidalarda gerçekleşen gerilmeler	33
Tablo 3.10 50N yükleme durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler	41
Tablo 3.11 300N yükleme durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler	42
Tablo 3.12 50N yükleme durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler	48
Tablo 3.13 300N yükleme durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler	49

BÖLÜM BİR

GİRİŞ

1.1 Kranioplastinin Tarihi ve Kullanılan Malzemler

Kafatası kemiklerinin diğer ismiyle kranial kemiklerinin ağır yaralanmalar veya kanser gibi hastalıklar sonucunda zarar görmesi neticesinde tedavi etmek amaçlı kemiklerin yerine kullanılan malzemelere implant, yapılan tedavi işlemine ise kranioplasti adı verilir. Kranioplasti tarihte pek çok coğrafyada ve kültürlerde uygulanmıştır. Böylelikle koruyucu etki sağlanmıştır. (Shah, Jung, Skirrboll, 2014)

Kranioplastinin tarihte Peru'da İnka döneminden, 16.-17. yüzyılda Orta Doğu ve Avrupa'ya kadar uygulandığına dair kanıtları bulunmaktadır. Günümüzde ise Dünya savaşları ve Afganistan ile Irak bölgelerindeki savaşlarla birlikte travmaya bağlı olarak kranioplasti çok büyük gelişme göstermiştir. (Bonfield, Kumar, Gerszten, 2014)

Bonfield vd. (2014) tarihte Mısır, Yunan, Roma, Asya medineyetlerinde kranioplasti uygulaması yapılmış olduğunu ve bu konunun geliştirilmeye çalışıldığını belirtmiştir. Örneğin Hipokrat kafatası yaralarının sargı beziyle kapatılması gerektiğini düşünmüştür. Bu uygulamanın nasıl yapılması gerektiğinin tarifini yapmış ve kendinden sonra gelen doktora ışıktutmuştur.

İlk defa detaylı bir şekilde kranioplasti uygulamasının açıklamasını yapanların Fallopius ve Petronius olduğu düşünülür. Bu kişiler zarar görmüş kafatasını altın bir plakla tedavi edilebileceğini düşünmüşlerdir. Başarılı bir biçimde uygulanmış ilk kranioplasti ameliyatı 1668 yılında Jon Janszoon van Meekeren tarafından kayda geçirilmiştir. Bu uygulamayı yapan cerrahın ismi bilinmemektedir; ancak ameliyatı ölü bir köpekten aldığı kemik greftiyle gerçekleştirmiştir. (Aciduman, Belen, 2007)

Aciduman, Belen (2007) kranioplastiyle ilgili bulunan bir başka tarihi eserin İstanbul'da Süleymaniye kütüphanesinde bulunan "Alâim-i Cerrâhîn" isimli kitap olduğunu belirtmiştir. Abdullah bin İbrahim bu eserinde bir hayvan kafatasından aldığı kemik parçasıyla yapılan kranioplasti tedavisinin açıklamasını yapmıştır.



Şekil1.1 Alâim-i Cerrâhîn kitabından bir kesit(Aciduman, Belen, 2007)

Kadavralardan ya da başka hayvanlardan alınan kemiklerle yapılan kranioplasti tedavileriyle başarı sağlansa da zamanla metal implantlar kullanılmaya başlandı. Booth and Curtis tarafından yapılan kranioplasti tedavisinde alüminyum implant kullanıldı. Alüminyum implantla biyomekanik faydalar sağlansa da vücutta irritasyona sebep olmuştur. Altın ve platinyum pahalı olmasından dolayı kullanıma uygun değildir. Gümüş, kurşun, vityum(kobalt, krom, molibden alaşımı), tantal malzemeden implant yapılabilse de herbirinin kendine ait dezavantajı bulunmaktadır. Bugün günümüzde kullanılabilen ve sağlık açısından uyumlu metal malzeme olarak titanyumu örnek gösterebiliriz. Titanyum ilk defa 1965 yılında Simpson tarafından kullanıldı. İkinci Dünya Savaşı döneminde ise ilk defa kranioplasti için akrilik malzemeden kafatası implantı üretildi ve uygulandı.(Alkhaibary vd. 2020)

Günümüze yaklaştıkça kullanılan malzemelerin açıklamasına geçmeden önce kranioplasti için uygun malzemelerin hangi özellikleri taşıması gerektiği maddeler halinde sıralanmıştır.

- Radyasyon geçirgenliğine sahip
- Enfeksiyon oluşturmayan

- Isı geçirmeyen
- Güçlü biyomekanik özelliklere sahip
- Kolay şekillendirilebilir
- Ucuz
- Kullanıma uygun

Geçmişte ve günümüzde bu özelliklerin tamamına sahip malzeme hala bulunmamaktadır.(Aydin, Kucukyuruk, Abuzayed, Aydin, Sanus, 2011)

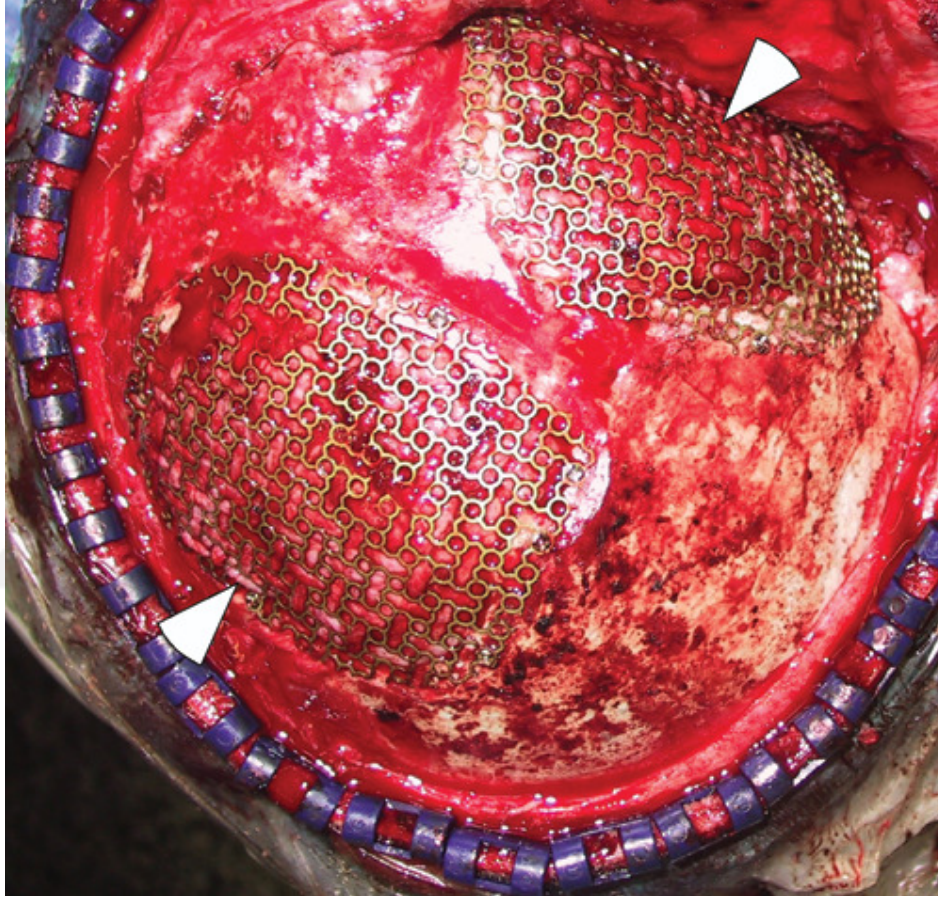
1.1.1 PMMA(PolimetilMetakrilat)

Yukarıda da bahsedildiği gibi İkinci Dünya Savaşından sonra akrilik reçineli malzemelere ilgi artmıştır. Metil Metakrilat(MMA) diş protezlerinde de kullanılan bir malzeme olup, hidroksiaptite göre daha çok bası ve gerilme dayanımına sahiptir. Metil Metakrilat akrilik asitin polimerize edilmiş bir esteridir. Kemik gibi dayanıklı bir malzemedir. MMA zamanla metal implantlara göre daha çok kullanılmıştır. Çünkü metal implantlar gibi dayanıklı ayrıca ısıya karşı dayanım gösteren, röntgen ışınlarını geçiren ve hiç bir kimyasal ya da biyolojik reaksiyona girmeyen inaktif bir malzemedir. Tüm bu avantajlarına rağmen bazı dezavantajları da bulunmaktadır. MMA malzemeler ayrışma ve enfeksiyon riski taşırlar. MMA malzemenin ayrışma potensiyeli bulunması kısa ömürlü korumaya ayrıca enfeksiyona ve iltihaplanmalara yol açar. MMA'nın uzun süre kullanımı %23 oranında enfeksiyona bağlı komplikasyonların oluşmasına neden olduğu görülmüştür. PMMA malzemenin de aynı şekilde enfeksiyon riski yüksektir; ancak mekanik özellikleri sayesinde günümüzde kullanılmaktadır. (Shah vd. 2014)

1.1.2 Titanyum Kafes

Matsuno ve diğerleri (2006) titanyumun enfeksiyon riskinin çok az olması sebebiyle kullanıma çok elverişli bir malzeme olduğunu belirtmişlerdir. Bununla beraber Wiggins, Austerberry, Morrison, Ho, Honeybul, (2012) titanyum malzemenin biyolojik olarak vücut anatomisine çok uygun bir malzeme olduğunu belirtmiştir.

Shah vd. (2014) titanyumun aynı zamanda bilgisayar destekli modelleme yoluyla imal edilebilir olduğu için kolay üretilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Alkhaibary vd. (2020) avantajlarının yanı sıra titanyumun ısı iletkenliği ve pahalılığı en büyük dezavantajı olduğunu belirtmiştir.



Şekil1.2 Titanyum kafesle yapılmış kafatası implantı (Shah vd., 2014)

1.1.3 Hidroksiapatit

Marcacci vd. (1999) Hidroksiapatit malzemeler kemiklerin içinde doğal olarak bulunan minerallere sahip olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle vücuda kolay uyum sağlar ve enfeksiyon riski taşımaz.

Shah vd. (2014) Hidroksiapatit implantların beyin tomografisinin çekilmesinde kolaylık sağlayan bir malzeme olduğunu belirtmiştir. Bu malzeme ayrıca çocuk hastalarda da kullanılabilir. Teixeira vd.(2009) Hidroksiapeti tmalzemenin tüm

avantajlarının yanı sıra kırılabilirliğinin fazla olması ve düşük çeki mukavemetine sahip olduğu için mekanik özelliklerinin zayıf olduğunu belirtmiştir.

1.1.4 Öz Kemik Grefti

Öz kemik grefti, kullanılan diğer malzemelere göre cranioplasti ameliyatları için en iyi sonuç veren malzemedir. Öz kemik grefti büyük oranda güvenli ve en iyi malzeme olarak kabul görülür. Öz kemik grefti olarak kaburga ya da kalça kemikleri kullanılabilir ;ancak kafatasının en üst kısmından alınan kemik kozmetik açıdan en iyi sonucu vermektedir. Bununla beraber öz kemik greftiyle yapılan cranioplasti ameliyatlarında enfeksiyon riski çok düşüktür.(Shoakazemi, Flannery, McConnell, 2009) Avantajlarının yanı sıra bazı komplikasyonlara neden olan dezavantajları bulunmaktadır. Özellikle pediatri hastalarında görülmek üzere kemik erimesi gözlenmektedir. Bunun yanında travma sonrası hidrosefali, ufak kafatası kırıkları, doku yaralanmaları görülebilmektedir. (Bowers, Riva-Cambrin, Hertzler, Walker 2013)

1.1.5 PEEK(Polieter Eterketon)

PEEK malzemeler esnek ve hafif yoğunluklarıyla günümüzde kullanılan en modern malzemedir. Bununla beraber röntgen ışınları geçirgenliği sebebiyle tıbbi açıdan da büyük yarar sağlamaktadır. Yapılan çalışmalarda malzemenin mukavemeti yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bununla beraber sıcaklığı iletmeyen bir malzemedir. Tüm bu özellikleriyle PEEK malzeme öz kemik greftine çok büyük bir alternatiftir. Öz kemik greftinin kullanılmayacağı durumlarda PEEK malzeme rahatlıkla kullanılabilir. (Lethaus vd. 2012) tüm avantajlarına rağmen PEEK malzemenin en büyük dezavantajının enfeksiyon olduğunu belirtmiştir. (Shah vd. 2014)

Tablo 1.1 Malzemelerin avantajları ve dezavantajları(Shah vd. 2014)

Malzeme	Avantajlar	Dezavantajlar
<i>Öz Kemik Grefti</i>	Vücuda uyum sağlama, Bozunma oranı az	Kemik erimesi, enfeksiyon
<i>MMA</i>	Güçlü Isı Direnci Yüksek İnaktif Düşük fiyat	Enfeksiyon Bozunma Vücuda uyum eksikliği
<i>Hidroksiapatit</i>	kemikle bağ kurabiliyor, kozmetik açıdan uygun	Düşük çeki mukavemeti, Kırılabilirlik, Enfeksiyon
<i>Titanyum Kafes</i>	Korozyona uğramaz, Düşük Enfeksiyon Eiski, Kolay Şekillendirilebilir	Pahalılık
<i>PEEK</i>	Röntgen ışınlarını geçirebilen İnaktif Güçlü Elastik Isı iletmeyen	Pahalılık Enfeksiyon

1.2 Tespit Yöntemleri (Fiksasyon yöntemleri)

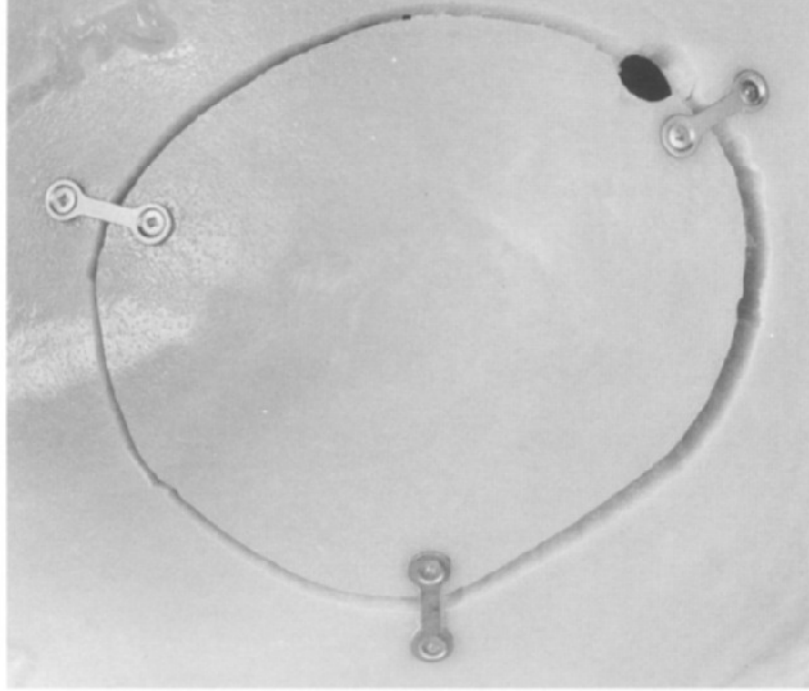
Bu çalışma kapsamında fiksasyon yöntemlerini sonlu elemanlar yöntemiyle inceleyeceğimiz için bu yöntemlerin ne olduğunu açıklamak gerekmektedir. Çalışma kapsamında üç farklı fiksasyon yöntemi üzerinde durulacaktır. Bu yöntemler sırasıyla aşağıdaki gibidir.

- Miniplak ve vida ile fiksasyon
- Titanyum Klamp ile fiksasyon
- Tel ile fiksasyon

1.2.1 Miniplak ve Vida ile Fiksasyon

Günümüzde kranioplasti için en çok kullanılan fiksasyon yöntemidir. Farklı şekillerde ve boyutlarda bulunan miniplaklar kendinden klavuzlu vidalarla kafatasına ve implanta bağlanır. Farklı şekil ve boyutlarıyla bulunan miniplakalar kozmetik ve koruyuculuk açısından seçenekler sunar.Doktor hangi miniplağı kaç adet ve ne

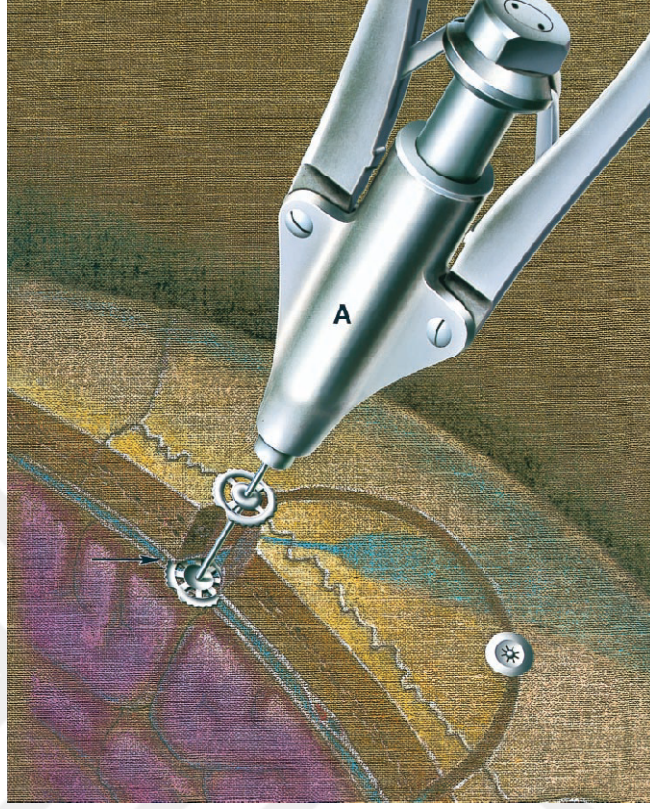
düzende kullanacağını kendisi belirler. Bunu belirlerken büyük oranda kafatası implantının büyüklüğü baz alınır. Miniplaklar çubuk, X, kare, yıldız şeklinde olabilir. İmplant olarak genelde PEEK, PMMA, titanyum kullanılabilir. Bununla beraber en önemli özelliği kafatası altındaki ve beyni çepeçevre saran dura zarını incelemeye gerek kalmamasıdır. (Marciano, Vishteh, 1998 ; Khader, Towler, 2016)



Şekil 1.3 Miniplak ve vida ile bağlanmış implant (Marciano, Vishteh, 1998)

1.2.2 Titanyum Klamp ile Fiksasyon

İki adet disk ve bu diskleri tutan pasolu mil ile sıkıştırma sağlanan tespit yöntemidir. Öncelikle alttaki disk yerleştirilir sonrasında üstteki milin içinden geçirildikten sonra üstten sıkıştırmak suretiyle rijitlik sağlanır. Daha sonra arta kalan mil kesilerek atılır. Klamplerden kaç adet kullanılması gerektiğini doktor karar verir. Bu yöntemin en önemli özelliği operasyon süresi çok kısa olmasıdır. (Estin, Troffkin, Heilman, 2000)



Şekil 1.4 Titanyum klamp ile fiksasyon (Estin, Troffkin, Heilman, 2000)

1.2.3 Tel ile Fiksasyon

Bu fiksasyon yönteminde kafatasına ve implanta delikler açılır. Her delikten paslanmaz çelik teller geçirilerek bağlanır. Kolay olmasından, mukavemet açısından güçlü olmasından, operasyon ve iyileşme sürecinin hız olmasından dolayı bu yöntem kullanılır. Bazı durumlarda tel yerine iplik kullanılabilir. Fakat tekrarlı yükleme sonucu çökme meydana gelebilir. (Khade, Towler, 2016)

BÖLÜM İKİ

ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Diaz, Gonzalez-Estrada, Lopez (2017) yaptığı çalışmada implantları farklı mesh metodlarıyla analizini gerçekleştirmiştir. Ayrıca PEEK ve Ti6Al4V malzemenin yapılmış implantları da karşılaştırmıştır. İmplantlar 1MPa yük altında incelenmiştir. Meshleme yöntemine bağlı olarak değerlerin farklı olduğu incelenmiştir. Bununla beraber PEEK malzemenin daha düşük gerilme değerlerine sahip olduğu görülmüştür.

Ameen vd. (2018) yaptığı çalışmada yeni bir eklemeli imalat yöntemi olan elektron ışınıyla erime yöntemiyle üretilen titanyum alaşımı implantın sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi. 50 N yük altında yapılan bu çalışmada bu yöntemle üretilen implantın kullanılabilmesi doğrulandı.

Marcian, Narra, Borak, Chamrad, Wolff (2019) yaptığı çalışmada üç farklı implant malzemesini farklı kalınlıklarda tasarımı yaparak ve farklı yönlerde kuvvete tabii tutarak sonlu elemanlar analizi gerçekleştirmiştir. Bu malzemeler PEEK, PMMA, Titanyum alaşımıdır. Bununla beraber vidalar da sonlu elemanlar analizinde incelenmiştir. PEEK ve PMMA arasında çok büyük bir fark bulunmamıştır. En yüksek gerilme değerleri vidalarda bulunmuştur.

Chamrad, Marcian, Narra, Borak (2017) yaptığı çalışmaya göre farklı miniplak şekillerine göre sonlu elemanlar çalışması gerçekleştirmiştir. Dört farklı şekilde miniplak vardır. Bu şekiller çubuk, X, Y ve kare şekilleridir. Üç farklı implant malzeme kullanılmıştır. Bunlar PEEK, PMMA, Titanyum alaşımıdır. Yapılan çalışma sonucu en düşük gerilme kare şekilli miniplakta tespit edilmiştir.

Huys, Gysel, Mommaerts, Sloten (2021) İki farklı implant malzemesini incelemiştir. Bu malzemeler PEEK ve seramik-titanyum malzemesidir. Bu malzemelerin montajı yapıldıktan sonra ara yüzey tanımlaması yapılmış 18kN ve 25 mm-Hg basınç altında incelenmiştir. Her iki implant da bu yüklere dayanmamıştır. Seramik-titanyum malzemenin daha iyi koruyuculuğu olduğu saptanmıştır.

Tsouknidas, Maropoulos, Savvakis, Michailidis (2011) yaptığı çalışmada PMMA ve titanyum alaşımlı implantların sonlu elemanlar yöntemiyle analizi gerçekleştirilmiştir. 1780 N ve 100 N dış yük altında incelenen implantlar titanyum alaşımlı implantın gerilme değerlerinin daha düşük olduğu incelenmiştir.

Ridwan-Pramana vd. (2017) yaptığı çalışmada 6 farklı PMMA implant şeklini sonlu elemanlar yöntemiyle incelemiştir. 50 N dış yükü ile incelenen bu çalışmada farklar ortaya konmuştur.

Moncayo-Matute vd.(2023) yaptığı çalışmada farklı miniplak şekilleriyle ve farklı bölgelerde uygulanan kuvvet etkisindeki PMMA implantının sonlu elemanlar yöntemiyle analizi yapılmış ve karşılaştırılması sağlanmıştır.

Chamrad, Marcian, Borak, Wolff(2016) yaptığı çalışmada gerçek ve ideal ara yüzeylerin sonlu elemanlar yöntemiyle karşılaştırılmıştır. Gerçek ara yüzeyin daha çok gerilmeye sahip olduğu saptanmıştır.

Jindal vd. (2022) PEEK, PMMA, kemik ve titanyum alaşımlı implant malzemelerini farklı şekillerdeki miniplaklarla sonlu elemanlar yöntemiyle incelemiş ve farklarını ortaya koymuştur.

BÖLÜM ÜÇ YÖNTEM

3.1 Modelleme

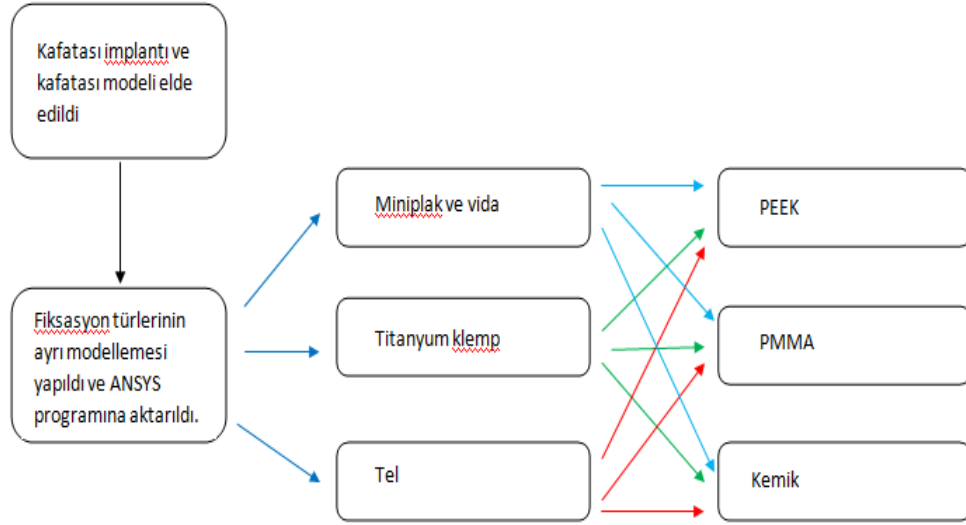
Bu çalışmada elimizde var olan kafatası kemiği ve implantı için farklı fiksasyon elemanlarının modellenmesi yapılmış ve daha sonrasında montajı gerçekleştirilmiştir. Bu aşamadan sonra montajı tamamlanmış modelin sonlu elemanlar ile analiz yapabilen bir program ile incelemesi yapılmıştır. Bütün modellemeler ve montaj çalışmaları *Solidworks 2022* programıyla gerçekleştirilmiştir. Sonlu elemanlar analizi için *ANSYS2023 R1 Student Version* programı kullanılmıştır. Bu çalışma kapsamında üç farklı fiksasyon için tasarım yapılmıştır. Bu fiksasyon yöntemleri:

- 1) Miniplak ve civata ile
- 2) Titanyum klamp ile
- 3) Paslanmaz çelik tel ile

Fiksasyon yöntemleridir.

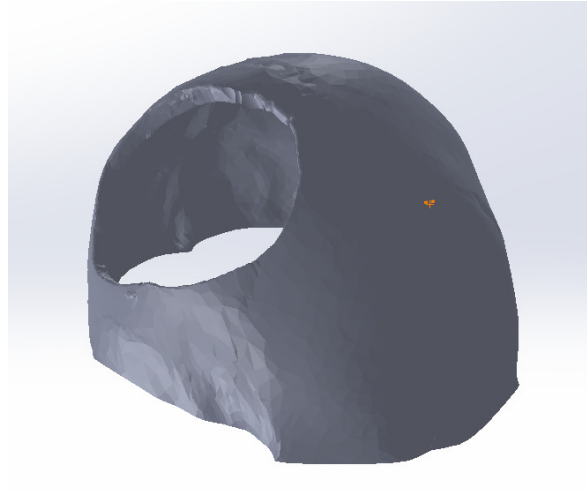
Modelleme işlemlerini tamamladıktan sonra ANSYS programıyla sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. İmplantların üzerine 50 N (kafatasının ortalama ağırlığı) ve 300 N tasarım kuvveti uygulanmıştır. Bununla beraber iç kafatası basıncı 0,002 MPa uygulanmıştır. Çalışmada kullandığımız implantlarda sırasıyla PEEK, PMMA ve kemik malzemesi kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizinde Şekil değişimleri ve gerilmeleri incelenmiş ve belirli sonuçlar bulunmuştur.

Bu çalışmada sadece modelleme yapılmayıp bununla beraber bağlantı elemanlarına gelen yükler de hesaplanmıştır. Bu hesaplanan yükler ile analizlerin en gerçekçi şekilde yapılması istenmiştir. Literatürde yapılan çalışmalarda daha çok miniplaka ve vida ile bağlantılı implantların sonlu elemanlar yöntemiyle analizi yapılmıştır. Yaptığımız araştırmalara göre vidalar için ön gerilme hesaplanmamıştır ve uygulanmamıştır. Bu çalışmada bu hesaplamayı yapıp analizini gerçekleştirildi. Aşağıdaki resimde yapılan çalışmanın genel şablonu bulunmaktadır.

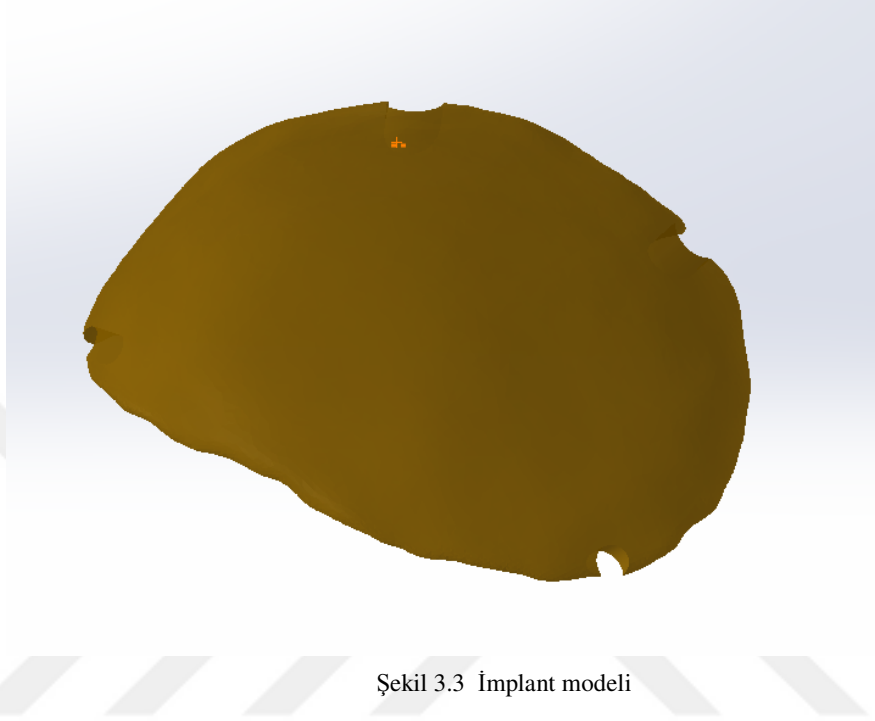


Şekil 3.1 Çalışma düzeni

Yapılan çalışmada öncelikle www.embod3d.com internet sitesinden implant ve kafatası kemiği modelleri stl dosyası olarak indirildi. Bu internet sitesi herkese açık bir sitedir. İstenilen herhangi bir model stl dosyası olarak indirilebilir. Bu dosyalar *Solidworks 2022* programında "katı cisim" olarak içeri aktarılarak aşağıdaki gibi modeller elde edilmiştir.

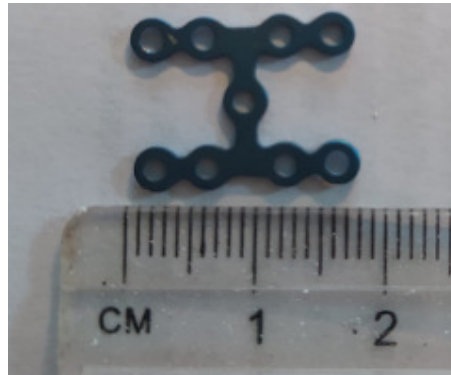


Şekil 3.2 Kafatası modeli(Kranial)

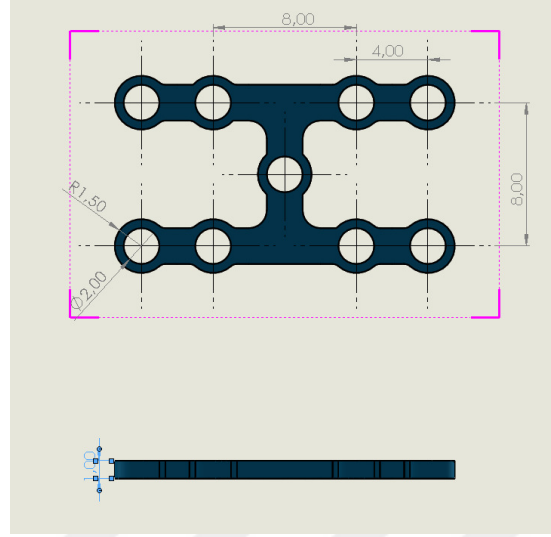


Şekil 3.3 İmplant modeli

Miniplak ve vida ile fiksasyonlu model hazırlanırken H biçiminde miniplak kullanıldı.Ölçüler daha önceki çalışmalardan ve kişisel verilerimizi kullanılarak hazırlandı.(Jindal vd. 2022) Miniplak modeli aşağıdaki gibidir.

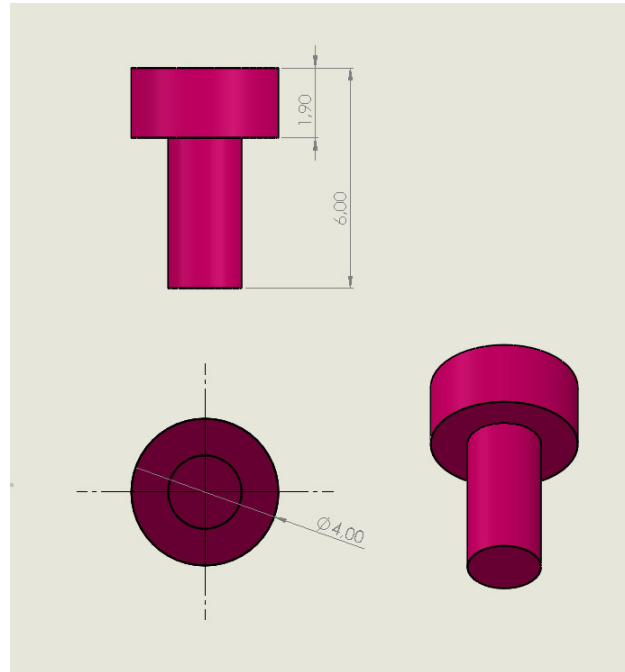


Şekil 3.4 Miniplak (Kişisel arşiv, 2022)

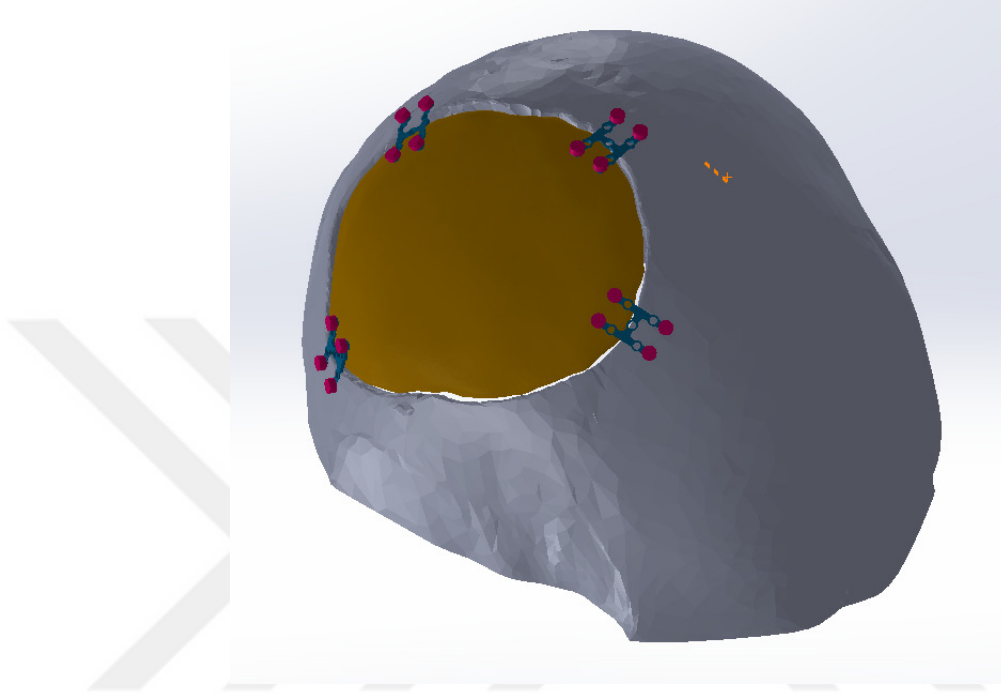


Şekil 3.5 Miniplak modeli

Vida olarak daha önceki çalışmalarda kullanılan HA2.0 tip vida kullanıldı. Vidalar pasosuz olarak modellendi. Gerekli ölçüler bu standartta vidalar için hazırlanmış ASTM F543-13 standartından alındı.

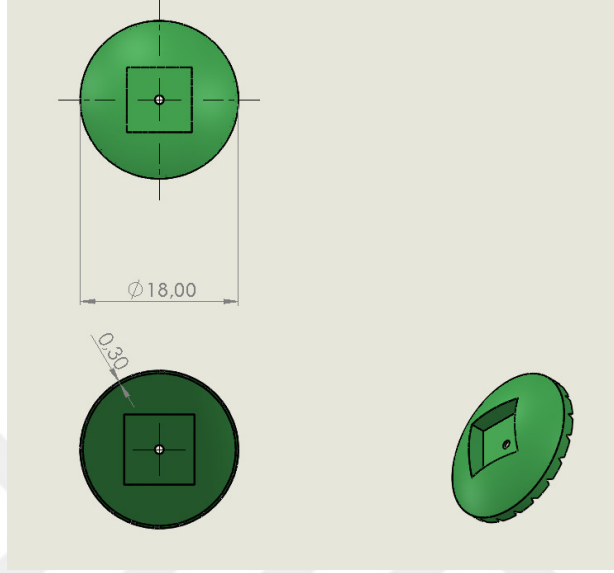


Şekil3.6 HA 2.0 vida modeli

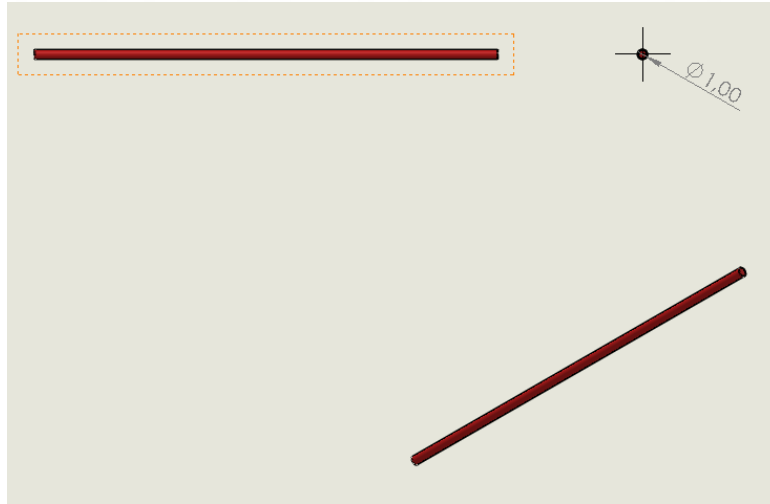


Şekil 3.7 Miniplak ve vidalı montaj modeli

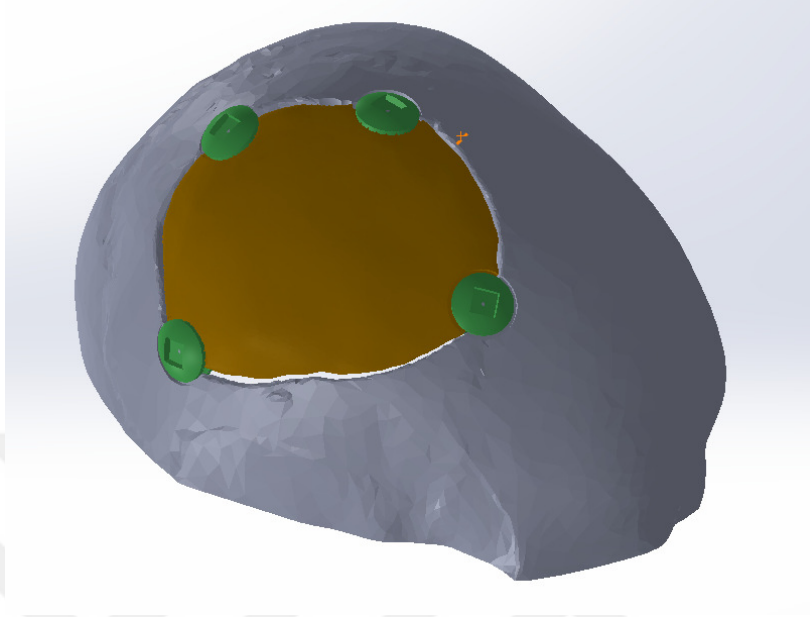
Bir diğerk yöntem klamp ile fiksasyon yöntemidir. Klamp ve aralarından geçen milin ölçüleri daha önce yapılan çalışmalardan alındı.(Aboulfetouh, Younes, 2019) Ekipmanlar ve montajın modellenmesi aşağıdaki gibidir. Böylelikle akademik alanda kullanılan bir klamp dizaynı yapıldı.



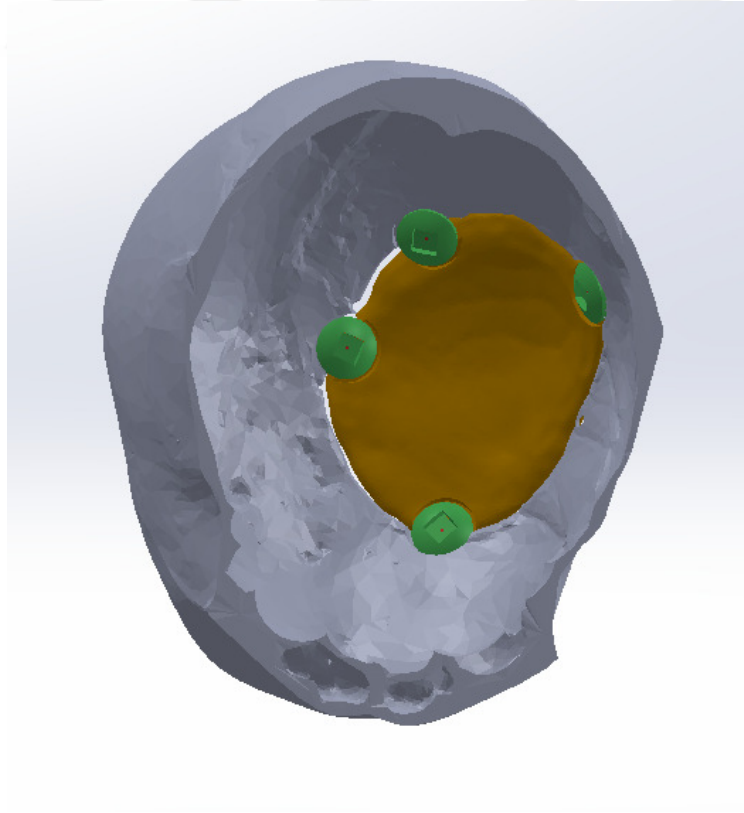
Şekil 3.8 Klamp modeli



Şekil 3.9 Klampleri tutan mil

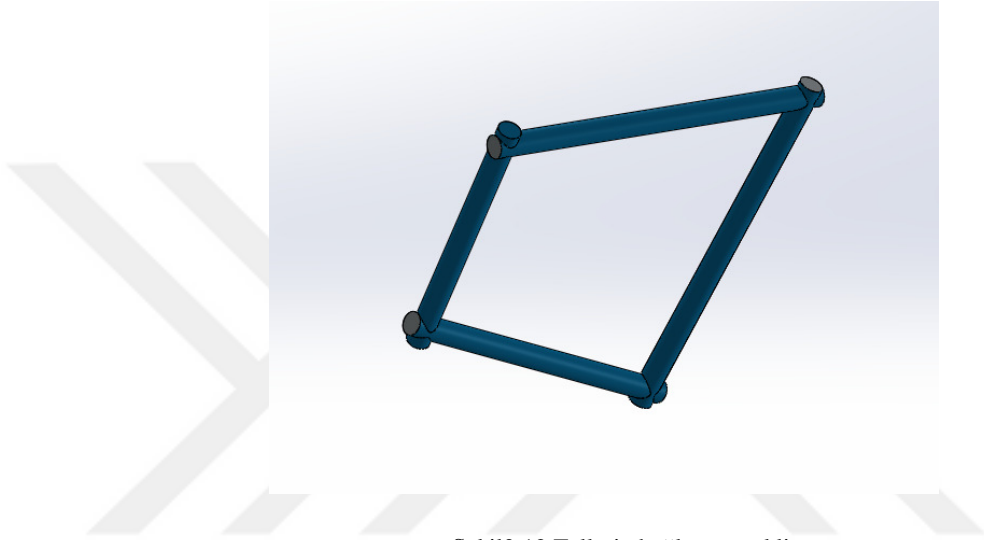


Şekil3.10 Klampli montajın üstten görünümü

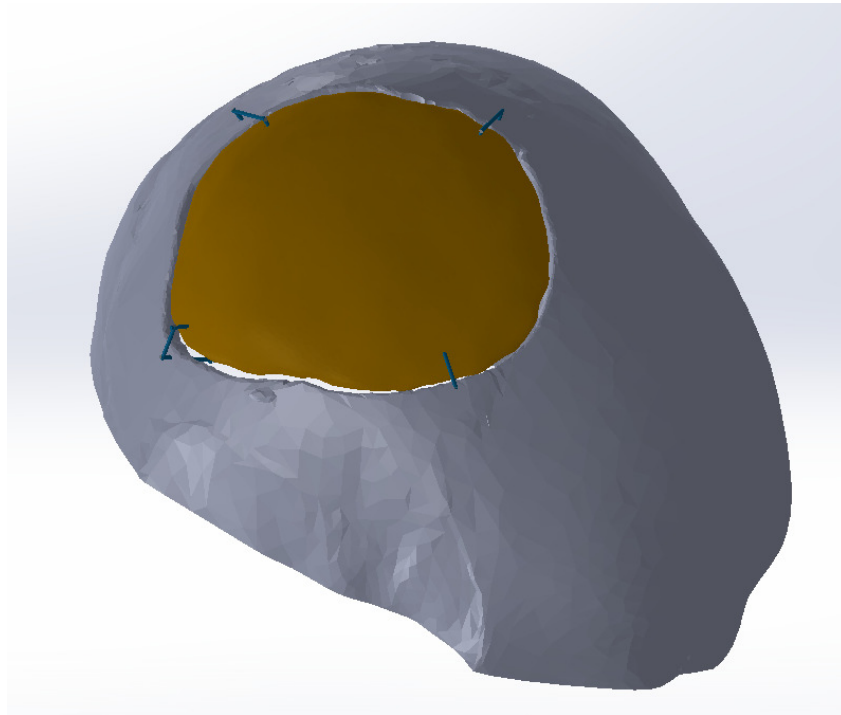


Şekil 3.11 Klampli montajın alttan görünümü

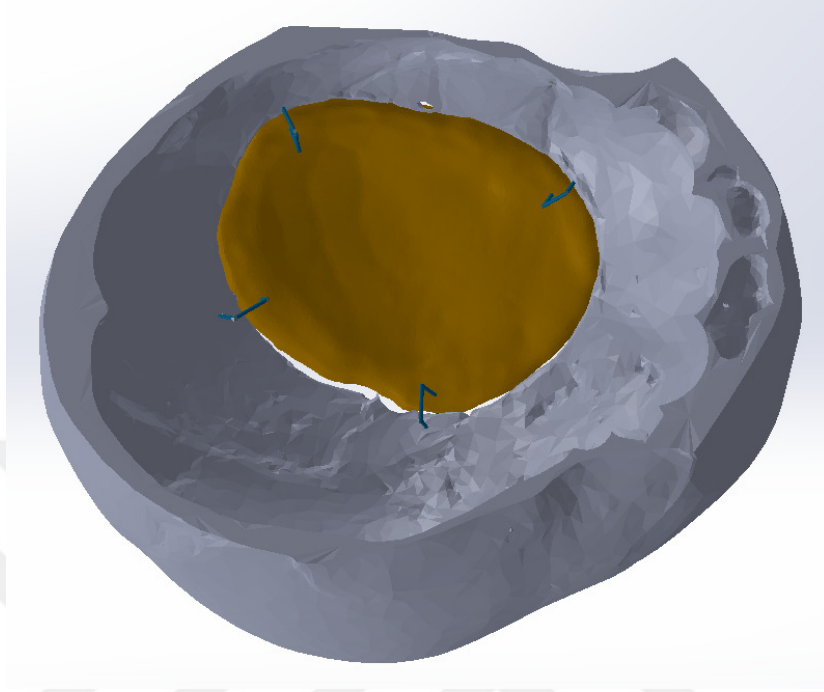
En son yöntem olan telle fiksasyon yönteminde 1 mm çapındaki silindirik çubukları kare şeklinde birbirine bağlayarak montajı yapıldı. Bu şekilde modellenmesinin iki sebebi vardır. Bu şekilde modellemek hem kolaydır hem de ANSYS programında sınır şartlarını belirlerken kuvvetlerin konumlandırması daha düzgün yapılandırılır..



Şekil3.12 Tellerin bağlanma şekli



Şekil3.13 Telle fiksasyon yapılmış montajın üstten görünümü



Şekil3.14 Telle fiksasyon yapılmış montajın alttan görünümü

3.2 Malzeme Özellikleri

Modelleme işlemi gerçekleştirildikten sonra sonlu elemanlar yöntemi ile analizini gerçekleştirebilmek için *ANSYS 2023 Student Version* programı kullanıldı. Yapılan ilk çalışmada üç farklı fiksasyon yöntemiyle bağlanmış kafatası - implant modelinin malzeme özellikleri belirlendi. Her bir eleman için atanan malzeme aşağıdaki gibidir.

İmplant: PEEK, PMMA, Kemik

Miniplak: Ti6Al4V

Vida: Paslanmaz çelik

Tel: Paslanmaz çelik

Titanyum klamp: Ti6Al4V

Bu malzemelerin mekanik değerlerini daha önce yapılan literatür çalışmalarından alındı.(Jindal vd. 2022) Paslanmaz çeliğin değerleri *ANSYS* programından alınmıştır.

Tablo 3.1 Kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri

Malzeme	Elastisite Modülü(Mpa)	Poisson Oranı
<i>Kemik</i>	15000	0,3
<i>PMMA</i>	3000	0,38
<i>Ti6Al4V</i>	110000	0,3
<i>PEEK</i>	4000	0,44
<i>Paslanmaz Çelik</i>	193000	0,31

3.3 Sınır Şartları

3.3.1 Miniplak ve Vida ile Fiksasyon

Bütün fiksasyon yöntemlerinde olduğu bu yöntemde de implantın üzerine 300 N ve 50 N uygulanacaktır. Bununla beraber vidaların sıkılanması için ön gerilme kuvveti hesabı yapıldı. Civataların ön yükleme kuvvetiyle hesaplanan tork formülünden yararlanıldı.

$$T = K \times D \times F \quad (3.1)$$

T: Uygulanılan Tork

K: Sıkıştırma Faktörü (yağlanma yapılmayan montajda 0,2 alınır.)

D: Çap(2 mm, <https://euler9.tripod.com/fasteners/preload.html>)

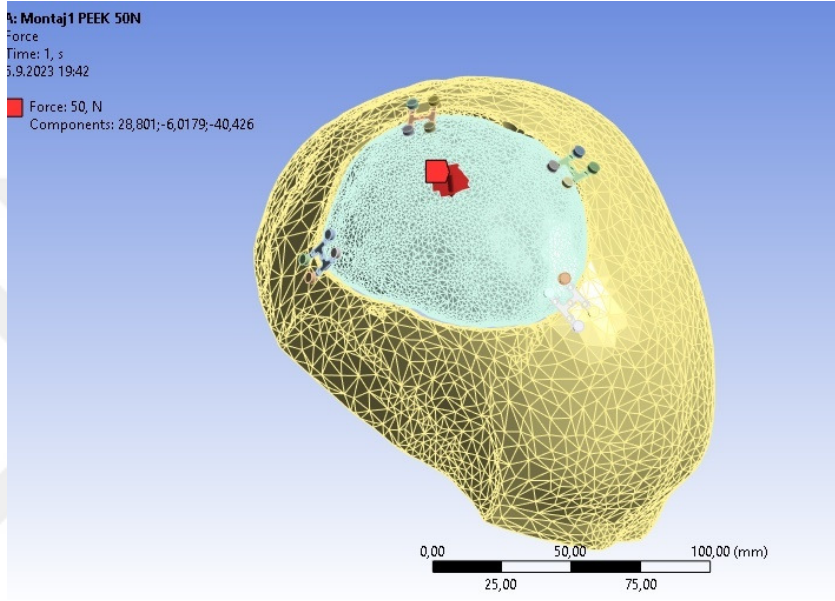
F: Ön yükleme

T değeri ASTM F543 standartından alınan değere göre 350 N.mm'dir; ancak May ve diğerlerinin yaptığı çalışmada akma ve kopma değerleri bulunmuştur. Bu değerler aşağıdaki tabloda gösterilmiştir. Bu nedenle tork değerini 175 N.mm alınmıştır. Buradan F ön yükleme değeri 437,5 N bulunmuştur.

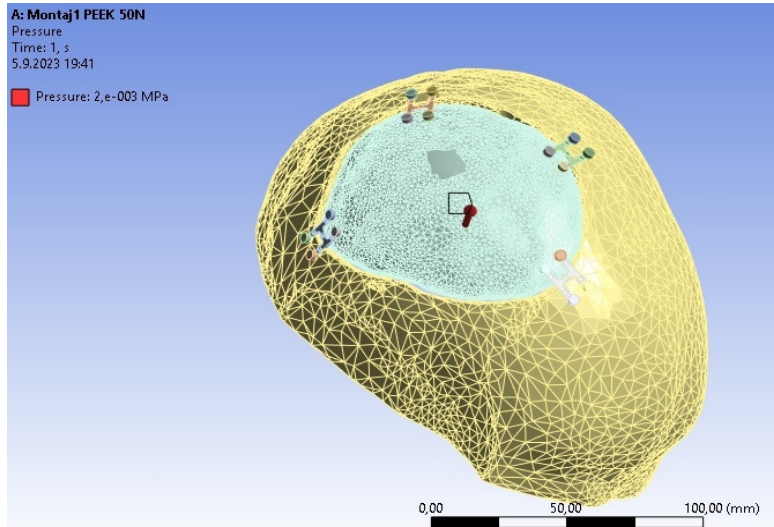
Tablo 3.2 HA tip vidaların akma ve kopma değerleri(May vd. 2014)

Screw Diameter(mm)	Rupture Torque(Nm)	Yield Torque(Nm)	Yield Torques /Rupture Torque
1,5	0,2	0,12	0,63
2	0,38	0,24	0,64
2,5	0,71	0,46	0,64

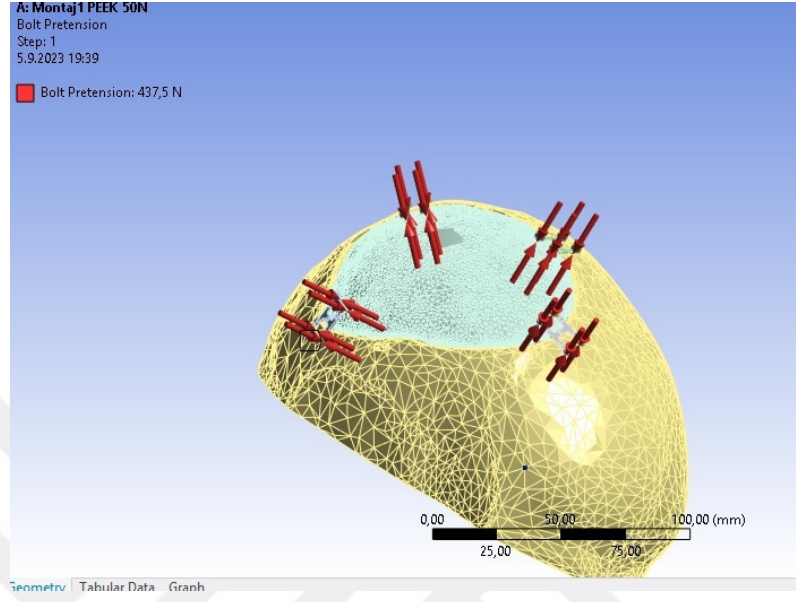
Kafatasının iç kısmında bütün modellerde de uygulanan iç kafatası basıncı bulunmaktadır. Bu değer 0,002 MPa değerindedir. Miniplak, vida, kafatası ve implantının kesiştiği bölgeler bonded olarak tanımlandı. Kafatasının alt yüzeyi sabitlenerek sınır şartları tamamlandı.



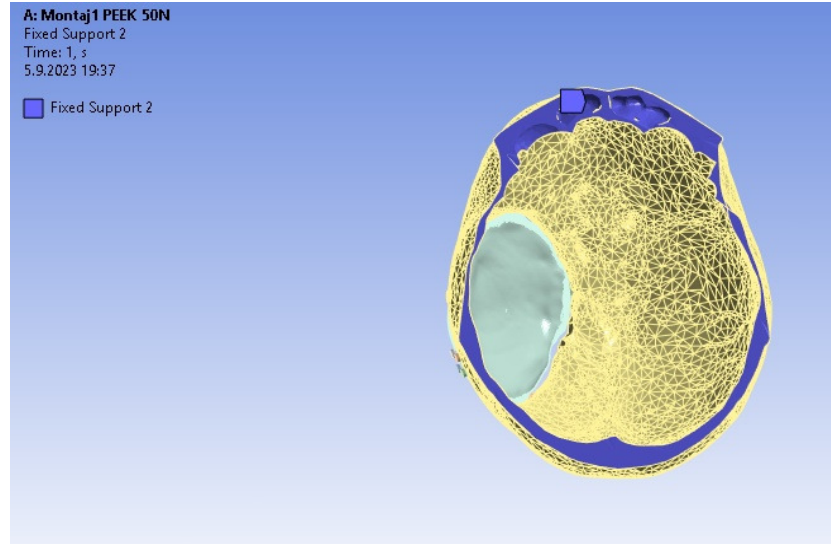
Şekil 3.15 İmplantın üzerine uygulanan kuvvet



Şekil 3.16 Kafatasının iç kısmından uygulanan 0,002 Mpa basınç



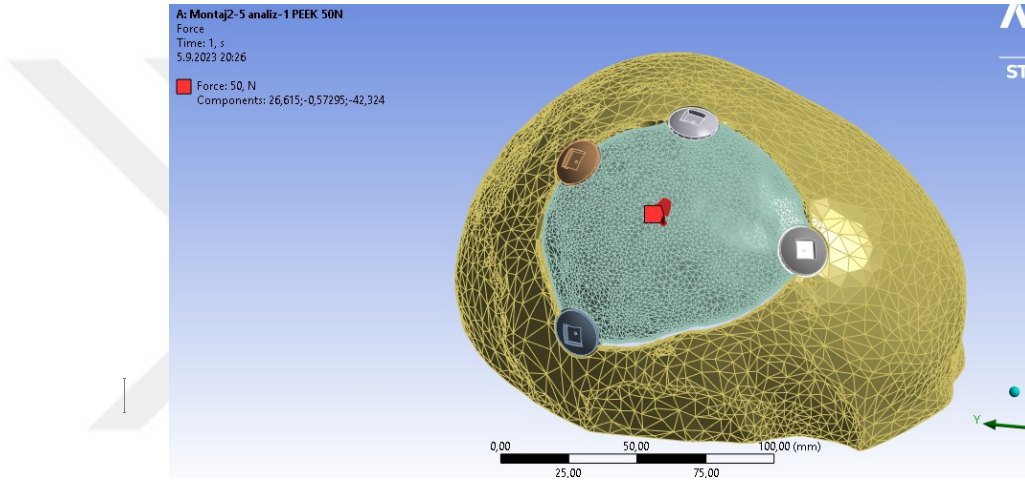
Şekil 3.17 Vida ön yükleme



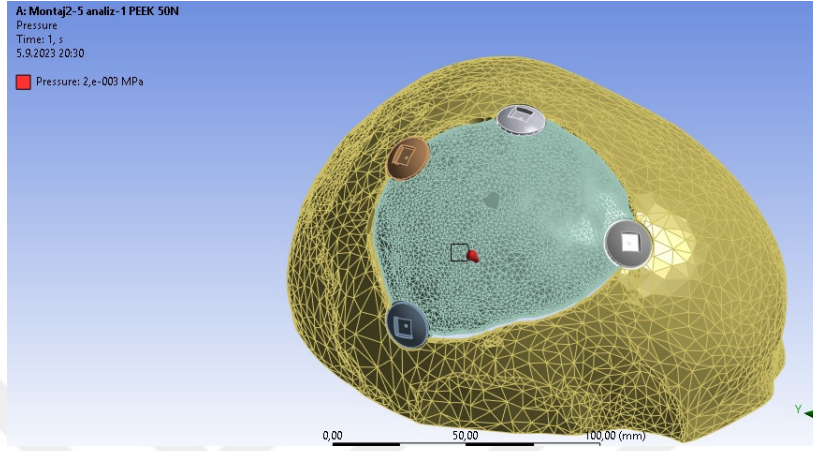
Şekil 3.18 Sabitlenen bölge

3.3.2 Titanyum Klamp ile Fiksasyon

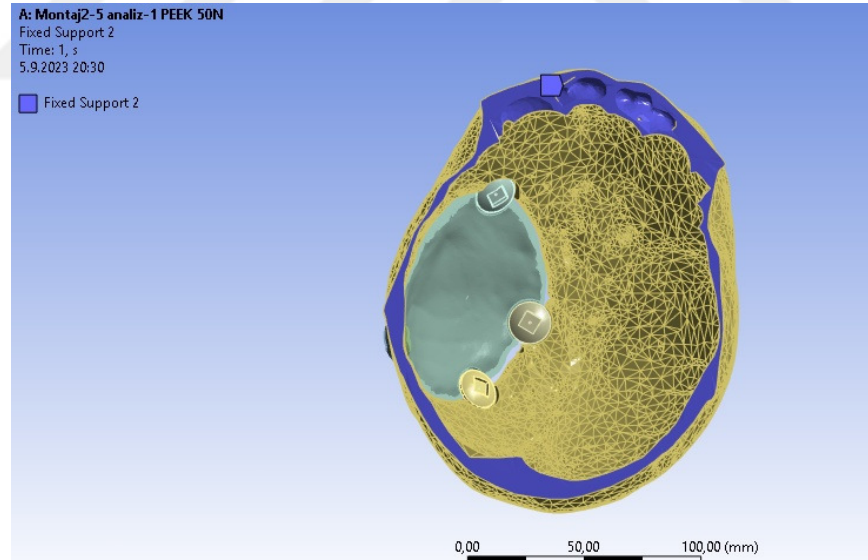
Titanyum klamp ile fiksasyon oluşturulmuş modelde 50 N ve 300 N kuvvetler ve iç basınç 0,002 MPa uygulandı. Burada herhangi bir ön gerilme uygulanmadı çünkü klamp ile sıkıştırma yapılarak sabitletme sağlanır. Kesişim bölgeleri "bonded" olarak tanımlanmıştır. Sınır şartları aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir.



Şekil 3.19 Uygulanan kuvvet



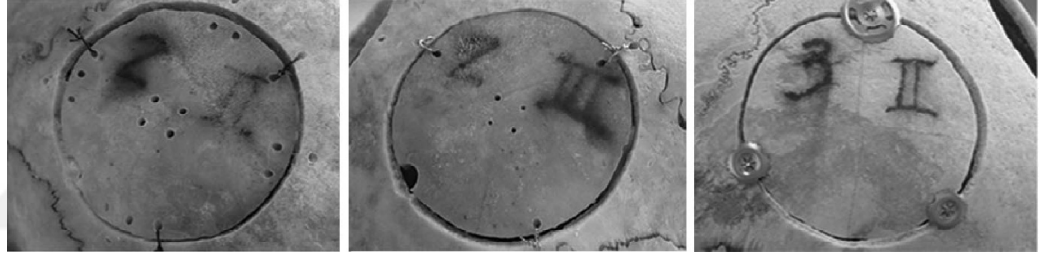
Şekil 3.20 Uygulanan basınç



Şekil 3.21 Sabitlenen bölge

3.3.3 Tel ile Fiksasyon

Tel ile bağlama yönteminde diğer yöntemlerde olduğu gibi gerekli kuvvetler ve sabitleme bölgelerinde bir farklılık yoktur. Bununla beraber telleri bağlamak için kullanılan ve sabit kalan kuvveti de göstermek gerekir. Bunun için daha önce yapılan biyomekanik çalışmadan bu tellere uygulanan kuvvetler bulundu.(Wang, Su, Yang, Guo, Zeng, 2007) Bu çalışmada titanyum klamp, iplik ve telle bağlanmış implantın ne kadar kuvvetlere dayanabildiği biyomekanik testler yapılarak bulunmuştur. Böylece hangi fiksasyon yönteminin daha dayanıklı olduğu bulunmuştur. Kesim bölgeleri "bonded" olarak tanımlanmıştır.

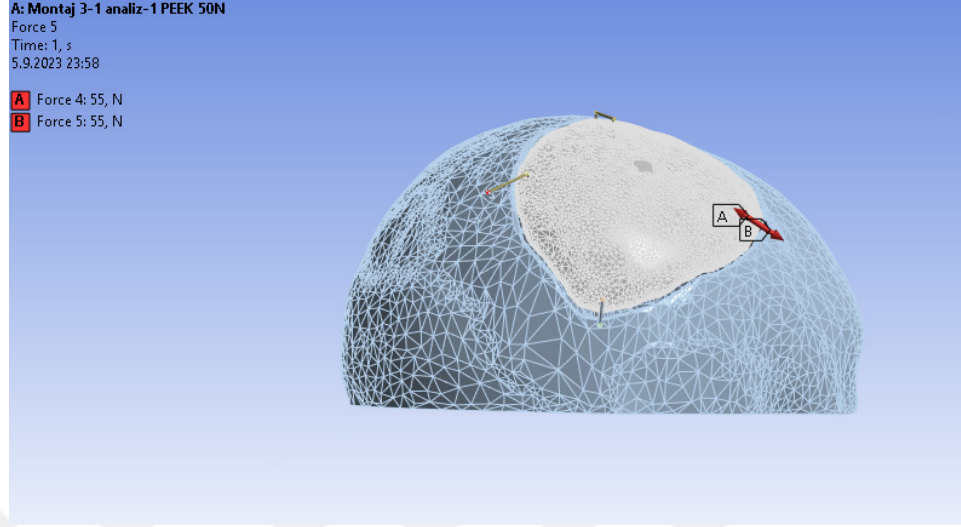


Şekil3.22 Deney düzeneği (Wang vd. 2007)

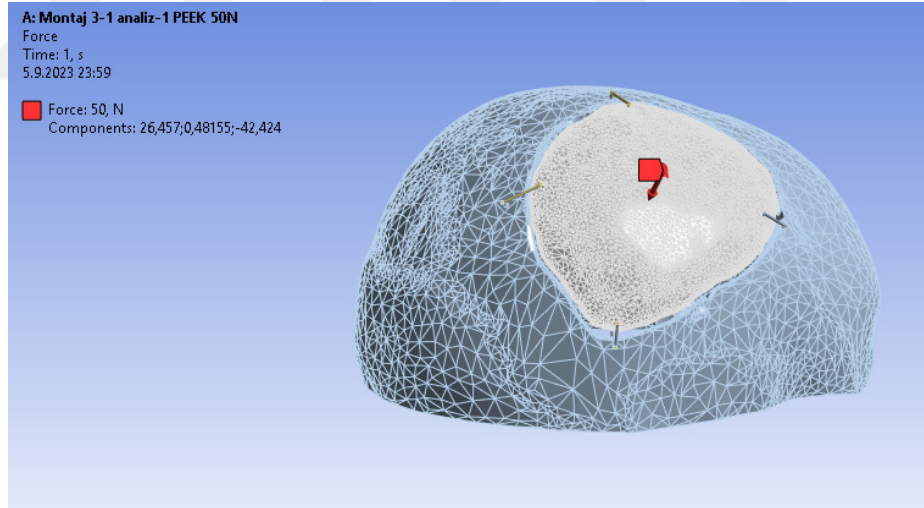
Tablo 3.3 Wang vd. (2007) çalışmasında bulunan değerler

<i>Fixation Techniques</i>	<i>No. Flaps for fixation</i>	<i>Fixation time</i>	<i>Initial Offset</i>	<i>Maxiamal Load</i>
Suture	8	172 ± 14	2,20 ± 0,24	82,6 ± 8,6
Wire	8	399 ± 45	1,32 ± 0,34	332,5 ± 53,2
Titsanium Clamp	8	94 ± 13	0,20 ± 0,12	385,4 ± 63,1

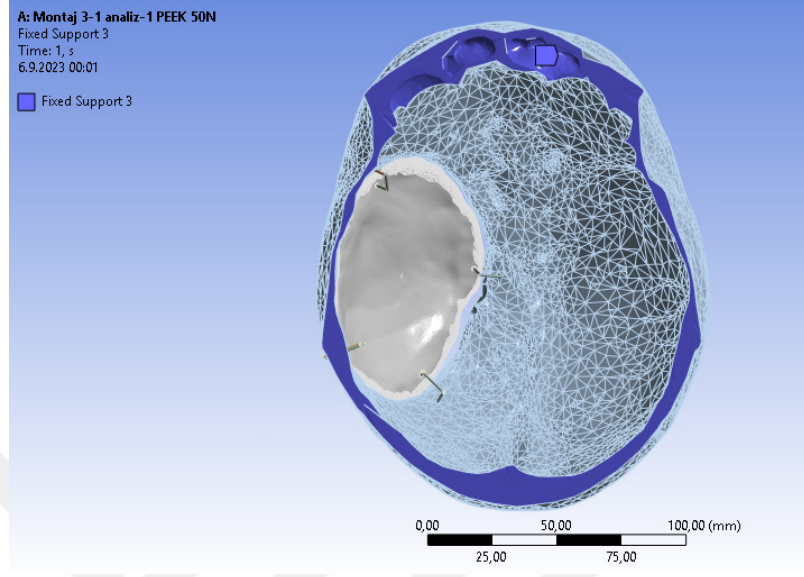
Bu çalışmadan telin dayanabileceği yükün 330 N olduğunu düşünüldü ve her bir telin 110 N dayanabilceği hesaplandı. Böylelikle üst ve alt tellere 55 N kuvvet yükleme yapıldı.



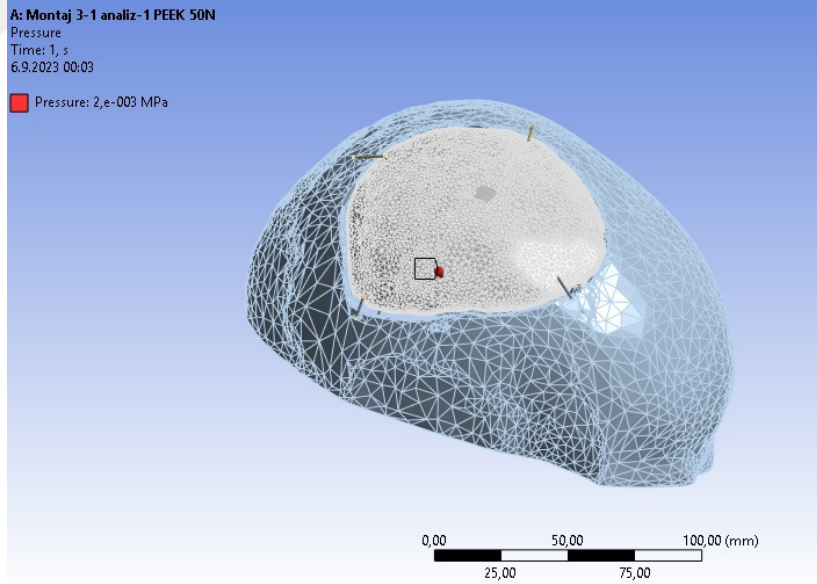
Şekil 3.23 Tellere uygulanan kuvvet



Şekil 3.24 Uygulanan 50 N kuvvet



Şekil 3.25 Fiksasyon yapılan yüzey



Şekil 3.26 Uygulanan basınç

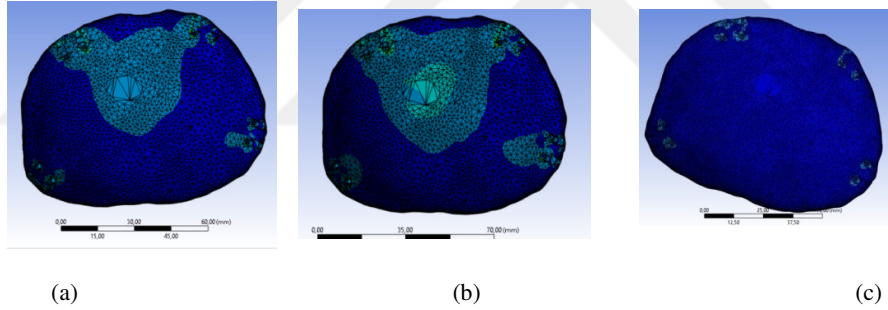
BÖLÜM DÖRT

SONUÇLAR

Yaptığımızda çalışmada üç farklı fiksasyon yöntemiyle yapılan üç farklı malzemeyle yukarıda bahsedilen kuvvetlerle analizi yapılmıştır. Analiz yapılırken tetrahedron tip eleman kullanılmıştır. Her bir model iki farklı alanda incelendi ve her bir model için karşılaştırıldı. Bu alanlar aşağıdaki gibidir.

- 1) Şekil Değiştirme
- 2) Von-Mises Gerilme

4.1 Miniplak ve Vida ile Fiksasyon

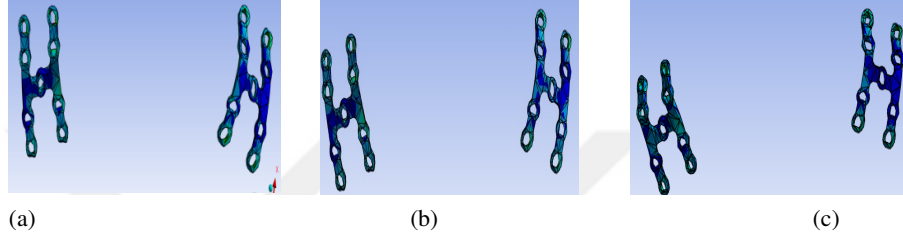


Şekil 3.27 50 N yükleme durumunda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c) Kemik

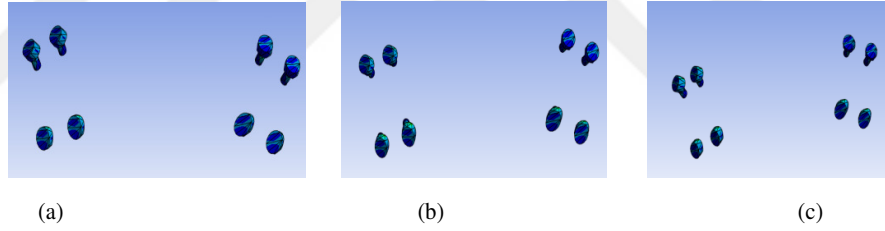
Yapılan analiz sonucunda implantlarda en yüksek gerilme değeri PEEK malzemede 2,808 MPa, PMMA malzemede 2,194 MPa ve Kemik malzemede 7,358 MPa'dır. Kemik malzemenin gerilme değeri diğer malzemelere göre çok yüksek çıkmıştır. Kemik malzemedeki bu gerilme diğer malzemelerin neredeyse 3 katıdır. Bütün malzemelerde kırmızı ve yeşil bölgeler miniplakların bağlandığı kısımlarda yoğunlaşmıştır. Şekil değişimlerinin gerçekleştiği noktada gerilme durumları incelendiği sıralama tamamen farklıdır. Kemik malzemede gerilme diğer malzemelere göre daha az gerilme değerine sahiptir. En yüksek gerilmeler bağlantı bölgelerinde yoğunlaşmaktadır.

Tablo3.4 50N yükleme durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler

Malzeme	Gerilme Değeri(MPa)
PEEK	2,808
PMMA	2,194
KEMİK	7,358



Şekil 3.28 50 N yükleme durumunda miniplaklarda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c)Kemik



Şekil 3.29 50 N yükleme durumunda vidalarda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c)Kemik

Miniplaklarda 50 N yükleme durumunda PEEK, PMMA, ve kemik malzemede en yüksek gerilme değerleri sırasıyla 42,524 MPa, 42,574 MPa, 42,367 MPa dır. Aynı değerler vida için 113, 47 MPa, 113,47 MPa ve 113,44 MPa'dır. PEEK malzeme ve PMMA malzemenin vidaların en yüksek gerilme değerleri aynıdır. Kemik implant için vida gerilme değeri 0,03 MPa daha azdır. Miniplak ve vidaların gerilmeleri arasında kayda değer bir fark görülmemiştir. Bunun nedeninin vidalara eklenmiş olan önyükleme kuvvetinin eşit olması olduğu düşülebilir. 50 N yükleme durumunda miniplaklarda ve vidalarda gerilme değerini vidalara verilen ön yüklemenin

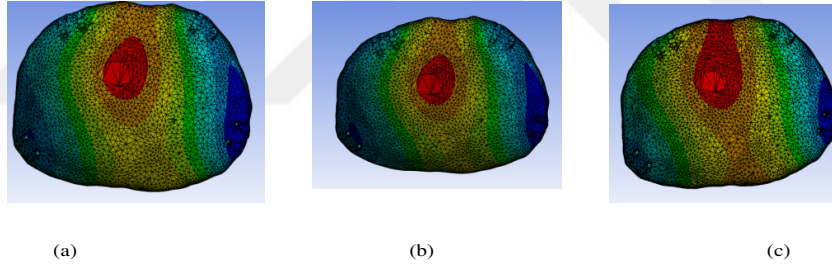
etkilediği görülmektedir. Bu nedenle bağlama elemanlarının gerilme durumu 50 N yüklemeye malzemeden bağımsız olduğu düşünülebilir.

Tablo3.5 50N yükleme durumunda miniplaklarda gerçekleşen gerilmeler

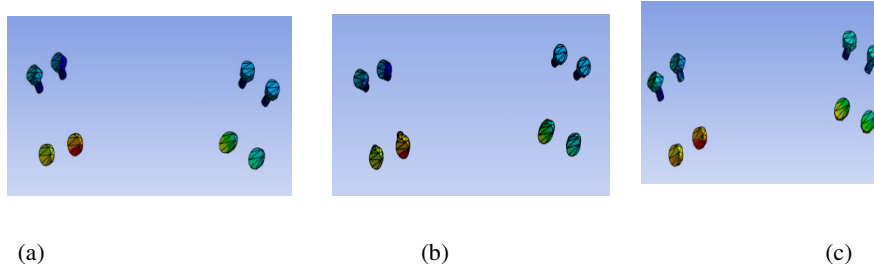
Malzeme	Gerilme Değeri(MPa)
PEEK	42,524
PMMA	42,574
KEMİK	42,367

Tablo3.6 50N yükleme durumunda vidalarda gerçekleşen gerilmeler

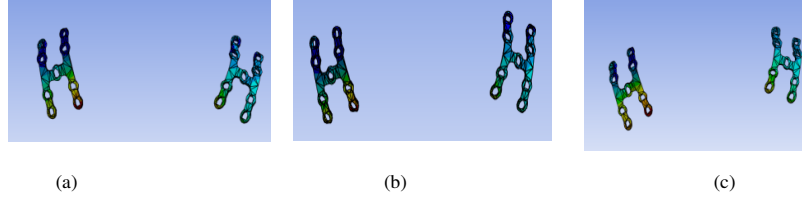
Malzeme	Gerilme Değeri(MPa)
PEEK	113,47
PMMA	113,47
KEMİK	113,44



Şekil 3.30 50 N yükleme durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik

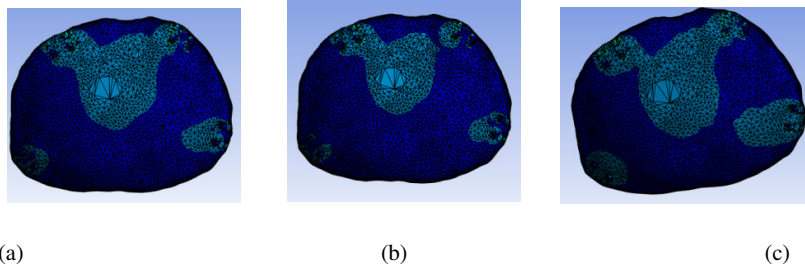


Şekil 3.31 50 N yükleme durumunda vidalarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik



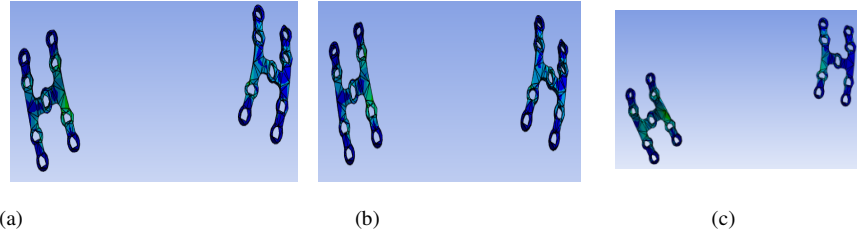
Şekil 3.32 50 N yükleme durumunda miniplaklarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik

50 N yükleme durumunda implantlarda oluşan en yüksek şekil değiştirme değerleri PEEK, PMMA ve kemik malzemelerde sırasıyla 0,0164 mm, 0,0205 mm, 0,0073 mm dir. Vidalarda en yüksek şekil değiştirme değerleri sırasıyla 0,011 mm, 0,013 mm, 0,0066 mm dir. Miniplakalarda en yüksek şekil değiştirme değerleri sırasıyla 0,0105 mm, 0,012 mm, 0,006 mm dir. Miniplak ve vidalarda en az deformasyon kemik implantlarda olmaktadır. Miniplaklarda kemik implanttaki deformasyon PMMA malzemenin %50 si kadardır.

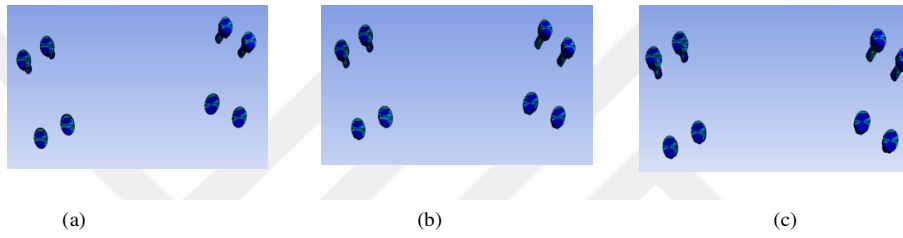


Şekil 3.33 300 N yükleme durumunda implantlarda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c)Kemik

300 N gerilmede implantlar için en yüksek gerilme değeri PEEK, PMMA ve kemik malzeme için sırasıyla 18,631 MPa, 19,184 MPa, 21,809 MPa'dır. En yüksek gerilme kemik malzemededir. Kırmızı ve yeşil bölgeler miniplakların bağlandığı kısımlarda yoğunlaşmıştır.



Şekil 3.34 300 N yükleme durumunda miniplaklarda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c)Kemik



Şekil 3.35 300 N yükleme durumunda vidalardada Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c)Kemik

300 N yükleme durumunda miniplaklarda oluşan en yüksek gerilme değerleri PEEK, PMMA, Kemik implantlarda sırasıyla 190,61 MPa, 211,34 MPa, 156,6 MPa dır. vidalar için bu değer sırasıyla 114,17 MPa, 114,11 MPa, 114,41MPa dır. Bu bilgiler gösteriyor ki 300N yükleme durumunda gerilme yoğunluklu olarak daha çok miniplaklarda kendini göstermektedir. Miniplakları en çok zorlayan malzemenin PMMA olduğu gözlenmiştir.

Tablo3.7 300N yükleme durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler

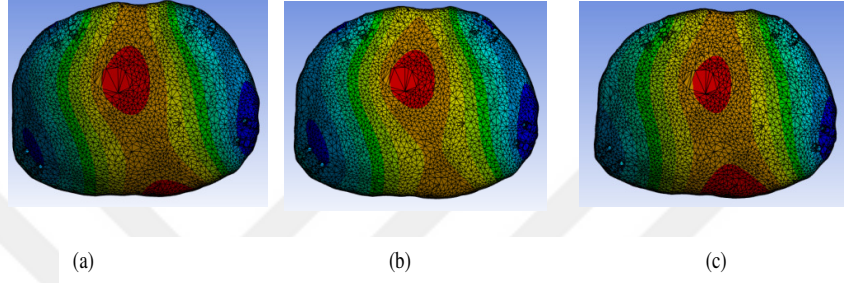
Malzeme	Gerilme Değeri(MPa)
PEEK	18,631
PMMA	19,184
KEMİK	21,809

Tablo3.8 300N yükleme durumunda miniplakda gerçekleşen gerilmeler

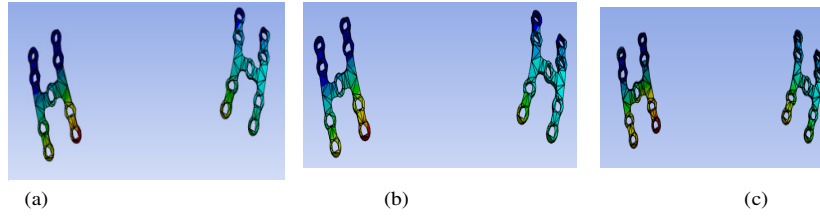
Malzeme	Gerilme Değeri(MPa)
PEEK	190,61
PMMA	211,34
KEMİK	156,6

Tablo3.9 300N yükleme durumunda vidalarda gerçekleşen gerilmeler

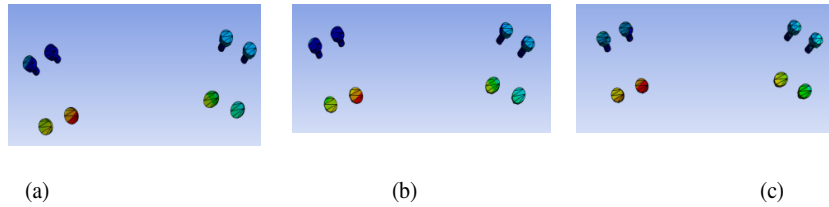
Malzeme	Gerilme Değeri(MPa)
PEEK	114,17
PMMA	114,11
KEMİK	114,41



Şekil 3.36 300 N yükleme durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik

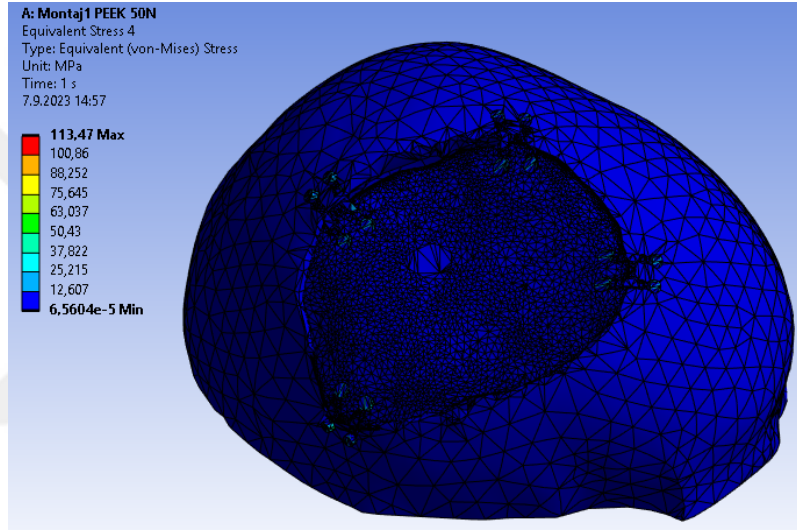


Şekil 3.37 300 N yükleme durumunda miniimplaklarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik

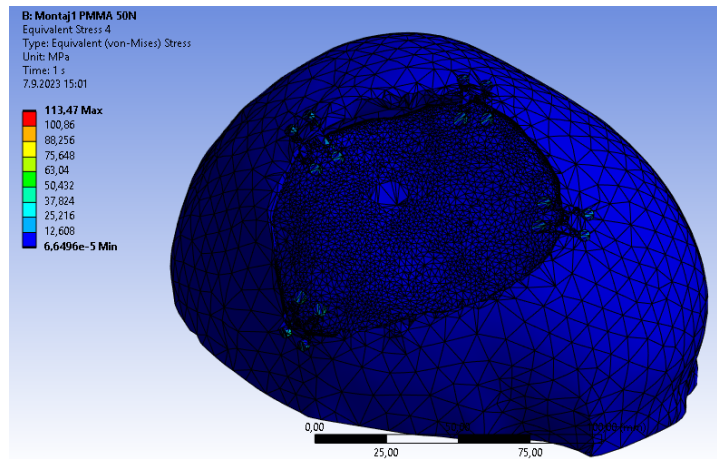


Şekil 3.38 300 N yükleme durumunda vidalarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik

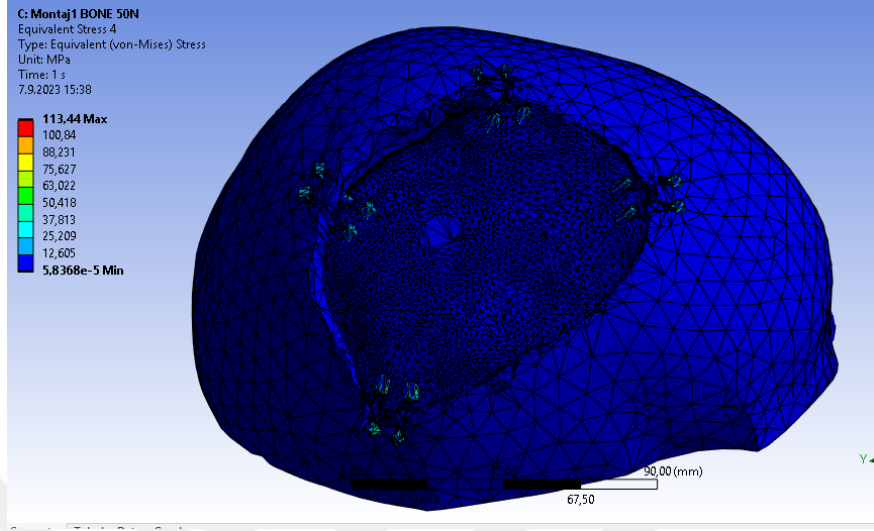
300 N gerilmeye implantlar için en yüksek şekil değıştirme değeri PEEK, PMMA ve kemik malzeme için sırasıyla 0,103 mm, 0,128 mm, 0,048 mm. Miniplaklar için aynı değeri sırasıyla 0,06 mm, 0,071 mm, 0,032 mm dir. Vidalar için bu değeri sırasıyla 0,061 mm, 0,073 mm, 0,032 mm'dir. Miniplaklarda ve vidalarda kemik malzemeleri için şekil değışim oranı dikkate değeri biçimde azalma incelenmiştir. Bu azalma yaklaşık %50 oranındadır. Tüm montajın gerilme ve şekil değıştirme dağılımı aşağıdaki gibidir.



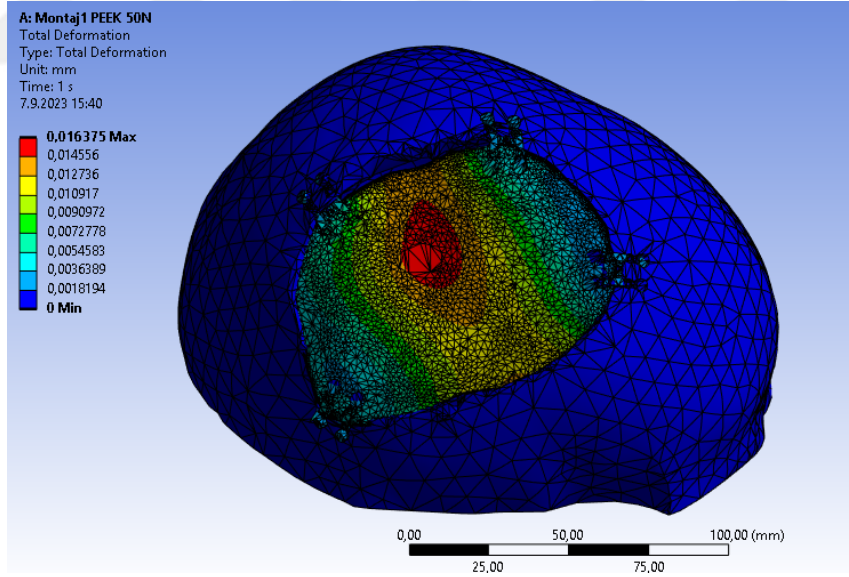
Şekil 3.39 50 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



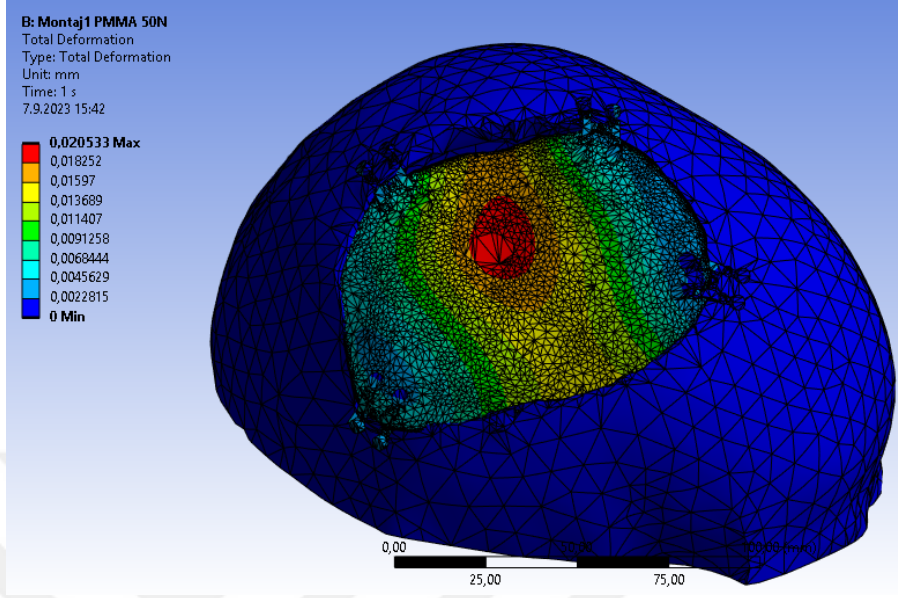
Şekil 3.40 50 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



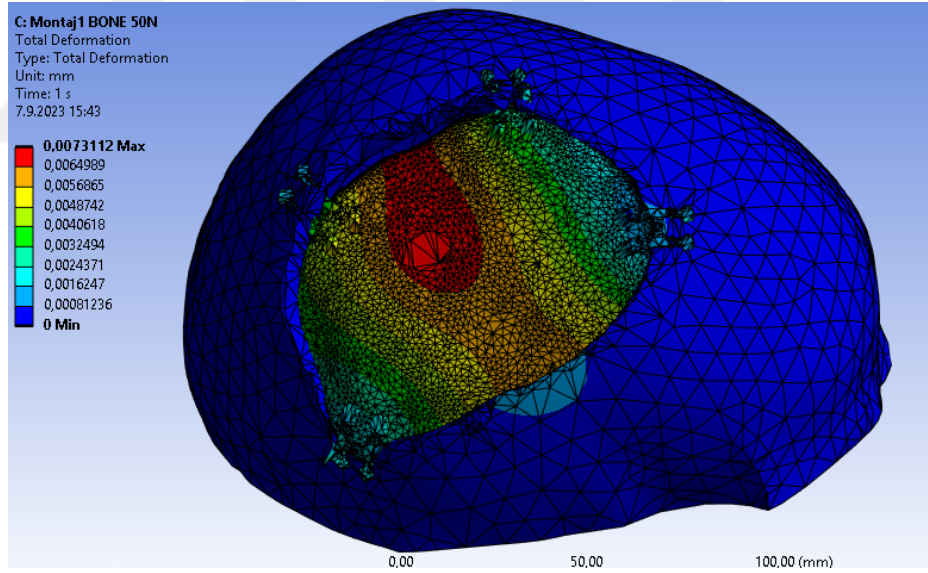
Şekil 3.41 50 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



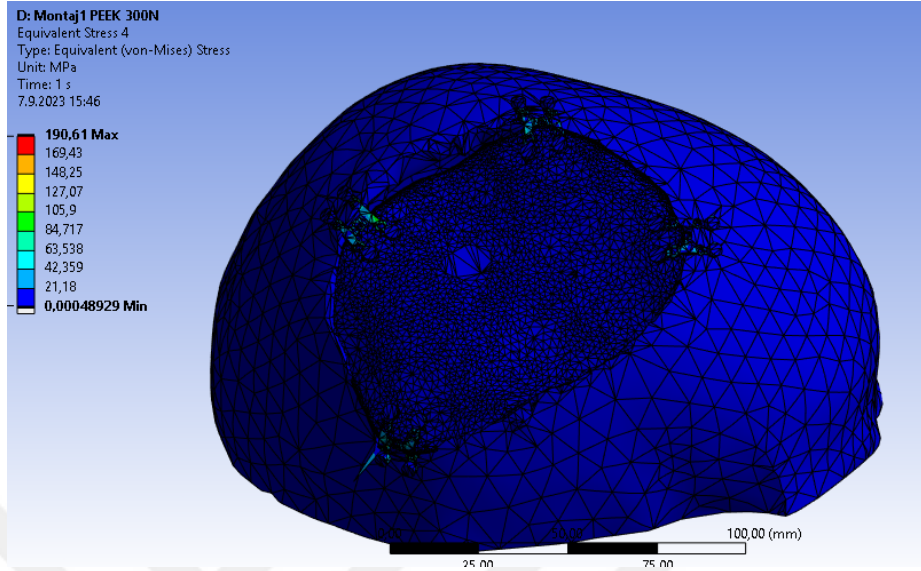
Şekil 3.42 50 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi



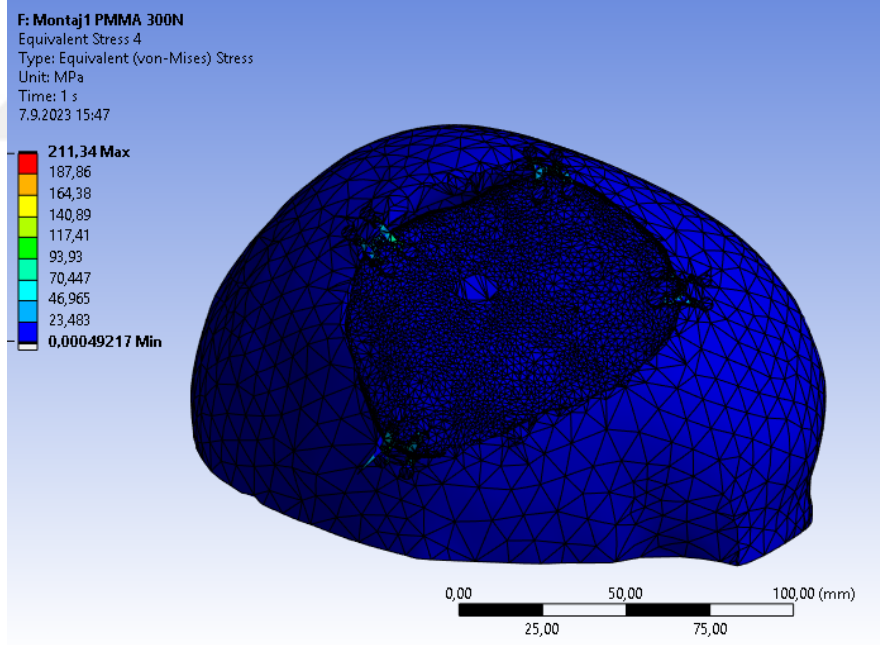
Şekil 3.43 50 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi



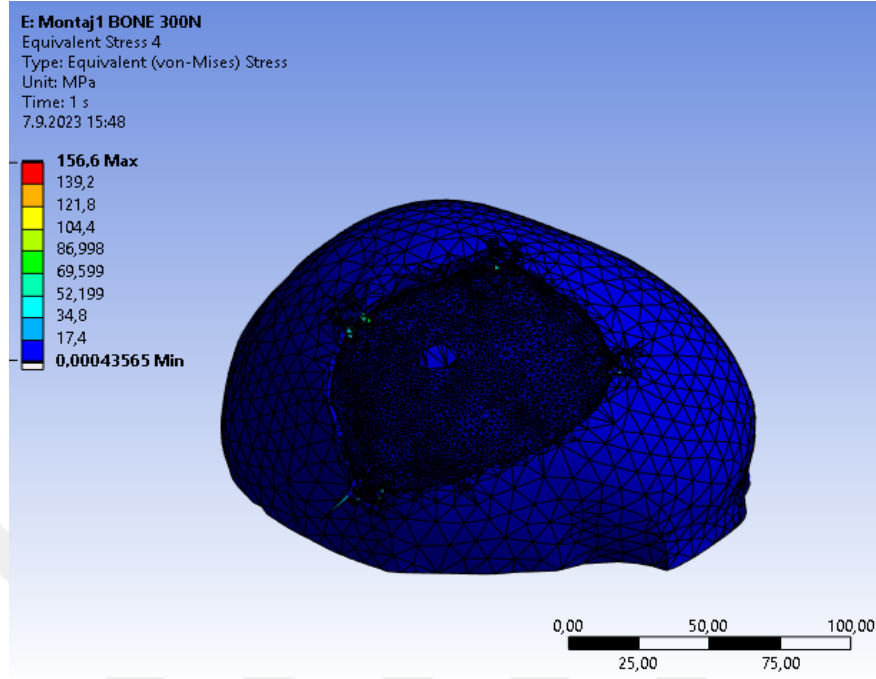
Şekil 3.44 50 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi



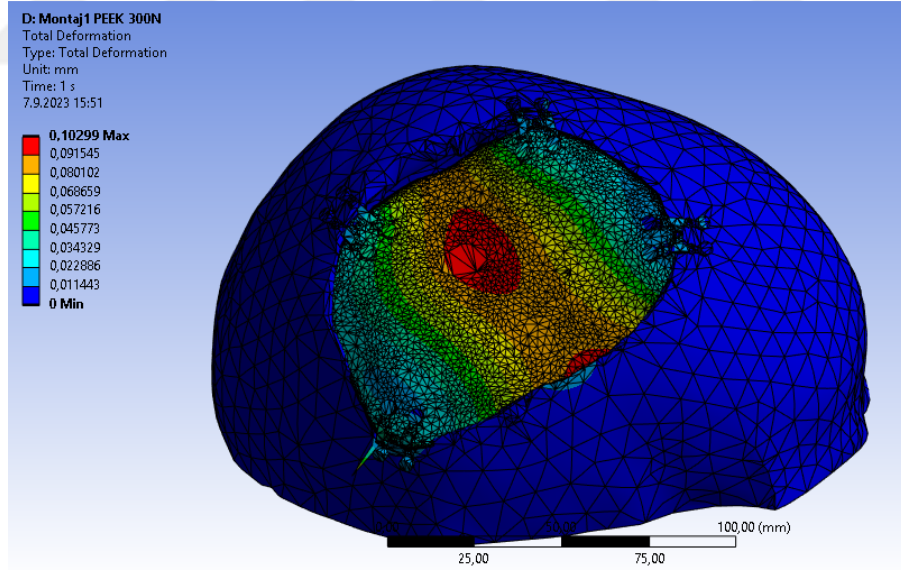
Şekil 3.45 300 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



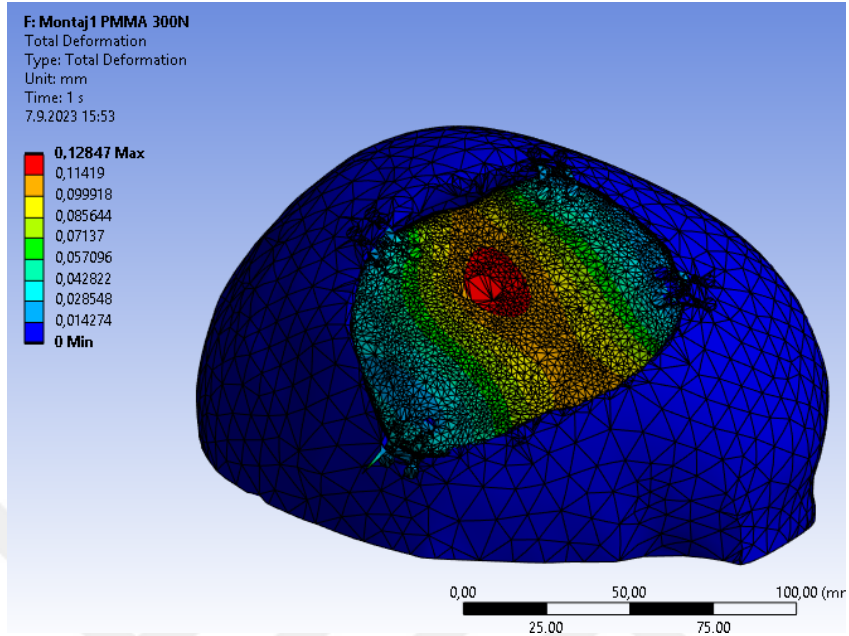
Şekil 3.46 300 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



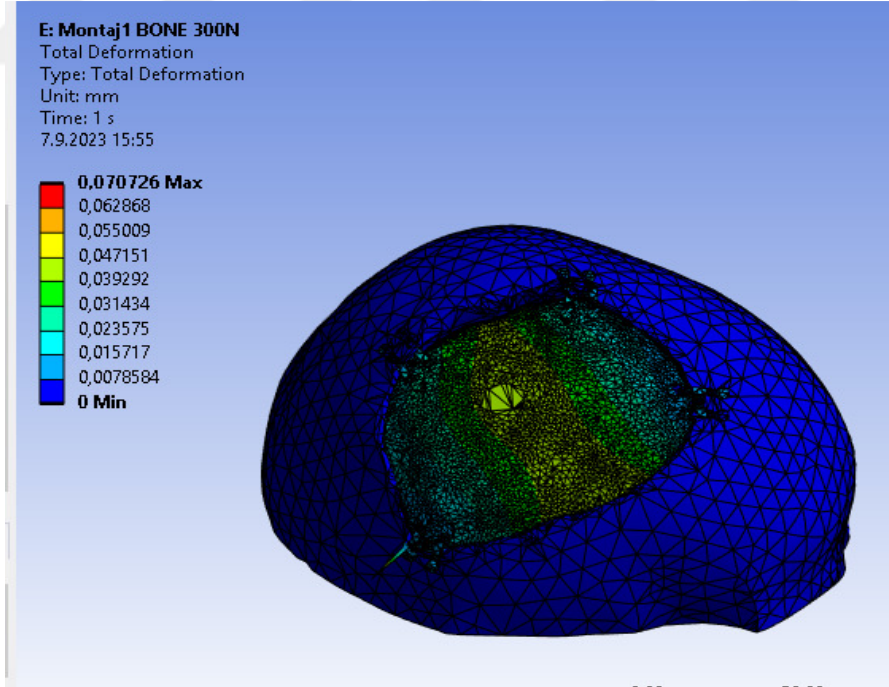
Şekil 3.47 300 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



Şekil 3.48 300 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi

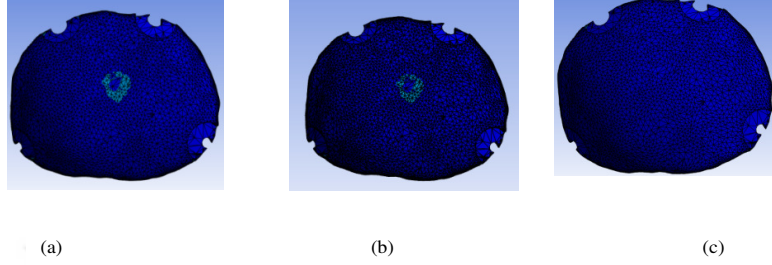


Şekil 3.49 300 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi



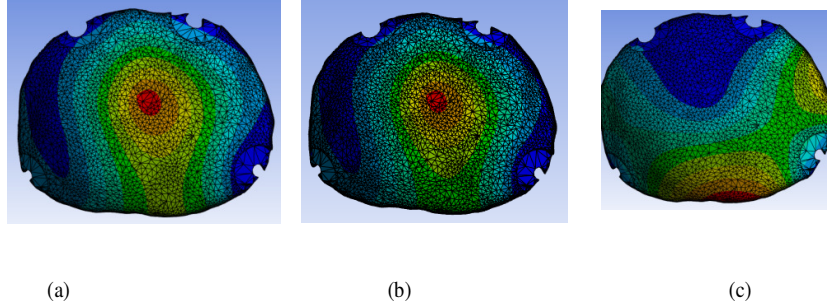
Şekil 3.50 300 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi

4.2 Titanyum Klamp ile Fiksasyon



Şekil 3.51 50 N yükleme durumunda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c) Kemik

Bu fiksasyon yönteminde en yüksek gerilme değerleri PEEK, PMMA, Kemik malzeme için sırasıyla 5,24 MPa, 5,06 MPa, 13,655 MPadır. Gerilmeler daha çok klampin bağlandığı bölgede yoğunlaşmıştır.

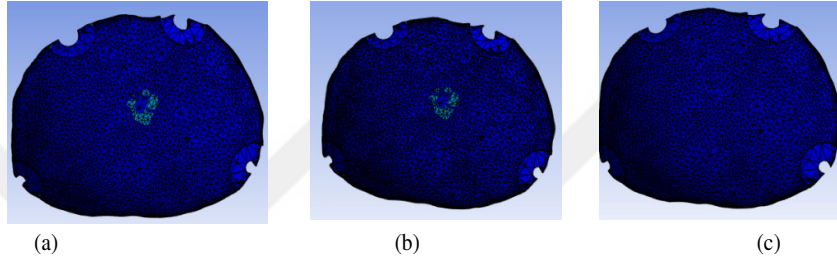


Şekil 3.52 50 N yükleme durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik

50 N yükleme durumunda en yüksek şekilde değişim değerleri PEEK, PMMA, Kemik malzemelerde sırasıyla 0,011 mm, 0,014 mm, 0,0055 mm. Kemik malzemenin şekil değişim değeri PEEK malzemeye göre %50 oranında daha azdır. Bununla beraber kemik malzemedeki rijitlik önemli derecede bozulmuştur. Bunun nedeninin kafatası içi basıncın kemik greftini daha fazla zorladığının kanaatine varıldı.

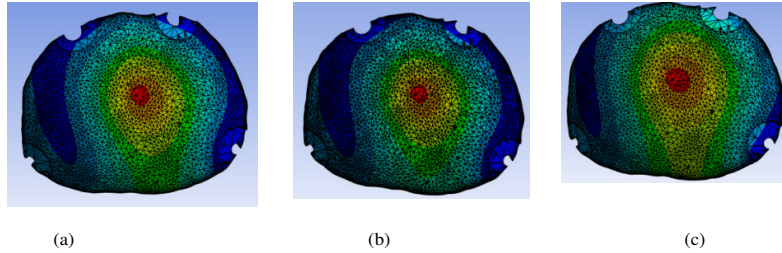
Tablo3.10 50N yükleme durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler

Malzeme	Gerilme Değeri(MPa)
PEEK	5,24
PMMA	5,06
KEMİK	13,655



Şekil 3.53 300 N yükleme durumunda implantlarda Von-Mises gerilmeleri a)PEEK b)PMMA c)Kemik

300 N yükleme durumunda en yüksek gerilmeler PEEK, PMMA, Kemik malzeme için sırasıyla 31, 834 MPa, 30,302 MPa, 55,331 MPa dır. Gerilmeler daha çok klampin bağlandığı bölgede yoğunlaşmıştır.

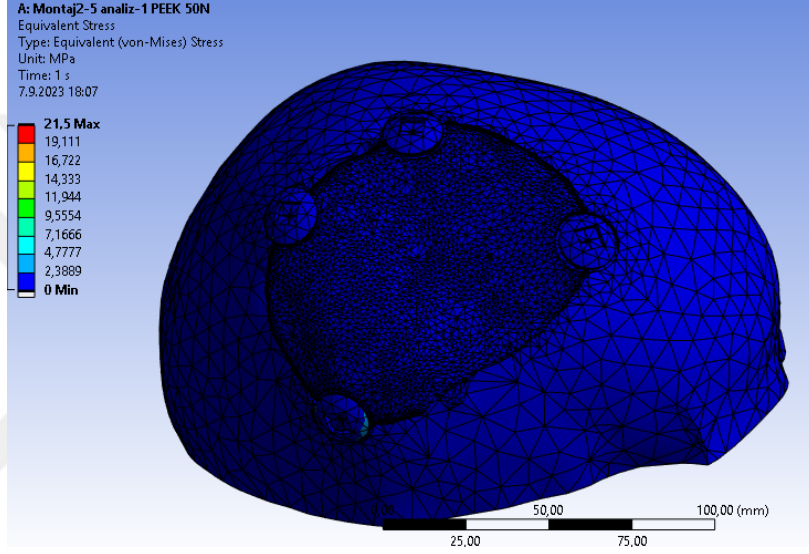


Şekil 3.54 300 N yükleme durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik

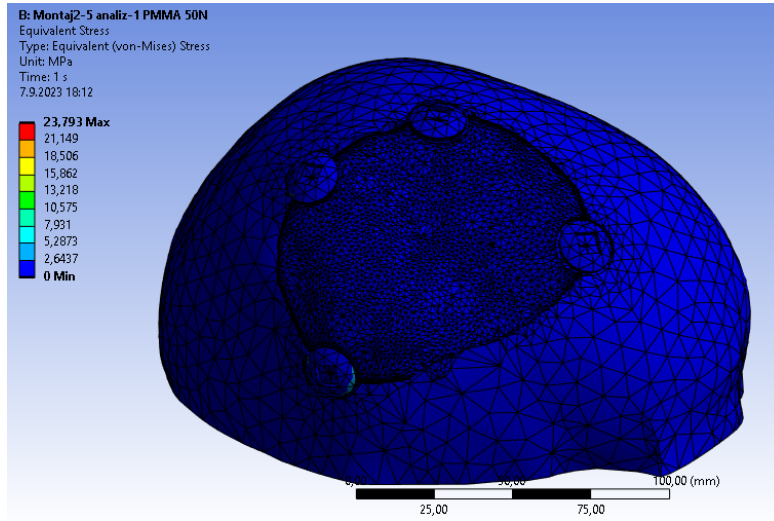
300 N yükleme durumunda en yüksek şekil değiştirme değerleri PEEK, PMMA, Kemik malzemelerde sırasıyla 0,059 mm, 0,078 mm, 0,023 mm' dir. Kemik malzemedeki şekil değişimi oranı PEEK malzemeye oranla yaklaşık %61 daha az şekil değişimine uğramış, PMMA malzeme göre ise yaklaşık %70 oranında daha az şekil değişimine uğramıştır. Tüm montajın gerilme ve şekil değiştirme dağılımı aşağıdaki gibidir.

Tablo3.11 300N yükleme durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler

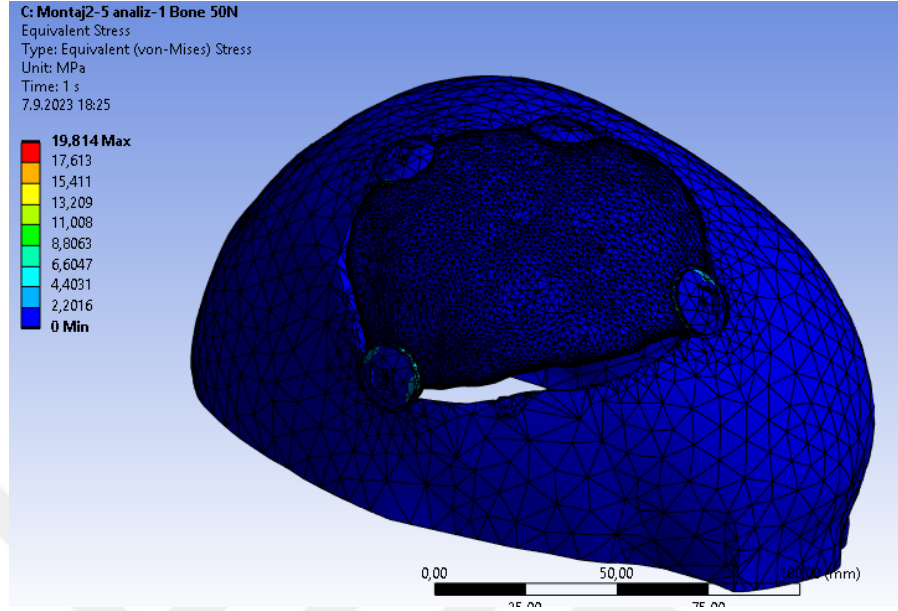
Malzeme	Gerilme Değeri(MPa)
PEEK	31,834
PMMA	30,302
KEMİK	55,331



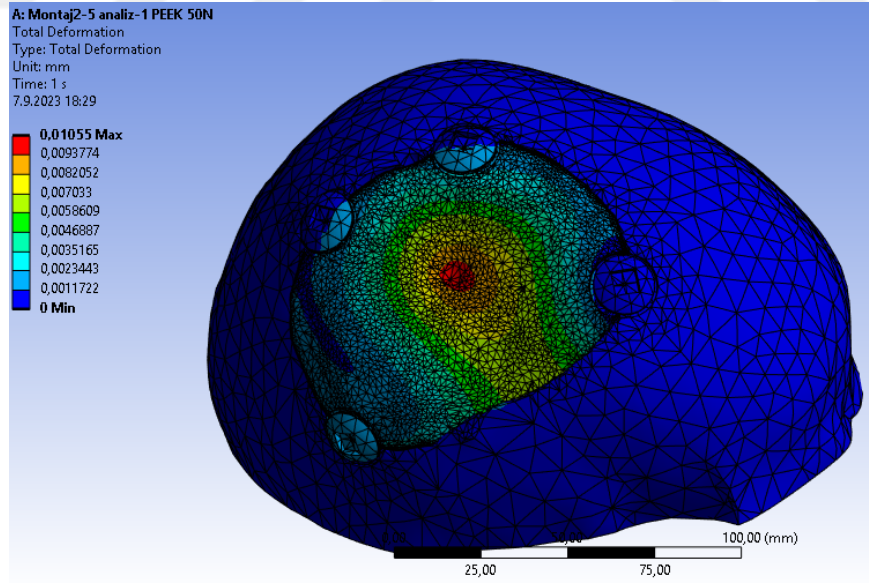
Şekil 3.55 50 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



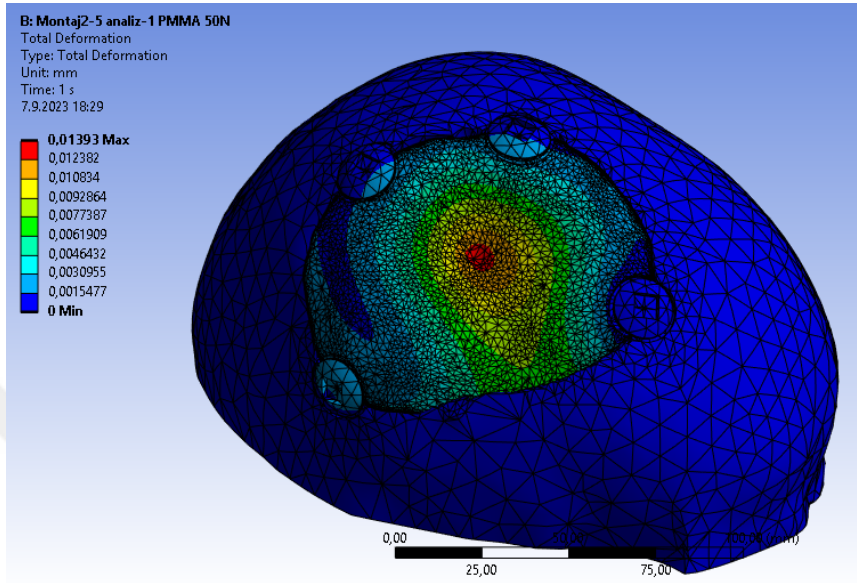
Şekil 3.56 50 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



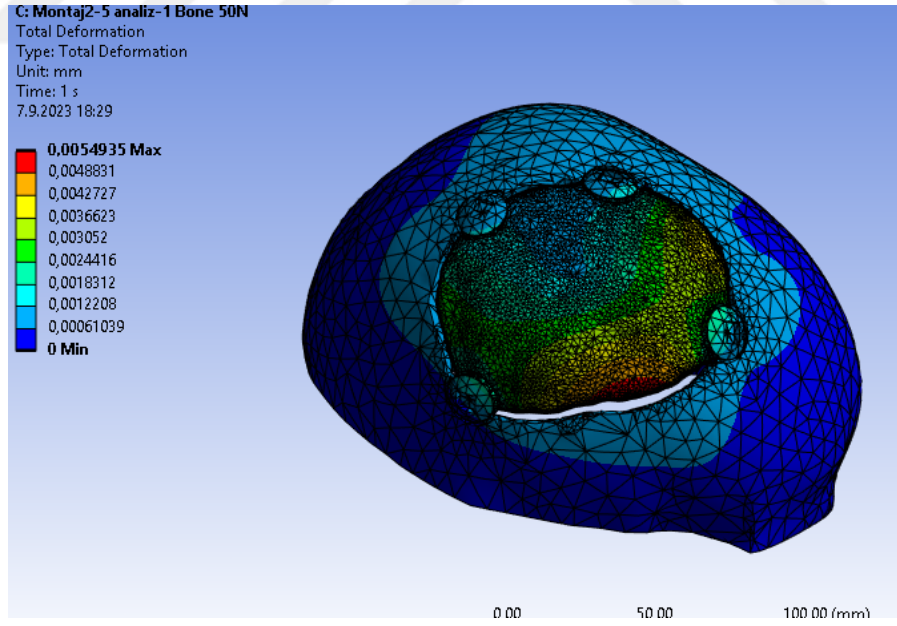
Şekil 3.57 50 N yükleme durumunda Kemik malzemedeki tüm montajda oluşan gerilme durumu



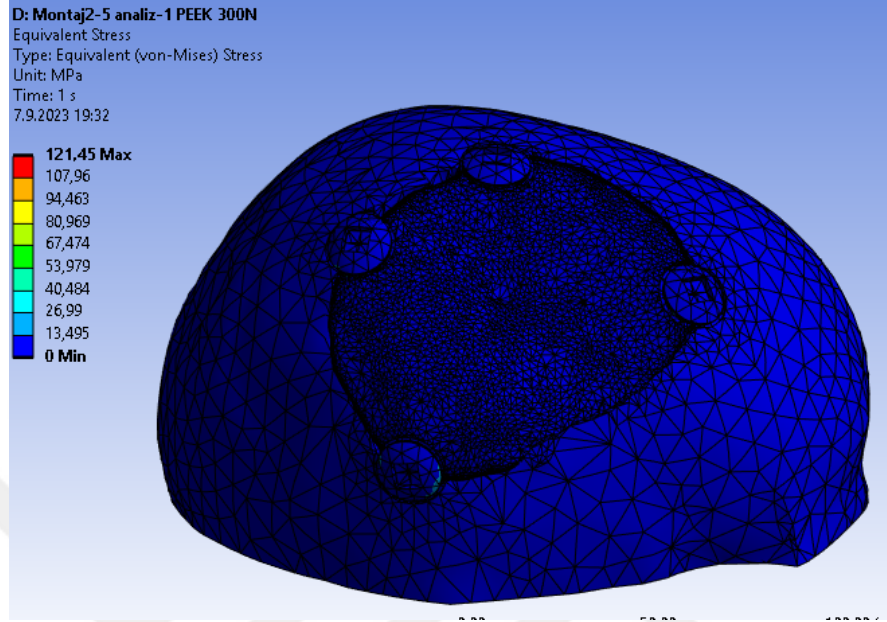
Şekil 3.58 50 N yükleme durumunda PEEK malzemedeki tüm montajda oluşan şekil değişimi



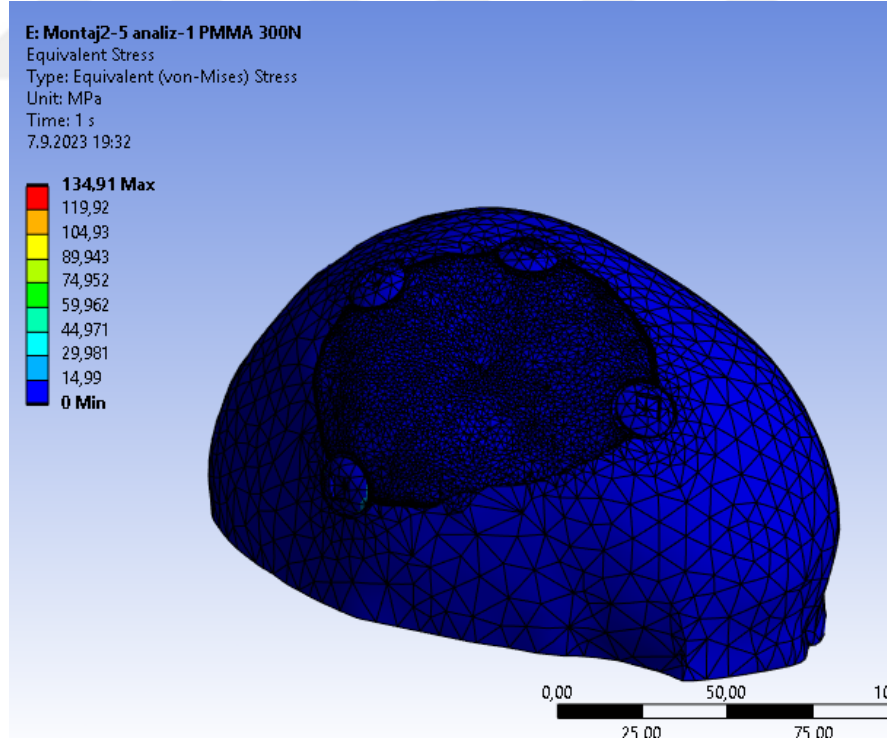
Şekil 3.59 50 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi



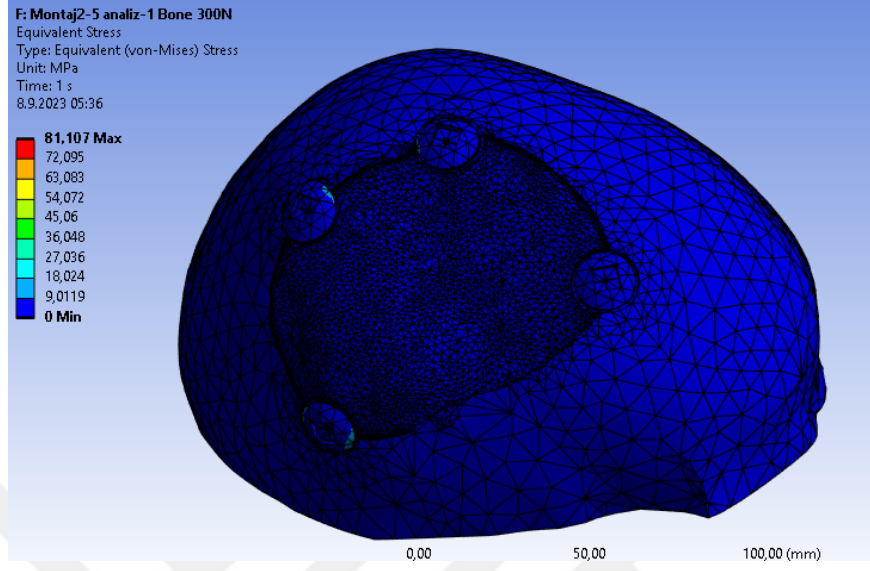
Şekil 3.60 50 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi



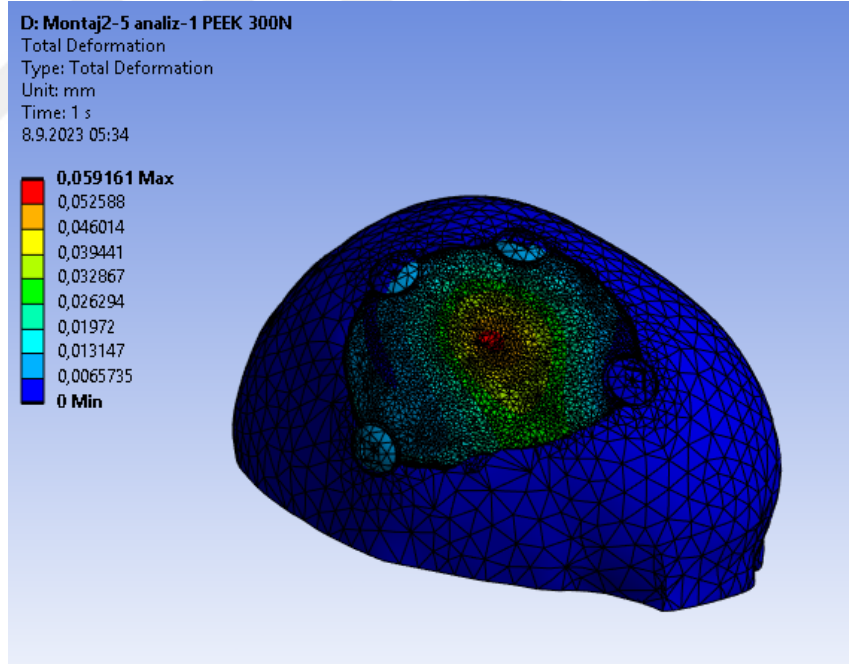
Şekil 3.61 300 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



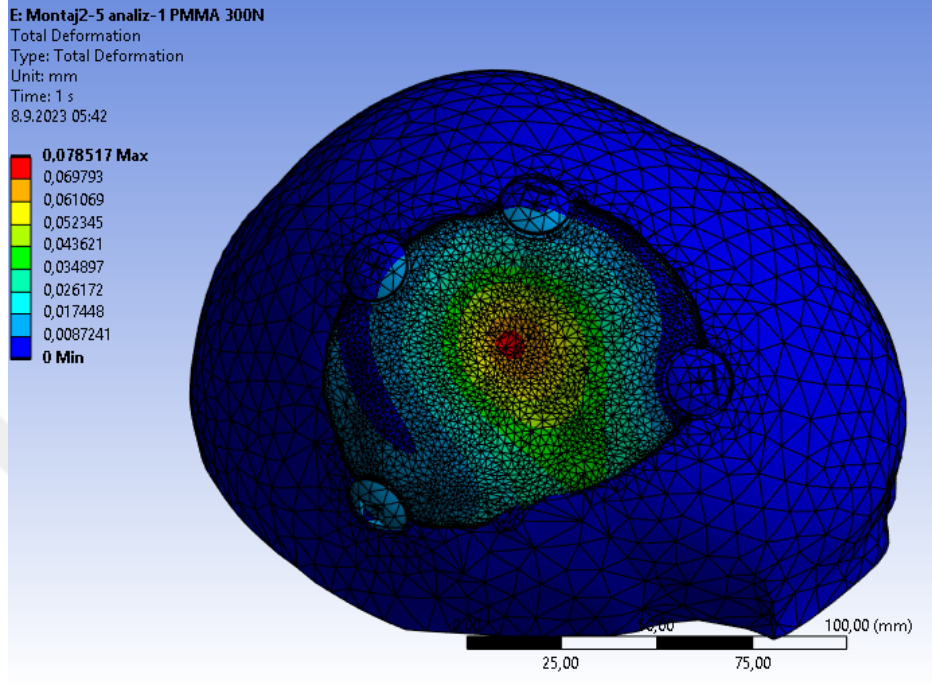
Şekil 3.62 300 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



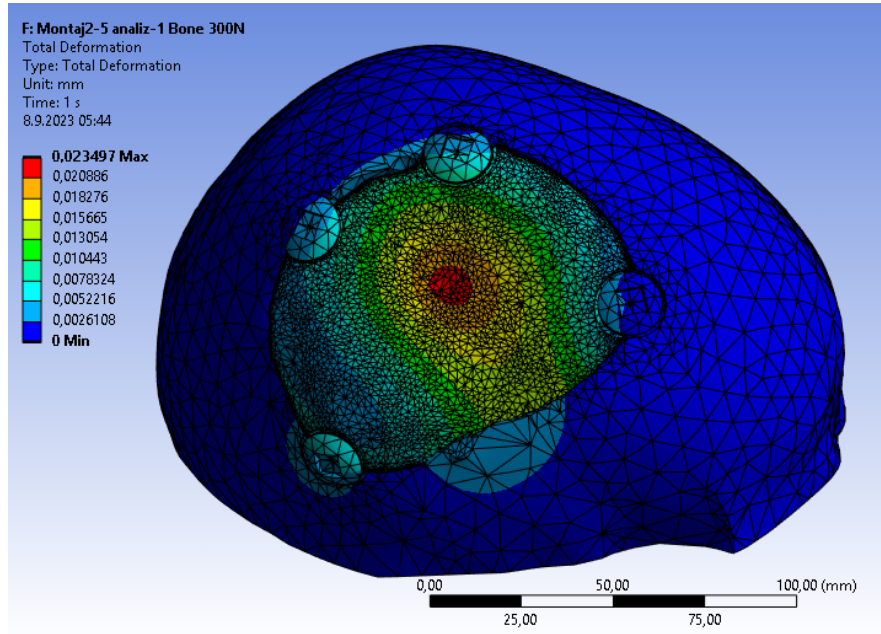
Şekil 3.63 300 N yüklem durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan gerileme durumu



Şekil 3.64 300 N yüklem durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi

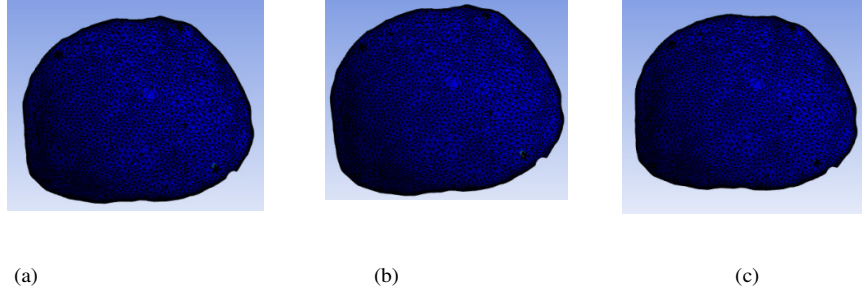


Şekil 3.65 300 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi



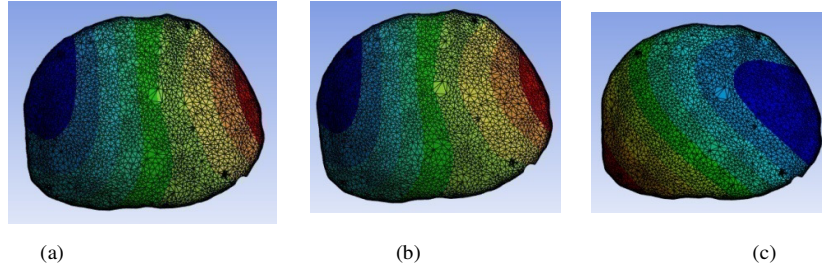
Şekil 3.66 300 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi

4.3 Paslanmaz Tel ile Fiksasyon



Şekil3.67 50 N yüklem durumunda implantlarda oluşan gerilmeler a)PEEK b)PMMA c) Kemik

50 N yüklem durumunda implantlarda oluşan en yüksek gerilme değerleri PEEK, PMMA, Kemik malzeme için sırasıyla 25,626 MPa, 24,183 MPa, 51,383 MPa değerindedir. Kemik implantın gerilme değeri diğerlerinin iki katı değerindedir. Gerilmeler tellerin bağlandığı kısımlarda yani deliklerde yoğunlaşmıştır.



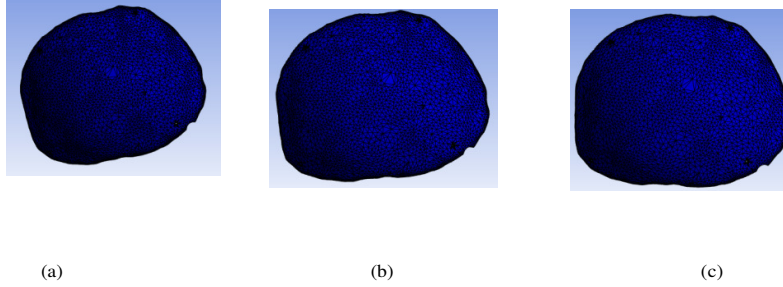
Şekil3.68 50 N yüklem durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik

Tablo3.12 50N yüklem durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler

Malzeme	Gerilme Değeri(MPa)
PEEK	25,626
PMMA	24,183
KEMİK	51,383

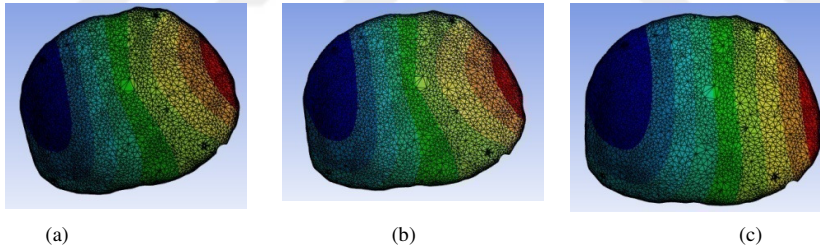
50 N yüklem durumunda oluşan en yüksek şekil değişimleri PEEK,PMMA ve kemik malzemeler için sırasıyla 0,144 mm, 0,152 mm, 0,236 mm dir. En yüksek şekil değiştirme değeri kemik malzemedeki ortaya çıkmaktadır. Kemik malzemedeki

şekil değişim oranı PEEK malzemeye göre %64 oranında daha fazladır. PMMA malzemeye göre ise %55 oranında daha fazladır.



Şekil3.69 300 N yüklem durumunda implantlarda oluşan gerilmeler a)PEEK b)PMMA c) Kemik

300 N yüklem durumunda implantlarda oluşan en yüksek gerilme değerleri PEEK, PMMA, Kemik malzeme için sırasıyla 166,49 MPa, 156,78 MPa, 297,08 MPa değerindedir. Kemik implantın gerilme değeri diğerlerinin neredeyse iki katı değerindedir. Gerilme tellerin bağlandığı kısımlarda yani deliklerde yoğunlaşmıştır.



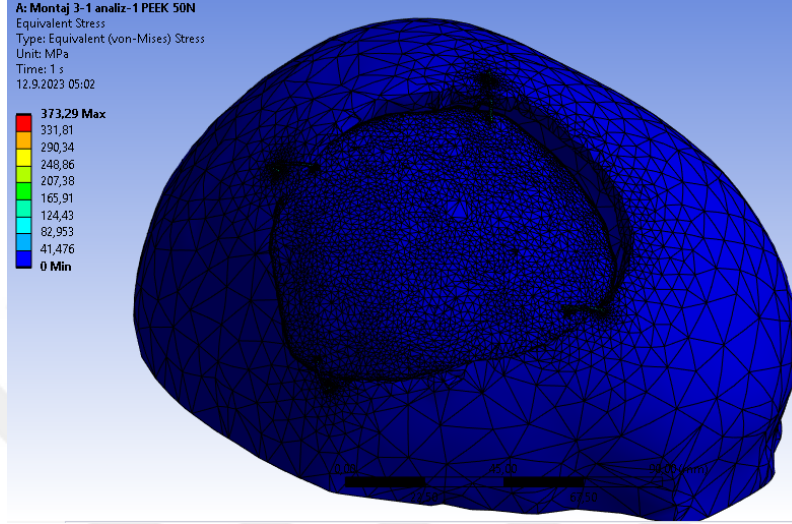
Şekil3.70 300 N yüklem durumunda implantlarda şekil değişimi a)PEEK b)PMMA c) Kemik

Tablo3.13 300N yüklem durumunda implantlarda gerçekleşen gerilmeler

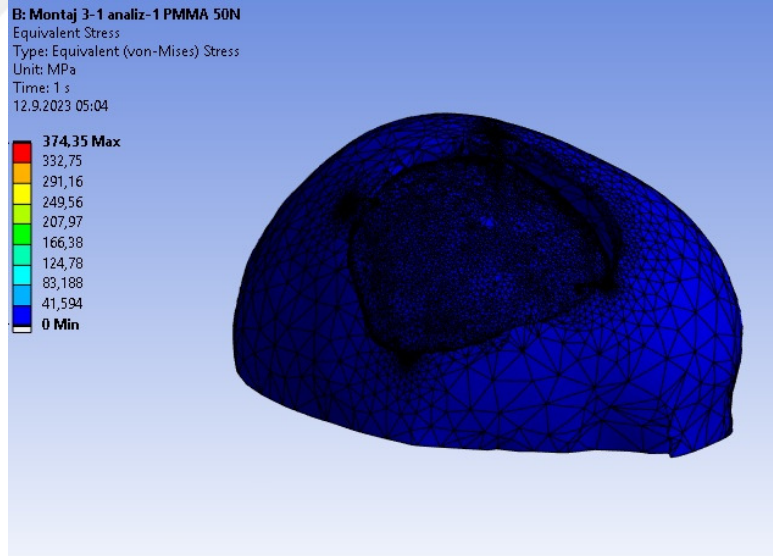
Malzeme	Gerilme Değeri(MPa)
PEEK	166,49
PMMA	156,78
KEMİK	297,08

300 N yüklem durumunda oluşan en yüksek şekil değişimleri PEEK,PMMA ve kemik malzeme için sırasıyla 0,66 mm, 0,70 mm, 0,55 mm dir. En yüksek şekil değiştirme değeri PMMA malzemedede ortaya çıkmaktadır. Malzemeler arasındaki

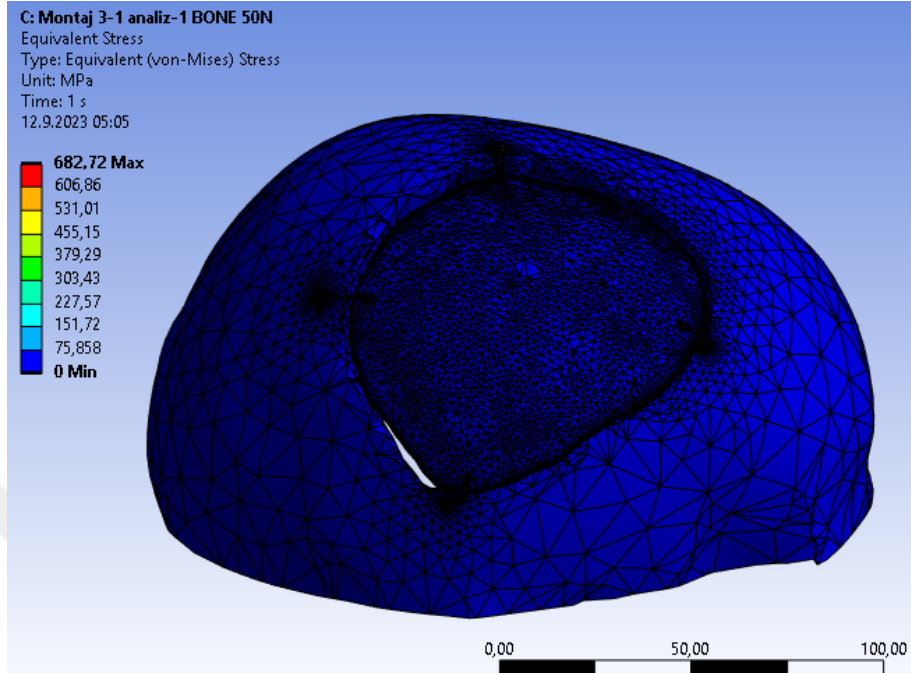
şekil değişimi arasında büyük bir fark gözlemlenmemiştir. Fakat hepsinde rijitlik konusunda ciddi bozulmalar gerçekleşmiştir.



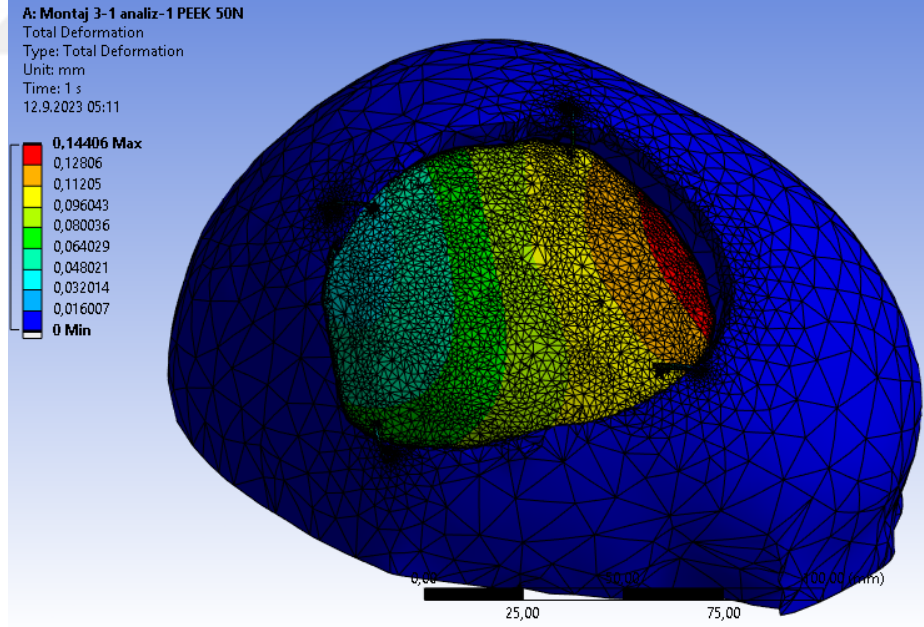
Şekil 3.71 50 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



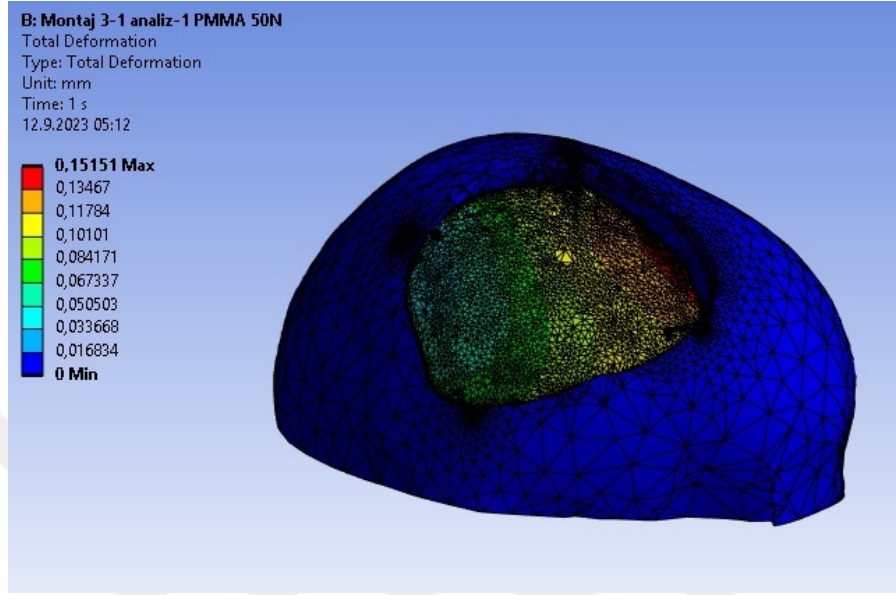
Şekil 3.72 50 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



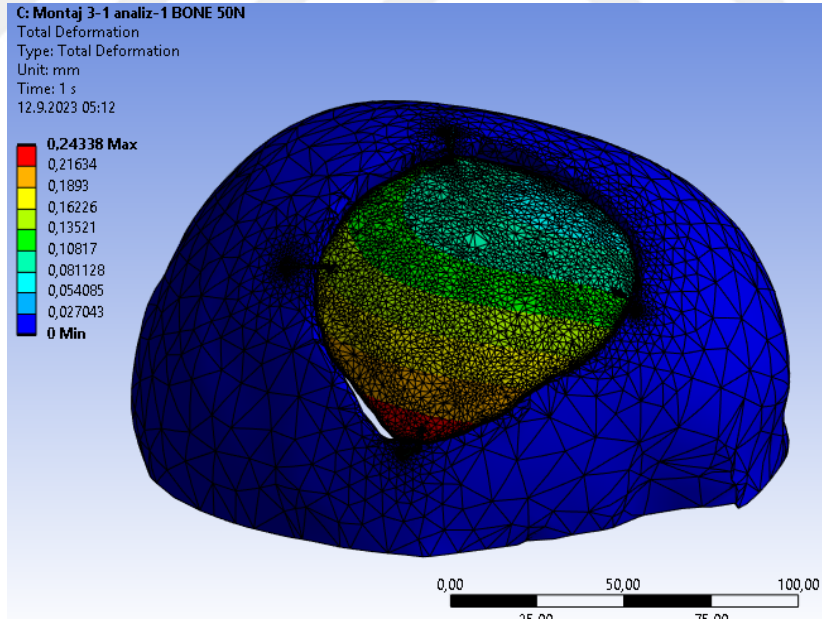
Şekil 3.73 50 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



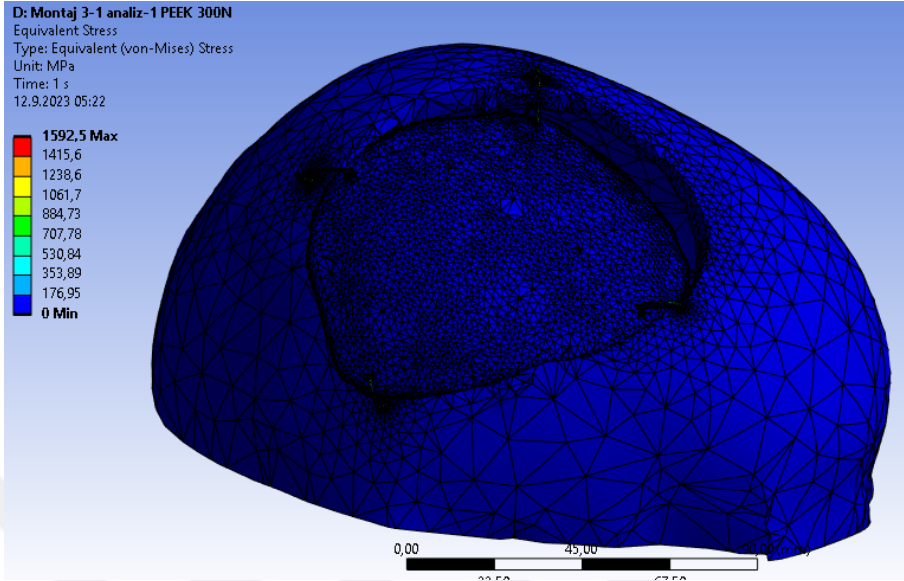
Şekil 3.74 50 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi



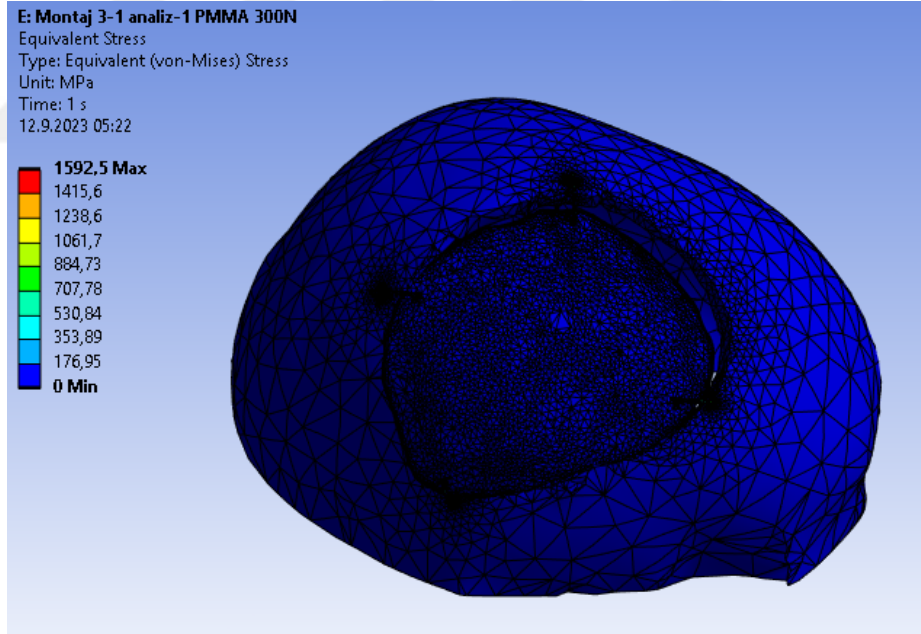
Şekil 3.75 50 N yükleme durumunda PMMA malzemedeki tüm montajda oluşan şekil değişimi



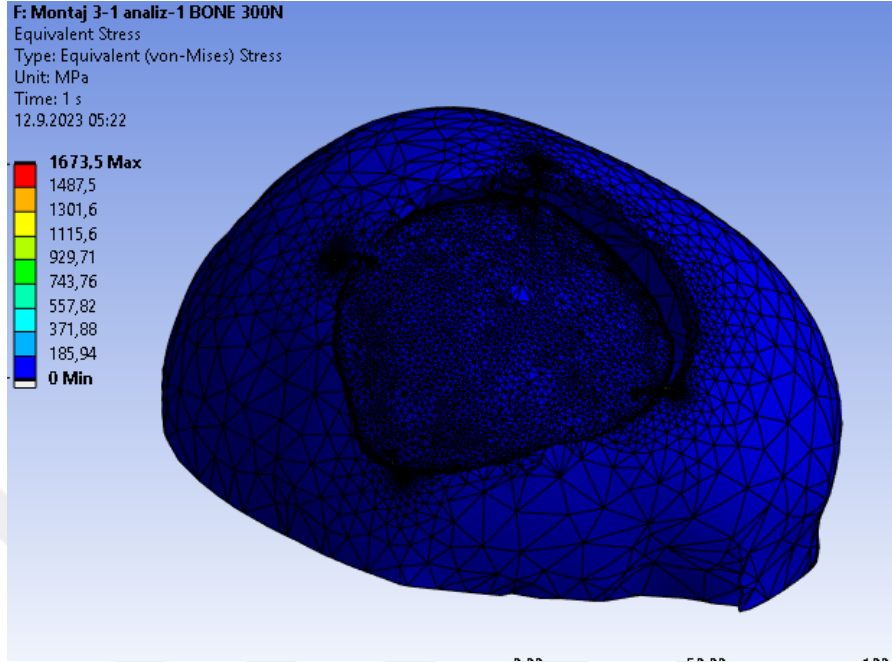
Şekil 3.76 50 N yükleme durumunda Kemik malzemedeki tüm montajda oluşan şekil değişimi



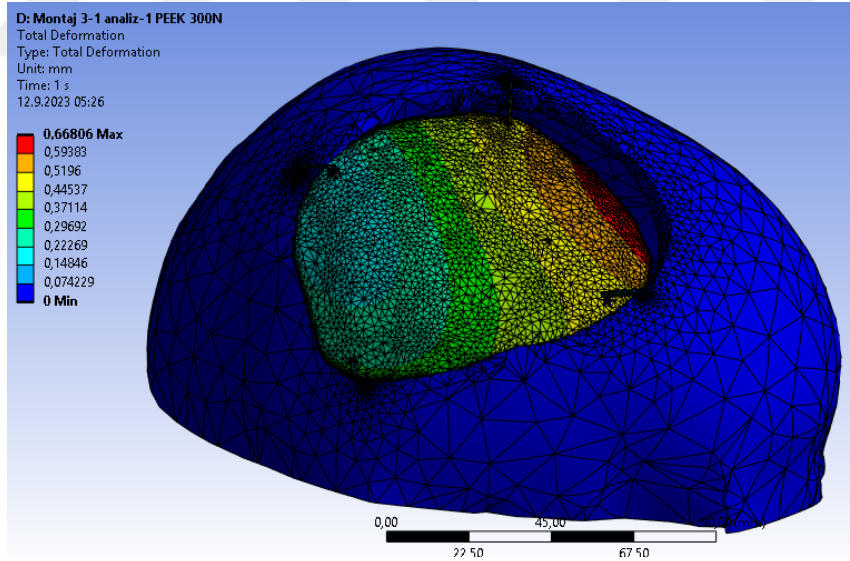
Şekil 3.77 300 N yükleme durumunda PEEK malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



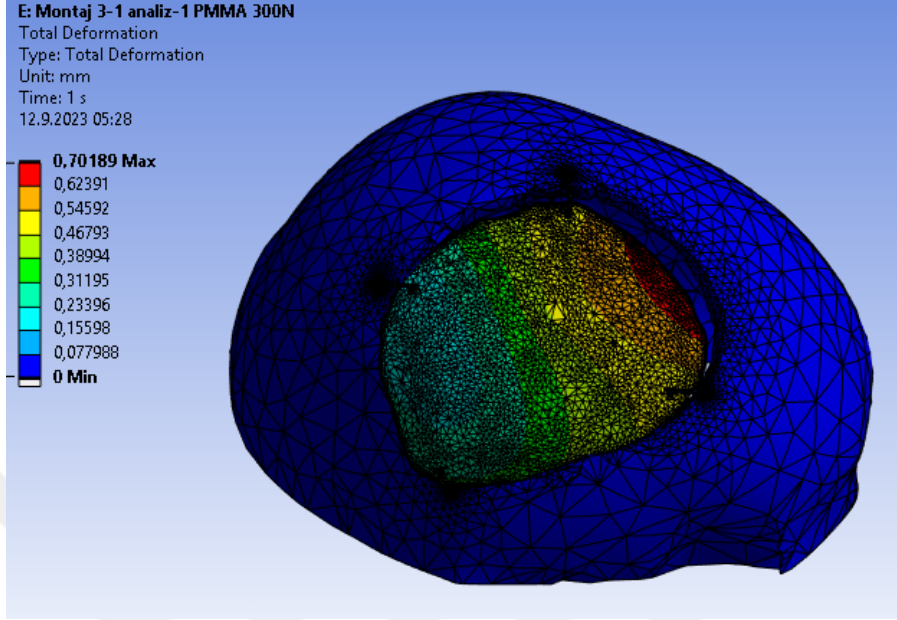
Şekil 3.78 300 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan gerilme durumu



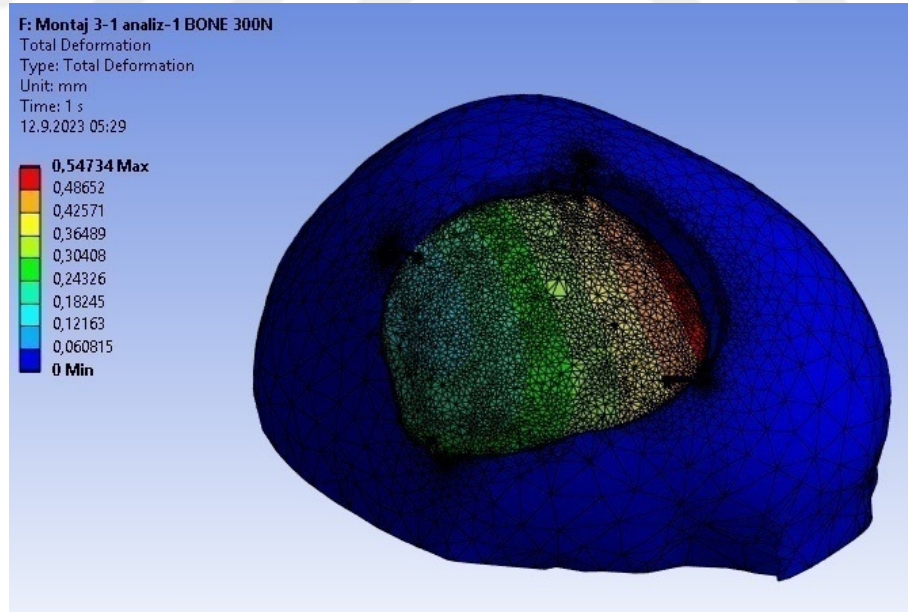
Şekil 3.79 300 N yükleme durumunda Kemik malzemedeki tüm montajda oluşan gerilme durumu



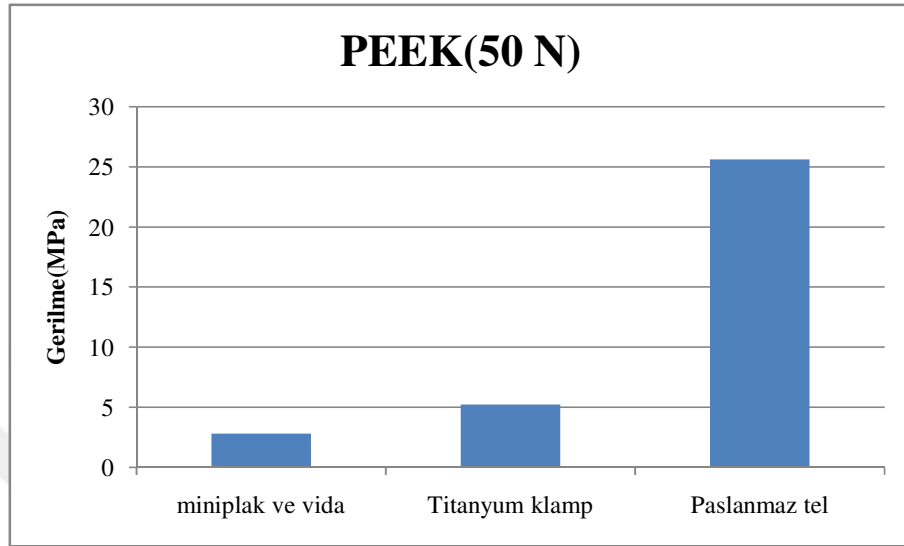
Şekil 3.80 300 N yükleme durumunda PEEK malzemedeki tüm montajda oluşan şekil değişimi



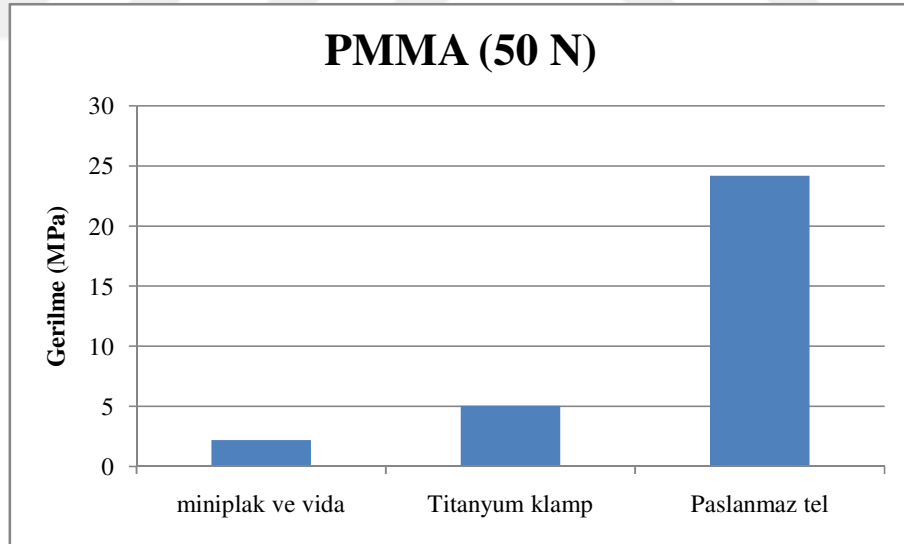
Şekil 3.81 300 N yükleme durumunda PMMA malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi



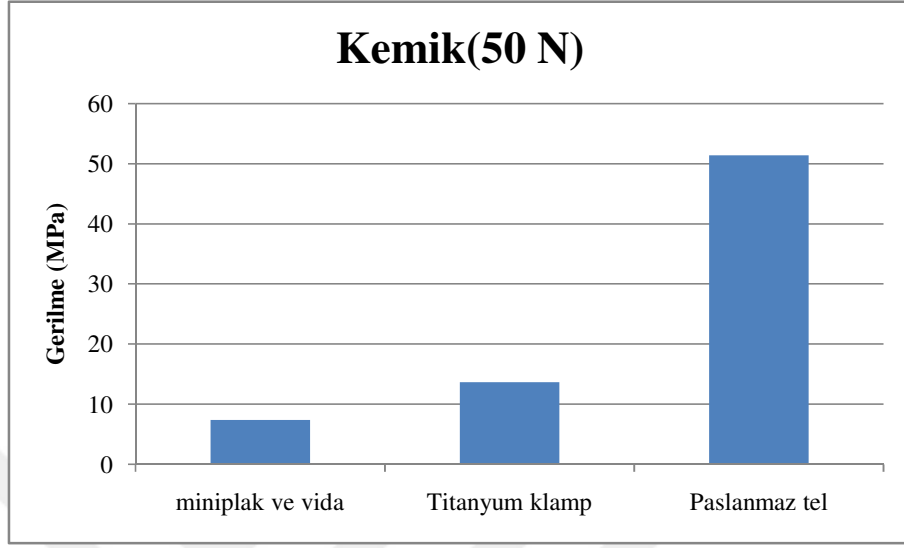
Şekil 3.82 300 N yükleme durumunda Kemik malzemede tüm montajda oluşan şekil değişimi



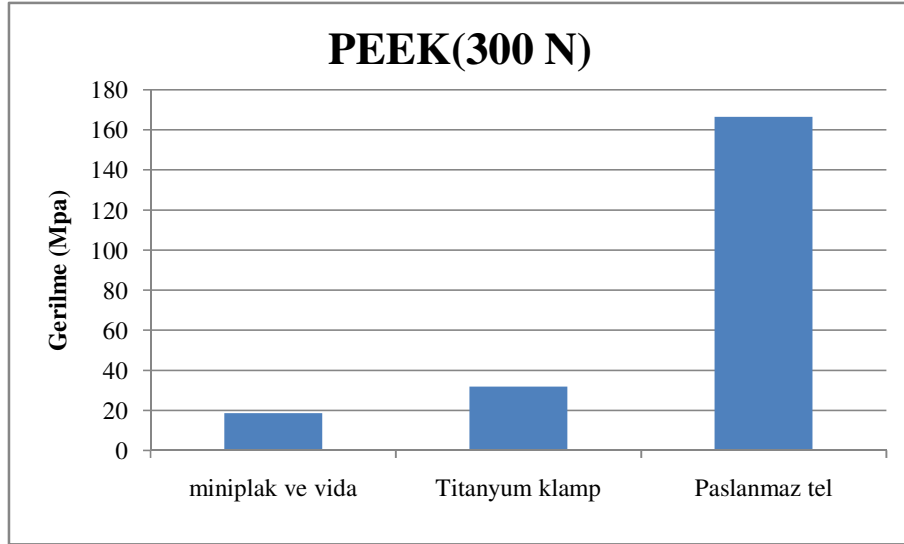
Şekil 3.83 50 N yükleme durumunda PEEK malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı



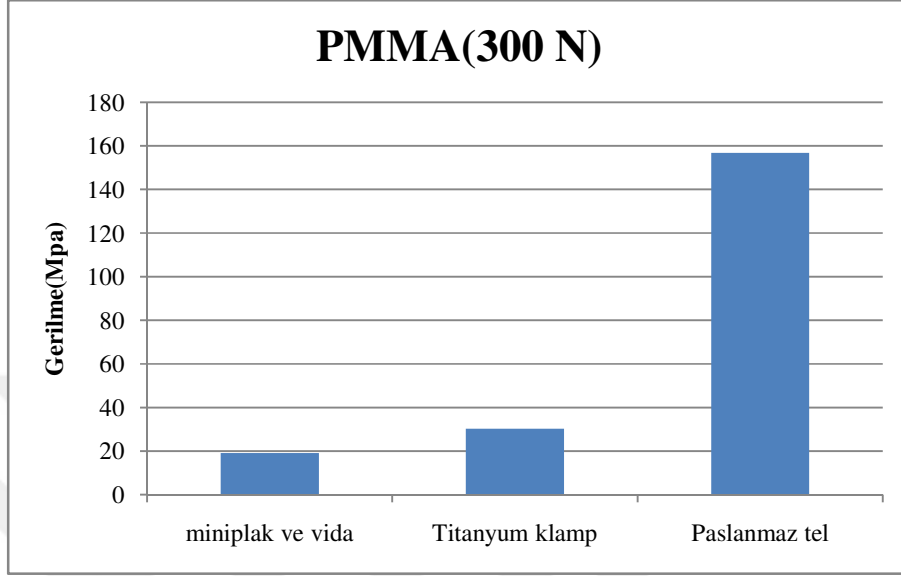
Şekil 3.84 50 N yükleme durumunda PMMA malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı



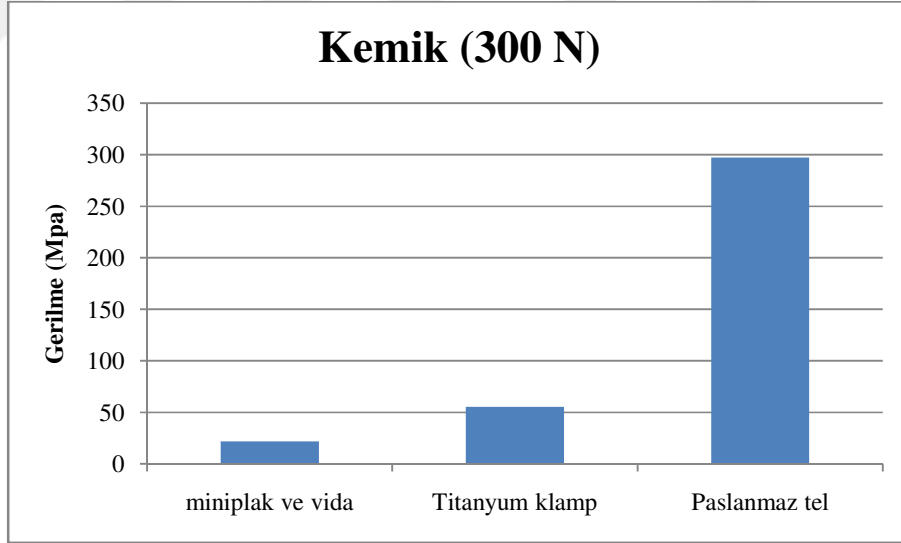
Şekil 3.85 50 N yükleme durumunda Kemik malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı



Şekil 3.86 300 N yükleme durumunda PEEK malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı



Şekil 3.87 300 N yükleme durumunda PMMA malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı



Şekil 3.88 300 N yükleme durumunda Kemik malzemede implantta oluşan gerilme dağılımı

BÖLÜM BEŞ

DEĞERLENDİRME

Yapılan çalışma implantların gerilme dağılımlarını ve şekil değişimlerini göstermiş olup, karşılaştırma konusunda olanak sağlamıştır. Bu çalışma ile birlikte kafatası implantlarının tespit yöntemleri konusunda gerçekçi bir bakış açısı kazandırılmak istenmiştir.

Şekil 3.83, Şekil 3.84, Şekil 3.85, Şekil 3.86, Şekil 3.87 ve Şekil 3.88 50 N ve 300 N yükleme durumunda tespit yöntemine bağlı olarak sadece implantların gerilme durumlarını göstermektedir. Gerilmeler konusunda her iki yükleme durumu da benzer yayılma göstermiştir. Grafikler neticesinde mekanik açıdan en uygun tespit yönteminin miniplak ve vida olduğu söylenebilir. Gerilme değerinin düşük olmasının yanı sıra biyolojik açıdan da en uygun yöntem olduğunu söyleyebiliriz. Kemiğe ve implanta sadece dışarıdan sabitleme yapıldığı için duraya ya da beyine zarar verme riski azdır. Miniplakta gerilmelerin yoğun olduğu bölgeler genelde vidalardır.

Şekil değiştirme açısından bakarsak miniplakta şekil değiştirme oranı titanyum klampa göre daha fazladır. Bunun nedeninin titanyum klampin alttan da sabitlemek suretiyle implantın şekil değişimine izin vermemesi olabilir. Gerilmelere bakıldığında titanyum klamp tip fiksasyonda gerilmeler klampilerin olduğu bölgede toplandığı için zaman içinde implanttan ayrılma durumu görülebilir. Bunun yanı sıra dura ve beyne zarar verebilir.

PEEK malzeme ile PMMA malzemenin mekanik değerleri birbirine yakındır. Kemik malzemede ise gerilme değerleri çok yüksektir. Titanyum klamp ve tel ile fiksasyon yönteminde PMMA malzemenin gerilme değerleri daha azdır. Diğer taraftan miniplakları ve vidaları en az zorlayan implantın kemik implantı olduğu görülmüştür. Miniplaklarda en az şekil değişimi ve gerilme değerleri kemik implantında incelenmiştir.

En zayıf mekanik davranışı gösteren tespit yönteminin tel ile bağlama olduğu görülmektedir. Bu bağlama yönteminde rijitlik büyük oranda bozulmaktadır. İmplantın kaftasını tam koruyamadığı ve telleri zorladığı incelenmiştir.



KAYNAKLAR

Aboulfetouh I. ve Younes W.A. (2019) Cranial bone flap fixation: Comparison of titanium-based device (Skull Fix) and PEEK-Based device (cranial loop): Technical Report *The Medical Journal of Cairo University* 87(1), 377-384

Aciduman A. ve Belen D. (2007) The earliest docement regarding the history of cranioplasty from the Ottoman era *Surgical Neurology* 68(3),349-352
<https://doi.org/10.1016/j.surneu.2006.10.073>

Alkhaibary A. Alharby A., Alnefaie N., Almubara A.O., Aloraidi A. ve Khairy S.(2020) Cranioplasty: A compherensive review of the history, materials, surgical aspects and complications *World Neurosurgery* 139,445-452
<https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.04.211>

Ameen W., Al-Ahmari A., Mohammed M.K., Abdulhameed O., Umer U. ve Moiduddin K.(2018) Design, finite element analysis (FEA), and fabrication of custom titanium alloy cranial implant using electron beam melting additive manufacturing *Advances in Production Engineering & Management* 13(3),267-278
<https://doi.org/10.14743/apem2018.3.289>

American Society for Testing and Materials(ASTM) *Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws* Standart no:F543-13

Aydin S., Kucukyuruk B., Abuzayed B., Aydin S. ve Sanus G.Z.(2011) Cranioplasty: review of materials and techniques *Journal of Neurosciences in Rural Practice* 2(2):162-167
doi:10.4103/0976-3147.83584

Bonfield C.M. , Kumar A.R. ve Gerszten P.C. (2014) The history of military cranioplasmy, *History of Craniotomy, Cranioplasty and Perioperative Care* 36(4), E18 <https://doi.org/10.3171/2014.1.FOCUS13504>

Bowers C.A., Riva-Cambrin J., Hertzler D.A. ve Walker M.L., (2013) Risk factors and rates of bone flap resorption in pediatric patients after decompressive craniectomy for traumatic brain injury *Journal of Neurosurgery: Pediatrics* 11(5),526-532
<https://doi.org/10.3171/2013.1.PEDS12483>

Chamrad J., Marcián P., Borák L. ve Wolff J.(2016) *Finite Element Analysis of Cranial Implant* 22nd International Conference Engineering Mechanics 2016 Svratka, Czech Republic https://www.engmech.cz/improc/2016/054bo_o_bio.pdf
253-256

Chamrad J., Marcián P., Narra N. ve Borák L., (2017) *Evaluating Different Shapes of Cranial Fixation Mini-plates Using Finite Element Method* European Medical and Biological Engineering Conference Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics EMBEC 2017, NBC 2017: EMBEC & NBC 2017 747–750

Diaz J.M., González-Estrada O.A. ve López C.I.(2017) *Biomechanical analysis of a cranial Patient Specific Implant on the interface with the bone using the Finite Element Method* VII Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB2016 405-408

Estin D., Troffkin N. ve Heilman C.B. (2000) Bone flap fixation with titanium clamps: a new technique *Surgical Neurology* 53(4),391-395
[https://doi.org/10.1016/S0090-3019\(00\)00186-5](https://doi.org/10.1016/S0090-3019(00)00186-5)

Garret D.E. (2002) *Bolt pre-load calculation*
<https://euler9.tripod.com/fasteners/preload.html>

Huys S.E.F., Gysel A.V., Momaerts M.Y., ve Sloten J.V.,(2021) Evaluation of patient-specific cranial implant design using finite element analysis *World Neurosurgery* 148,198-204
<https://doi.org/10.1016/j.wneu.2021.01.102>

Jindal P., Chaitanya, Bharadwaja S.S.S., Rattrra S., Pareek D., Gupta V., Breedon P., Reinwald Y., ve Juneja M. (2022) Optimizing cranial implant and fixture design using different materials in cranioplasty *The Journal of Materials: Design and Applications* 237(1)
<https://doi.org/10.1177/1464420722110487>

Khader B.A. ve Towler M.R.(2016) Materials and techniques used in cranioplasty fixation: A review *Materials Science and Engineering:66(1)*, 315-322
<https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.04.101>

Lethaus B., Safi Y. Laak M.P., Kloss-Brandstätter A., Banki F., Robbenmenke C., Steinseifer U. ve Kessler P.(2012) Cranioplasty with customized titanium and PEEK implants in a mechanical stress model *Journal of Neurotrauma* , 29(6), 1077-1083, <https://doi.org/10.1089/neu.2011.1794>

Marcacci M., Kon E., Zaffagnini S., Giardino R., Rocca M., Corsi A., Benvenuti A., Bianco P., Quarto R., Martin I., Muraglia A., ve Cancedda R.(1999) Reconstruction of extensive long-bone defect in sheep using porous hydroxyapatite sponges *Calcified Tissue International* 64, 83–90

Marcián P., Narra N., Borák L., Chamrad J., ve Wolff J.(2019) Biomechanical performance of cranial implants with different thicknesses and material properties: A finite element study *Computers in Biology and Medicine* 109,43-52

Marciano F.F. ve Vishteh A.G. (1998) Fixation techniques for cranial flap replacement *Operative Techniques in Neurosurgery* 1(1), 50-56
[https://doi.org/10.1016/S1092-440X\(98\)80008-X](https://doi.org/10.1016/S1092-440X(98)80008-X)

Matsuno A., Tanaka H. Iwamuro H., Takanashi S., Miyawaki S., Nakashima M., Nakaguchi H. ve Nakashima(2006) T. Analyses of the factors influencing bone graft infection after delayed cranioplasty *Acta Neurochirurgica* 148(5), 535–540
DOI 10.1007/s00701-006-0740-6

May J.E., Gaboardi M., Oliveira J.S., Bueno S.B., Nascimento R.S. ve Ribeiro C.R., (2014) Correlation between rupture and yield torques in orthopedic screws *Revista Eletrônica de Materiais e Processos* 9(1), 45-50

Moncayo-Matute F.P.Torres-Jara P.B., Vázquez-Silva E., Peña-Tapia P.G., Moya-Loaiza D.P. ve Abad-Farfán G. (2023) Finite element analysis of a customized implant in PMMA coupled with the cranial bone *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 146,106046,1-11
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.106046>

Ridwan-Pramana A., Marcián P., Borák L., Narra N., Forouzanfar T. ve Wolff J. (2017) Finite element analysis of 6 large PMMA skull reconstructions: A multi-criteria evaluation approach *Plos One* 12(6) , 1-16

Shah A. M., Jung H. ve Skirboll (2014). Material used in cranioplasty: a history and analysis *History of Craniotomy, Cranioplasty and Perioperative Care* 36(4), E19
<https://doi.org/10.3171/2014.2.FOCUS13561>

Shoakazemi A., Flannery T. ve McConnell R.S.,(2009) Long-term outcome of subcutaneously preserved autologous cranioplasty *Neurosurgery* 65(3): 505-510
DOI: 10.1227/01.NEU.0000350870.69891.86

Teixeira S., Fernandes H., Leusink A., Blitterswijk C., Ferraz M.P., Monteiro F.J., ve Boer J.(2009) In vivo evaluation of highly macroporous ceramic scaffolds *Journal of Biomedical Materials Research* ,93(2), 567-575
<https://doi.org/10.1002/jbm.a.32532>

Tsouknidas A., Maropoulos S., Savvakis S. ve Michailidis N.(2011) FEM assisted evaluation of PMMA and Ti6Al4V as materials for cranioplasty resulting mechanical behaviour and the neurocranial protection *Bio-Medical Materials and Engineering*, 21(3),139-145

DOI: 10.3233/BME-2011-0663

Wang Y.R., Su Z.P., Yang S.X., Guo B.Y. ve Zeng Y.J.(2007) Biomechanical evaluation of cranial flap fixation techniques: comparative experimental study of suture, stainless steel wire, and rivetlike titanium clamp *Annals of Plastic Surgery* 58(4): 388-91

DOI: 10.1097/01.sap.0000239352.89088.26

Wiggins A., Austerberry R., Morrison D., Ho K. ve Honeybul S.(2012) Cranioplasty with custom-made titanium-14 Years Experience *Neurosurgery* 72(2), 248-256

DOI: 10.1227/NEU.0b013e31827b98f3