

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**HASARLI ÇENE KEMİĞİ TEDAVİSİNDE PROTEZ DOLGU MALZEMESİNİN
VE ABUTMENT BOYUNUN ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mak. Müh. Sinan KÖSE

**OCAK 2013
TRABZON**

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**HASARLI ÇENE KEMİĞİ TEDAVİSİNDE PROTEZ DOLGU MALZEMESİNİN
VE ABUTMENT BOYUNUN ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

Mak.Müh. Sinan KÖSE

**Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
"MAKİNA YÜKSEK MÜHENDİSİ"
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 25.12.2012
Tezin Savunma Tarihi : 16.01.2013**

Tez Danışmanı : Prof.Dr. Hasan SOFUOĞLU

Trabzon 2013

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Makina Mühendisliği Anabilim Dalında
Sinan KÖSE tarafından hazırlanan

HASARLI ÇENE KEMİĞİ TEDAVİSİNDE PROTEZ DOLGU MALZEMESİNİN
VE ABUTMENT BOYUNUNUN ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ

başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 25/ 12 / 2012 gün ve 1487 sayılı
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda

YÜKSEK LİSANS TEZİ

olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan : Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU

Üye : Prof. Dr. Ahmet BİRİNCİ

Üye : Yrd. Doç. Dr. Hasan GEDİKLİ

Prof. Dr. Sadettin KORKMAZ

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Geçmişten günümüze insan vücudunda kendisinden beklenen fonksiyonu yerine getiremeyen uzuvların veya kaybolan vücut unsurlarının yerini yapay parçalarla tamamlama isteğinden ötürü, bu uzuvların vazifesini yapan çeşitli yöntemler geliştirilmektedir. Kaybolan diş fonksiyonelliğinin taş, tahta ve hayvan dişlerinin çene kemiklerinde destek yapı olarak kullanılarak giderilmeye çalışılması eski çağlarda beri geliştirilen bu yöntemler arasında yer almıştır. Günümüze dek süregelen çalışmaların ışığında bu çeşit malzemelerden en fazla ihtiyaç duyulana, insan çenelerinde kullanılan dental implantlardır. Çeşitli sebeplerden ötürü kayba uğramış diş/dişlerin yerine çeneler arasında oluşan kuvvetleri eklem noktalarına iletebilmek amacıyla rijit yahut hareketli protezlerin mukoza veya kemik zarı altına, çene kemiğinin içine yerleştirilen biyo uyumlu malzemelerden imal edilmiş parçalar üzerinde yapılan çalışmalar her geçen gün artmaktadır.

Bu çalışmada Sonlu Elemanlar Yöntemi yardımıyla farklı yükleme koşullarında, biyomekanik özellikleri aynı fakat değişik hasar oranlarına sahip tamamen dişsiz altçene kemiklerinde, hasarların abutment boylarındaki değişikliklerle veya protez malzemeler ile dolgu yapılarak telafi edilmesinin hasarsız durumdaki tamamen dişsiz alt çene kemiğiyle gerilme analizlerinden elde edilen verilerinin karşılaştırılması gerçekleştirildi.

Çalışmamda görüşlerini ve yardımlarını esirgemeyen danışman hocam Sayın Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU'na, implant ve çene örneklerinin temini ve klinik koşullarda karşılaşılan vakalar hakkında sahip olduğu bilgi ve tecrübelerini paylaşımından ötürü Sayın Yrd. Doç. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a, yaşamımın her kademesinde her türlü konuda yanımda olan, bilgi, tecrübe ve tavsiyeleriyle beni yönlendiren Sayın Prof. Dr. Sevim KÖSE'ye, çalışmamın hazırlanmasında desteklerini esirgemeyen TTSO Proje Koordinasyon Ofisi Genel Koordinatörü Sayın Ümit ORHAN'a ve yardımlarını esirgemeyen değerli dostlarım Mak. Yük. Müh. Emrah AYVAZ ve Mak. Yük. Müh. Cengizhan SUNGURLU ile TTSO PKO çalışanlarına teşekkürlerimi bir borç bilirim. Son olarak yaşamım boyunca beni her durumda destekleyen aileme teşekkür ediyorum.

Sinan Köse
Trabzon 2013

TEZ BEYANNAMESİ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Hasarlı Çene Kemiği Tedavisinde Protez Dolgu Malzemesinin ve Abutment Boyunun Etkisinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Prof.Dr. Hasan SOFUOĞLU’nun sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekleri kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratuarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 16/01/2013

Sinan KÖSE

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ.....	III
TEZ BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET	VII
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XV
SEMBOLLER DİZİNİ	XVII
1. GENEL BİLGİLER	1
1.1 Biyomekaniğin Tanımı ve Uygulama Alanları.....	1
1.2 Alt Çene Biyomekaniği.....	2
1.2.1 Isırma ve Çiğneme	2
1.3 İmplant	4
1.3.1 İmplant Çeşitleri.....	5
1.3.2 İmplant Üstü Protez Planlama.....	6
1.3.3 İmplant Destekli Hareketli Protezler (İDHP)	6
1.4 Sonlu Elemanlar Yöntemi.....	7
1.5 Çalışmanın Amacı ve Kapsamı.....	10
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR	12
2.1 Katı Modelleme	12
2.1.1 Optik Tarama Yöntemi	12
2.1.2 CAD Yöntemiyle İmplant ve İmplant Bağlantı Elemanlarının Modellenmesi ..	14
2.1.3 Mukoza ve Çene kemiği Tasarımı	16
2.1.4 Montaj Yapısının Oluşturulması.....	20
2.2. Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Modelleme.....	21
3. BULGULAR.....	26
3.1 Sağ Bölgeden 150 N'luk Uygulanan Yükleme Durumu	26
3.1.1. Sert Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri.....	26
3.1.2. Yumuşak Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri	30
3.1.3. Sağ İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri.....	34

3.1.4.	Sol İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri	37
3.1.5.	Sağ Abutmentta Oluşan Gerilme Değerleri	41
3.1.6.	Sol Abutmentta Oluşan Gerilme Değerleri	44
3.2	Sol Bölgeden 150 N'luk Uygulanan Yükleme Durumu	48
3.2.1.	Sert Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri	48
3.2.2.	Yumuşak Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri	51
3.2.3.	Sağ İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri	55
3.2.4.	Sol İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri	58
3.2.5.	Sağ Abutmentta Oluşan Gerilme Değerleri	62
3.2.6.	Sol Abutmentta Oluşan Gerilme Değerleri	65
3.3	Sağ ve Sol Bölgeden Toplam 300 N'luk Uygulanan Yükleme Durumu	69
3.3.1.	Sert Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri	69
3.3.2.	Yumuşak Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri	73
3.3.3.	Sağ İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri	76
3.3.4.	Sol İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri	80
3.3.5.	Sağ Abutmentta Oluşan Gerilme Değerleri	83
3.3.6.	Sol Abutmentta Oluşan Gerilme Değerleri	87
4.	SONUÇLAR	91
5.	ÖNERİLER	92
6.	KAYNAKLAR	93

ÖZGEÇMİŞ

Yüksek Lisans Tezi

ÖZET

HASARLI ÇENE KEMİĞİ TEDAVİSİNDE PROTEZ DOLGU MALZEMESİNİN VE
ABUTMENT BOYUNUN ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ

Sinan KÖSE

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makina Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU
2013, 94 Sayfa

Geçmişten günümüze kadar insan vücudunda kendisinden beklenen fonksiyonu yerine getiremeyen uzuvlar yerine bunların vazifesini yapan çeşitli malzemeler geliştirilmektedir. Dental implantlar da günümüzde en yaygın kullanılan yapay uzuvlardır. Bu tez çalışmasında tamamen dişsiz ve hasarlı alt çene kemiğindeki hasardan kaynaklanan eksikliğin, uygun implant abutment boylarıyla veya çene protez malzemesiyle telafi edilmesi için sonlu elemanlar yöntemi kullanarak oluşturulan modellerdeki etkin parametreler belirlenmeye çalışıldı.

Bu tez çalışmasında ilk olarak optik tarama metodu kullanılarak gerçek bir hastaya ait protez tarandı. Sonra elde edilen verilere uygun alt çene kemiği yapısı oluşturulup bu yapıdan çeşitli hasarlı modeller elde edildi. Çalışmanın analiz kısmında ise, çeşitli yükleme şartları altında çene kemiğindeki hasarın, abutment boyu ve protez malzeme dolgusu kullanılarak telafi edilmesiyle elde edilen yeni modellerin, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gerilme analizleri yapıldı. Gerçekleştirilen bu analizler ile birlikte hasarsız durumdaki çene kemiğinin gerilme analizlerinin karşılaştırılması yapılarak aynı yükleme şartlarında hasarlı yapıların telafisi için uygulanabilir en ideal yöntemin protez malzeme dolgusuyla sağlanabileceği bulundu.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Dental implant, Sonlu elemanlar yöntemi, Gerilme analizi, Alt dişsiz çene kemiği

Master Thesis

SUMMARY

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF PROSTHETIC MATERIAL FILLING AND
ABUTMENT LENGTH ON THE TREATMENT OF DAMAGED MANDIBULA
USING FINITE ELEMENT METHOD

Sinan KÖSE

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Mechanical Engineering Graduate Program
Supervisor: Prof. Dr. Hasan SOFUOĞLU
2013, 94 Pages

From past to present, instead of the parts of the human body which cannot fulfill its expected functions, a variety of materials that serve the same aim are developed. Dental implants are the artificial parts which are widely used nowadays. In this thesis, it is studied to determine main factors in order to recover deficiency caused by totally edentulous and damaged mandibula by using lengths of implant abutment or chin plate material via the finite element method.

In this study, a dental prosthesis of actual patient was first screened by using optical scanning method. The structure of lower jaw bone suited to the obtained data was then created and the different damaged models were designed using this structure. The stress analysis was finally performed using finite element method to evaluate the recovery of damaged models by using new models designed using the different abutment length and prosthetic filling material under various loading conditions. The results showed that the ideal method to treat the damaged structures can be provided by using prosthetic material filling after comparing the obtained data from stress analysis with damaged and undamaged jaw bone under the same loading conditions.

Key Words: Biomechanics, Dental Implant, Finite Element Method, Stress Analyzing, Edentulous Lower Jaw Bone

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Alt çene kemiği	2
Şekil 2. Mandibula hareketini sağlayan kaslar ve doğrultuları	3
Şekil 3. İnsan alt ve üst çene kemiğinde bulunan dişler	4
Şekil 4. Çift implant destekli hareketli protez	7
Şekil 5. Sonlu eleman çeşitleri	9
Şekil 6. Optik tarama yöntemi prensibi	13
Şekil 7. Tarama verileri	13
Şekil 8. Otomatik yüzeyi oluşturulmuş protez	14
Şekil 9. İmplant gövde formunun oluşturulması	15
Şekil 10. İmplantın son hali	15
Şekil 11. Abutment dış profil hattı	16
Şekil 12. Ara bağlantı elemanlarının oluşturulması	16
Şekil 13. Çene kemiği tasarımı	17
Şekil 14. Sistem ana montajı (sağlıklı model)	18
Şekil 15. 2,5 mm damak dolgu modeli	18
Şekil 16. 4,5 mm damak dolgu modeli	19
Şekil 17. 2,5 mm abutment dolgu modeli	19
Şekil 18. 4,5 mm abutment dolgu modeli	20
Şekil 19. Karşılaştırma modeli montaj profili	21
Şekil 20. Sağ temas noktaları	23
Şekil 21. Sol temas noktaları	23
Şekil 22. Sağ – sol temas noktaları	23
Şekil 23. Sağlıklı modelin sonlu elemanlar modeli	25
Şekil 24. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	27
Şekil 25. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	28
Şekil 26. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	28
Şekil 27. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	29

Şekil 28.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	29
Şekil 29.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	31
Şekil 30.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	32
Şekil 31.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	32
Şekil 32.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	33
Şekil 33.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	33
Şekil 34.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	35
Şekil 35.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı....	35
Şekil 36.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı....	36
Şekil 37.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı....	36
Şekil 38.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı....	37
Şekil 39.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	38
Şekil 40.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	39
Şekil 41.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	39
Şekil 42.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	40
Şekil 43.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	40
Şekil 44.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	42
Şekil 45.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.	42
Şekil 46.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.	43
Şekil 47.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.	43

Şekil 48.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.	44
Şekil 49.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	45
Şekil 50.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı..	46
Şekil 51.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı..	46
Şekil 52.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı..	47
Şekil 53.	Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı..	47
Şekil 54.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	49
Şekil 55.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	49
Şekil 56.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	50
Şekil 57.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	50
Şekil 58.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	51
Şekil 59.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	52
Şekil 60.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	53
Şekil 61.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	53
Şekil 62.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	54
Şekil 63.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	54
Şekil 64.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	56
Şekil 65.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı....	56
Şekil 66.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı....	57
Şekil 67.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı....	57

Şekil 68.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı....	58
Şekil 69.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	59
Şekil 70.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	60
Şekil 71.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	60
Şekil 72.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	61
Şekil 73.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	61
Şekil 74.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	63
Şekil 75.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.	63
Şekil 76.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.	64
Şekil 77.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.	64
Şekil 78.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.	65
Şekil 79.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	66
Şekil 80.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı..	67
Şekil 81.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı..	67
Şekil 82.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı..	68
Şekil 83.	Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı..	68
Şekil 84.	Sağ ve sol bölgeden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı	70
Şekil 85.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	71
Şekil 86.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	71

Şekil 87.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	72
Şekil 88.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	72
Şekil 89.	Sağ ve sol bölgeden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	74
Şekil 90.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	74
Şekil 91.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	75
Şekil 92.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	75
Şekil 93.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	76
Şekil 94.	Sağ ve sol bölgeden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ implantta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	77
Şekil 95.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ implantta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	78
Şekil 96.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sağ implantta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	78
Şekil 97.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implantta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	79
Şekil 98.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implantta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	79
Şekil 99.	Sağ ve sol bölgeden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol implantta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	81
Şekil 100.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sol implantta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	81
Şekil 101.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sol implantta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	82

Şekil 102.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sol implantta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	82
Şekil 103.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sol implantta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	83
Şekil 104.	Sağ ve sol bölgeden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	84
Şekil 105.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	85
Şekil 106.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sağ abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	85
Şekil 107.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sağ abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	86
Şekil 108.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sağ abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	86
Şekil 109.	Sağ ve sol bölgeden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	88
Şekil 110.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sol abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	88
Şekil 111.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sol abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	89
Şekil 112.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sol abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	89
Şekil 113.	Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sol abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme dağılımı.....	90

TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Isırmada etkin olan kasların yatayla yaptıkları açılar	3
Tablo 2. Malzeme özellikleri.....	22
Tablo 3. Eleman boyutuna göre abutment üzerinde oluşan maksimum von – Mises gerilme değerleri	24
Tablo 4. Modellerin eleman ve nod sayıları.....	25
Tablo 5. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	27
Tablo 6. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	31
Tablo 7. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sağ implantta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	34
Tablo 8. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sol implantta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	38
Tablo 9. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sağ abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	41
Tablo 10. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sol abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	45
Tablo 11. Sol bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	48
Tablo 12. Sol bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	52
Tablo 13. Sol bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sağ implantta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	55
Tablo 14. Sol bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sol implantta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	59
Tablo 15. Sol bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sağ abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	62
Tablo 16. Sol bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sol abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	66
Tablo 17. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun sert kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	70
Tablo 18. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun yumuşak kemikte oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	73
Tablo 19. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun sağ implantta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	77

Tablo 20. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun sol implantta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	80
Tablo 21. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun sağ abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	84
Tablo 22. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun sol abutmentta oluşturduğu von - Mises gerilme değerleri	87

SEMBOLLER DİZİNİ

SEY	: Sonlu elemanlar yöntemi
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
CCD	: Charge couple device
E	: Elastisite modülü
N	: Newton
mm	: Milimetre
cm	: Santimetre
MPa	: Megapascal

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Biyomekaniğin Tanımı ve Uygulama Alanları

Biyomekanik, eski Yunanca'da hareket anlamına gelen “*kinesis*” kökünden türeyen kinesoloji bilim dalının alt bilimlerinden biridir. Biyomekanik canlı sistemlerin yapısal ve fonksiyonel olarak mekanik yöntemler ile irdelenmesidir (Hatze, 1974).

Biyomekaniğin çalışma alanlarında nihai sonuca yakın bir değer elde edilebilmesi için; mevcut şekillerin tanımlanabilmesi ve yorumlanabilmesinde kullanılan matematik ve fizikte yeterli düzeyde bilgi sahibi olunmasının yanında anatomi, morfolojinin ve doku biliminin temel kurallarının ve sınır şartlarının iyi bilinmesi gerekmektedir.

Biyomekanik hastalık, yaşlanma, kaza ve zorlanmalar gibi çeşitli nedenlerden ötürü canlıların fiziksel mekanizmalarında ortaya çıkan işlevsizliklerin tanımlanması ve bu işlevsizliklerin canlı yapısına en uygun çözümünün belirlenmesinin yanı sıra; protez ve destek ünitelerinin tasarım ve imalatında kullanılmaktadır. Ayrıca biyomekanikten mevcut anatomik yapıların incelenmesinde ve çeşitli hastalıklar hakkında yeni fikirler edinmekte de yararlanılmaktadır. Biyomekaniğin fen bilimleri ve mühendislik alanlarındaki uygulamalarını;

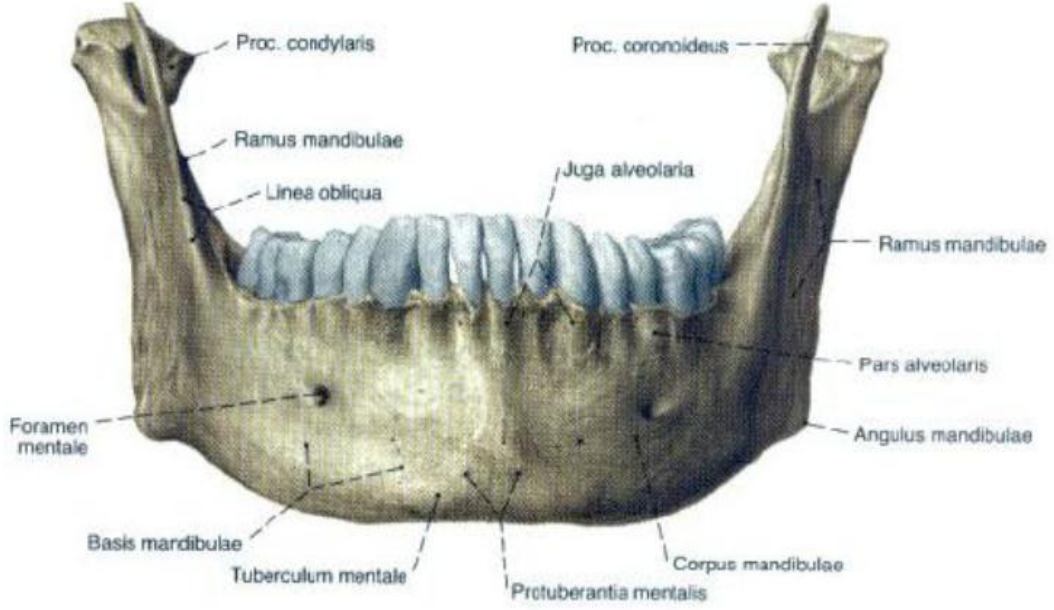
- Fiziksel yüklemelerin modellenmesi ve simülasyonu,
- Eklem modellemeleri,
- Spor biyomekaniği ve fiziksel kapasite,
- Kas mekaniği,
- Kırık (kemik, vb.) yapılarda ve ruptür (tendon yırtıkları, vb.),
- Doku mühendisliği,
- Protez, ortoz, implantlar,

şeklinde sıralamak mümkündür. Günümüzde yeni kullanım alanlarıyla sürekli gelişme gösteren biyomekanik bilimi özellikle dental implant tasarım ve imalatlarına yön vermektedir.

Dental implant tasarımlarında karşılaşılan başlıca problemler arasında; mandibula (alt çene kemiği) ve maksillaya (üst çene kemiği) konumlandırılan implantların mekanik davranışlarının insan yapısına uyumluluklarının belirlenmesi sayılabilir.

1.2. Alt Çene Biyomekaniği

Latince “*mandibula*” olarak isimlendirilen ve insanda konuşma, çiğneme, ısırma gibi fonksiyonları sağlayan kemik, alt çene kemiği olup Şekil 1’de gösterilmiştir. Kafa iskeletinin en büyük ve hareket edebilen tek kemiğidir. Temporomandibular eklemleri yardımıyla kafatasına bağlantılıdır ve hareketi bu eklemler vasıtasıyla gerçekleştirir.



Şekil 1. Alt çene kemiği (Yalçın, 2006).

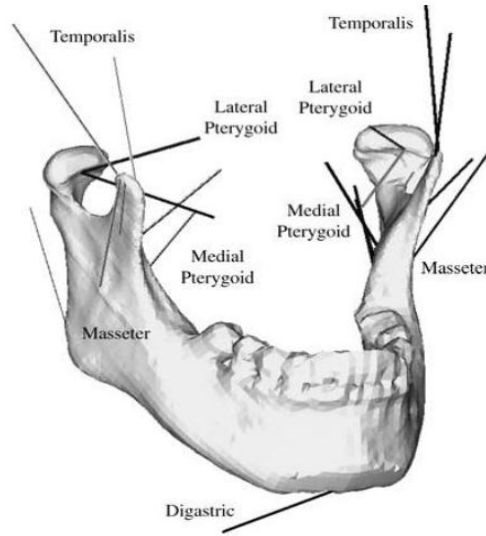
Yüzün üçte birlik alt yapısını oluşturan alt çene kemiğinde bulunan ve sinirlerin geçtiği çene delikleri olan foramen mentaleler arasındaki bölge dental implantların uygulanabilirliği için; uygun kalınlık, yüksek kemik kalitesi ve operasyona elverişliliğinden ötürü en uygun kısım olarak bilinmektedir. Bu bölgeye yerleştirilen implantlarda yüksek başarı oranı elde edilmektedir (Zarb vd., 1995).

1.2.1. Isırma ve Çiğneme

Üst çene kemiği ile alt çene kemiği arasında ağza alınan malzemelerin, yatay, dikey ve dairesel hareketler ile uygulanan kuvvetler yardımıyla küçük parçalara ayrılmasına ve

sindirime hazır hale gelmesine çiğneme denmektedir. Isırma ise üst çene kemiği ile alt çene kemiğinin yüksek kuvvet altında kenetlenmesiyle oluşan fiziksel durumdur.

Bu kuvvetlerin uygulanmasında; Şekil 2’de de görülen çeneyi açan kaslar olan lateral pterygoid, digastric kas ve kapama görevini yerine getiren masseter kas, temporal kas, medial pterygoid kas görev görmektedir (Perez ve Doblare, 2007). Isırma ve çiğneme hareketleri sırasında çenelerin birbirlerine uyguladıkları kuvvetler kaslardan dişlere ve dişlerden eklem bölgelerine doğru gerçekleşmektedir.

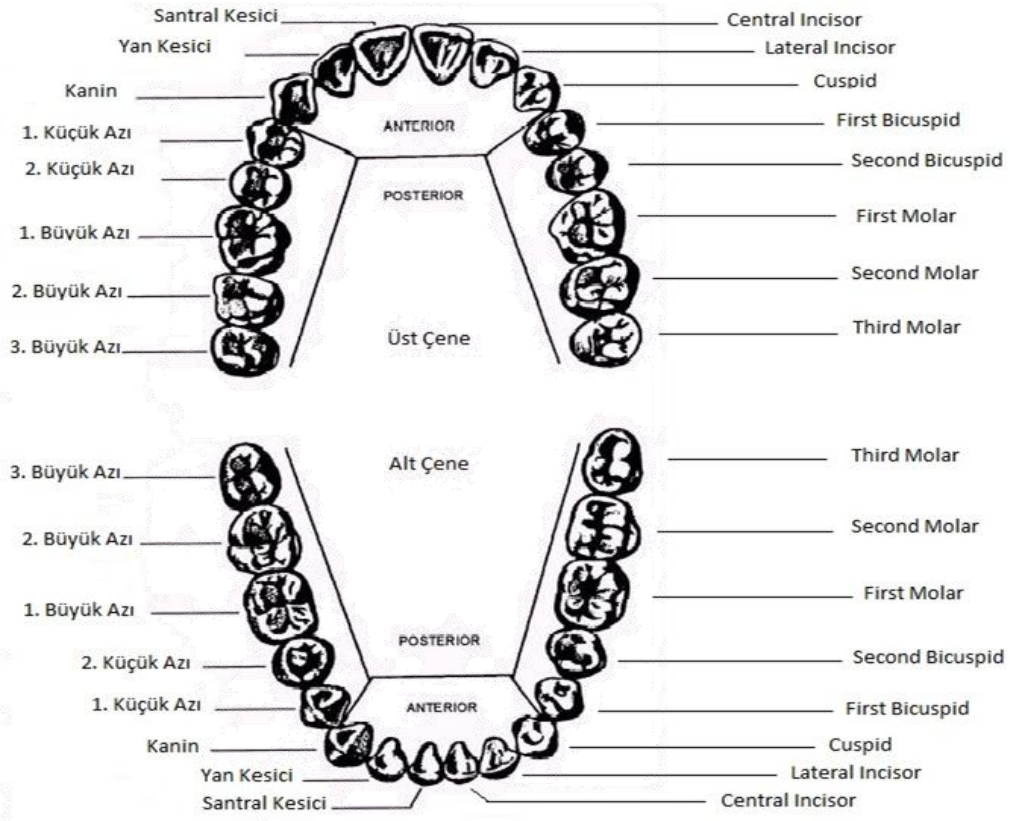


Şekil 2. Mandibula hareketini sağlayan kaslar ve doğrultuları (Perez ve Doblare, 2007).

Aşağıda yer alan tabloda alt çene kemiğinde 1. molar dişe etkiyen ısırma kuvveti sonucunda aktif olan ve Şekil 2’de görülmekte olan kasların kuvvet vektörlerinin x eksenine yapmış oldukları açılar gösterilmiştir. Şekil 3’de insan alt ve üst çene kemiğinde bulunan dişlerin konumları ve isimleri verilmiştir.

Tablo 1. Isırmada etkin olan kasların yatayla yaptıkları açılar (Itoh, 1999).

Kas Kuvveti	Kuvvet [N]
Masseter Kuvvet	81,15
Temporalis Kuvvet	134,25
Lateral Pterygoid Kuvvet	-15
Isırma kuvveti	-150



Şekil 3. İnsan alt ve üst çene kemiğinde bulunan dişler

1.3. İmplant

İnsanoğlunun kaybolan vücut unsurlarının yerini yapay parçalarla tamamlama isteği eski çağlardan beri süregelmiştir. Kaybolan diş fonksiyonelliğinin ise taş, tahta ve hayvan dişlerinin çene kemiklerinde destek yapı olarak kullanılarak sağlanmaya çalışılması da bilinen yöntemler arasında yer almıştır (Ring, 1995).

Çeşitli sebeplerden ötürü kayba uğramış diş/dişlerin yerine çeneler arasında oluşan kuvvetleri eklem noktalarına iletebilmek amacıyla rijit yahut hareketli protezlerin mukoza veya kemik zarı altına çene kemiğinin içine yerleştirilen biyo uyumlu malzemelerden imal edilmiş parçalara implant (yapay diş kökü) denir. Yapay diş kökleri, özel talaşlı imalat tekniklerinin yanı sıra ses dalgalarıyla yıkama işlemleri ve kumlama prosesleri uygulanarak üretilmektedirler. Gelişen teknoloji ve ardı sıra izlenen çalışmaların neticesinde yapay diş kökü teknolojisi de günümüzde hızlı bir gelişme göstermiştir. Kısacası gelişen teknoloji sayesinde yapay nesnelere herhangi bir anormallik ve hastalık

belirtisi göstermeden canlı sisteme uyum sağlaması ve fonksiyonel yüklemelerde kemik içinde rijit bir yapı elde edilmesi sağlanmıştır.

1.3.1. İmplant Çeşitleri

Yapay diş kökleri günümüzde malzemelerine göre metaller, seramikler ve polimerler olarak sınıflanırken biyodinamik hareketlerine göre ise; biyotolerans, doku ile yapay diş kökü arasındaki etkileşimin metalik bağ şeklinde olduğu biyo inert malzemeler ve doku ile yapay diş kökü arasında kimyasal etkileşime sebebiyet veren biyoaktif malzeme olarak gruplandırılmaktadırlar. Günümüzde metal malzeme gruplarından titanyum ve alaşımları hem biyouyumluluk açısından hem de göstermiş olduğu doku ile implant kökü arasındaki metalik bağ özelliğinden ötürü oldukça yaygın bir kullanım alanına sahiptir (Sancaklı, 2006).

İmplant kökleri kemik ile ilişkilerine göre 3 temel gruba ayrılmaktadır;

- 1) Kemik seviyesi üstü implantlar,
- 2) Kemik seviyesindeki implantlar,
- 3) Kemik seviyesi altı implantlar.

Çalışmalarımızda kemik seviyesi implantlar kullanılarak analizlerin yapılması planlanmıştır. İmplantlar temel görevleri olan kuvvet iletimini sahip oldukları geometrik şekillerin getirdiği avantaj ve dezavantajlar ile gerçekleştirirken bu konu hakkında günümüze kadar birçok çalışma yapılmıştır.

Operasyonlarda genellikle kök formu tercih edilmektedir. Firmaların tasarımlarına göre değişiklik göstermekle birlikte kök formlar implantın uç kısmına doğru düz, konik, oval sonlanan ve oval genişleyen biçimlerde olabilmektedir. Formlar arasındaki temel fark yivlerdir. Yivli olan implantlara vida tip implant denirken yivsiz olan implant tipleri silindirik implant olarak adlandırılır.

Yapılan çalışmalarda vida tip implantlar kuvvet aktarımını silindirik implantlara oranla daha iyi uygularken silindirik tip implantlar okluzal kuvvetleri uygulanan kemiğe kesme tipi kuvvet olarak aktarılmasına sebebiyet vermiştir (Misch, 1999).

1.3.2. İmplant Üstü Protez Planlama

Hastalara uygulanan dental implantların tamamlayıcı unsurları olan implant üstü protezlerin planlanması, mevcut kuvvetlerin kemik yapısına iletilmesinde gerilmelerin düşük seviyede tutulabilmesi amacıyla önem arz etmektedir. Protezlerin vakalara göre sınıflandırılması;

- I. Tam Dişsizlikte
 - a. İmplant üstü sabit protezler
 - b. İmplant üstü hareketli protezler
- II. Kısmi Dişsizlikte
 - a. Tek diş implantlar
 - b. Köprü protezleri
 - c. Hibrid protezler

şeklindedir.

1.3.3. İmplant Destekli Hareketli Protezler (İDHP)

Bu tür protezler genel olarak 2 ile 4 implant uygulanması ile oluşturulabilmektedirler. Planlanmalarının kolay olması, ağız hijyeninin rahatlıkla elde edilebilmesi, cerrahi uygulamalarının basit ve ekonomik olmasının yanı sıra estetik açıdan var olan eksikliklerin protez malzemesiyle rahatlıkla kapatılabilmesi bu protezlerin tercih sebebidir (Zitzmann, 2002; DeBoer, 1993). İDHP uygulamalarında implantlar rijitliğin en uygun elde edilebileceği bölge olan foramenler arasına uygulanmaktadır. Yapılan bu çalışmada 2 implantlı hareketli protez kullanılmıştır (Şekil 4). Bu tip protezlerde; bir miktar hareket meydana gelebilir ve bu hastayı rahatsız edebilir. İDHP mukoza destekli olduklarından ötürü hastanın değişen fiziksel olguları (kilo alıp-verme, kemik erimesine bağlı alt çene kemiğinde fiziksel küçülmeler, vb.) protez ile doku uyumunu bozabilmekte ve zamana bağlı astarlamalara ihtiyaç duyulabilmektedir. Ayrıca ısırma kuvvetleri ve çiğneme verimliliği istenilen seviyelerde olmayabilir (Fontijn-Tekamp, 1998; Geerman, 2001).



Şekil 4. Çift implant destekli hareketli protez

1.4. Sonlu Elemanlar Yöntemi

İnsan beyninin algılama yeteneğinin sınırlı olması, çevresinde meydana gelen karmaşık olayları bir işlemle anlayabilmesini mümkün kılmamaktadır. Bu nedenle karmaşık olan bu olayları alt sistemlere bölerek ya da tekilleştirerek bu tek parçanın davranışını tam olarak anladıktan sonra bu tekil elementten sistemi tekrar oluşturup karmaşık sistemin davranışının anlaşılması mühendislikte kolay bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. Pek çok durumda belirli sayıda tanımlanmış bileşenler kullanılarak sistemin bütünü hakkında yeterli bir model elde edilebilmektedir. Bu şekilde tarif edilen problemler ayrı problemler olarak tanımlanmaktadır. Eğer problem sonsuz elemente ayrılırsa bu tarz problemler matematiksel bir fonksiyon kullanılarak ancak ifade edilebilirler. Bu tarz sistemler ise sürekli sistemler olarak ifade edilirler. Bilgisayarların kullanılmasıyla birlikte, ayrı problem element sayısı ne kadar fazla olursa olsun genelde çözülebilmektedirler. Ancak bilgisayarların kapasiteleri sınırlı olduğundan dolayı sürekli problemler sadece matematiksel yaklaşımlar kullanılarak çözülebilmektedirler. Ancak burada da problemlerin basitleştirilme ihtimalini mevcut matematiksel teknikler sınırlandırmaktadır. Bu durumda gerçekte karşılaşılan sürekli problemlerin çözülebilmesi için mühendisler ve matematikçiler çeşitli ayrıklaştırma yöntemleri önermişlerdir.

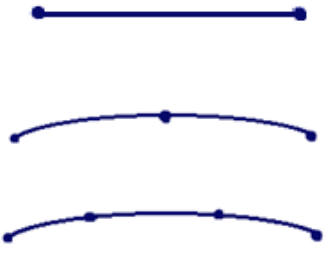







Sonlu elemanlar yöntemi mühendislerin karşılaştığı karmaşık, zor ve analitik olarak çözülemeyen problemlerin kabul edilebilir bir yaklaşımla çözülmesinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Bu yöntemle katı cisimler mekaniği, akışkanlar mekaniği, ısı

transferi, mekanik titreşimler biyomekanik gibi pek çok bilimsel alanda karşılaşılan problemlerin çözülmesinde günümüzde kullanılan en yaygın yöntemlerden biridir.

Sonlu elemanlar yöntemi endüstride havacılık, otomotiv, inşaat, biyomekanik başta olmak üzere çok yaygın kullanım alanına sahiptir.

1950’li yıllarda Argyis tarafından önerilen bu yöntem hakkında günümüze kadar pek çok bilimsel makaleler ve bildiriler yayımlanmıştır. Sonlu elemanlar yöntemiyle, günümüzde bilgisayar teknolojilerindeki ve bilgisayar destekli tasarım (CAD) alanlarındaki gelişmelere paralel olarak çok karmaşık, deneysel olarak çok zaman alan ve de pahalı olan problemlere uygulanmakta ve çok kısa sürede güvenilir sonuçlar alınabilmektedir.

Sonlu elemanlar yönteminin temel kavramı sıcaklık, basınç veya yer değiştirme gibi herhangi bir sürekli niceliğin küçük ve sürekli parçaların birleşmesi ile oluşan bir modele dönüştürülmesidir. Burada sonlu sayıda elemanlara ayrılan problemdeki elemanların birbirlerine bağlandıkları noktalar düğüm noktaları olarak ifade edilmektedir. Sonlu elemanlar yönteminin en önemli özelliklerinden biri kıvrılmış eğrilmiş sınırların, yüksek izoparametrik elemanlar kullanılarak, gerçekçi olarak tanımlanabilmesidir. Bu yöntemde cismin sonlu boyutta çok sayıda elemana ayrıldığı kabul edilir. Daha sonra bu elemanlar birbirlerine interpolasyon fonksiyonu şeklinde tanımlanan fonksiyonla bağlanır. Burada çözüm sonlu eleman tipine boyutuna ve interpolasyon fonksiyonuna bağlıdır. Şekil 5’te modellerin sonlu elemanlara bölünmesinde kullanılan bazı elemanlar tipleri gösterilmiştir.

Boyut	Eleman Şekli	Boyut	Eleman Şekli
1 D (Eğri)		3 D (Hacim)	
			
2 D (Alan)			
			

Şekil 5. Sonlu eleman tipleri

Sonlu elemanlar yönteminde problemin analizinde aşağıdaki temel adımlar vardır. Sonlu elemanlar yönteminin ana mantığına anlamak açısından sonlu elemanlar yönteminde incelenecek olan parçanın sonlu eleman olarak adlandırılan alt parçalara bölünerek düğüm noktalarından birbirlerine bağlanmasıdır. Sonlu eleman yönteminde problemin analizinde aşağıdaki temel adımlar izlenir.

1. Sürekli olan problem sonlu elemanlara bölünür.
2. İnterpolasyon fonksiyonu seçilir.
3. Elemanlar için denklemler geliştirilir.
4. Elemanların özellikleri birleştirilerek genel sistem denklemleri bulunur. Genel katılık matrisi oluşturulur.
5. Yüklemeler, sınır koşulları ve başlangıç koşulları uygulanır.
6. Genel sistem denklemleri çözülür.

Genel olarak sonlu eleman problemlerin formüle edilmesinde birkaç yaklaşım kullanılır. Bunlar (1) direk yöntem, (2) varyasyon tekniği ve (3) galarkin yöntemidir.

Sonlu eleman programları oldukça yüksek bilgisayar kapasitesine ihtiyaç duymaktadır. Sonlu elemanlar yönteminin dikkat edilmesi gereken başlıca kısmı, incelenen problemin alt elemanlara ayrılmasındaki bilgisayara girilen verilerin doğru girilmesidir. Veri girişindeki hatalar, başlangıçta herhangi bir yanlışın olmadığı izlenimi verebilmektedir. Bu nedenle ek işlemler ile birlikte ortaya çıkacak bu tür hatalar mühendis veya uygulamacılar tarafından kontrol edilmelidir.

Diğer sayısal analiz yöntemleri gibi sonlu elemanlar metodu da malzeme sınırlandırmalarına, sayısal hata ihtimallerine karşın formülasyonlardaki kabullere göre kontrol edilmelidir. Sonlu elemanlar yöntemindeki veriler büyük yer kaplamalarına rağmen elde edilen bu değerler mühendislik anlamında büyük önem taşımaktadırlar.

Yöntem diğer metotlar gibi bölgelendirme metoduna dayanmaktadır. Karmaşık yapılarda bölgelere ayırma yöntemiyle problemlerin çözümlerinin kolaylaştırılması sağlanır. Sonlu elemanlar yönteminde oluşturulan denklemlere sınır koşullarının dâhil edilmesi oldukça kolaydır.

1.5. Çalışmanın Amacı ve Kapsamı

Geçmişten günümüze insan vücudunda kendisinden beklenen fonksiyonu yerine getiremeyen uzuvların veya kaybolan vücut unsurlarının yerini yapay parçalarla tamamlama isteğinden ötürü, bu uzuvların vazifesini yapan çeşitli yöntemler geliştirilmektedir. Bu yöntemlerin başında kaybolan diş fonksiyonelliğini giderebilmek amacıyla geliştirilen dental implantlar gelmektedir. Tez kapsamında dental implant ve dişsiz hasarlı alt çene kemiğindeki hasarın telafisi için çeşitli tedavi yöntemleri geliştirilmiştir.

Tezin birinci bölümünde biyomekanik bilim dalının gelişimi ve dental implantolojisi hakkında genel bilgiler verilmiş ve tüm dişsizlik durumunda kullanılan tedavi ve protez yöntemleri anlatılmıştır. Bu bölümün sonunda ise, problemin çözümünde kullanılan sayısal yöntem olan sonlu elemanlar yöntemi hakkında genel bilgiler verilmiştir.

Tezin ikinci bölümünde bu tez kapsamında yapılan çalışmalardan ve uygulamalardan bahsedilmiştir. Tez kapsamında problemin katı modeli için Solidworks Simulation yazılımı kullanılmış ve ayrıntılı bir şekilde anlatılmıştır. Bir sonraki adımda, uygulaması yapılacak

olan hasarlı çene kemiğinin tedavisi için, abutment boyunun değiştirilmesi ve protez malzeme dolgusu kullanımı ile hasarın giderilmesi sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak analiz edilmiş ve gerekli tüm detaylar verilmiştir. Analiz için oluşturulan sonlu eleman modellerine 150 N'luk yükleme sağ ve sol implantların olduğu bölgelerden hem ayrı ayrı hem de birlikte uygulanarak farklı yüklemelerin hasarlı çenedeki etkileri incelenmiştir. Tezin üçüncü bölümde, tez kapsamında yapılan çalışmalardan elde edilen bulgular verilmiş ve bulgulardan çıkarılan veriler ise sonuçlar bölümünde değerlendirilmiştir.

Beşinci bölümünde ise tez çalışmasından çıkarılan sonuçlar değerlendirilerek bundan sonra yapılacak olan çalışmalar için yorum ve tavsiyelerde bulunulmuştur.

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

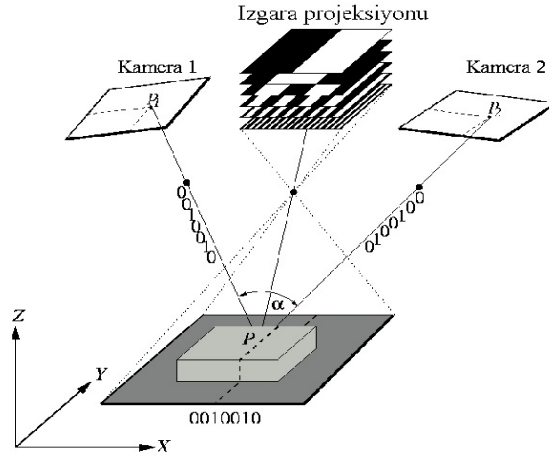
Bu bölümde, hasarsız alt çene kemiğine sahip hastaya ait protezden elde edilen, hasarsız alt çene kemiği ile 2,5 mm ve 4,5 mm hasarlı alt çene kemiklerinde hem abutment dolgulu sistemlerin hem de protez dolgulu sistemlerin montajları anlatıldı. Çalışmada kullanılan alt çene kemiğine protez, foramen kanallar arasına, sağ ve sol kanin dişleri altına yerleştirilen topuz başlı abutment bağlantı elemanına sahip 2 adet implant ile bağlanmıştır. Montajları oluşturan bu parçalar sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak analiz edilmiş ve bu bölümde detaylar verilmiştir.

2.1. Katı Modelleme

Katı modelleme başlığı altında gerçek bir hastanın çene kemiği ölçülerine uygun alınmış olan protezin optik tarama yöntemi ile elde edilen verilerinin bilgisayar ortamına aktarılması ve diğer parçaların bu verilerden alınan referanslar ile oluşturulması sağlandı.

2.1.1. Optik Tarama Yöntemi

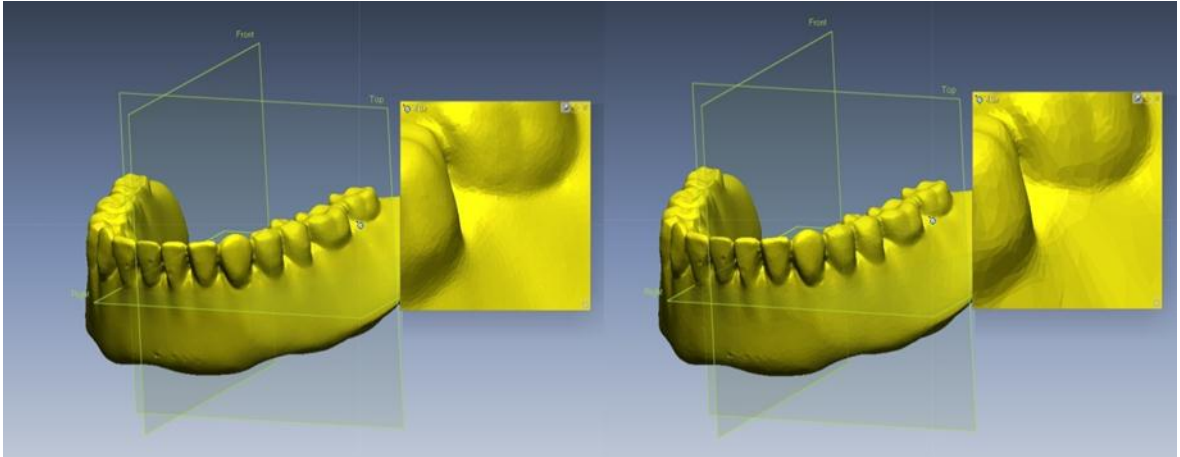
Genellikle kalite kontrol ve tersine mühendislik çalışmalarında kullanılan bu yöntem, ızgara projeksiyon mantığı ile çalışmaktadır (Şekil 6). Siyah beyaz şeritler halindeki desenler, verisi istenen yüzey üzerine yansıtılır ve yüksek çözünürlükteki Charge Couple Device (CCD) işlemcili kameralar yardımıyla, barındırdığı özel yazılımın yüzeylerden yansıyan ışınların geliş açılarını dikkate alarak kullandığı bir işlemdir.



Şekil 6. Optik tarama yöntemi prensibi

Hasta ağız yapısına uygun olarak ölçüleri alınan ve imal edilen protez öncelikle yüzey taramasında uygun sağlıklı verilerin elde edilebilmesi amacıyla yansıtıcı rolü görece beyaz sıvı penetrant ile tamamıyla kaplandı. Böylece yüzeye gönderilen ışınların yansımaları düzgün olacağı gibi ekranda oluşacak olan ve ilerleyen zamanda yüzey modellemede kullanılacak olan temiz nokta bulutlarının sayısının artırılması sağlandı.

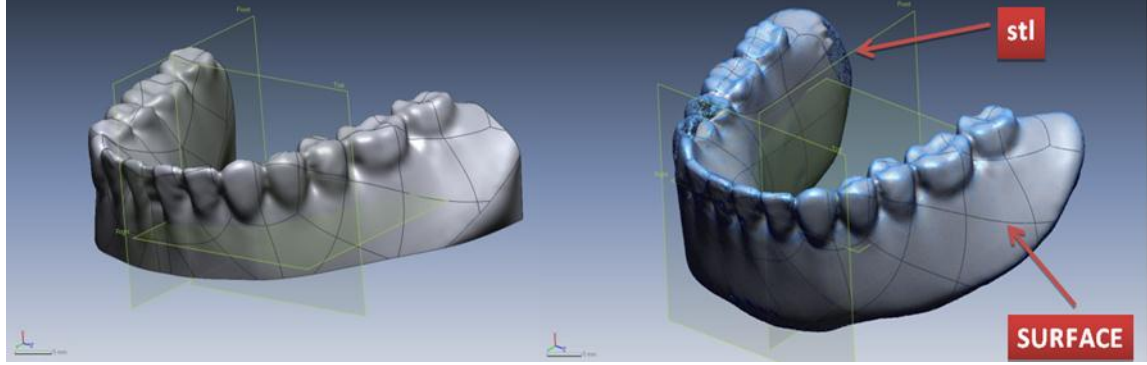
Taramaya hazır olan ürün Infotron firmasında Breuckmann SmartSCAN marka optik tarama makinesinde tarandı. Elde edilen nokta bulutları tarayıcı yazılımında temizlenerek Şekil 7’de görülen veriler elde edildi ve Stereolithography (STL) formatında kayıt edildi.



Şekil 7. Tarama verileri

Optik ölçüm sistemleri aracılığıyla elde edilen STL veriler üzerinden alınan referanslar ile yeniden tasarlanma ve bilgisayarın otomatik belirlediği toleranslar aralığında

atılan otomatik yüzeyler yardımıyla elde edilen verilerin sonuçları Şekil 5'teki gibi görülmektedir.



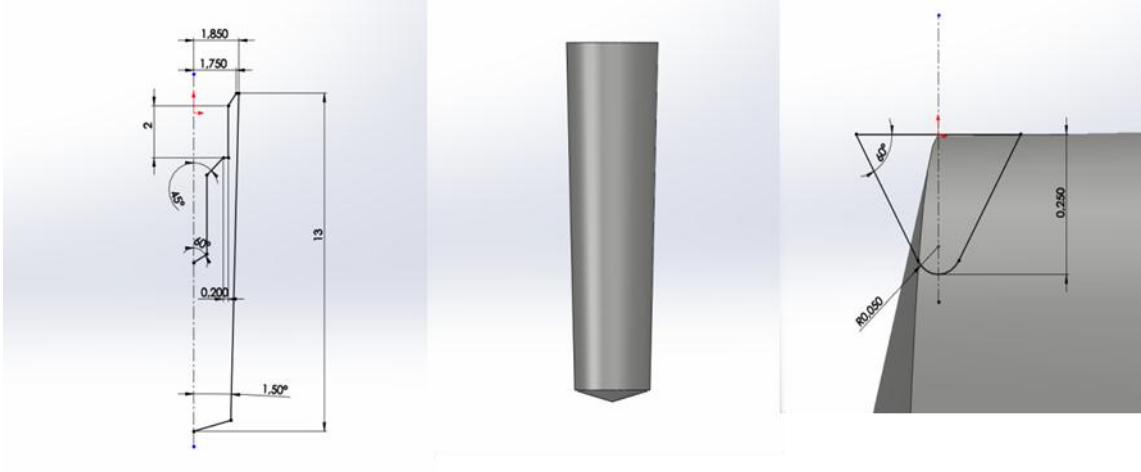
Şekil 8. Otomatik yüzeyi oluşturulmuş protez

Rapidform XOR tersine mühendislik programı yardımıyla elde edilmiş verilerin iyileştirmeleri gerçekleştirildi ve tasarımda kullanılan katı model formatı olan igs formatında Solidworks programına gönderildi.

2.1.2 CAD Yöntemiyle İmplant ve İmplant Bağlantı Elemanlarının Modellenmesi

İmplant ürünü olarak ZIMMER marka, titanyum malzemesinden üretilen Tapered Screw TSVB13 katalog numaralı ürün seçildi. 3,7 mm çap ve 13 mm uzunluğundaki implant çizimi için Solidworks 2012 yazılımı kullanıldı. Elde edilecek olan implant, sistemde 2 adet olarak kullanıldı.

Silindirik bir yapıya sahip parçaların ana profilleri programda çizildi ve uygun komutlar ile birlikte katı modeller oluşturuldu (Şekil 9). Profillerin oluşturulması esnasında talaşlı imalatta takım uçlarının izin verdiği şekillendirmelere bağlı kalarak gerçeğe en yakın modellemeler Şekil 10'da görüldüğü gibi oluşturuldu.

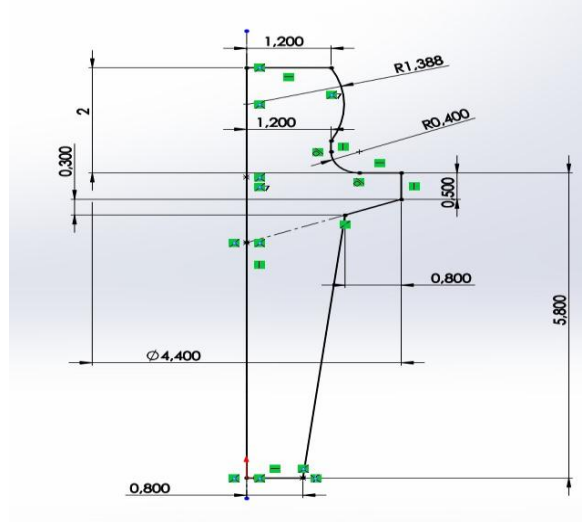


Şekil 9. İmplant gövde formunun oluşturulması



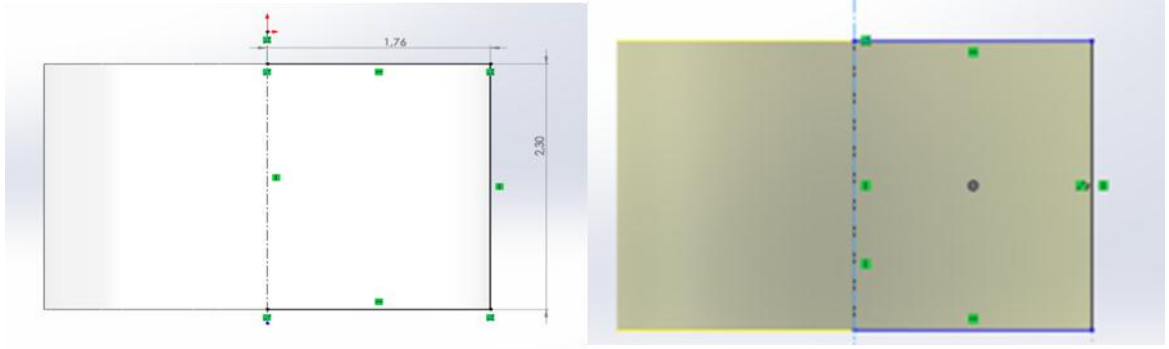
Şekil 10. İmplantın son hali

İmplant ile protez arasındaki ara geçiş elemanı olan Ti6Al4V malzemesinden üretilen topuz başlı abutmentler kolay montaj ve demontajlarından ötürü günümüzde yaygın olarak tercih edilmektedir. Abutment tasarımında mevcut dış profilin oluşturulmasıyla uygun katı form elde edildi (Şekil 11).



Şekil 11. Abutment dış profil hattı

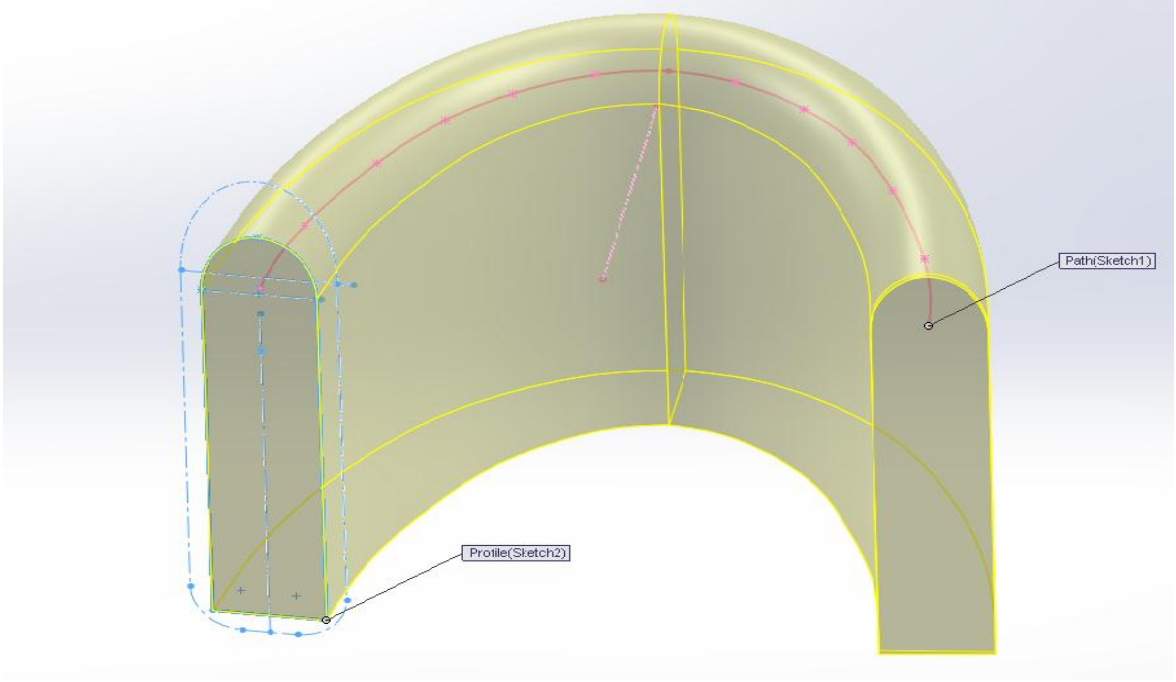
Protez ile abutment arasında bağlantı bölgelerinde bulunan O-ring rubber olarak adlandırılan plastik malzeme ve bu malzemeyi haznesinde bulunduran uygun formdaki paslanmaz çelikten oluşan bağlantı elemanlarının tasarımları aynı yöntemlerle oluşturuldu ve kaydedildi (Şekil 12).



Şekil 12. Ara bağlantı elemanlarının oluşturulması

2.1.3 Mukoza ve Çene kemiği Tasarımı

Elde edilen protezin konumlandırılacağı sert kemiğin (cortical) oluşumunda uygun profil çizildi ve katı form Şekil 13'te görüldüğü gibi oluşturuldu. Çene kemiği 4 cm'lik bir yüksekliğe sahiptir. Bu yükseklik seçmiş olduğumuz implant ölçülerine uygun bir ölçüdür. Elde edilen form 'shell' komutu yardımıyla 1,5 mm kalınlıkta kabuk yapıya çevrildi.

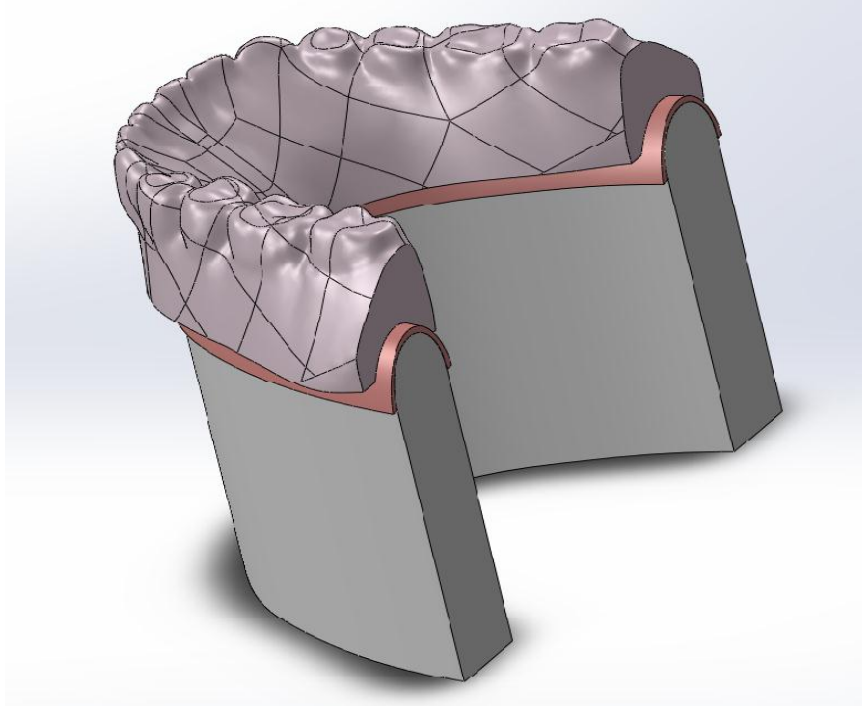


Şekil 13. Çene kemiği tasarımı

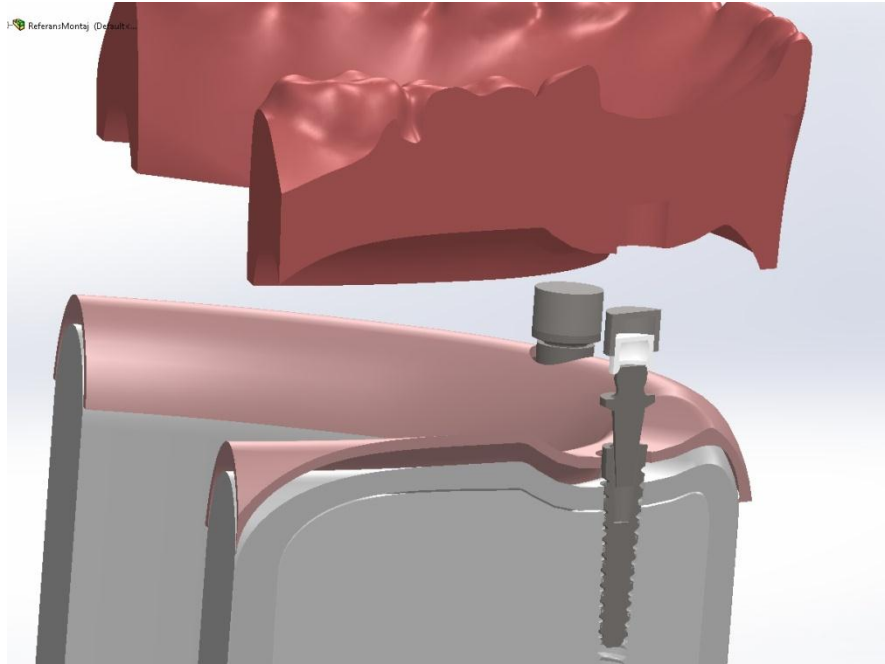
İçi boş şekilde oluşturulan kabuk yapının boş alanları yumuşak kemik (cancellous) dokusu olarak tamimiyle dolduruldu. Sert kemik dokusunun dış yüzeyini saran mukozanın oluşturulması için çene kemiği modelinde kullanılan profilin 1,5 mm kalınlaştırılmış haliyle, elde edilen yeni profil yapısı 'sweep' komutu kullanılarak şekillendirildi.

Sağlıklı bir çene kemiği kullanılarak oluşturulan karşılaştırma modeli sağlıklı model olarak adlandırılacaktır (Şekil 14). Bu çalışmada kullanılacak diğer modeller ise;

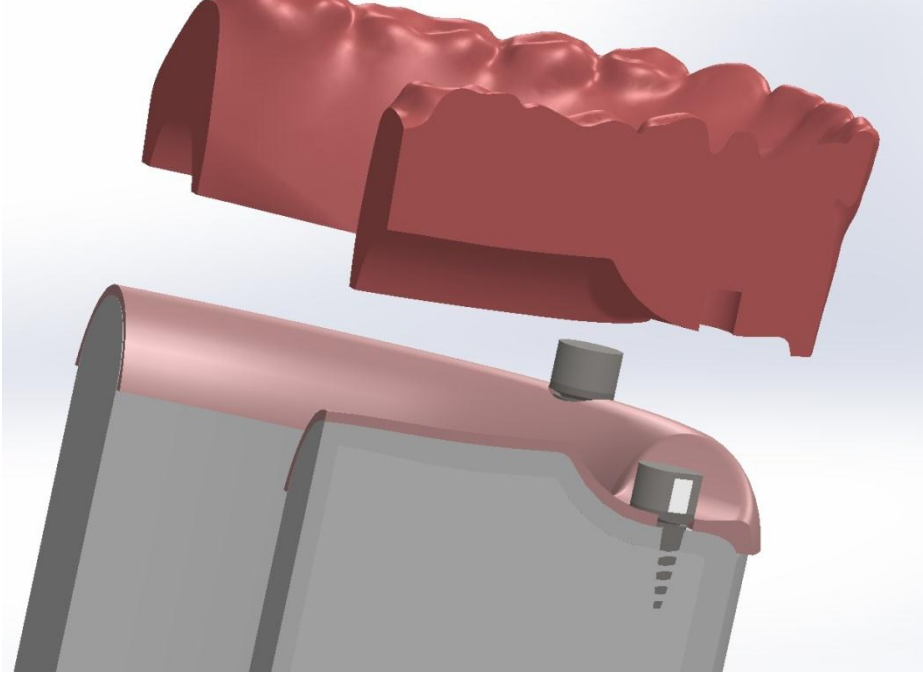
- 1- 2,5 mm sağ kanin bölgesindeki hasarlı bölge ve bu bölgedeki hasarın, protezin mevcut hasarını kapatabilecek şekilde hazırlanmasıyla elde edilen; 2,5 mm damak dolgu modeli (Şekil 15),
- 2- 4,5 mm sağ kanin bölgesindeki hasarlı bölge ve bu bölgedeki hasarın, protezin mevcut hasarı kapatabilecek şekilde hazırlanmasıyla elde edilen; 4,5 mm damak dolgu modeli (Şekil 16).
- 3- 2,5 mm sağ kanin bölgesinde oluşturulan hasarlı bölge ve bu bölgedeki hasarın, abutment boyunun 2,5 mm artırılarak karşılanmasıyla oluşturulmuş; 2,5 mm abutment dolgu modeli (Şekil 17),
- 4- 4,5 mm sağ kanin bölgesinde oluşturulan hasarlı bölge ve bu bölgedeki hasarın, abutment boyunun 4,5 mm artırılarak karşılanmasıyla oluşturulmuş; 4,5 mm abutment dolgu modeli (Şekil 18),



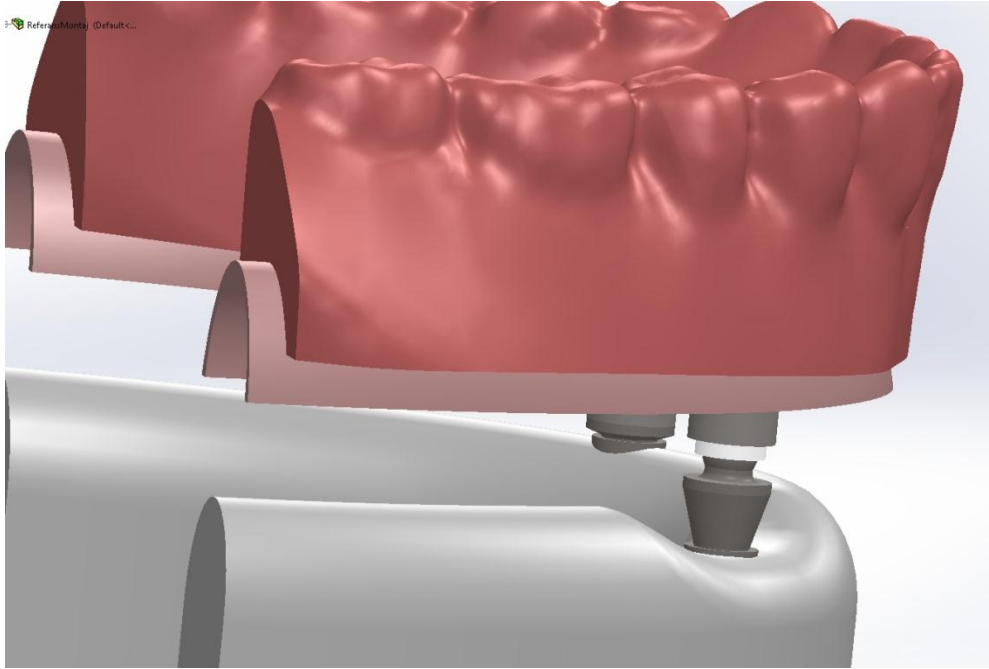
Şekil 14. Sistem ana montajı (Sağlıklı model)



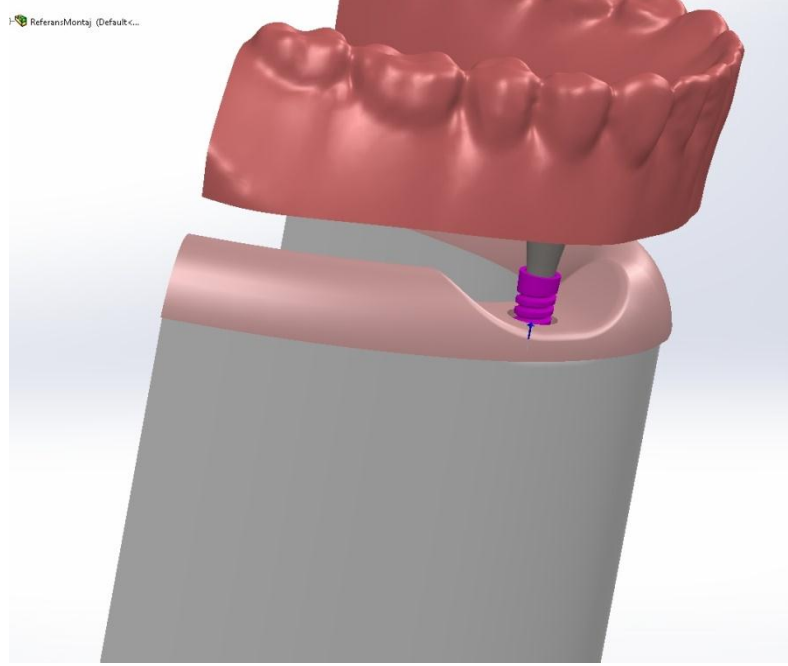
Şekil 15. 2,5 mm damak dolgu modeli



Şekil 16. 4,5 mm damak dolgu modeli



Şekil 17. 2,5 mm abutment dolgu modeli

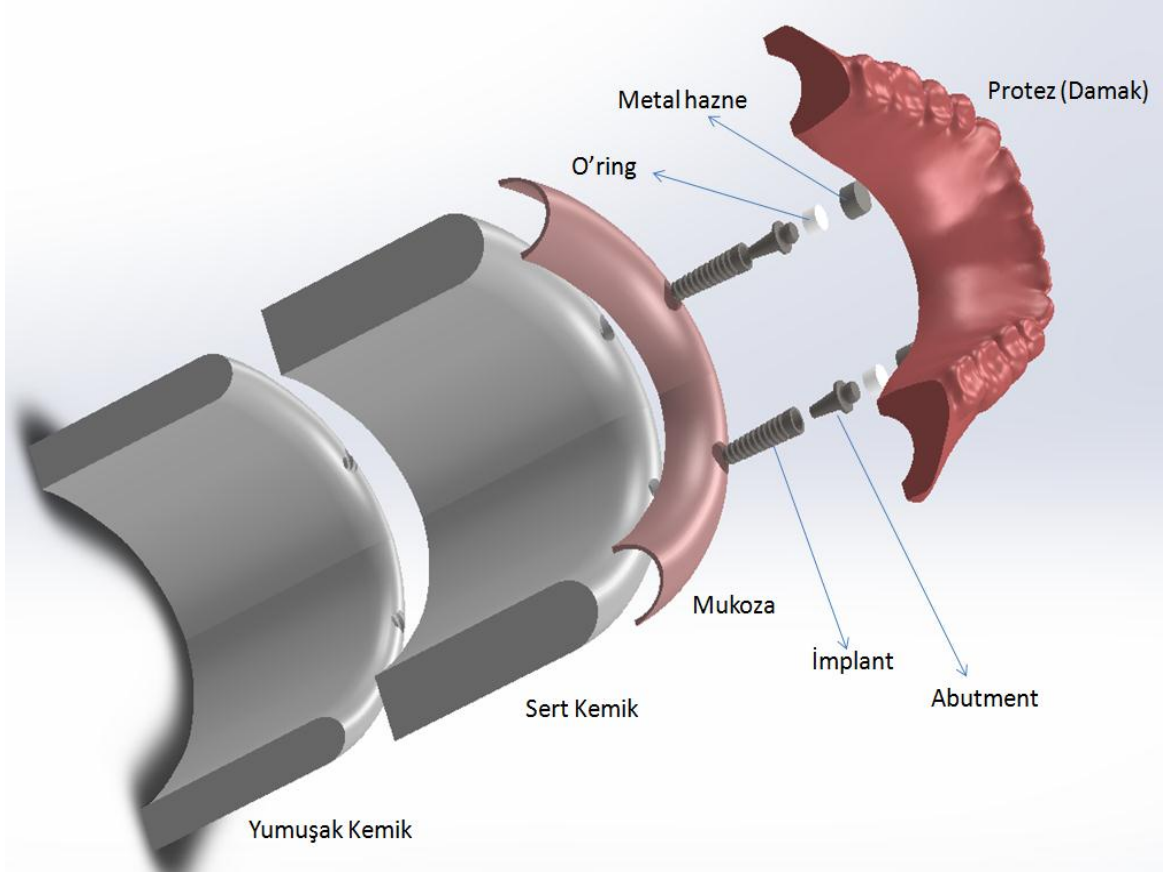


Şekil 18. 4,5 mm abutment dolgu modeli

2.1.4. Montaj Yapısının Oluşturulması

Bu kısımda katı modelleri elde edilen parçaların tamamı montaj sayfasına aktarıldı. Burada dikkat edilen nokta, içi boş çene kemiğinin öncelikli olarak çağrılarak orijininin ana orijin noktasıyla çakışmasını sağlamaktır. Böylece sistemde diğer modellerin oluşturulması sırasında kemik hasarları dışında herhangi bir farklılığın oluşmaması sağlandı. Sistemde foramen mentaleler arasına yerleştiren 2 adet implant, topuz başlı abutmentlar ve yardımcı bağlantı elemanları olan o-ring rubber ile paslanmaz çelik hazneleriyle protez ile alt çene kemiği arasındaki bağlantıyı sağlamaktadır.

Montaj alanındaki parçalar uygun pozisyonlarda konumlandırıldıktan sonra parçaların iç içe giren kısımları 'cavity' komutu yardımıyla boşaltıldı. Cavity komutu parça yüzeylerinin tam bir doğrulukla birbirleriyle temaslarına imkan vermektedir. Diğer modellerin montaj aşamaları sağlıklı model ile (Şekil 19) benzer şekilde gerçekleştirildi.



Şekil 19. Karşılaştırma modeli montaj profili

2.2. Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Modelleme

Katı modellemenin elde edilmesinin ardından oluşturulan modelin sayısal çözümü SolidWorks 2012 Programı Simulation Modülü kullanılarak gerçekleştirildi. Katı model verilerinin oluşturulmasında aynı programdan yararlandığı için herhangi bir veri aktarım işlemine tabi tutulmadan eklentiler içerisinde bulunan simulation modülü çalıştırılarak analiz kısmına geçildi. Çalışmamızın statik bir analiz olduğu program açılışındaki ilk ekranda belirtildi.

Analiz çalışmasının gerçekleştirilebilmesi amacıyla sisteme gerekli olan verilerin girilmesi gerekmektedir. Öncelikle malzeme özelliklerinin sisteme tanıtılmasıyla modül adım adım bu verileri kullanıcıdan istemesi sağlandı. Gerçekleştirilen çalışmada kullanılan veriler Tablo 2’de görülmektedir.

Tablo 2. Malzeme özellikleri

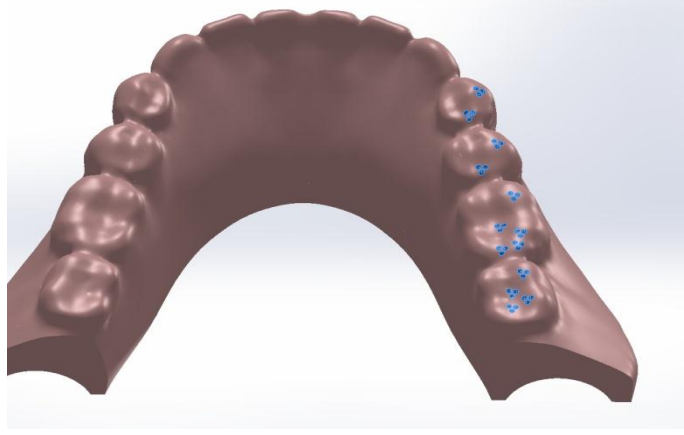
Material	Elastisite Modülü (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Protez	2700	242	0.30	Craig, 1989
Sert Kemik	14000	114,11	0.30	Ma v.d., 2006
Yumuşak Kemik	1500	-	0.30	Cowin, 1989
Titanyum	110000	559	0,35	Colling, 1984
Ti6Al4V	104800	827,37	0,31	Solidworks Mat., 2012
Mukoza	0,01	-	0.40	Maeda ve Wood, 1989
Paslanmaz Çelik	190000	172,34	0.31	Solidworks Mat., 2012
Plastik	5	-	0.45	Solidworks Mat., 2012

Malzeme özelliklerinin atanmasının ardından alt çene kemiği olarak modellenen parçanın alt taban yüzeyinden rijitliği sağlandı. Tüm modellerde parçaların sabitlenmesi aynı şekilde gerçekleşti.

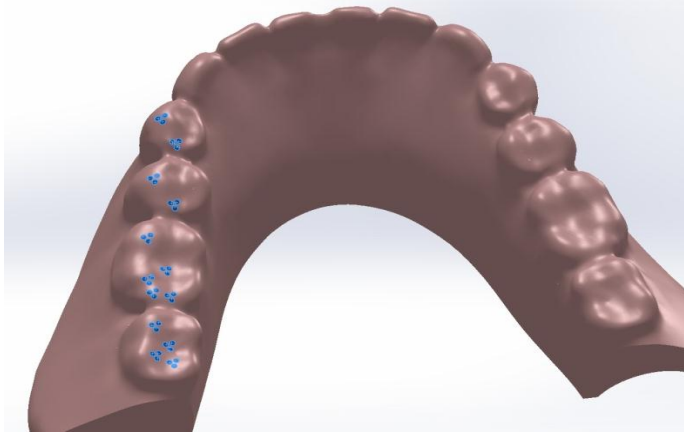
Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan modelin gerçek çalışma koşullarını yansıtabilmesi amacıyla kuvvet değerlerinin ve kuvvet uygulama bölgelerinin mümkün olduğunca literatürde yapılmış olan çalışmalarla uyumlu olmasına dikkat edildi. Bugüne kadar yapılan çalışmalar hareketli protezlerde maksimum ısırma kuvvetinin dişli hastalara oranla oldukça düşük değerlerde olduğunu göstermiştir. Yapılan çalışmalarda ısırma kuvvetlerinin posterior bölgelerde daha yüksek değerlerde olduğu belirtilmiştir. (Ferrario v.d., 2004). İmplant destekli protezlerde gerçekleştirilen çalışmalar ışığında maksimum ısırma kuvvetinin yaklaşık olarak 150 N olduğu tespit edilmiştir (Rismanchian v.d. 2009).

Yüklemeler alt çene kemiğinde posterior bölgeye uygulanarak her modelde aynı bölgede gerçekleştirildi. İlk yükleme 150 N protezin sağ kısmına (sağ yükleme), ikinci yükleme sol kısma 150 N (sol yükleme), üçüncü yükleme ise her iki kısma (sağ – sol yükleme) toplam 300 N (150 N sağ kısma + 150 N sol kısma) yük olarak uygulandı ve modellerin sonlu elemanlar yöntemine göre gerilme analizi gerçekleştirildi.

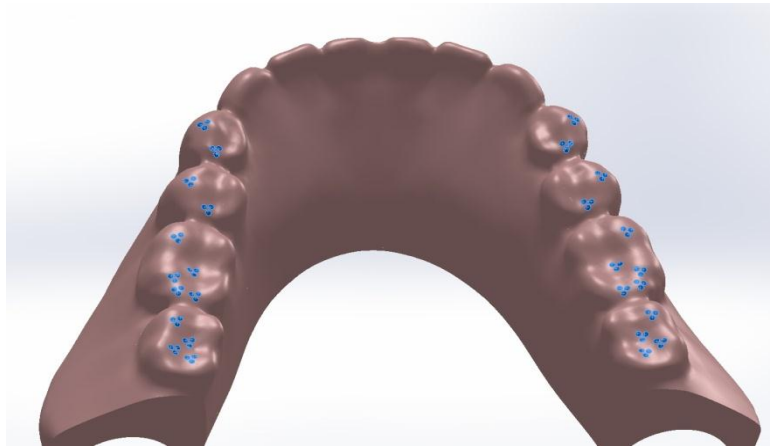
Yükleme temas bölgeleri ısırma esnasında ideal temas noktaları olarak sürekli aynı noktalara gelecek şekilde belirlendi. İdeal temas noktalarında her bir nokta 0,5 mm çapında temas alanına sahiptir (Yavuzylmaz, 2007). Bu noktalar Şekil 20, Şekil 21ve Şekil 22’te gösterilmiştir.



Şekil 20. Sağ temas noktaları



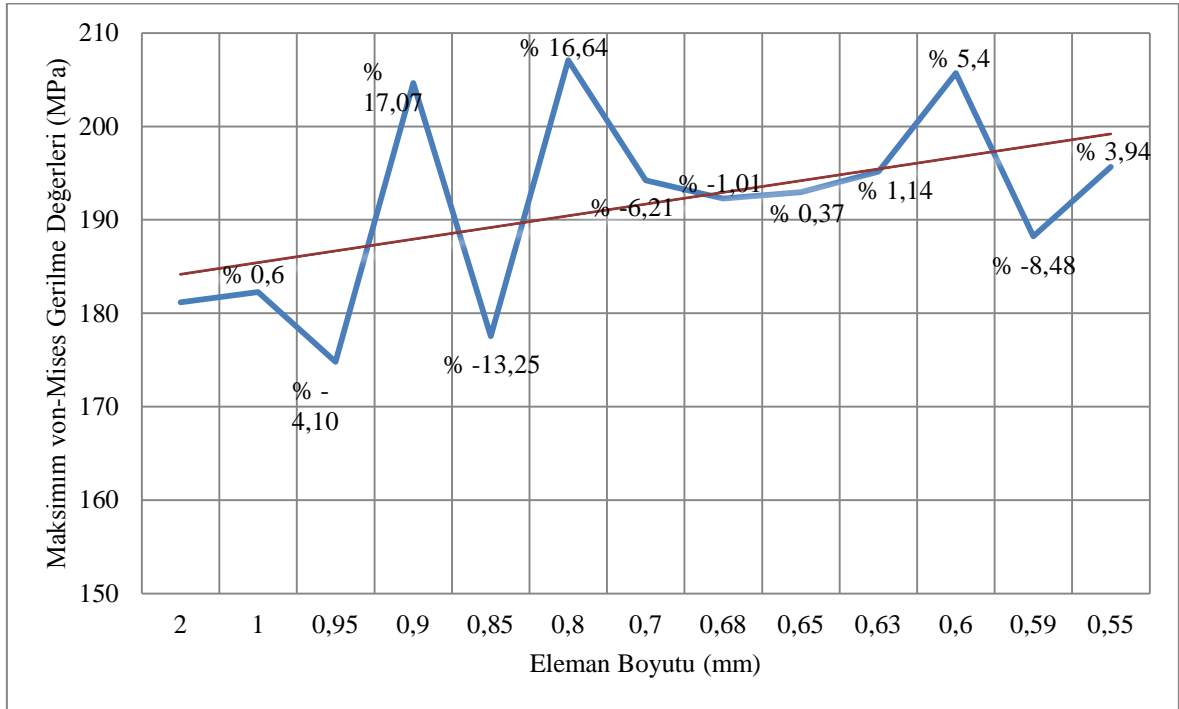
Şekil 21. Sol temas noktaları



Şekil 22. Sağ – sol temas noktaları

Analiz çalışmalarında gerçekleştirilen mesh yapı için dört düğüm noktalı tetrahedron yapılı sonlu eleman tipi seçildi ve eleman boyutu 0,65 mm olarak alındı. Eleman boyutu belirlenirken ön analizlerde gerilme değerlerinin yüksek çıktığı abutmentlarda, çeşitli eleman boyutlarıyla analiz çalışmaları gerçekleştirildi. Tablo 3’te görüleceği üzere eleman boyutlarının değişimleriyle birlikte, analizler sonucunda aynı bölgelerde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerlerinin değişim grafiği elde edilmiştir. Grafik üzerindeki yüzdesel değerlerde de görüleceği üzere 0,65 mm boyutundaki eleman yapısı için yüzdesel değişim % 0,37 değerlerinde görülmektedir. Bu verilerin ışığı altında uygun eleman boyutu 0,65 mm olarak alındı.

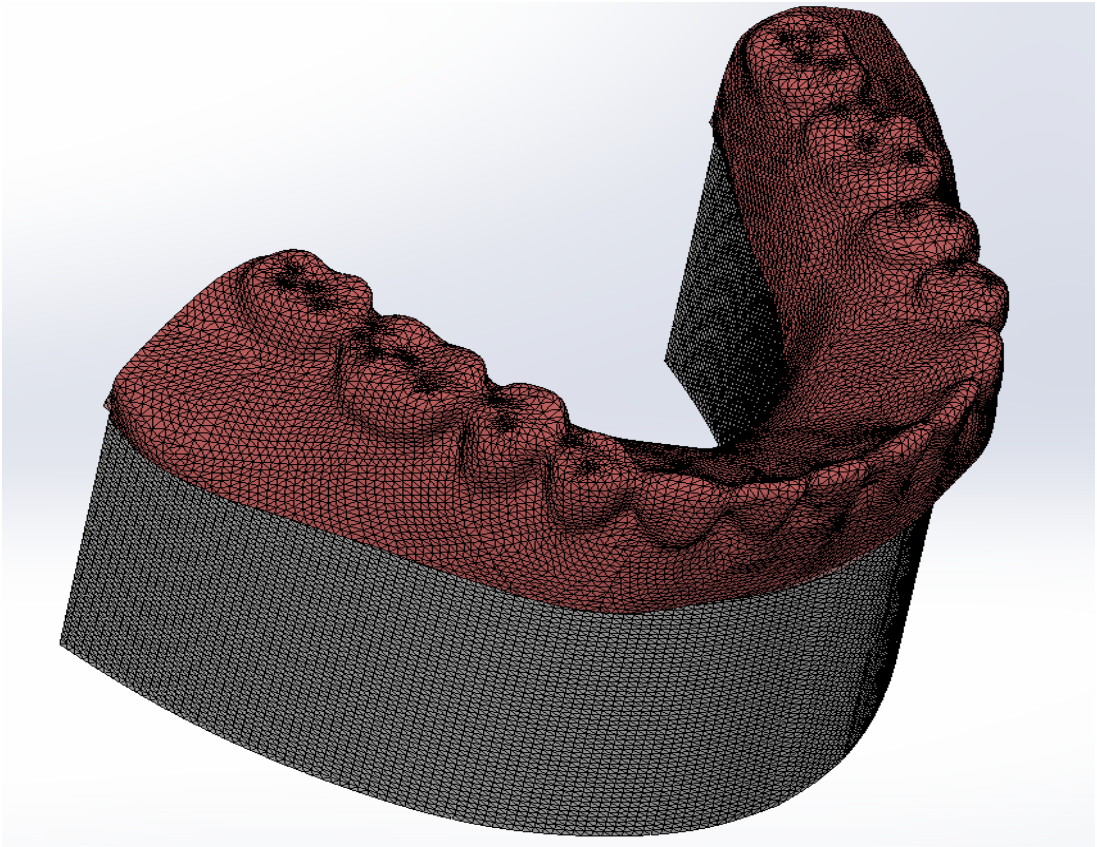
Tablo 3. Eleman boyutuna göre abutment üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri



Hazırlanan modellerin sonlu elemanlara bölünmesinin ardından (Şekil 23) elde edilen toplam eleman ve nod sayıları Tablo 4’te gösterilmiştir.

Tablo 4. Modellerin eleman ve nod sayıları

Model	Sağlıklı Model	2,5 Damak Dolgu Modeli	2,5 Abutment Dolgu Modeli	4,5 Damak Dolgu Modeli	4,5 Abutment Dolgu Modeli
Eleman Sayısı	809407	838044	1235596	1042113	1182676
Nod Sayısı	1129311	1169825	1680349	1448016	1582977



Şekil 23. Sağlıklı modelin sonlu elemanlar modeli

Yükleme koşulları sağlıklı model, 2,5 mm abutment dolgu modeli, 2,5 mm damak dolgu modeli, 4,5 mm abutment dolgu modeli ve 4,5 mm damak dolgu modeli olmak üzere 5 modele ayrı ayrı uygulanarak elde edilen değerler bulgular bölümünde sunulmuştur.

3. BULGULAR

Bu çalışma kapsamında hasarlı alt çene kemiğindeki farklılığın protez malzemesi veya abutment boyu ile tedavi edilmesiyle elde edilecek olan gerilmelerin değerlendirilmesi yapılmıştır. Ayrıca çalışmalarda hasarlı model analizleri ile hasarsız sağlıklı model analizinin karşılaştırılmasına yer verildi. Karşılaştırma çalışmalarında çene kemiğini oluşturan sert kemik, yumuşak kemik, sağ ve sol implantlar ile bu implantlara ait abutmentler ayrı ayrı incelendi ve durum değerlendirilmesi yapıldı. Ayrıca sert kemik ve yumuşak kemik için her analizde ortaya çıkan maksimum değerler ile bu değerlerin ortaya çıktığı bölgenin simetriğindeki değerler de irdelendi.

3.1. Sağ Bölgeden Uygulanan 150 N'luk Yükleme Durumu

3.1.1. Sert Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri

Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yükleme sonucu sert kemikte oluşan gerilme değerleri Tablo 5 ve Şekil 24-28'de detaylı bir şekilde verilmektedir. Bu şekiller incelendiğinde sağ implant uygulamasının bulunduğu bölgede, hasarsız sağlam çene kemiğine sağ bölgeden 150 N yükün yüklenmesiyle maksimum 28,5 MPa değerindeki gerilmenin ortaya çıktığı gözlemlendi. Bu yüklemenin sol implant uygulama bölgesinde de 4 MPa değerinde bir etkisinin söz konusu olduğu görülmüştür. Maksimum gerilme değeri sert kemik ile implant temas bölgesinde meydana gelmiştir.

2,5 mm damak dolgu modeli uygulanması incelendiğinde ise maksimum gerilme 16,6 MPa olarak sağ implant uygulama bölgesinde olduğu tespit edilmiştir. Modelde sol implant uygulama bölgesinde elde edilen maksimum gerilme 3 MPa değerindeyken, 4,5 mm damak dolgu modelinde 11,7 MPa gerilme değeri sağ implant uygulama bölgesinde maksimum değer olarak elde edilmiştir. Bunun yanı sıra sol implant uygulama bölgesinde ortaya çıkan gerilme değeri 3 MPa'dır.

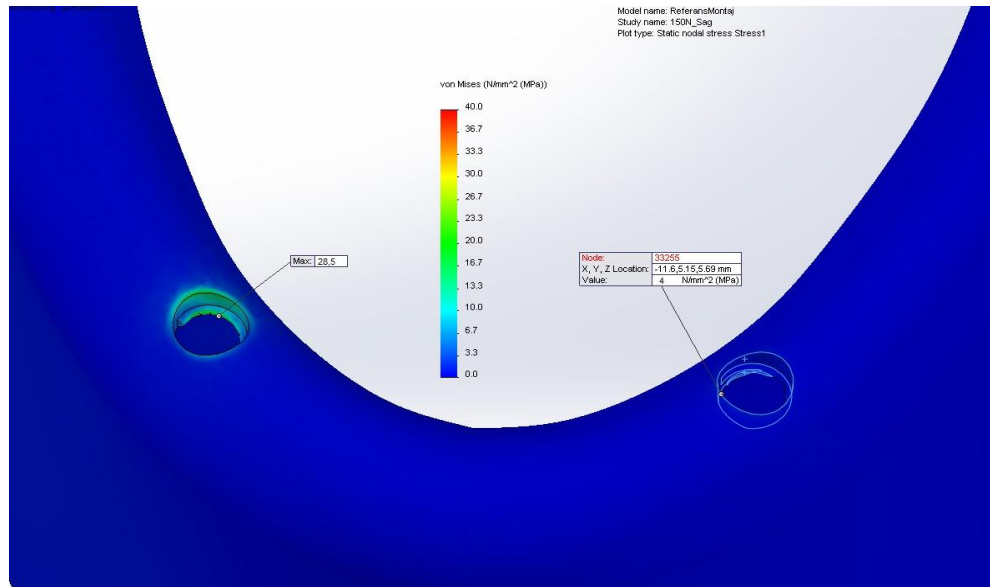
2,5 mm abutment dolgu modelinin verdiği sonuçlarda ise maksimum gerilme değeri sağ implant uygulama bölgesinde 17,1 MPa iken, sol implant uygulama bölgesinde ise oluşan maksimum gerilme değeri 2,6 MPa'dır. Buna karşı 4,5 mm abutment dolgu modelinde 14,8 MPa maksimum gerilme değeri sağ implant uygulama bölgesinde ortaya

çıkmiştir. Sol implant uygulama bölgesinde ise gerilme değeri 3,3 MPa olarak tespit edilmiştir.

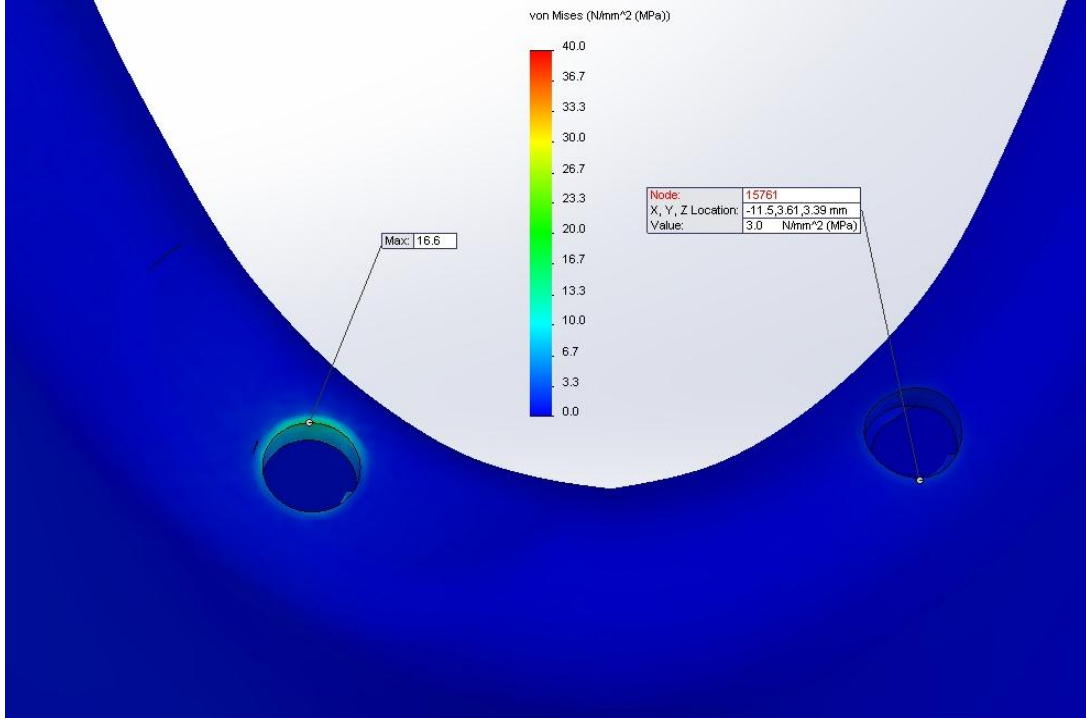
Elde edilen maksimum gerilmelerin tamamı implant uygulama bölgelerindedir. Değerlerden de anlaşılacağı üzere damak dolgu sistemlerde sert kemiğe iletilen yük, protez malzemesinin kemik ile temas alanının artmasından ötürü sürekli azalma göstermiştir. Bu değişim abutment dolgulu sistemlerde damak dolgulu modellere göre kayda değer bir nitelikte değildir.

Tablo 5. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yüklem durumunun sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

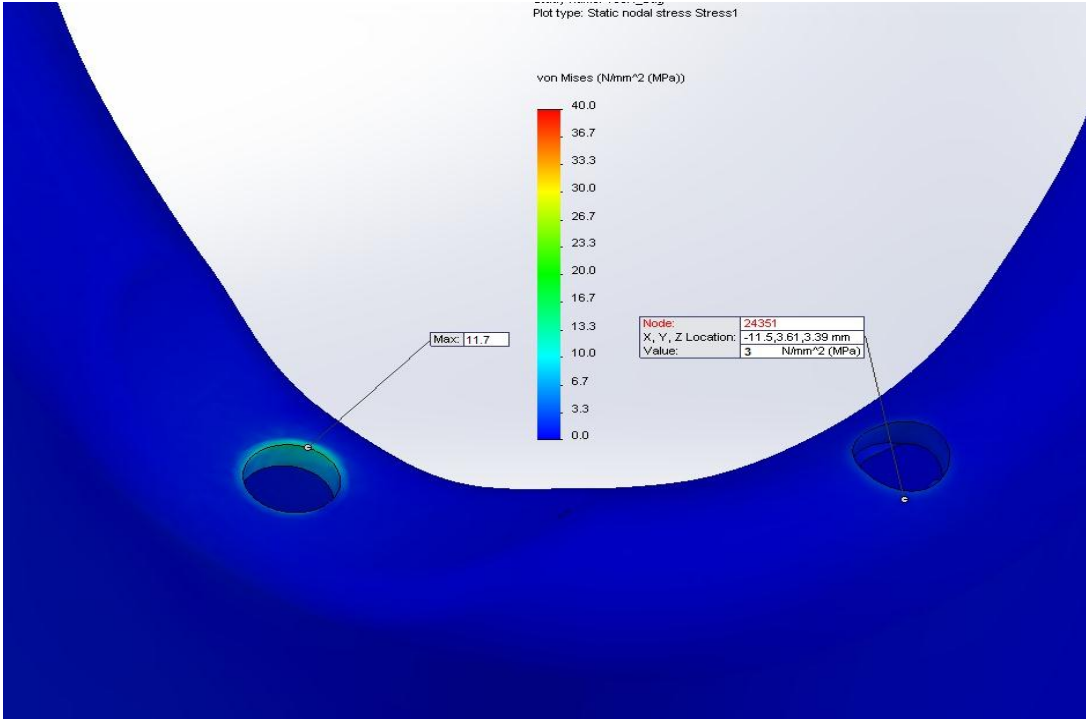
Sağlıklı Model [MPa]		2,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		2,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]	
Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
28,5	4	16,6	3	11,7	3	17,1	2,6	14,8	3,3



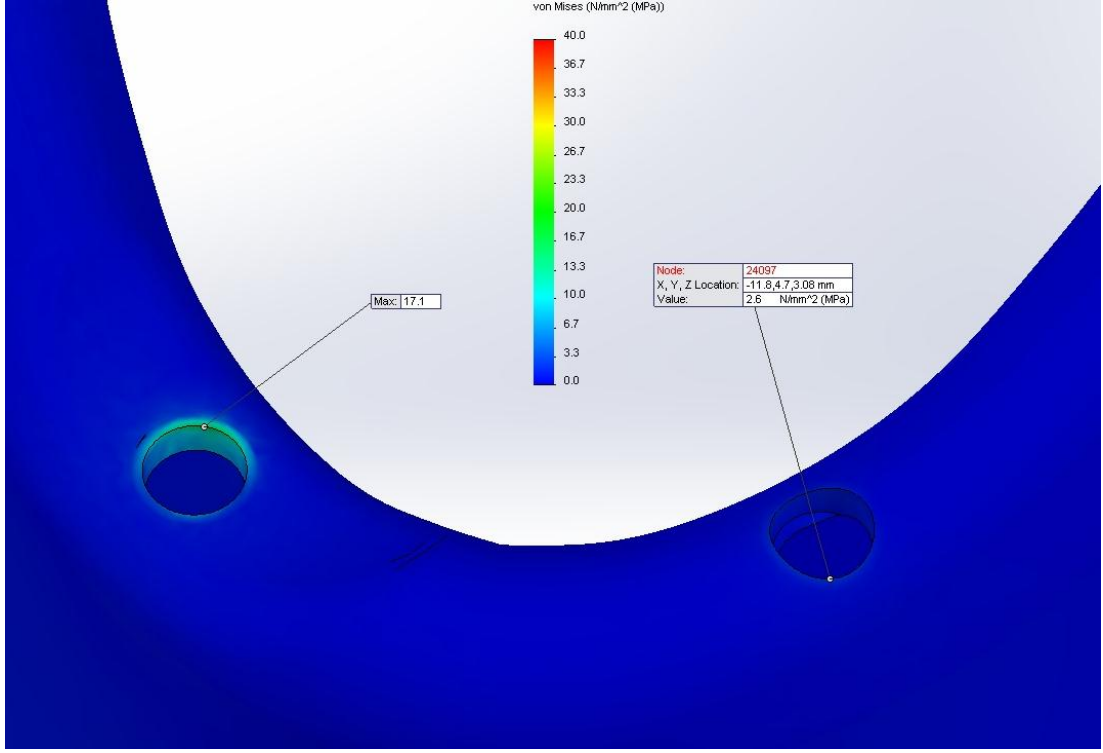
Şekil 24. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



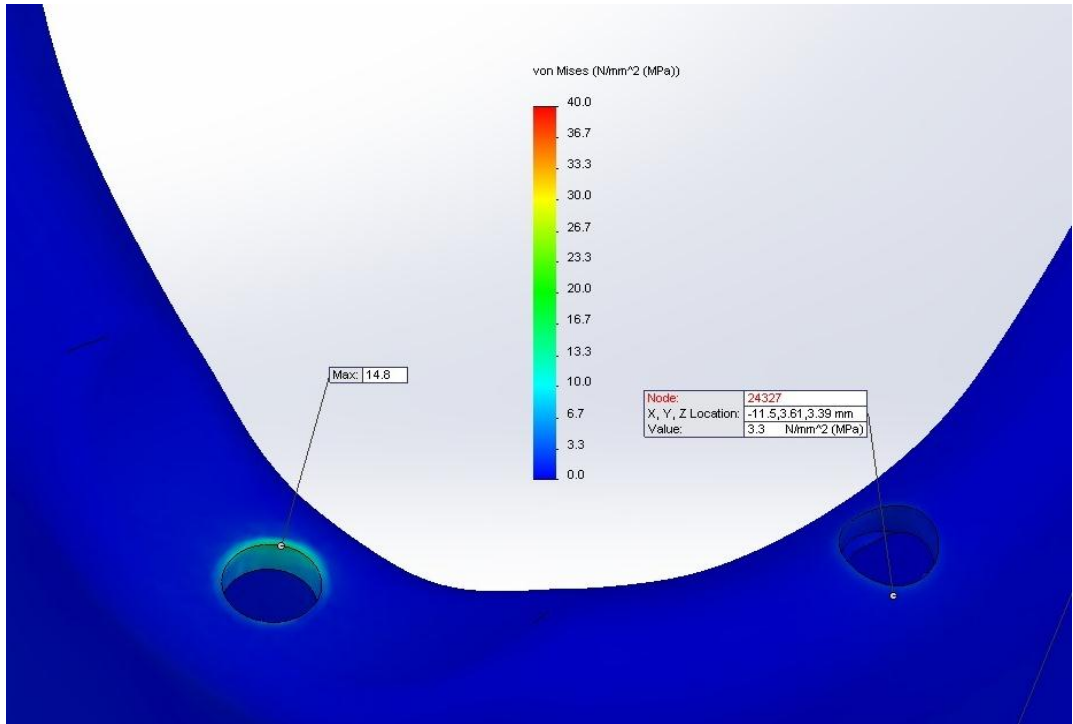
Şekil 25. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 26. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 27. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 28. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

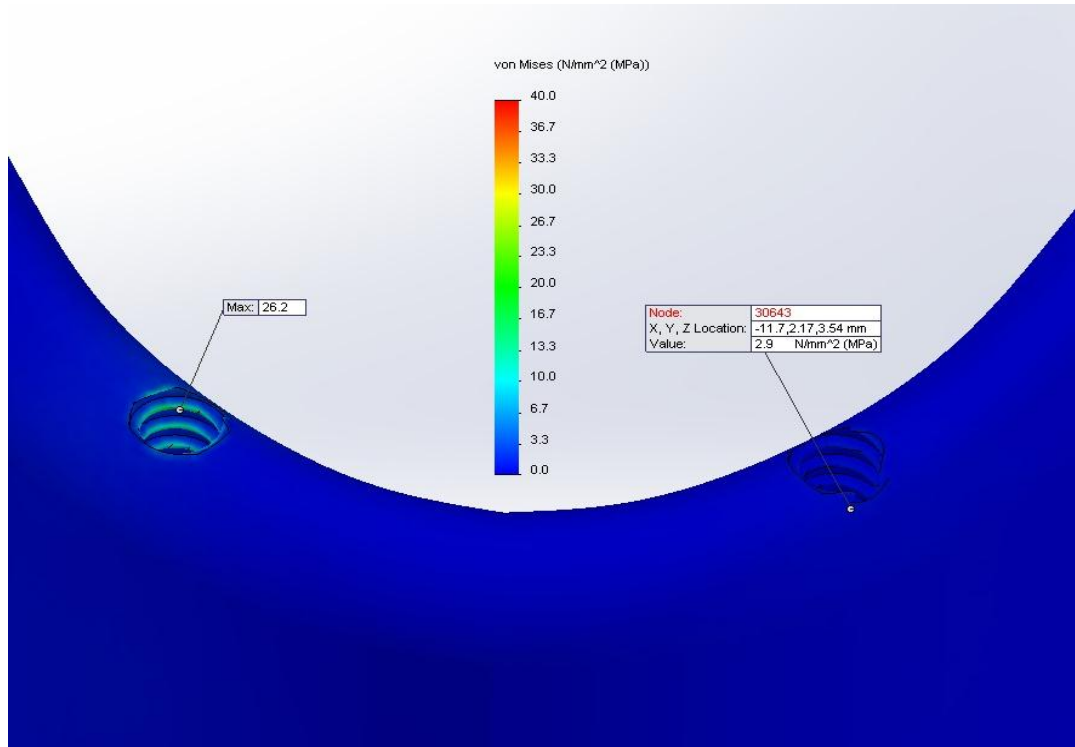
3.1.2. Yumuşak Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri

Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yükleme durumu sonucu yumuşak kemikte oluşan gerilme değerleri Tablo 6 ve Şekil 29-33'de detaylı bir şekilde verilmektedir. 150 N yükün hasarsız sağlam çene kemiğine sağ bölgeden uygulanmasıyla maksimum 26,2 MPa değerindeki gerilme, sağ implant uygulamasının bulunduğu bölgede ortaya çıkarken 2,9 MPa değerindeki gerilme ise sol implant uygulama bölgesinde olduğu gözlenmiştir. Elde edilen maksimum gerilmeler implant ile yumuşak kemik arasındaki temas bölgelerinde görülmüştür.

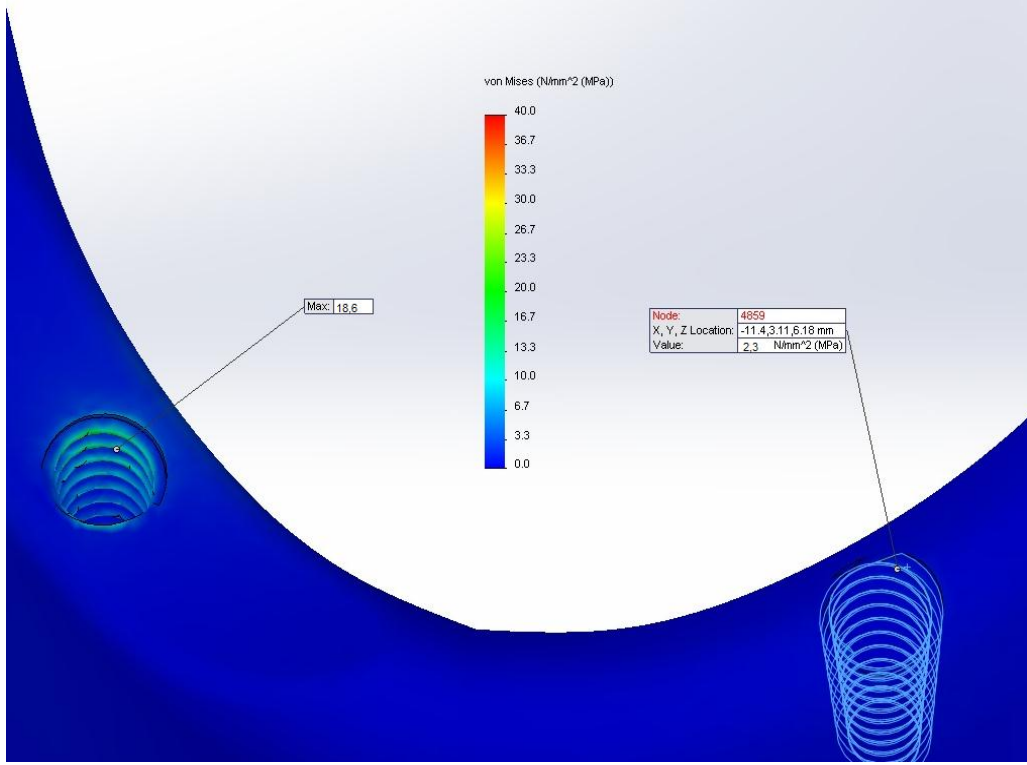
2,5 mm damak dolgu modelindeki uygulamada ise maksimum gerilme 18,6 MPa olarak implant uygulama bölgesinde ölçülürken modelde sol implant uygulama bölgesinde bu değer 2,3 MPa olarak ölçülmüştür. 150 N'luk sağ posterior bölgedeki yükleme 4,5 mm damak dolgu modeline uygulandığında ortaya çıkan 13,5 MPa'lık maksimum gerilme sağ implant uygulama bölgesinde oluşurken, sol implant uygulama bölgesinde 2,2 MPa olarak gerilme değeri görülmüştür. 2,5 mm abutment dolgu modelinin verdiği sonuçlar ise 19,1 MPa sağ implant uygulama bölgesi ve 2,2 MPa olarak sol implant uygulama bölgesinde gözlemlendi. 4,5 mm abutment dolgu modelinde gerçekleştirilen analizler sonucunda maksimum 18,7 MPa gerilme değeri yükün uygulanma bölgesi olan sağ bölgede oluşmasına karşı, sol implant uygulama bu değer 4 MPa'dır. Oluşan maksimum gerilmelerin tamamı implant uygulama bölgelerindedir. Değerlerden de anlaşılacağı üzere damak dolgu sistemlerde yumuşak kemiğe iletilen yük, protez malzemesinin sert kemik ile temas alanının artmasından ve yük iletiminin geniş bir alan ile gerçekleşmesinden ötürü sürekli bir azalma davranışı göstermektedir. Bu değişimin abutment dolgulu modellerde, damak dolgulu modellere göre kayda değer bir ölçüde olmadığı görülmüştür.

Tablo 6. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yüklemeye durumunun yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

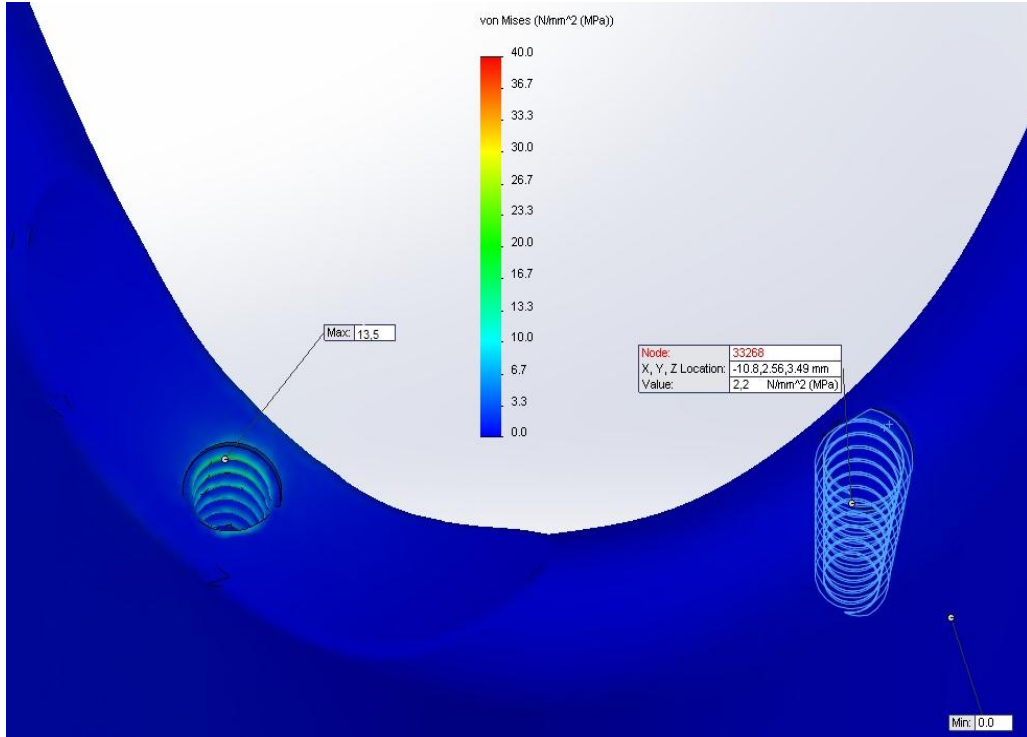
Sağlıklı Model [MPa]		2,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		2,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]	
Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
26,2	2,9	18,6	2,3	13,5	2,2	19,1	2,2	18,7	4



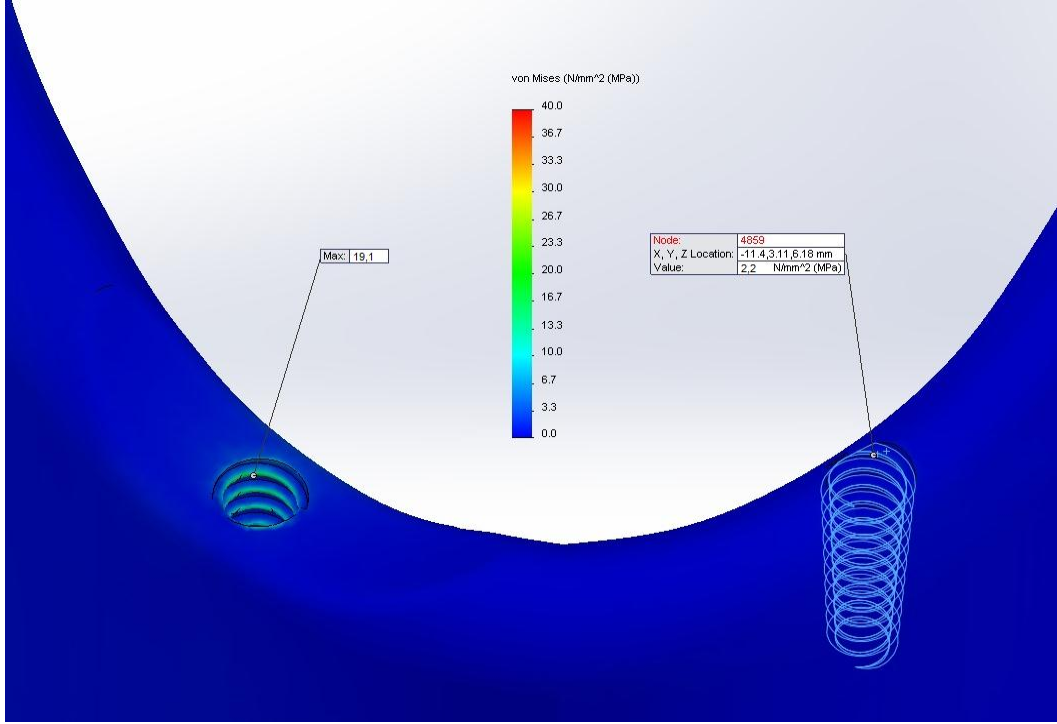
Şekil 29. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



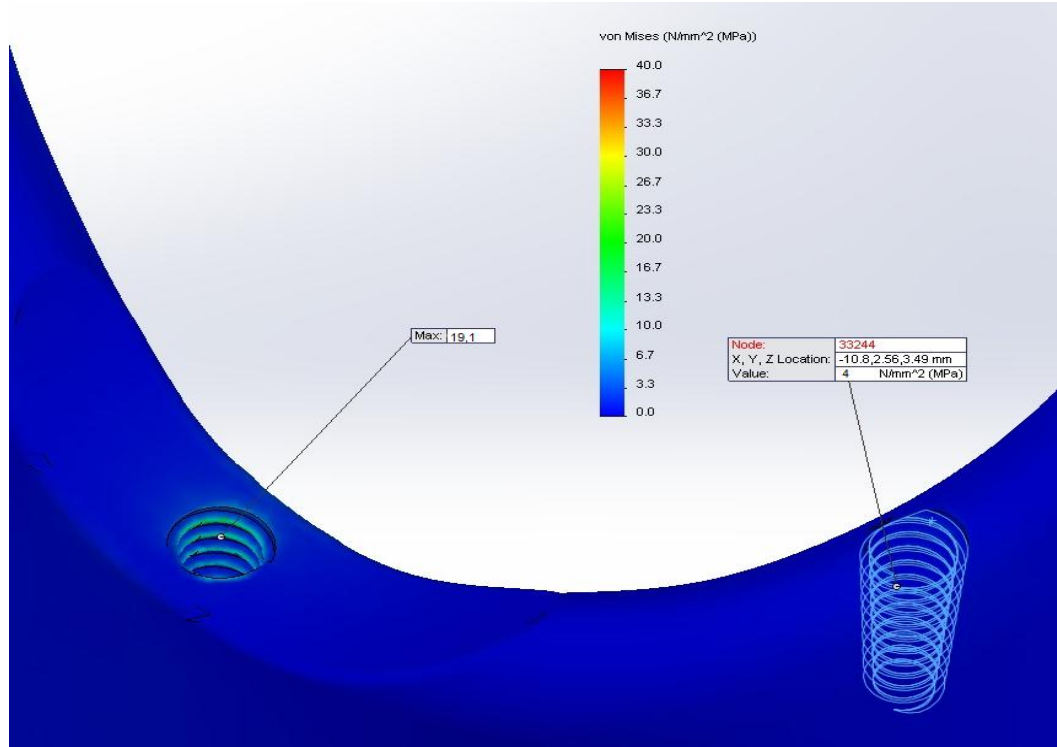
Şekil 30. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 31. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 32. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 33. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

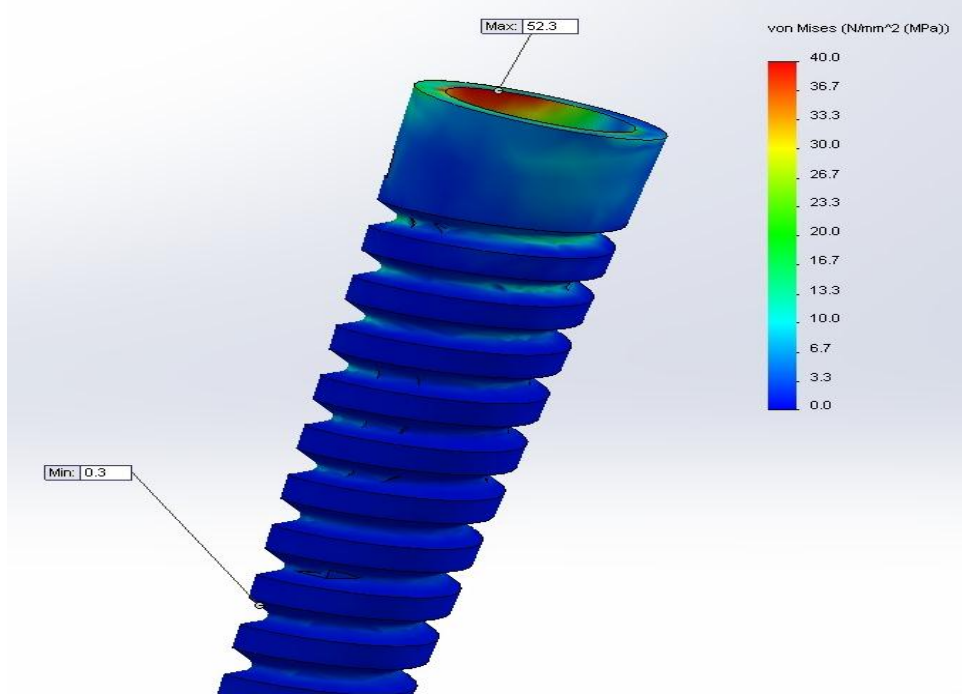
3.1.3. Sağ İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri

Uygulanan yükleme ile sağ implantta meydana gelen gerilme değerleri Tablo 7 ve Şekil 34-38’de ayrıntılı olarak verilmiştir. Yüklemenin sağlıklı çene kemiğine sağ bölgeden uygulanmasıyla abutment ile implant boyun bölgesinin temas yüzeyinde 52,3 MPa değerinde maksimum gerilme ortaya çıktığı gözlenmiştir. Aynı yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modeline uygulanmasında ise maksimum gerilmenin 43,4 MPa olarak aynı bölgede olduğu gözlemlendi. 150 N’luk yük uygulanmasında üçüncü model olan 4,5 mm damak dolgu modelinde bu değer 29 MPa maksimum gerilme değeri olarak belirlenmiştir. Yük uygulanmasının 2,5 mm abutment dolgu modelinde verdiği sonuçlar ise 51,3 MPa maksimum değerindeyken 4,5 mm abutment dolgu modelinde bu değer 43,8 MPa olarak tespit edilmiştir.

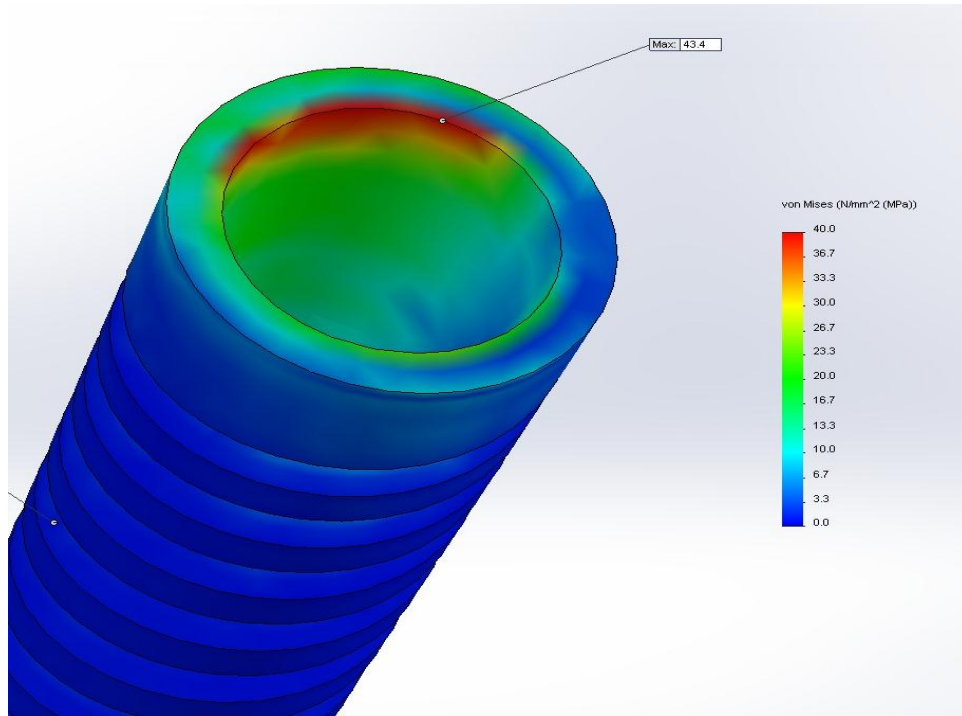
Elde edilen değerler incelendiğinde hasar oranlarının artmasının özellikle damak dolgu modellerinde implantlara etkileyen gerilmelerin azalmasına sebebiyet vermekte olduğu anlaşılmaktadır. Burada sert kemik ile temas alanı artan damak dolgu yük aktarımını geniş bir alan ile gerçekleştirdiğinden gerilme değerleri azalmaktadır. Bununla birlikte abutment dolgulu malzemelerde, kemikteki hasar oranının artması sağ bölgede bulunan implanta etkileyen yükünde azalmasına neden olmaktadır. Kemik hasar oranının artması, hasarlı bölgedeki sert kemik kalınlığının azalmasına dolayısıyla yer değiştirme oranlarının daha yüksek olmasına sebebiyet vermektedir. Bu durum proteze yük uygulaması sırasında sağlam bölge olan sol tarafın daha fazla yükü taşımasına neden olduğunu ortaya koymuştur.

Tablo 7. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sağ implantta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

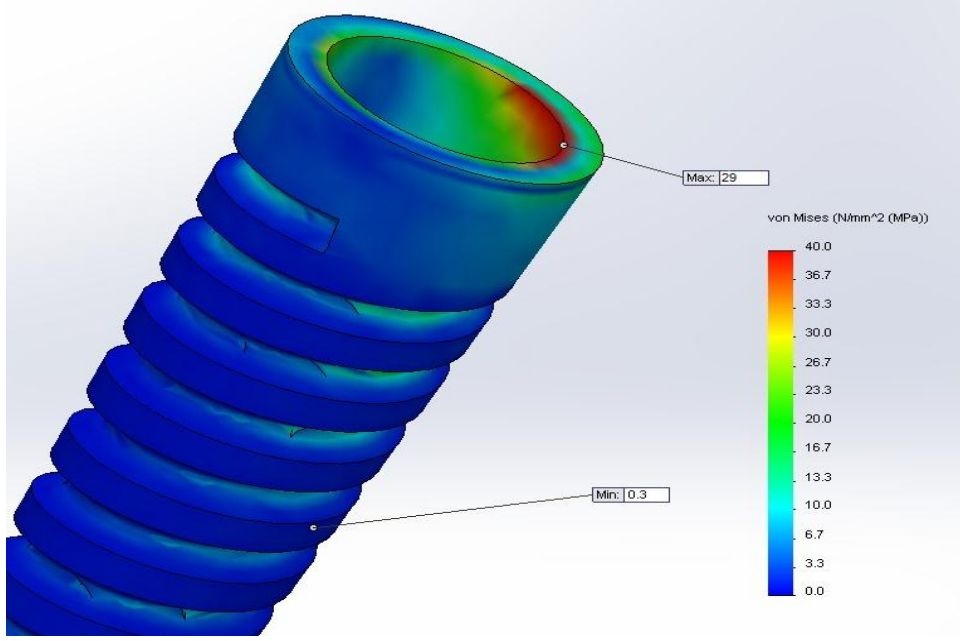
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
52,3	43,4	29	51,3	43,8



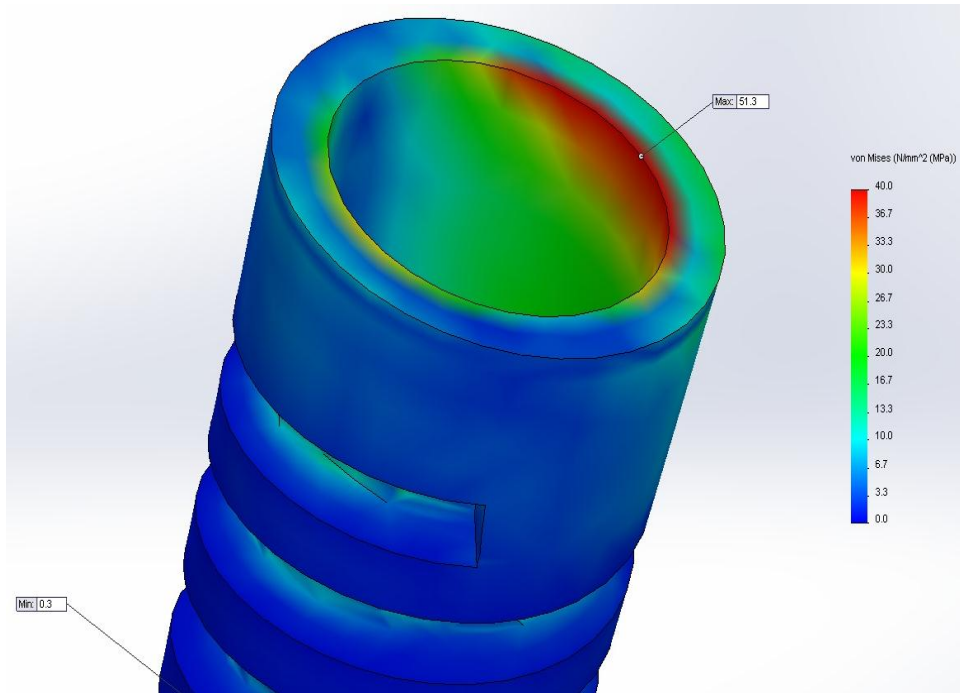
Şekil 34. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ implant üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



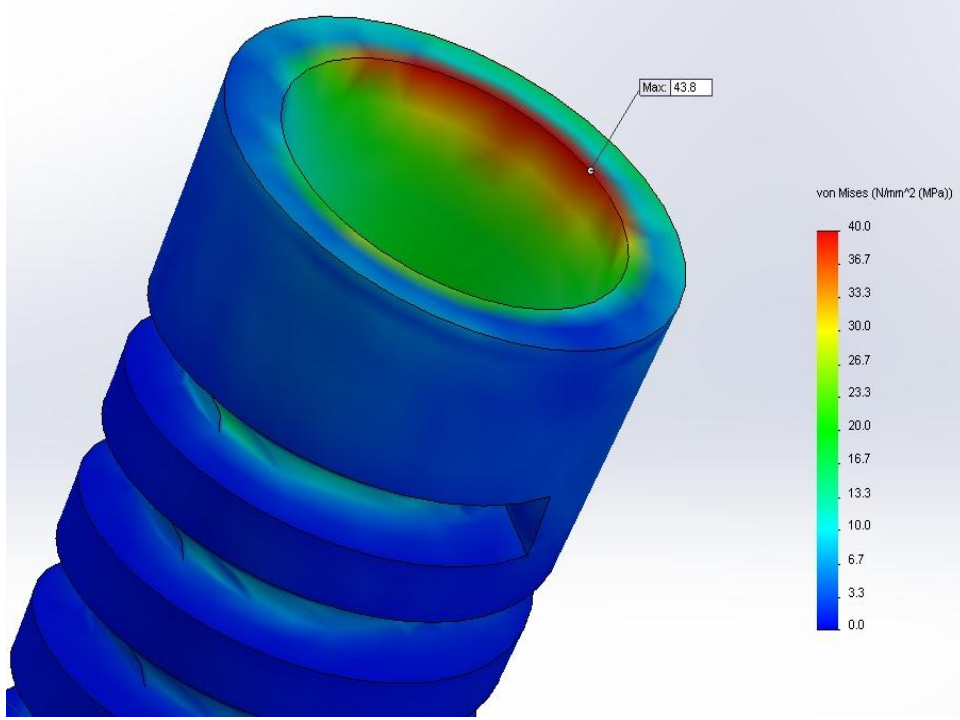
Şekil 35. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 36. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 37. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 38. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implant üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

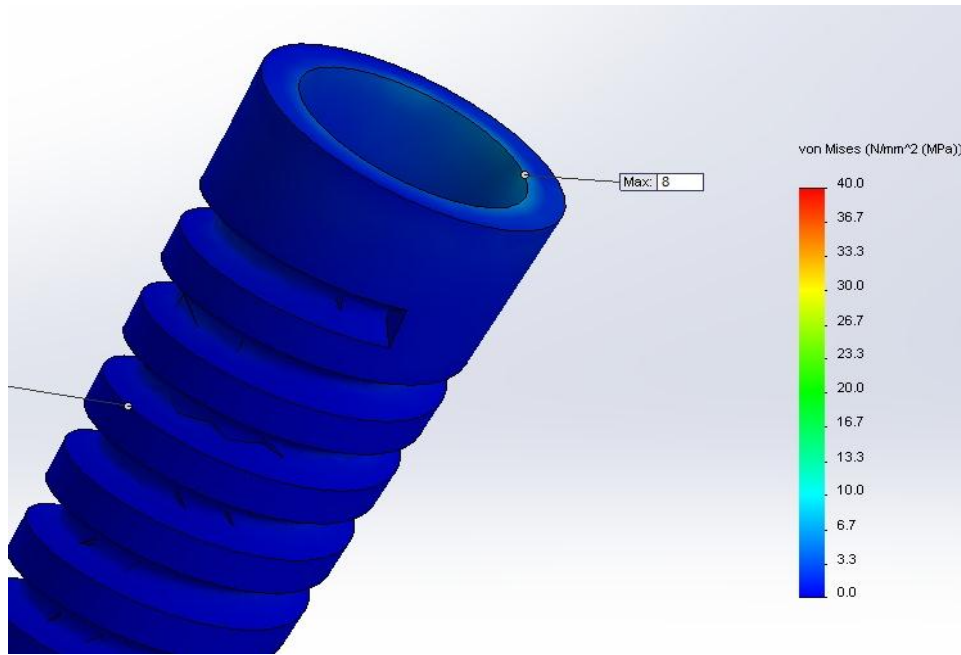
3.1.4. Sol İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri

Proteze sağ posterior bölgesinden 150 N yükün uygulanması sonucunda oluşan gerilme değerleri Tablo 8 ve Şekil 39-43'de ayrıntılı olarak verilmiştir. Yüklemenin sonucunda karşılaştırma modelimiz olan sağlıklı modelde maksimum 8 MPa değerinde bir gerilme değeri ortaya çıkmıştır. 2,5 mm damak dolgu modeli için maksimum gerilme değeri 10,7 MPa olarak elde edilmiştir. Hasar oranının artırıldığı 4,5 mm damak dolgu modelinde ise yüklemenin oluşturduğu maksimum gerilme 12 MPa olarak gözlenmiştir.

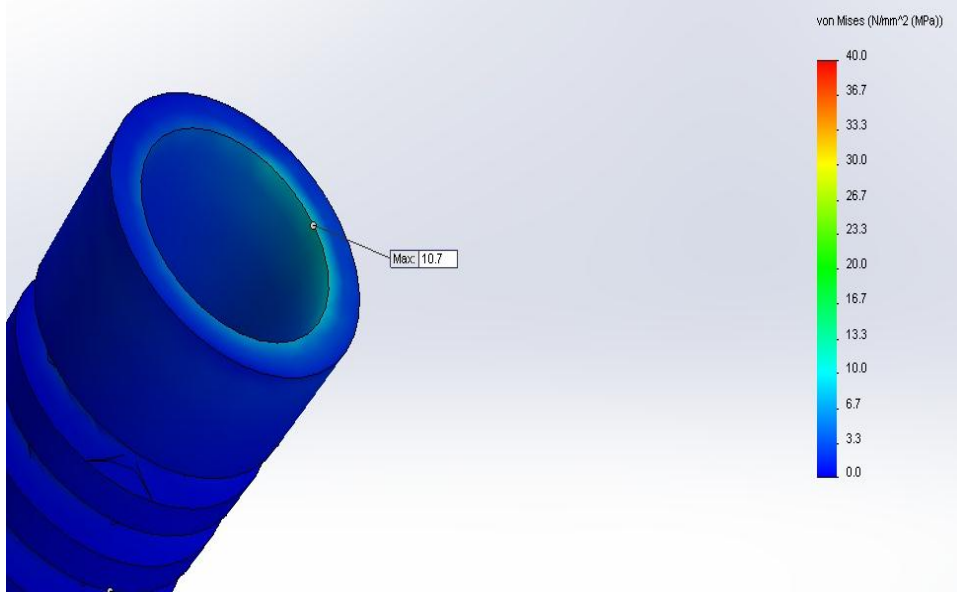
2,5 mm abutment dolgulu modelde yüklemenin etkisiyle implant üzerinde maksimum 10 MPa'lık bir gerilme değeri etki etmiştir. Bu durum 4,5 mm abutment dolguda ise 11,6 MPa'dır.

Tablo 8. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yüklemeye durumunun sol implantta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

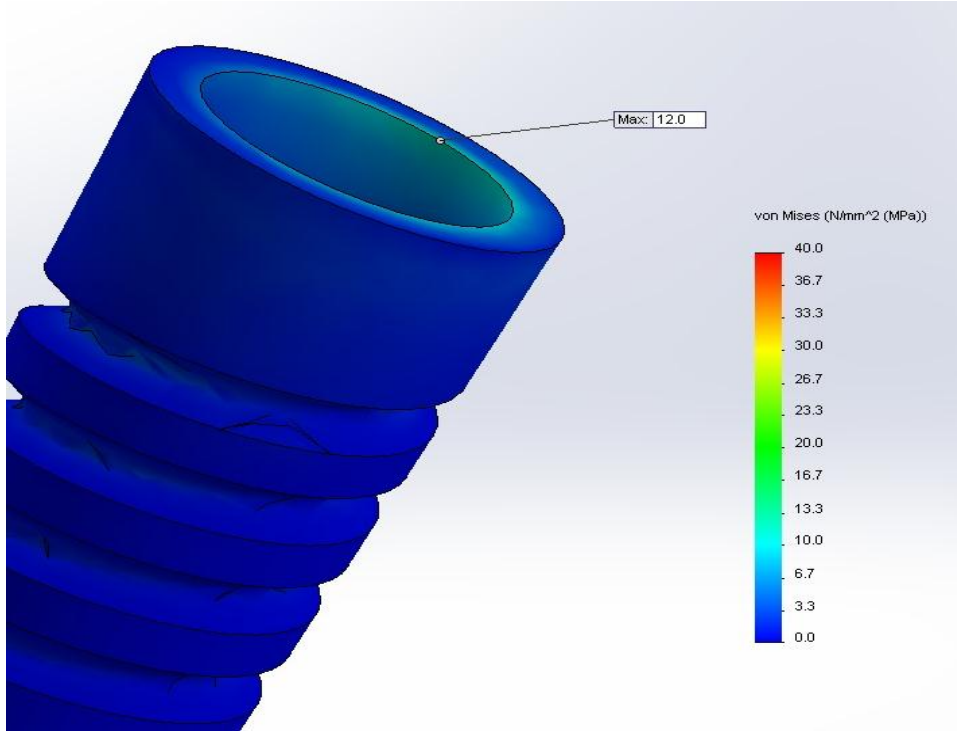
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
8	10,7	12	10	11,6



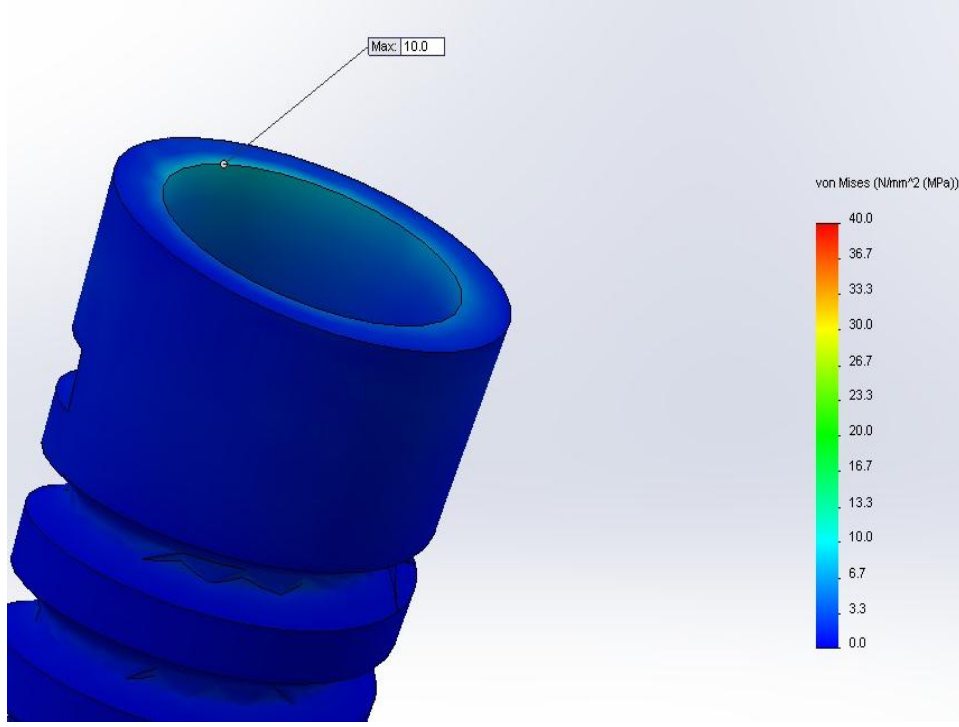
Şekil 39. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol implant üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



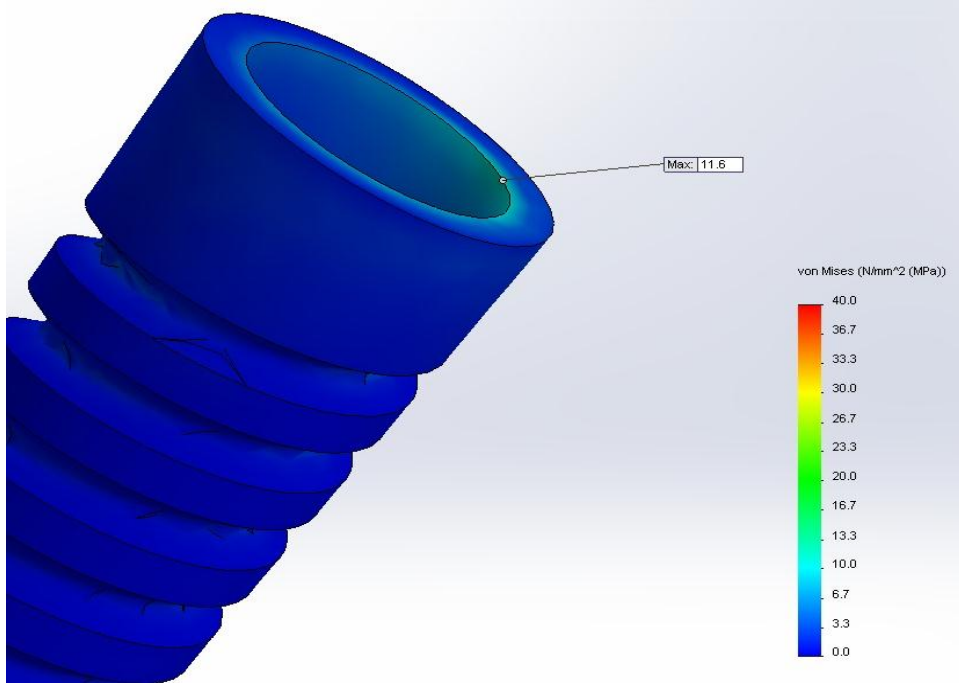
Şekil 40. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 41. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 42. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



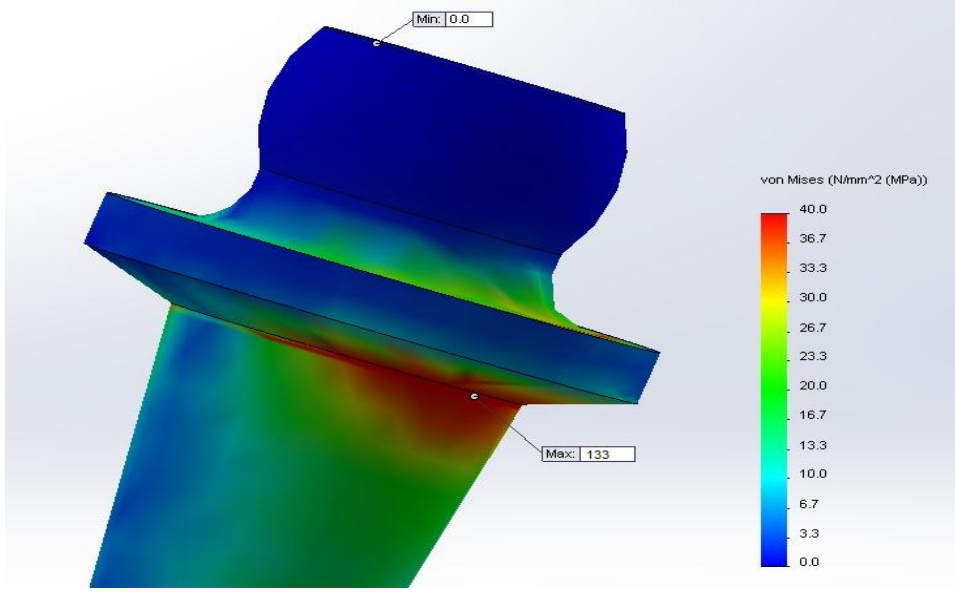
Şekil 43. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sol implant üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

3.1.5. Sağ Abutmentta Oluşan Gerilme Değerleri

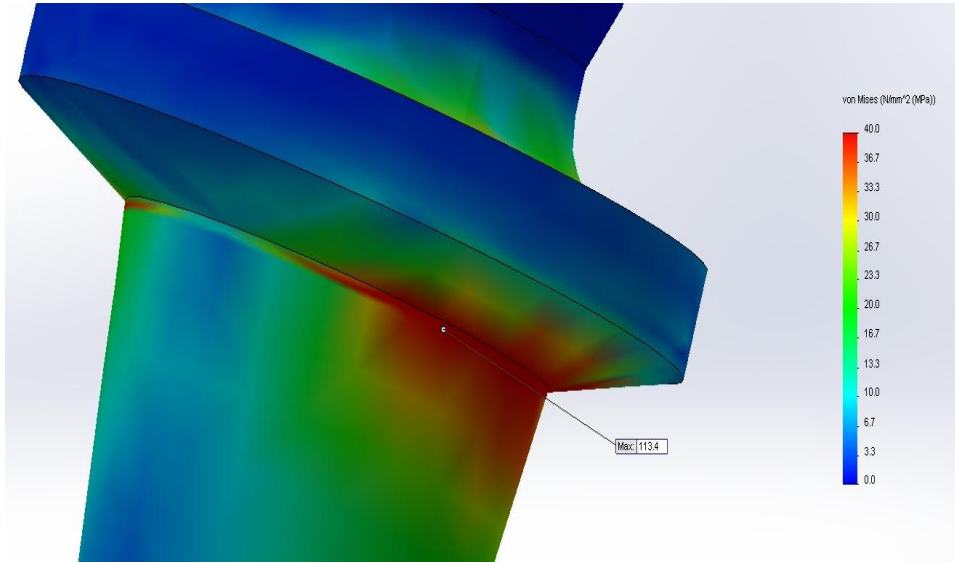
Hasarlı bölgede yer alan abutment üzerinde oluşan gerilme değerleri Tablo 9 ve Şekil 44-48 de ayrıntılı olarak gösterilmiştir. Yükleminin sağlıklı modelde oluşturduğu maksimum 133 MPa değerindeki gerilmenin sağ abutmentın boyun bölgesinde geniş bir alanda ortaya çıktığı Şekil 44'te de görülmektedir. 2,5 mm damak dolguda maksimum 113,4 MPa değerindeki gerilme yine abutmentın boyun kısmında daha dar bir bölgede meydana gelmişken 4,5 mm damak dolgu modeli için maksimum gerilme 78 MPa'lık bir değere düşmüştür. Yükleminin 2,5 mm abutment dolgu modeli için maksimum 120,4 MPa'lık gerilme değeri elde edilmiştir. Hasar oranı yüksek model olan 4,5 mm abutment dolgu modeli uygulamasında ise maksimum 104,9 MPa değerinde ki gerilme abutmentın yine boyun kısmında meydana gelmiştir. 4,5 mm abutment dolgu modelindeki bu gerilme değeri 2,5 mm damak dolgu modeline göre oldukça yüksektir. Yüklemlerde gerilmeler abutment boyun bölgesinde ortaya çıktığı gözlenmiştir. Bu bölge modellerde en yüksek gerilme değerlerinin olduğu kritik alanlar olarak görülmüştür.

Tablo 9. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sağ abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

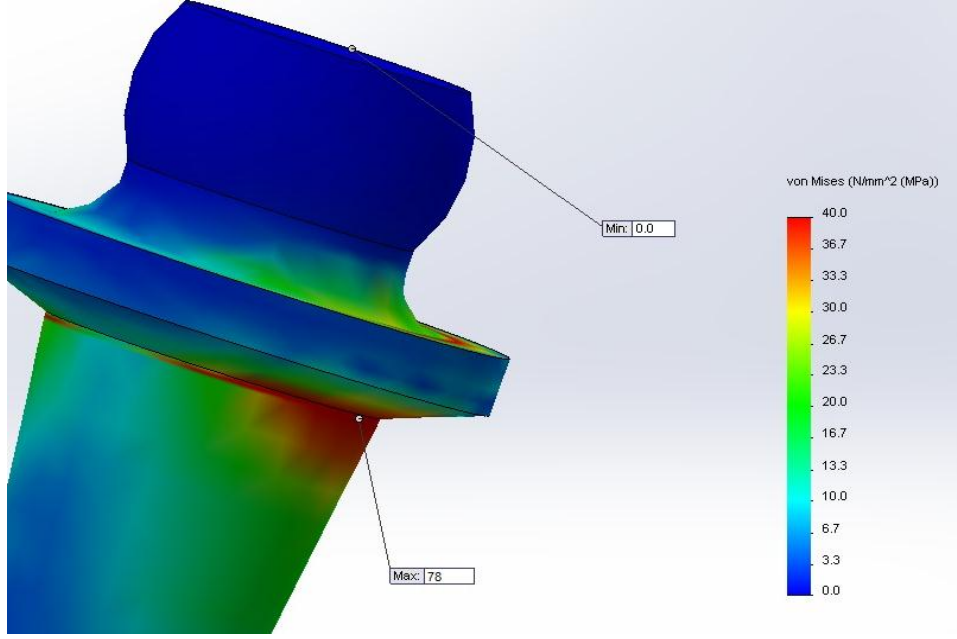
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
133	113,4	78	120,4	104,9



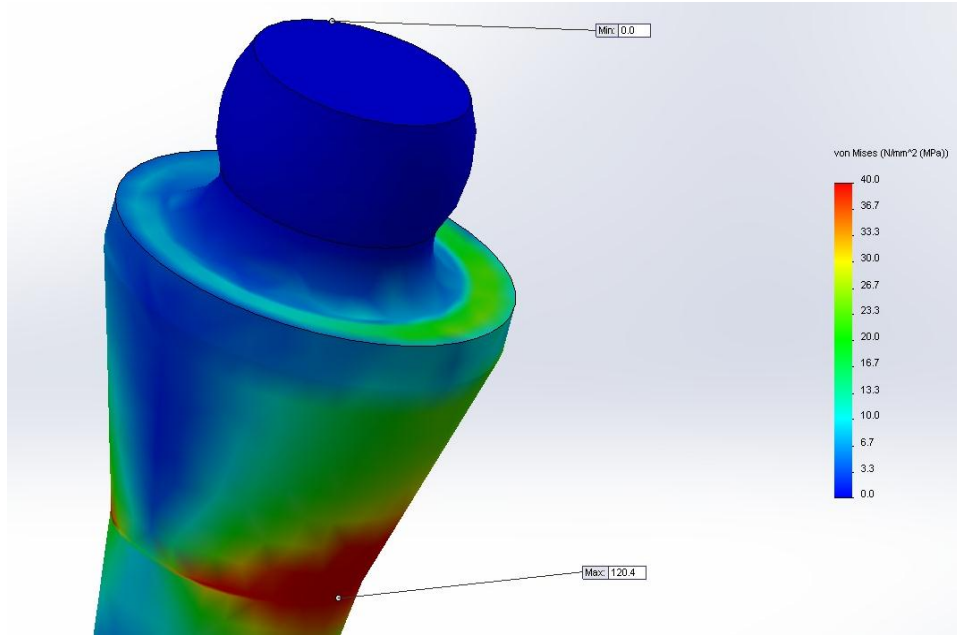
Şekil 44. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



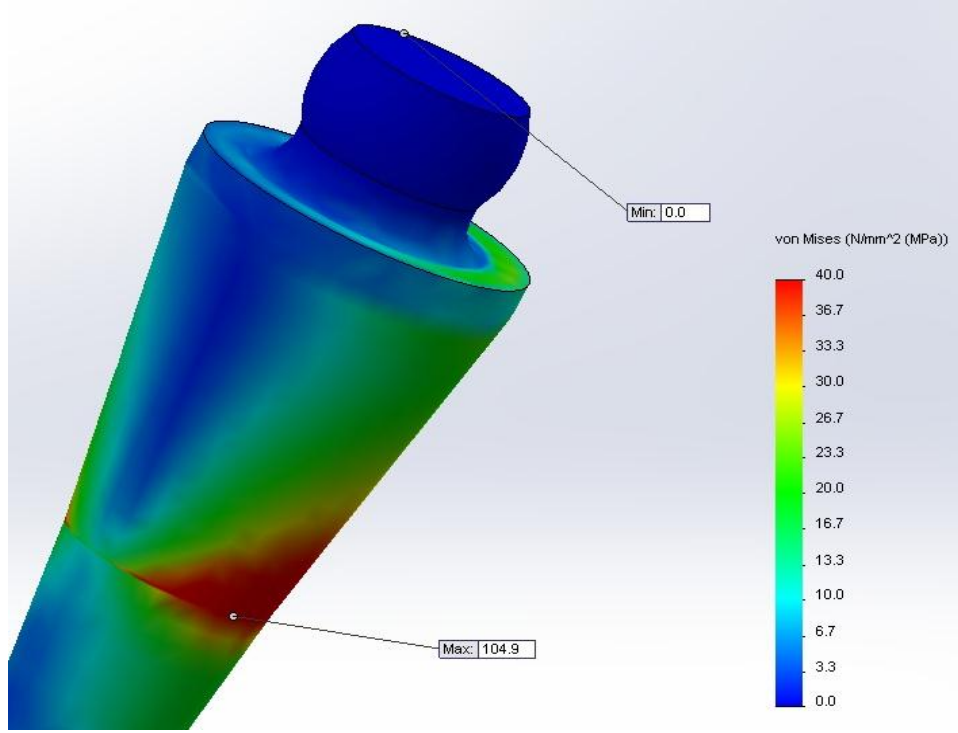
Şekil 45. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 46. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 47. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



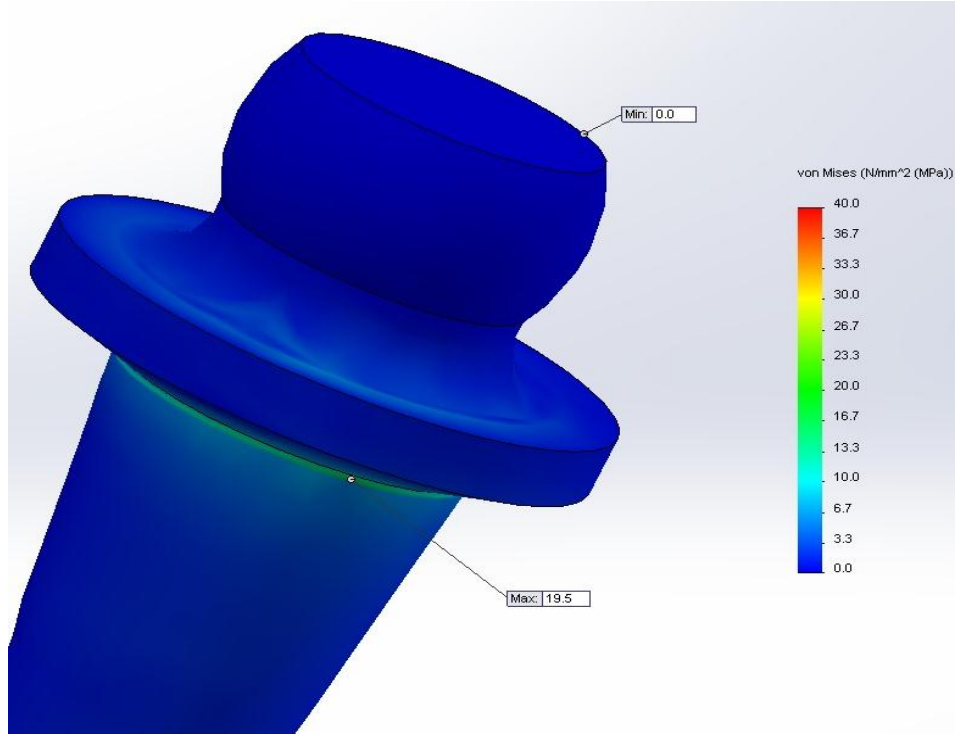
Şekil 48. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

3.1.6. Sol Abutmentta Oluşan Gerilme Değerleri

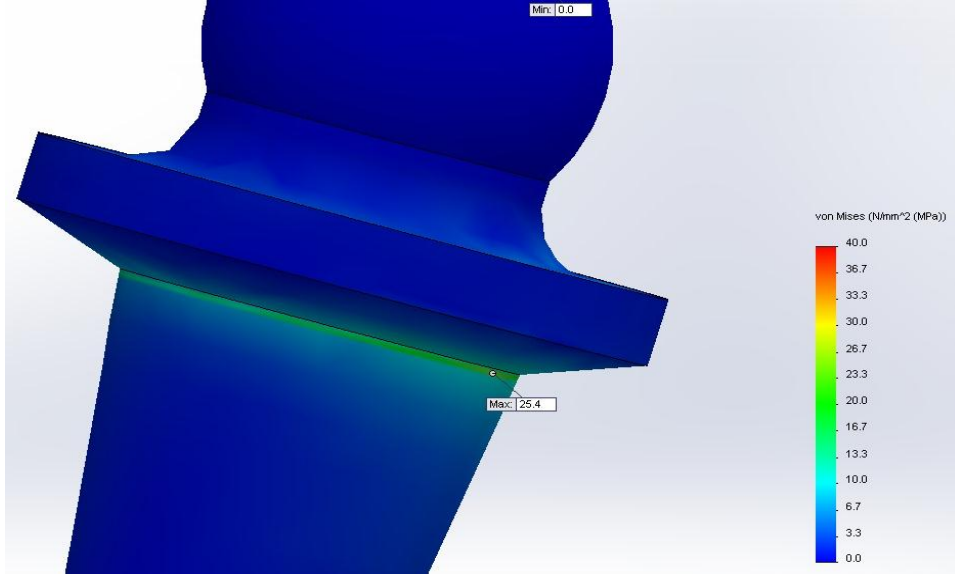
Tablo 10 ve Şekil 49- 53 de ayrıntılı olarak sunulan gerilme değerleri modellerin sağlam bölgelerindeki abutmentlar için hazırlanmıştır. Sağlıklı modelin bu bölgesindeki abutmentta, proteze sağ taraftan 150 N değerinde bir yük uygulandığı zaman 19,5 MPa'lık bir gerilmenin ortaya çıktığı gözlenmiştir. 2,5 mm damak dolgu modeli için aynı yükleme şartlarında abutment üzerinde maksimum 25,4 MPa değerinde gerilme meydana gelmiştir. 4,5 mm damak dolgu modelinde abutmentta gözlemlenen maksimum gerilme değeri ise 27,1 MPa'dır. Sağ posterior bölgeden yük uygulanmasına karşı sol abutmentta gerilme değerlerinde ciddi bir artış gözlemiştir. Abutment dolgulu modellerden 2,5 mm abutment dolgu modelde ortaya çıkan maksimum gerilme 24 MPa iken yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modeline uygulanması sonucu sol sağlam bölgede yer alan abutment üzerinde oluşturduğu maksimum gerilme değeri ise 26,9 MPa'dır.

Tablo 10. Sağ bölgeden uygulanan 150 N yüklemeye durumunun sol abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

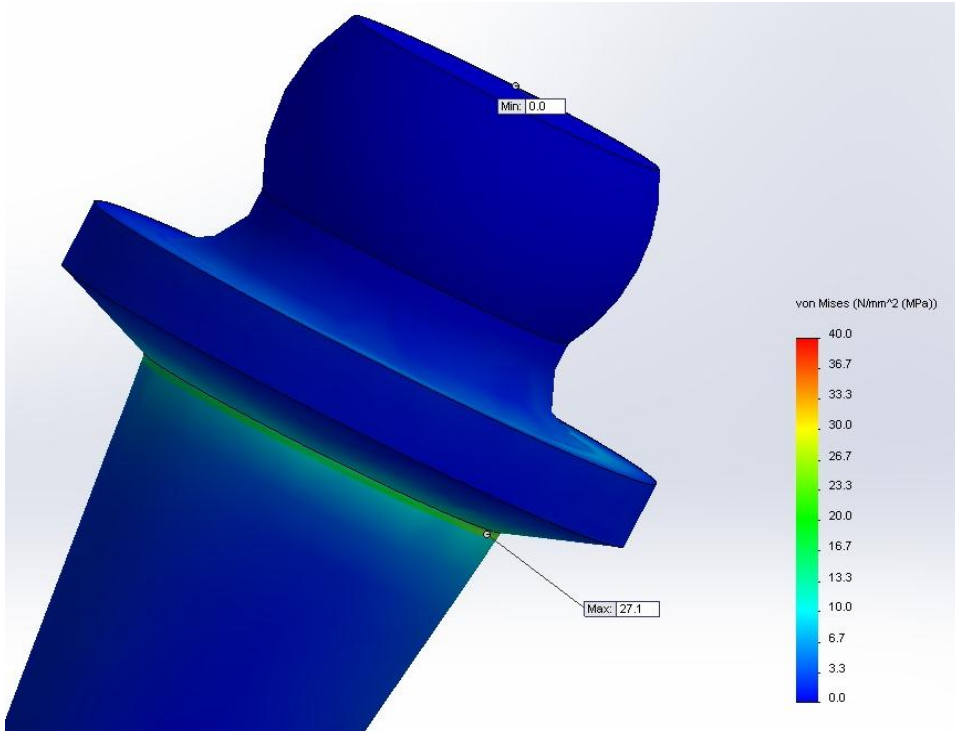
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
19,5	25,4	27,1	24	26,9



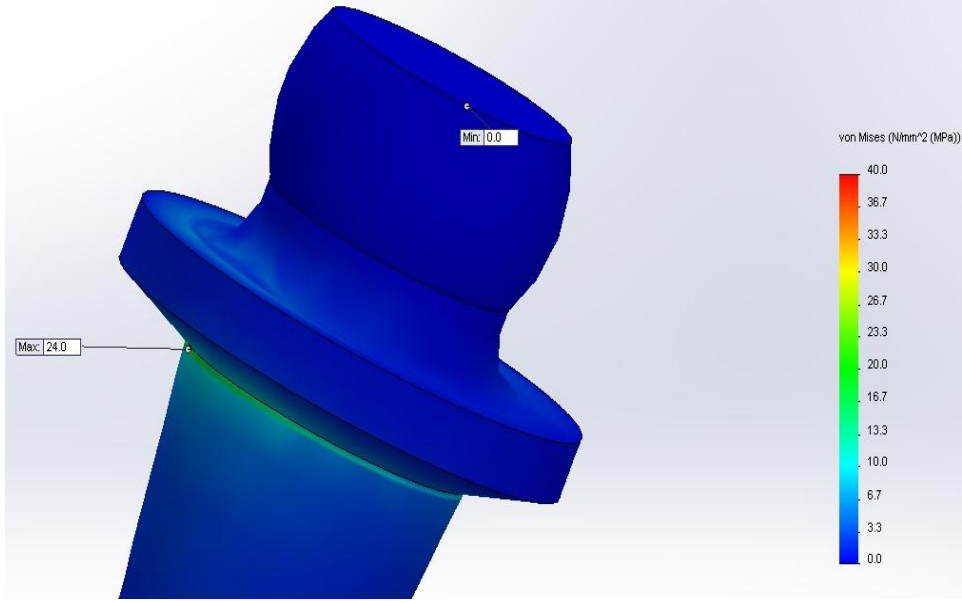
Şekil 49. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



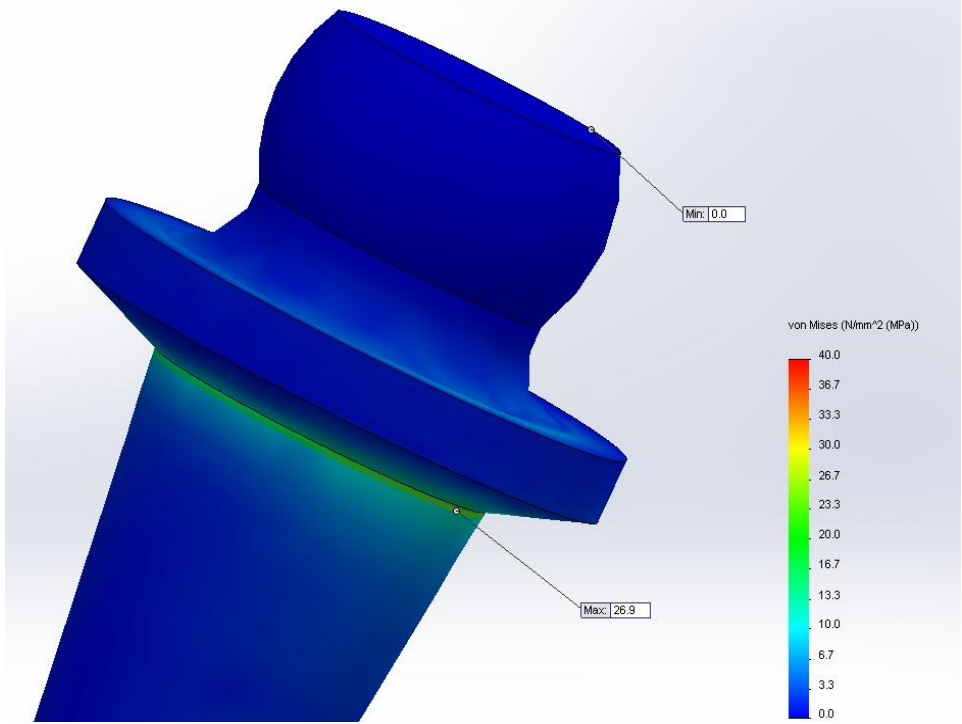
Şekil 50. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 51. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 52. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 53. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

3.2. Sol Bölgeden Uygulanan 150 N'luk Yükleme Durumu

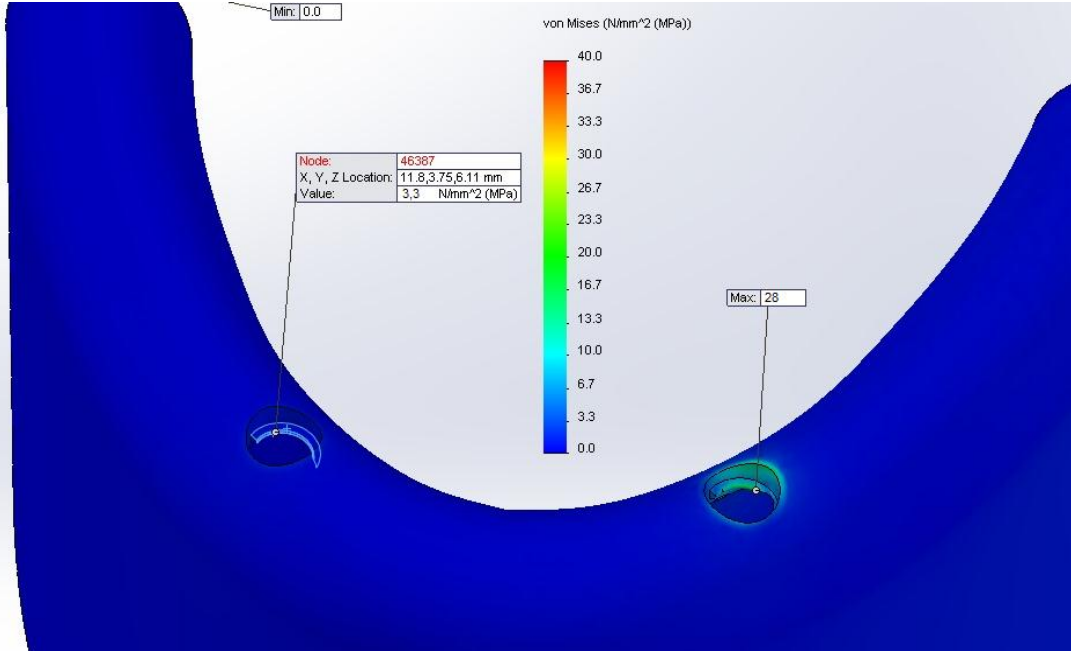
3.2.1. Sert Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri

150 N yükün sağlıklı modele sol taraftan uygulanması sonucu sol implant uygulama bölgesinde 28 MPa değerinde maksimum gerilme ortaya çıkmıştır. Sağ implant uygulama bölgesindeki gerilme değeri ise 3,3 MPa'dır. Şekil 54'te görüldüğü üzere ortaya çıkan gerilme implant ile sert kemiğin temas bölgesindedir.

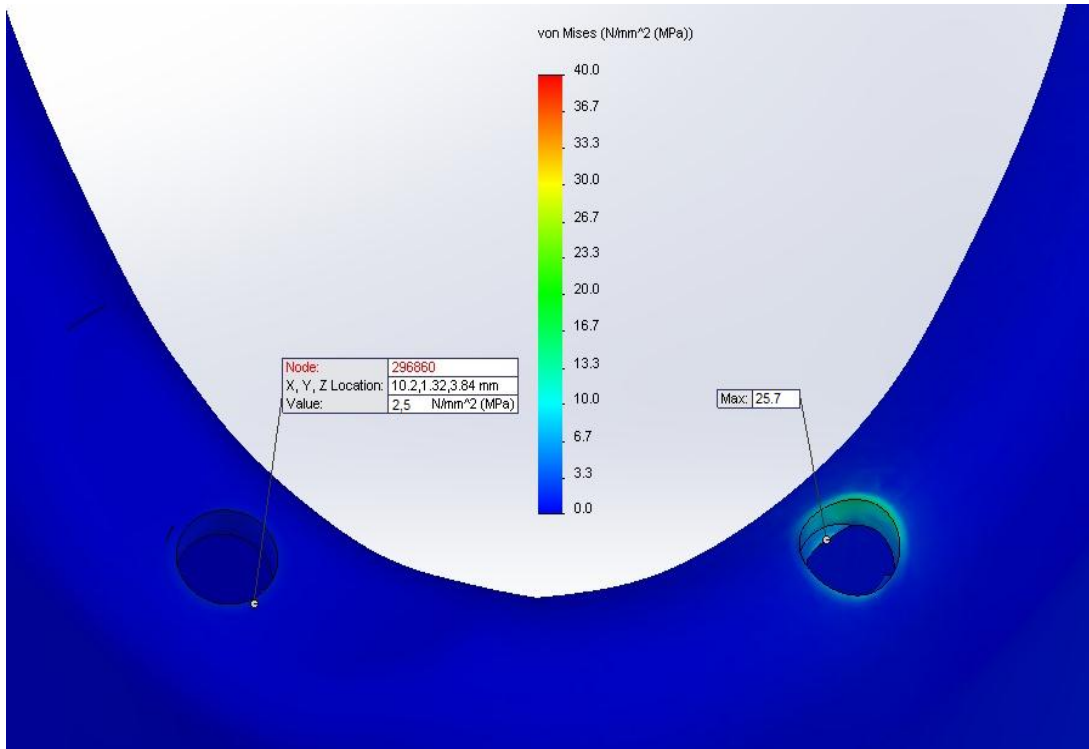
2,5 mm damak dolgu modeli incelendiğinde maksimum gerilme, yükün uygulama bölgesi olan sol tarafta bulunan implant uygulama noktasındadır ve değeri 25,7 MPa'dır. Sağ implant uygulana bölgesinde ise bu değer 2,5 MPa'dır (Şekil 55). 4,5 mm damak dolgu modelinde sol implant uygulama kısmında 16,3 MPa değerine ulaşan maksimum gerilme sağ implant uygulama bölgesinde 2,5 MPa değerine düşmektedir (Şekil 56). 2,5 mm abutment dolgu modelinde 25,1 MPa değerinde olan maksimum gerilme karşı sağ implant uygulama bölgesinde ise 3 MPa değerinde ortaya çıkmıştır. 4,5 mm abutment dolgu modelinde ise ortaya çıkan maksimum gerilme yük uygulama bölgesinde 20,7 MPa değerine ulaşırken sağ implant uygulama bölgesindeki gerilme 2,8 MPa değerindedir. Şekil 57 ve Şekil 58'de sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sırasıyla 2,5 mm ve 4,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemik üzerinde oluşturduğu gerilme dağılımları gösterilmiştir. Tablo 11'da 150 N yükün sol bölgeden uygulanması sonucu sert kemikte ortaya çıkan tüm gerilme değerleri verilmiştir.

Tablo 11. Sol bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

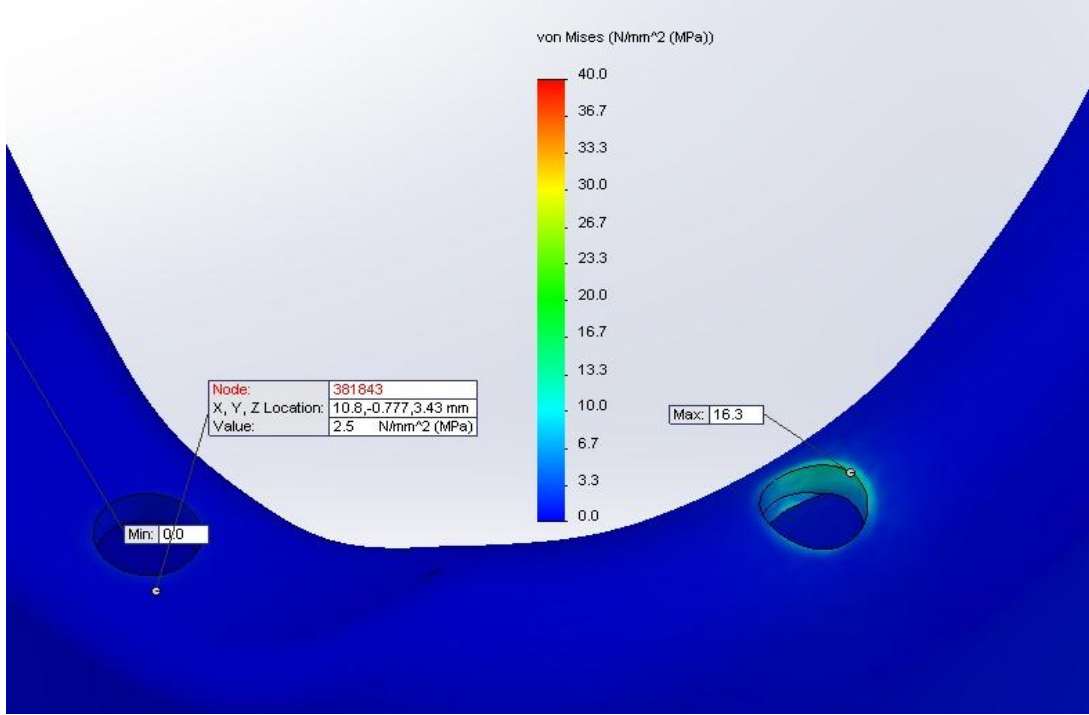
Sağlıklı Model [MPa]		2,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		2,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]	
Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
3,3	28	2,5	25,7	2,5	16,3	3	25,1	2,8	20,7



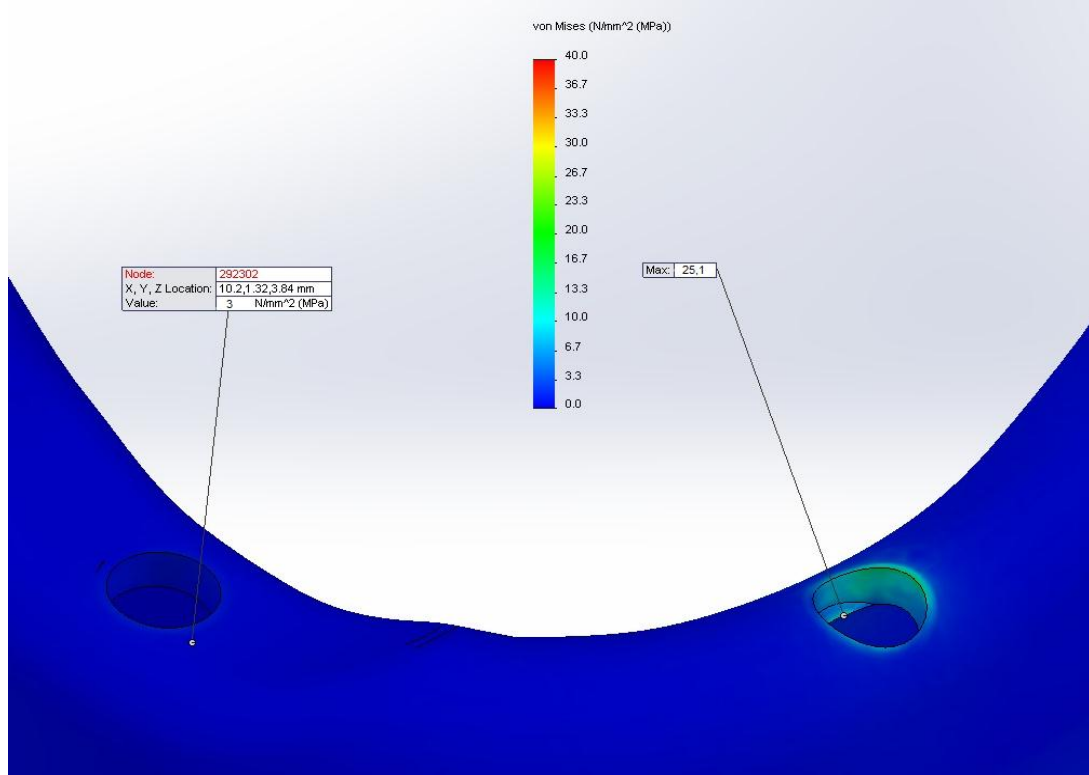
Şekil 54. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



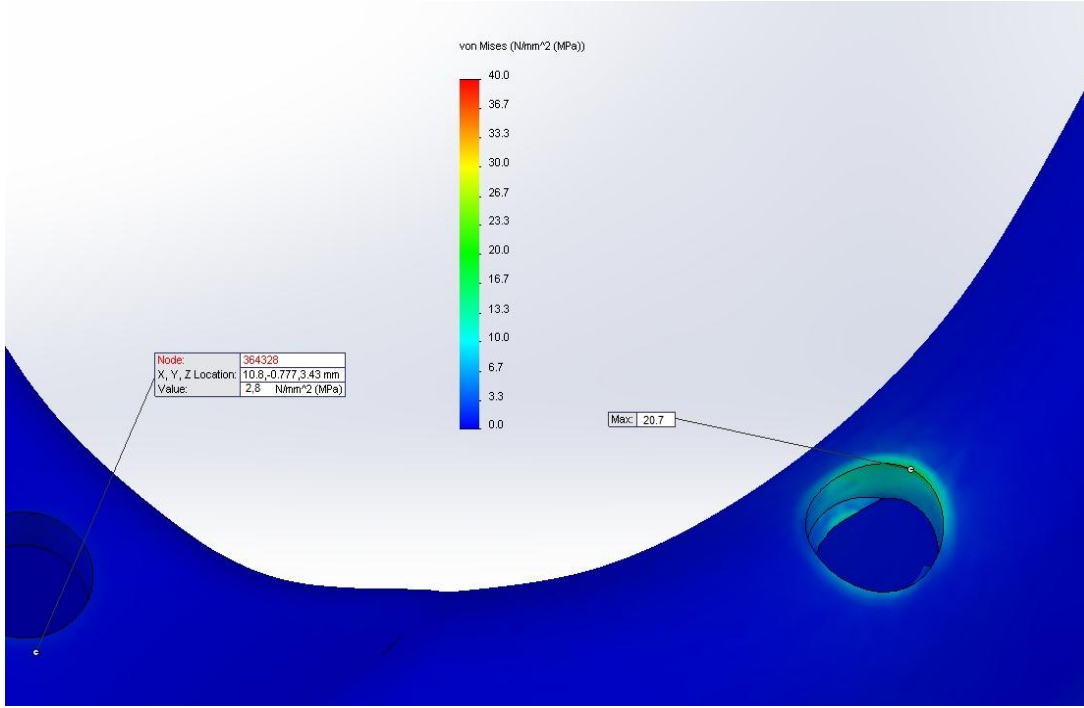
Şekil 55. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 56. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 57. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 58. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

3.2.2. Yumuşak Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri

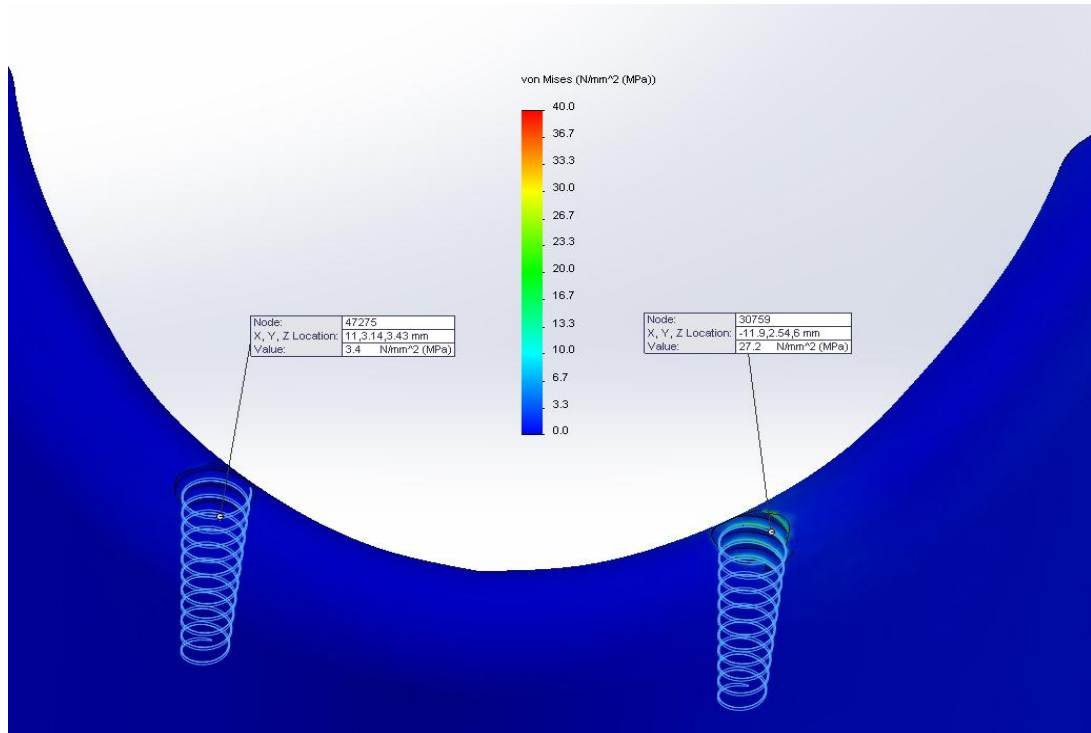
Sağlıklı modelde 150 N yükün sol taraftan uygulanması sonucu yumuşak kemikte sol implant uygulama bölgesinde 27,2 MPa değerinde maksimum gerilmenin ortaya çıktığı görülmüştür. Buna karşı sağ implant uygulama bölgesindeki gerilme değeri 3,4 MPa olarak ölçülmüştür. 2,5 mm damak dolgu modelinde, maksimum gerilme hem yükün hem de implantın uygulama bölgesi olan sol tarafta 25,1 MPa değerindeyken sağ implant uygulama bölgesinde ise gerilme 3,2 MPa değerindedir. 4,5 mm damak dolgu modelinde sol implant uygulama kısmında 22,8 MPa değerine ulaşan maksimum gerilme sağ implant uygulama bölgesinde 2,9 MPa değerindedir.

2,5 mm abutment dolgu modelinde 26,7 MPa değerinde olan maksimum gerilme, sağ implant uygulama bölgesinde 3,5 MPa değerine ulaşmıştır. 4,5 mm abutment dolgu modelinde ise ortaya çıkan maksimum gerilme yük uygulama bölgesinde 25,2 MPa değerine ulaşırken, sağ implant uygulama bölgesinde 4,1 MPa değerinde görülmüştür.

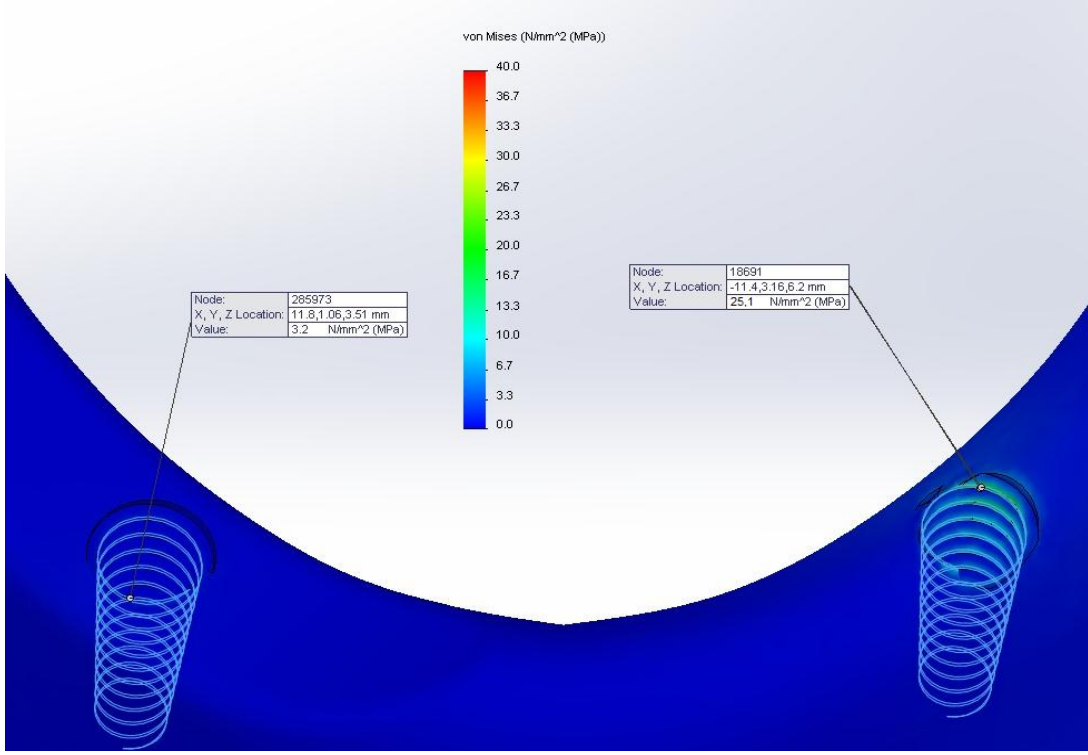
Yumuşak kemikte elde edilen gerilme değerleri Tablo 12 ve Şekil 59-63'de ayrıntılı bir şekilde verilmektedir.

Tablo 12. Sol bölgeden uygulanan 150 N yüklem durumunun yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

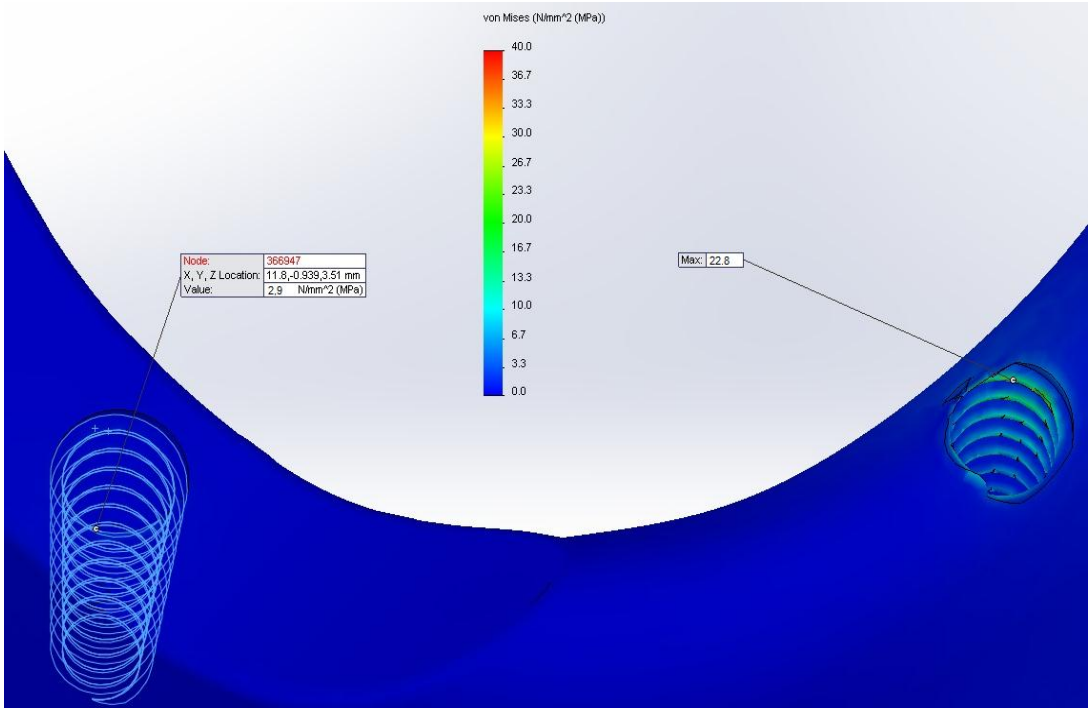
Sağlıklı Model [MPa]		2,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		2,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]	
Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
3,4	27,2	3,2	25,1	2,9	22,8	3,5	26,7	4,1	25,2



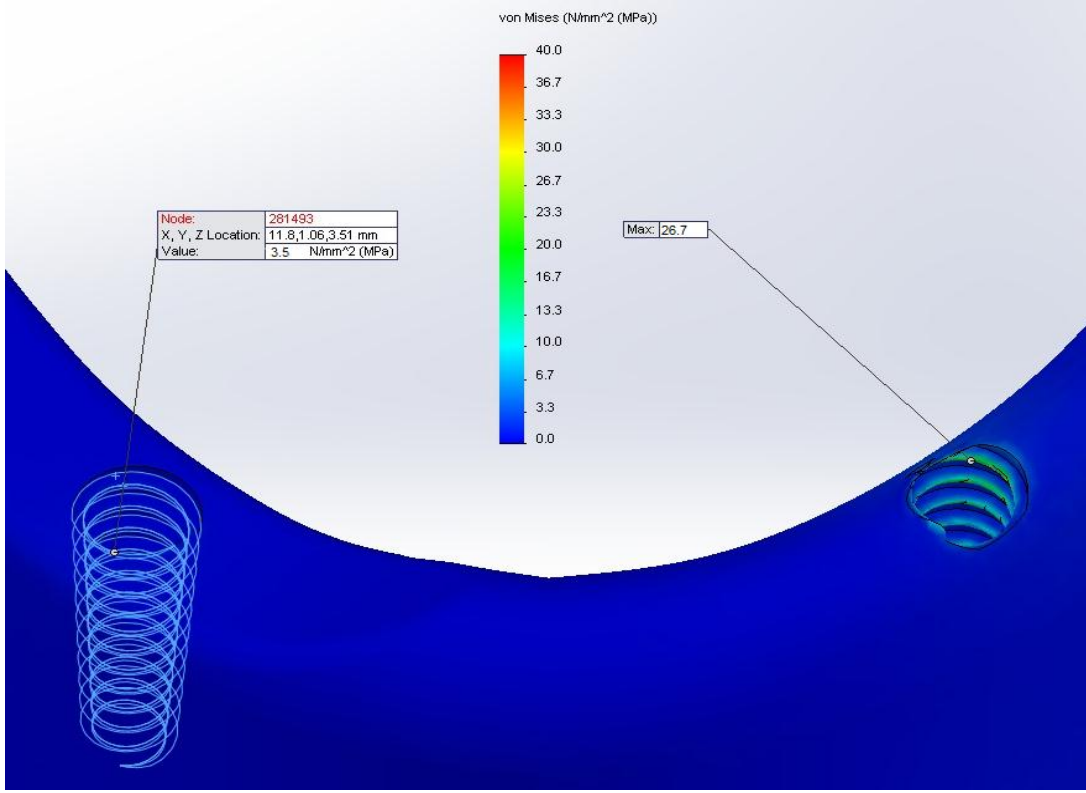
Şekil 59. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



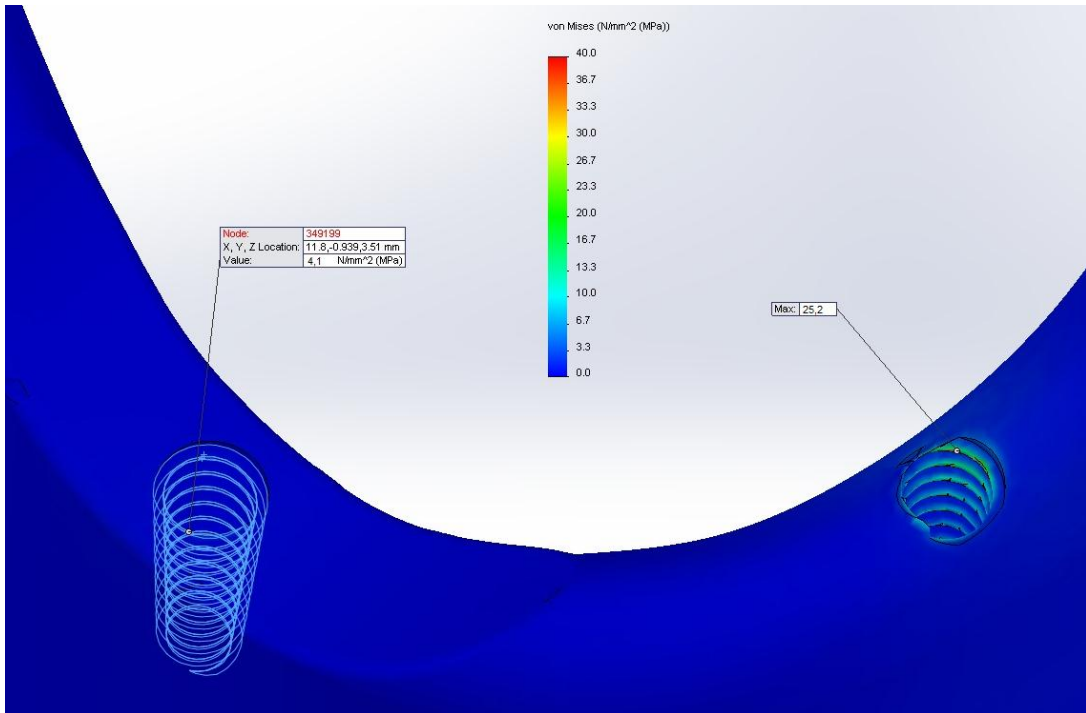
Şekil 60. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 61. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 62. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



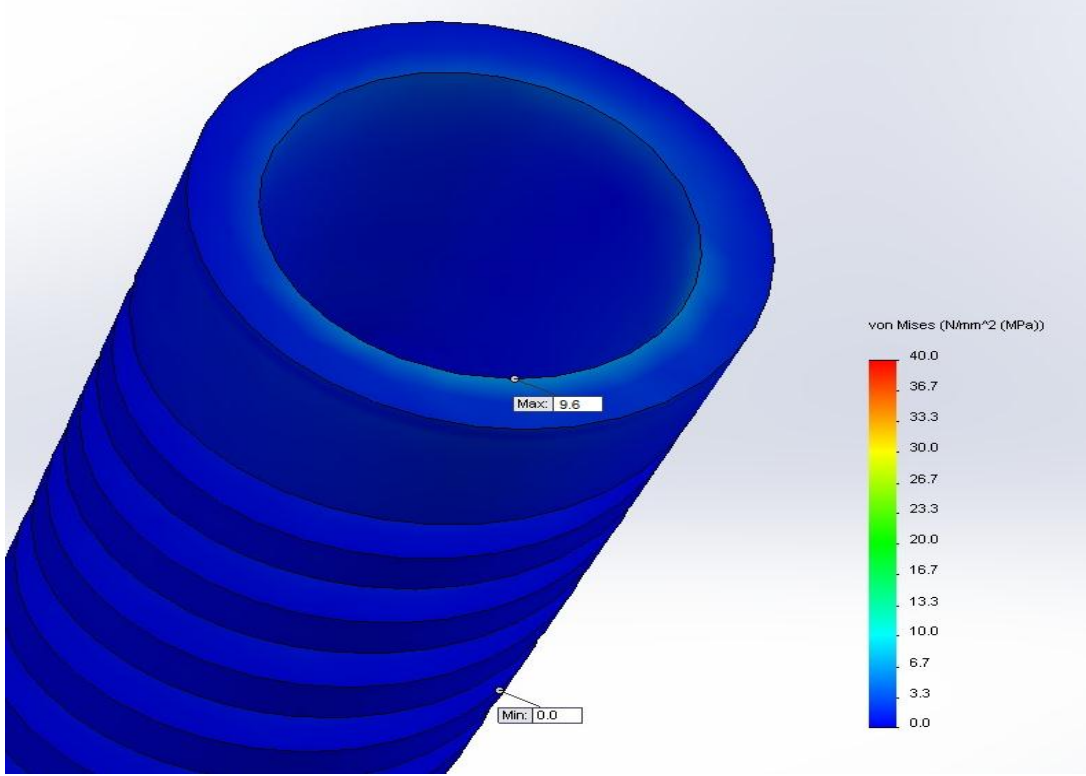
Şekil 63. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

3.2.3. Sağ İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri

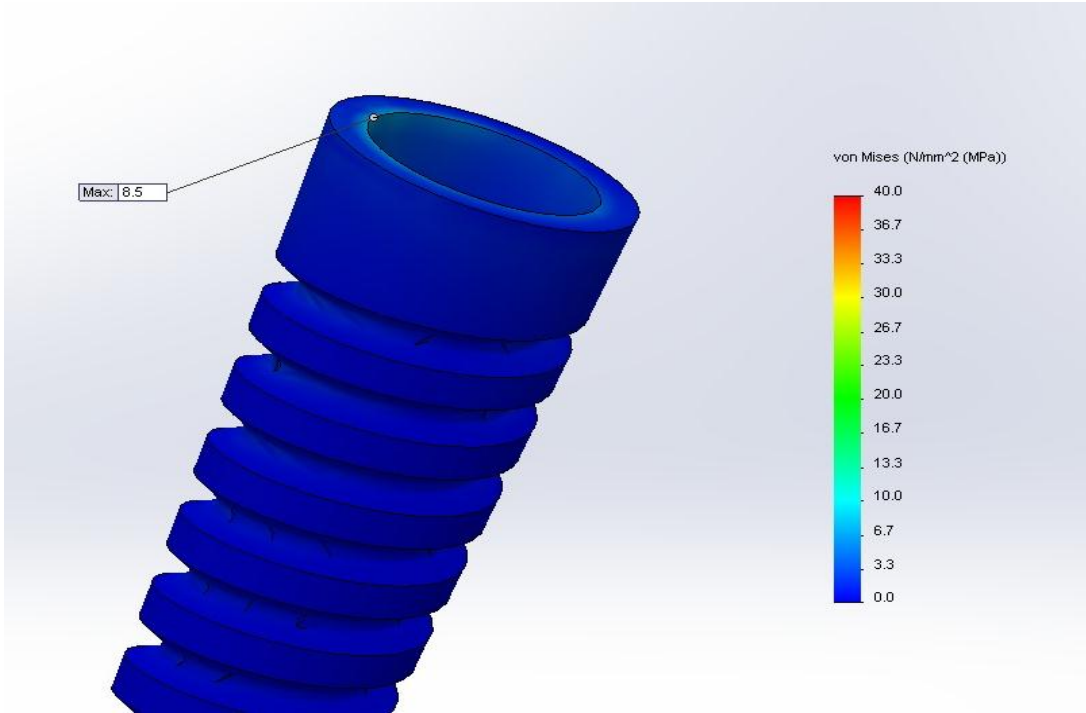
Sağ implantta oluşan gerilme değerleri Tablo 13 ve Şekil 64-68'de verilmektedir. Sağlıklı modelde abutment ile implant boyun bölgesinin temas yüzeyinde 9,6 MPa değerinde gerilme ortaya çıktığı tespit edilmiştir. Yükleme değerlerinin değişmediği 2,5 mm damak dolgu modeline ise maksimum gerilme 8,5 MPa'dır. 150 N'luk sol yük uygulanmasında 4,5 mm damak dolgu modelinde bu değer sağ implantta 7,8 MPa olarak ölçülmüştür. Yük uygulanmasının 2,5 mm abutment dolgu modelinde verdiği sonuçlar ise 6,4 MPa iken 4,5 mm abutment dolgu modelinde ise bu değerler 5,9 MPa'dır.

Tablo 13. Sol bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sağ implantta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

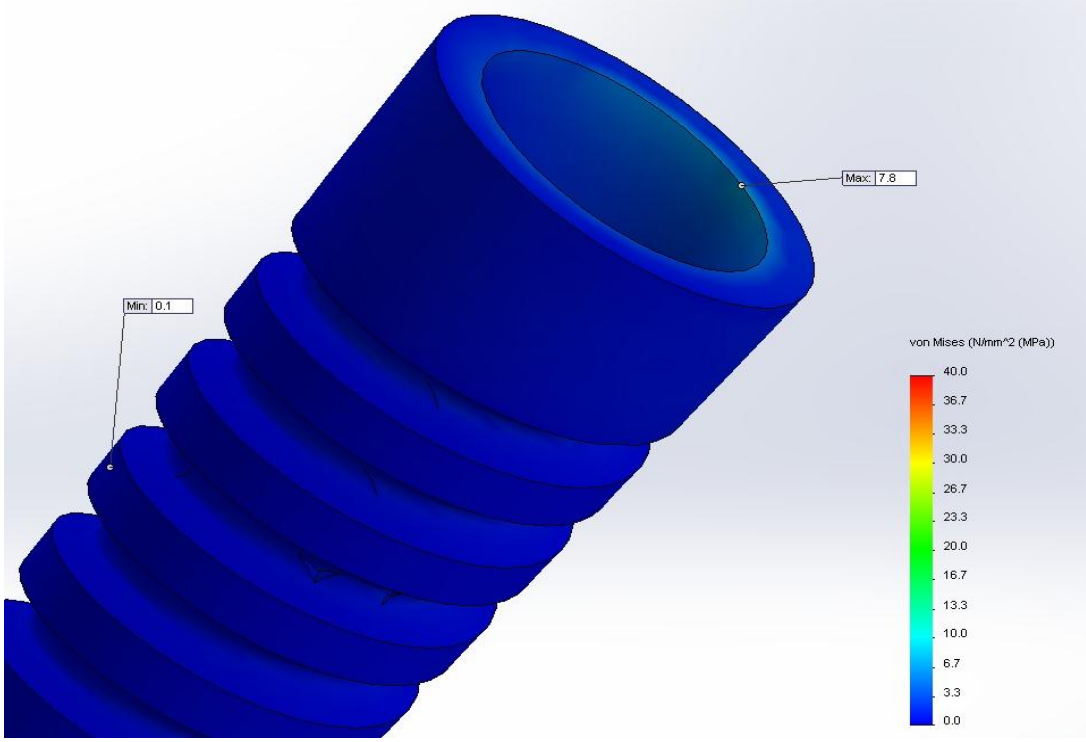
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
9,6	8,5	7,8	6,4	5,9



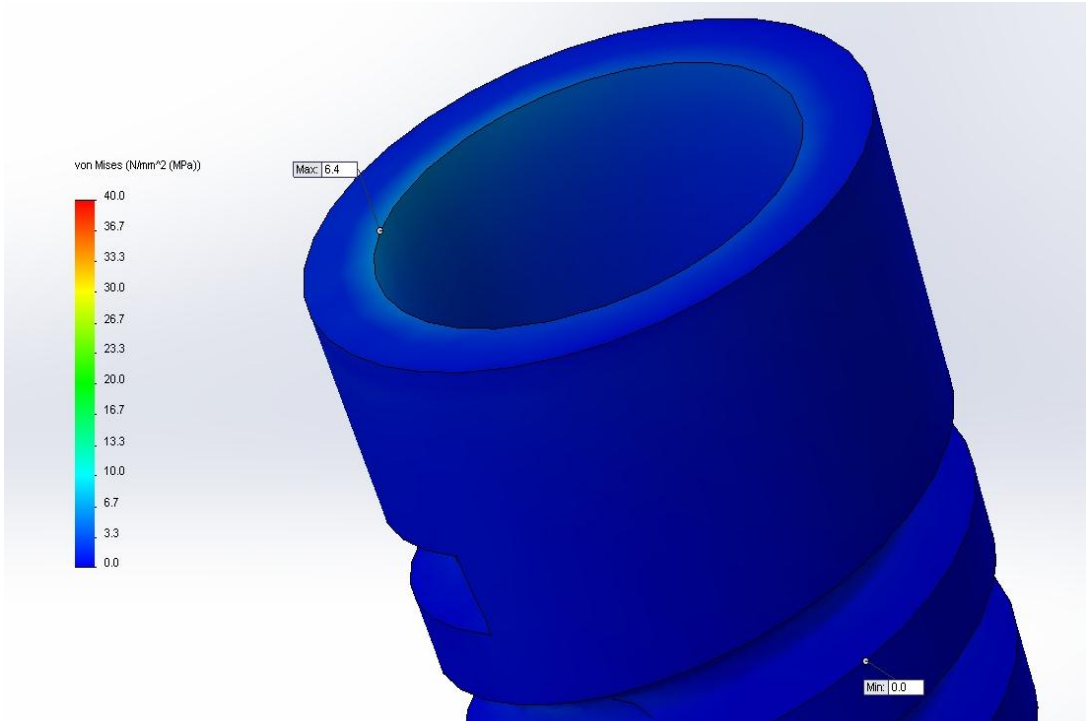
Şekil 64. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ implanta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



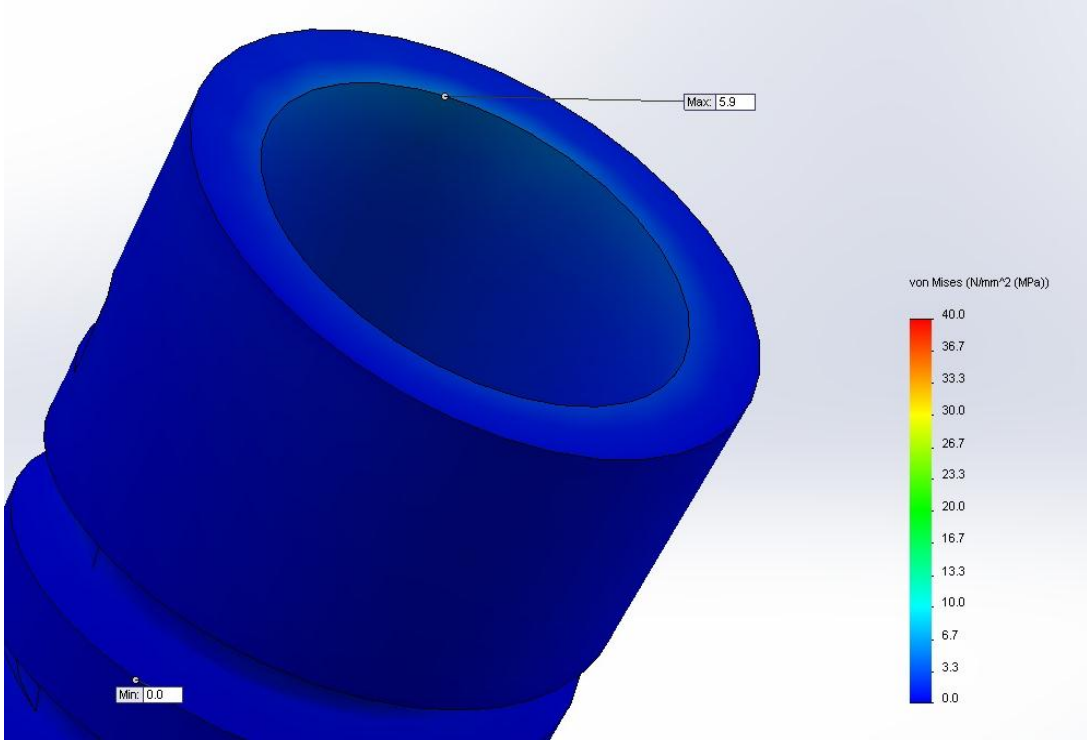
Şekil 65. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ implanta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 66. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sağ implanta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 67. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implanta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 68. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implanta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

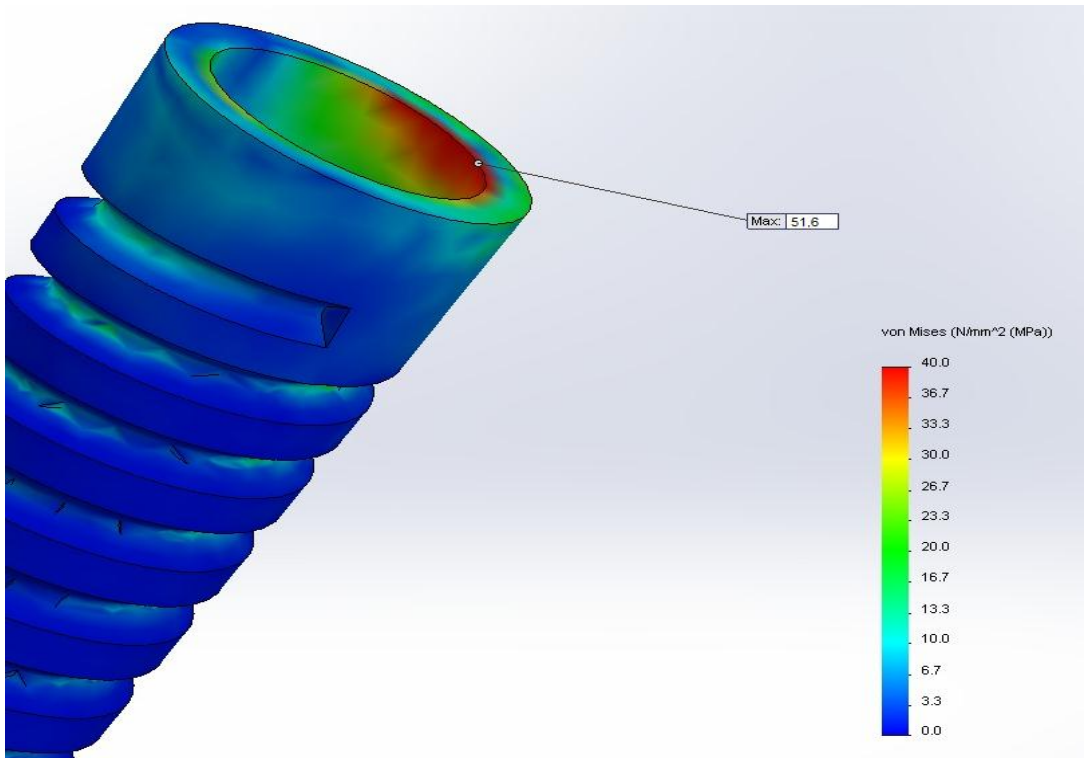
3.2.4. Sol İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri

Tablo 14'te protezin sol tarafından 150 N'luk yükün uygulanmasıyla sağlıklı model ile hasarlı modellerin gerilme değerleri bulunurken; sağlıklı modelde sol sağlam bölgede yer alan implant üzerinde maksimum 51,6 MPa'lık bir gerilme değeri gözlenmiştir (Şekil 69). Yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modeli üzerindeki maksimum gerilme değeri ise 46,7 MPa'dır ve Şekil 70'da gerilme dağılımı verilmiştir. Şekil 71'de görüldüğü üzere hasarın artırıldığı 4,5 mm damak dolgu modelinde ise oluşan maksimum gerilme 30,5 MPa değerine düştüğü tespit edilmiştir.

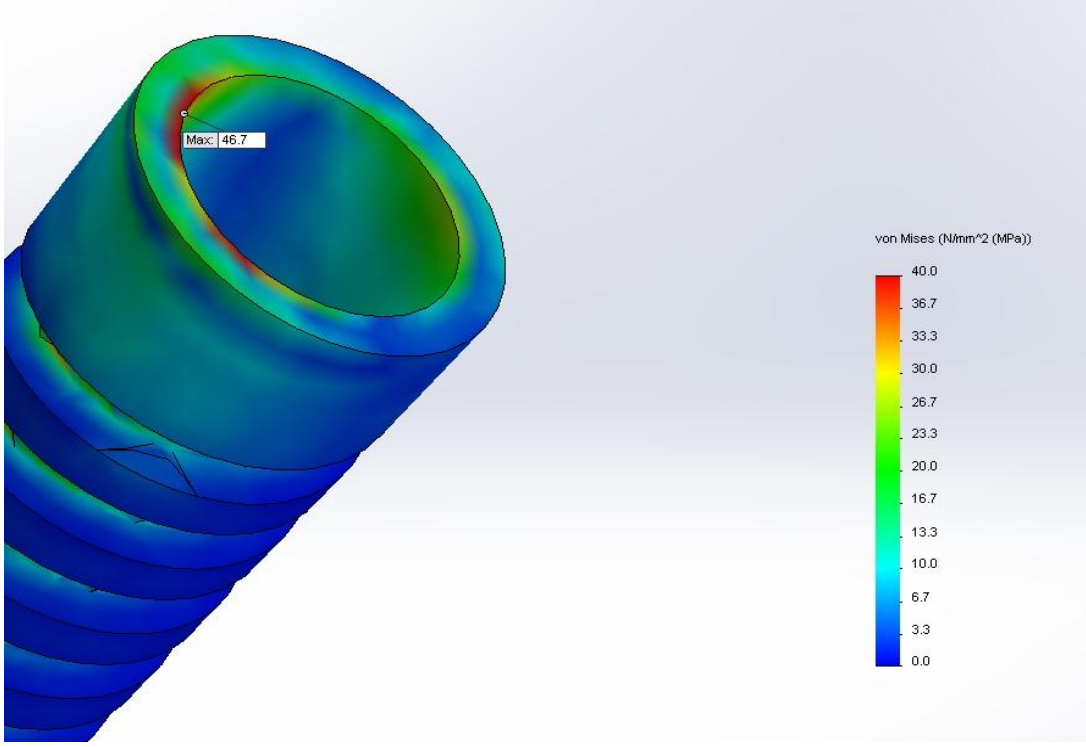
Yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modeli uygulamasında sol sağlam bölgedeki implant üzerinde oluşturduğu maksimum gerilme değeri 47,6 MPa oluşurken 4,5 mm abutment dolgu modeli için ise bu değer 47 MPa olarak ortaya çıkmıştır (Şekil 72-73).

Tablo 14. Sol bölgeden uygulanan 150 N yüklem durumunun sol implantta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

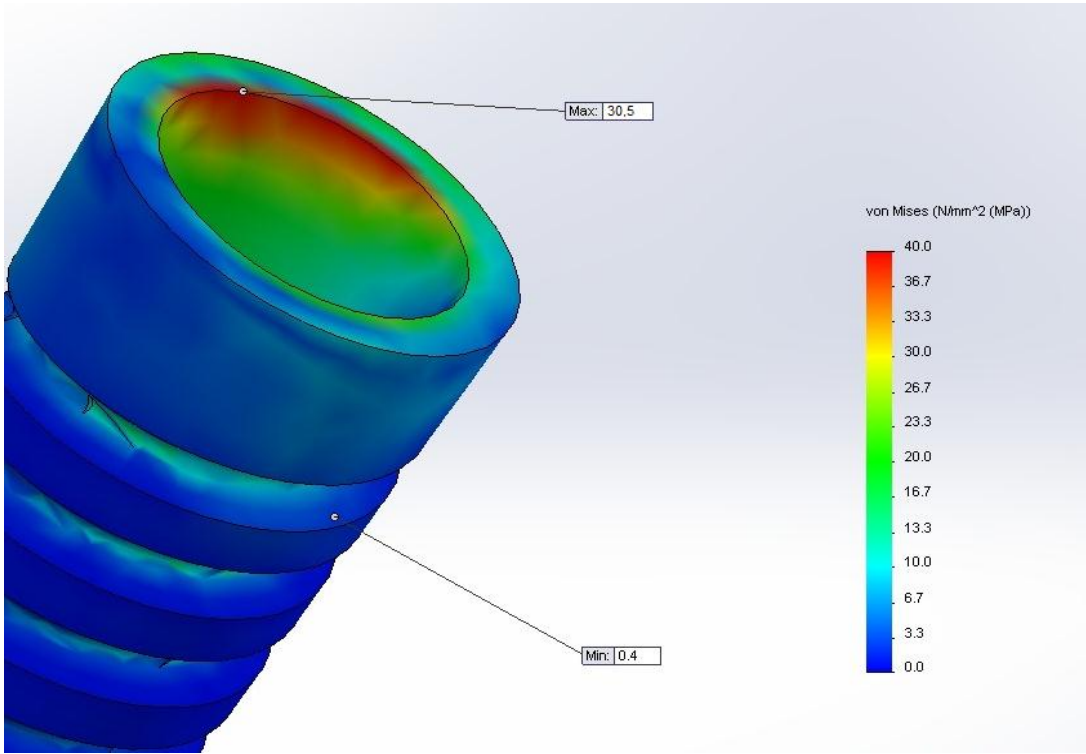
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
51,6	46,7	30,5	47,6	47



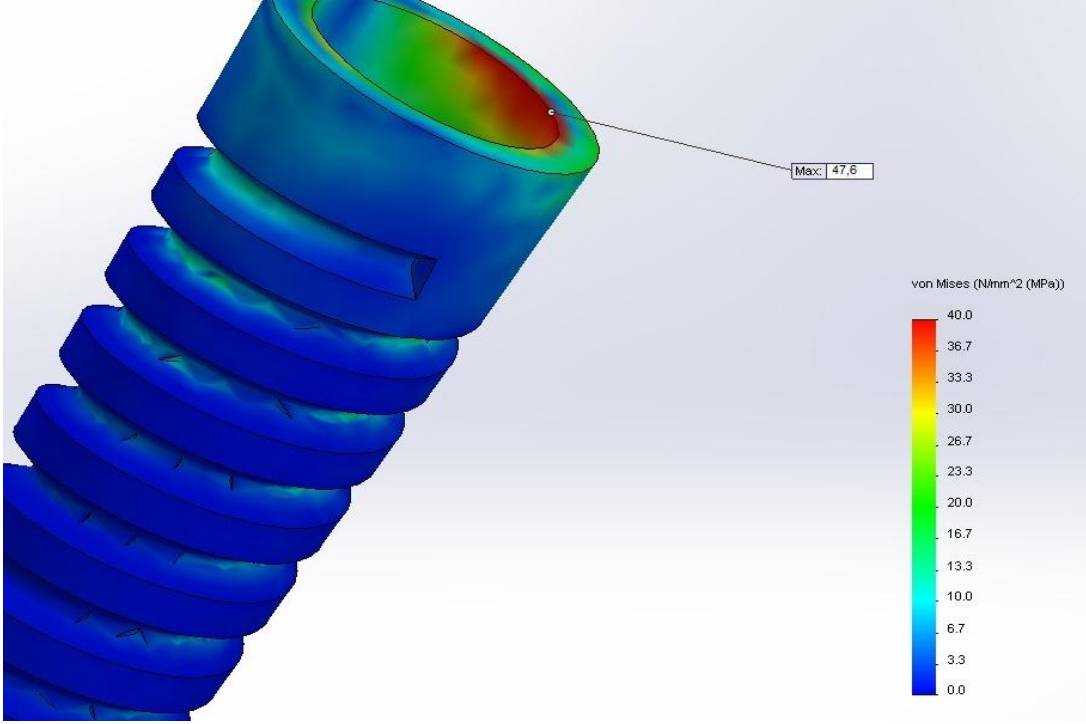
Şekil 69. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol implanta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



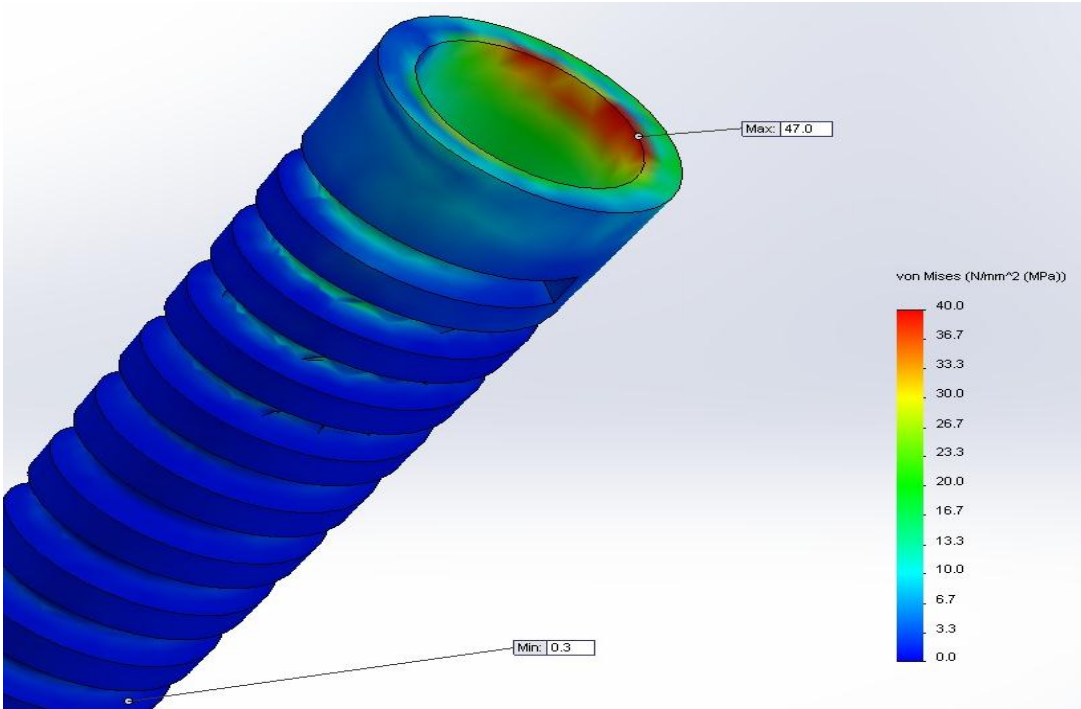
Şekil 70. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sol implanta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 71. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sol implanta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 72. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sol implanta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



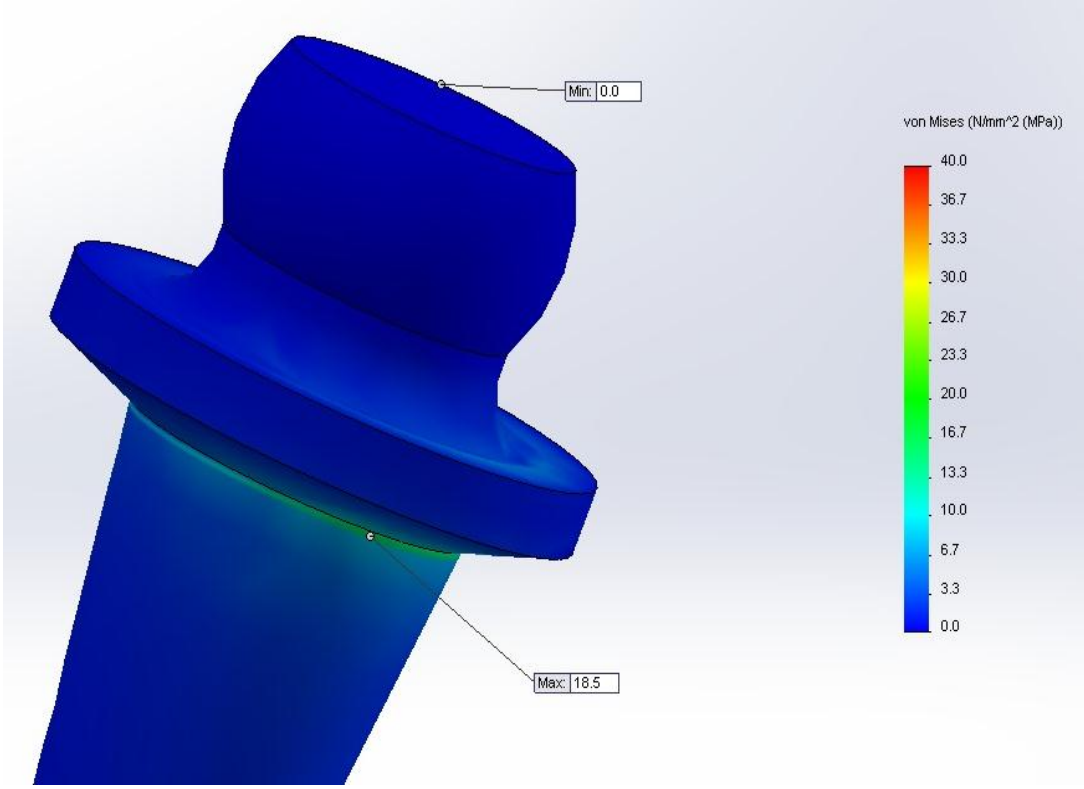
Şekil 73. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sol implanta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

3.2.5. Sağ Abutmentta Oluşan Gerilme Değerleri

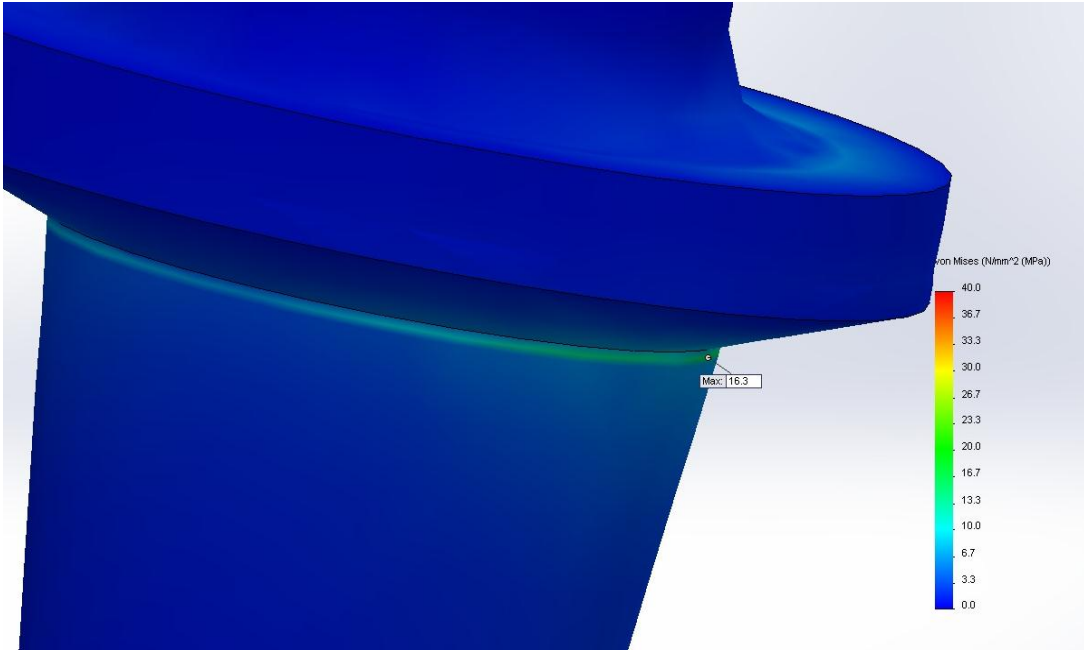
Sağ abutmentta oluşan gerilme değerleri Tablo 15 ve Şekil 74-78 de ayrıntılı olarak verilmiştir. Sağlıklı modelde maksimum 18,5 MPa değerindeki gerilme abutmentın boyun bölgesinde ortaya çıkmıştır. Yükleme şartlarının değişmediği 2,5 mm damak dolgu modelinde bulunan sağ bölgedeki abutment üzerindeki maksimum gerilme değeri ise 16,3 MPa olup gerilme dağılımı boyun kısmında yoğunlaşmıştır. 4,5 mm damak dolgu modelinde ise maksimum 14,7 MPa'lık gerilme abutmentın boyun kısmında çok dar bir bölgede gözlenmiştir. 2,5 mm abutment dolgu modeli için yüklemenin oluşturduğu maksimum gerilme 13,2 MPa değerindeyken 4,5mm abutment dolgu modelinde meydana gelen maksimum gerilme 12,2 MPa'dır.

Tablo 15. Sol bölgeden uygulanan 150 N yükleme durumunun sağ abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

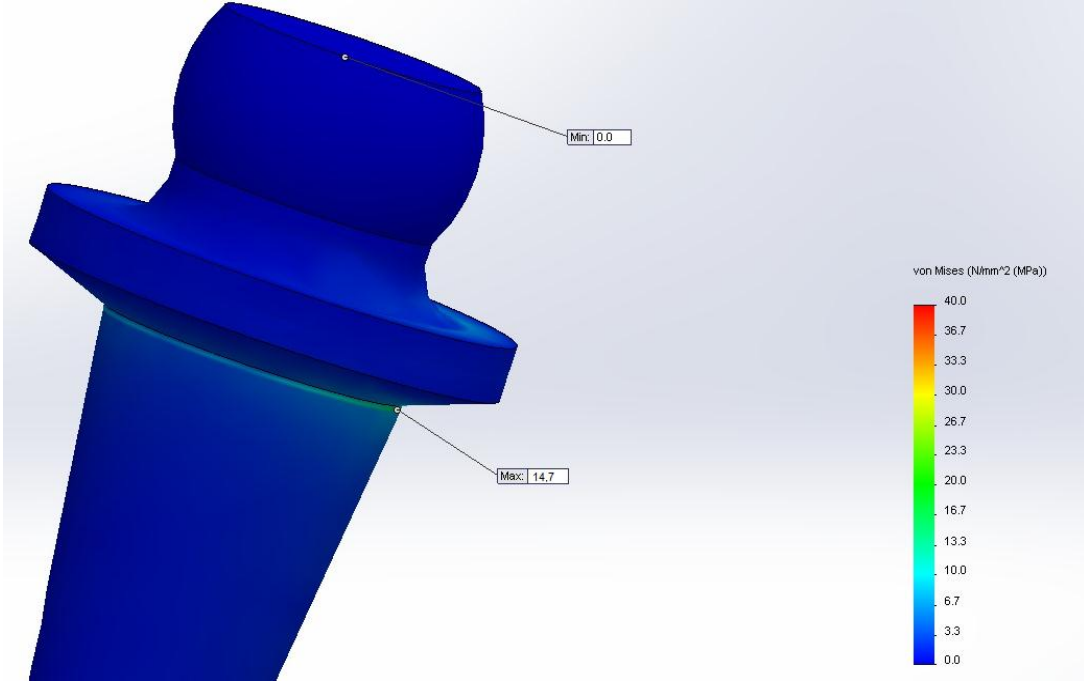
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
18,5	16,3	14,7	13,2	12,2



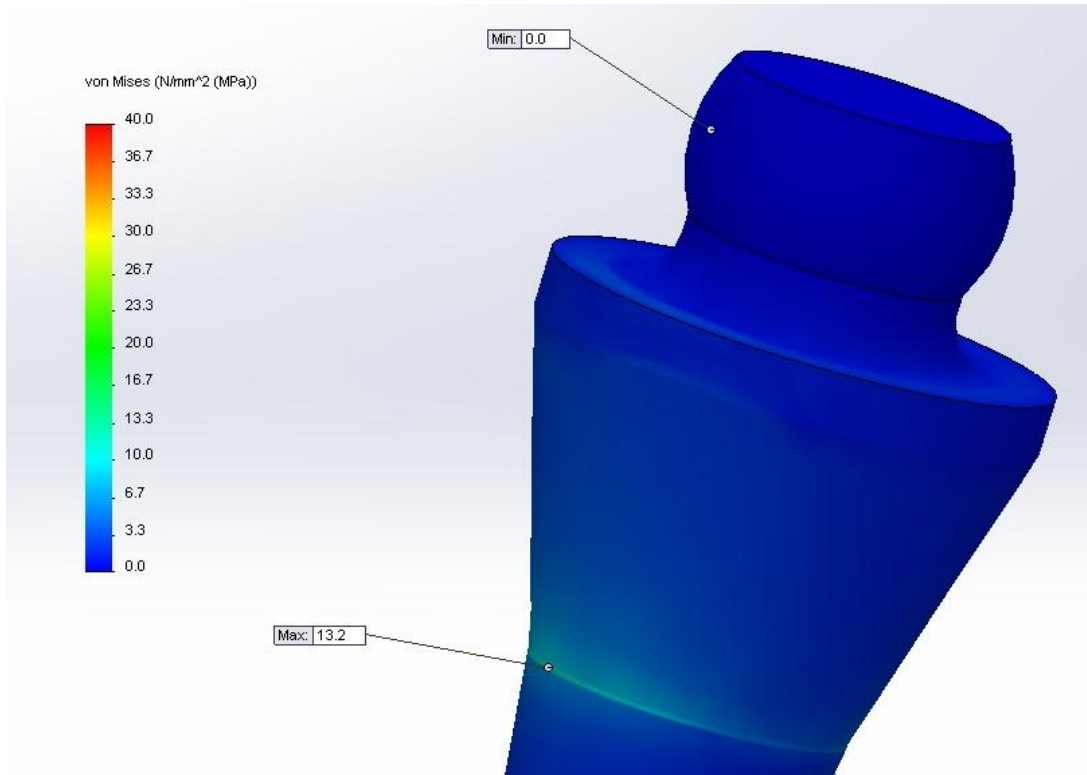
Şekil 74. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



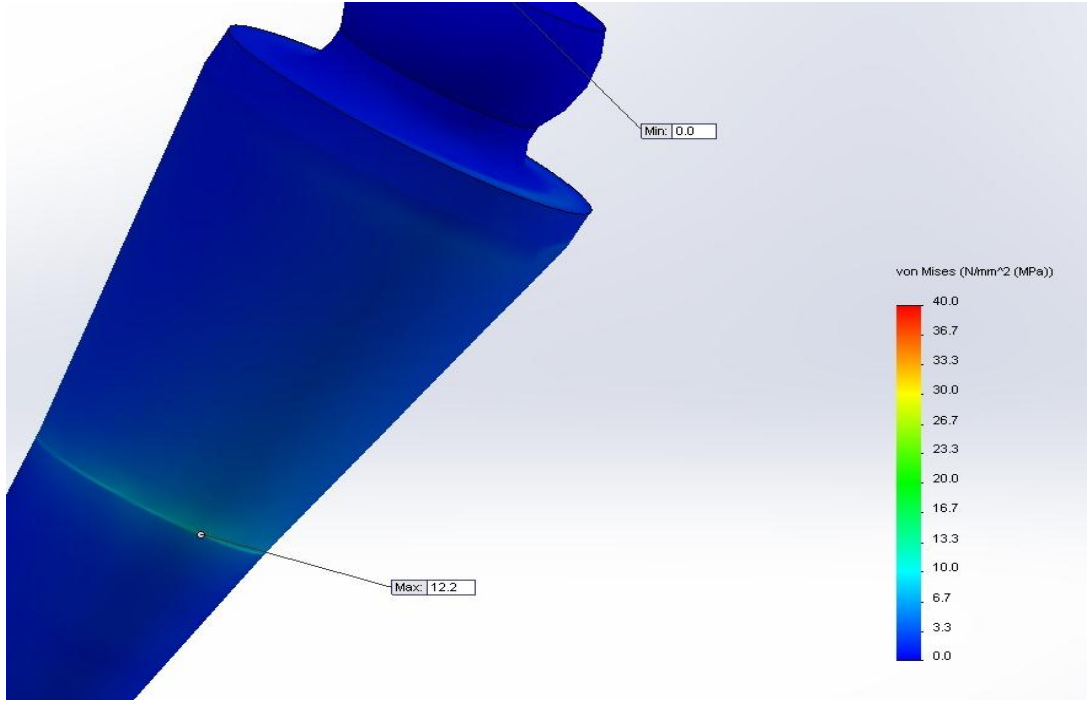
Şekil 75. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 76. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 77. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 78. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sağ abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

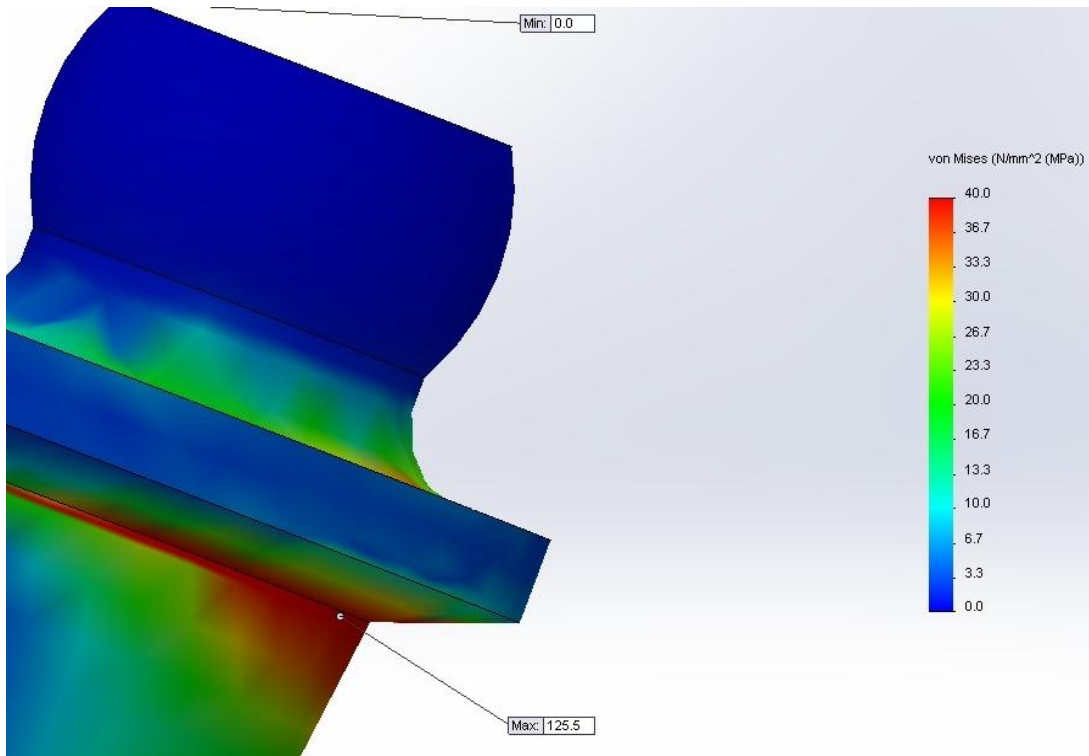
3.2.6. Sol Abutmentta Oluşan Gerilme Değerleri

Sağlıklı modelde sol abutmentta maksimum 125,5 MPa değerinde bir gerilme oluşurken 2,5 mm damak dolgu modelinde uygulama sonucu abutmentin boyun bölgesinde maksimum 105,6 MPa'lık gerilme değeri ortaya çıkmıştır. 4,5mm damak dolgu modelinde ise maksimum gerilme 68,4 MPa değerine düşmüştür.

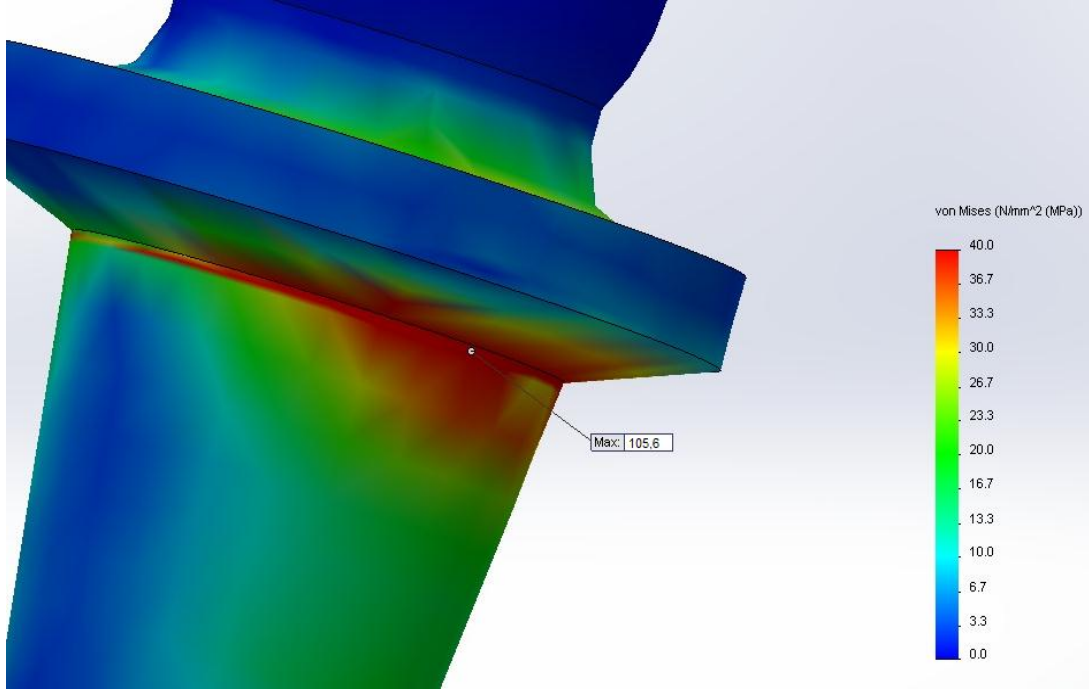
Abutment dolgulu modellerden 2,5 mm abutment dolgu modeli için maksimum 135,6 MPa'lık bir gerilmenin meydana geldiği görülmektedirken 4,5 mm abutment dolgu modelinde ise maksimum gerilme değeri artarak 141,1 MPa olarak belirlenmiştir. Yükleminin protezin sol bölgesinden gerçekleştiği modellerde sol abutmentta oluşan gerilme değerleri Tablo 16 ve Şekil 79-83'de ayrıntılı olarak verilmiştir.

Tablo 16. Sol bölgeden uygulanan 150 N yüklemeye durumunun sol abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

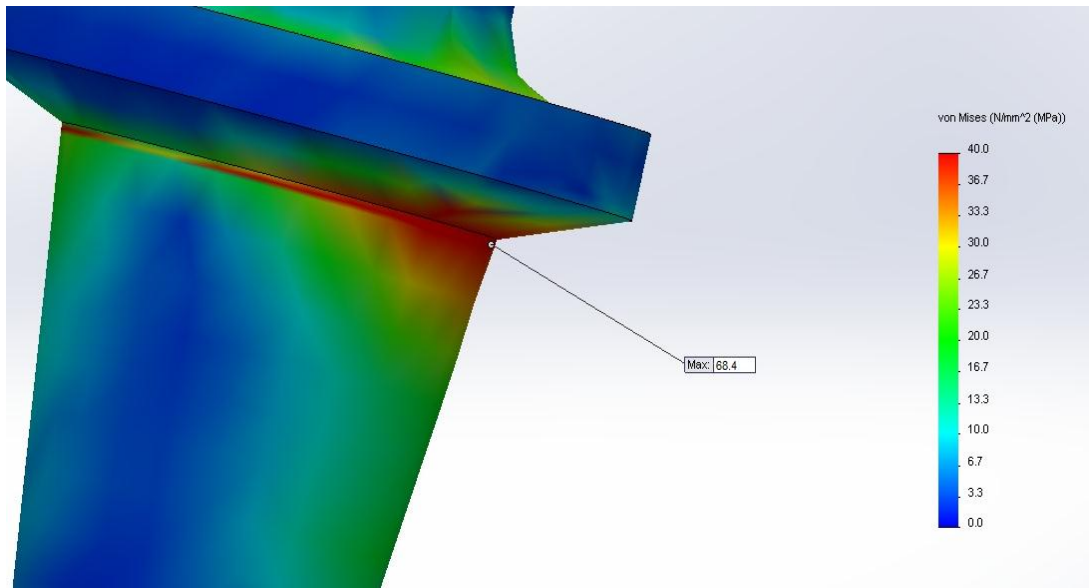
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
125,5	105,6	68,4	135,6	141,1



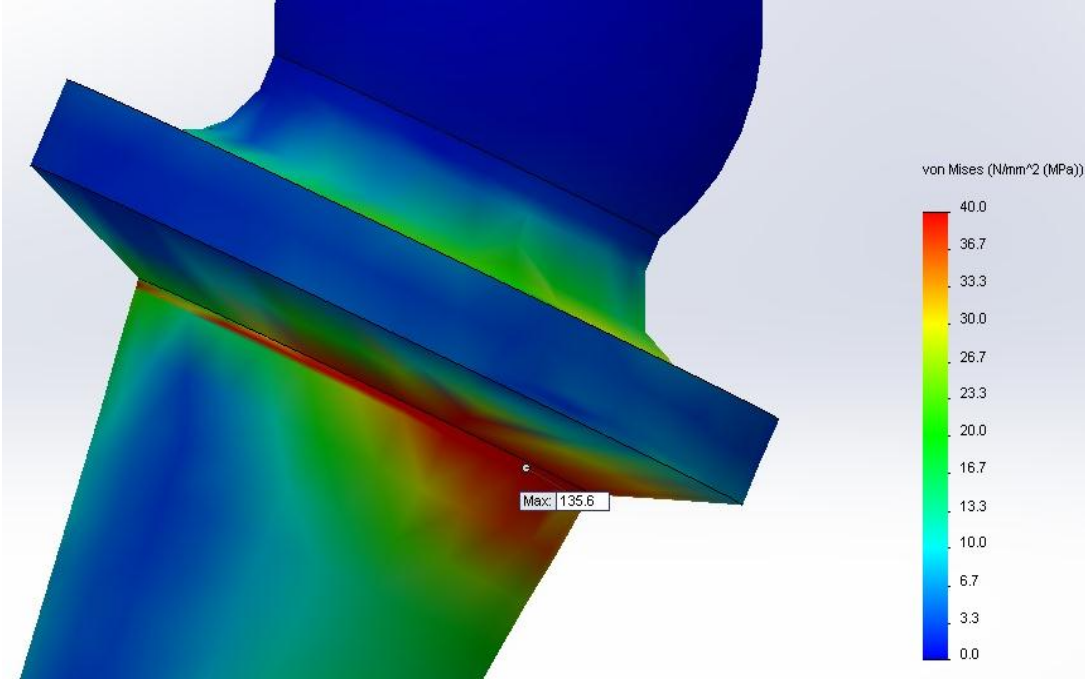
Şekil 79. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



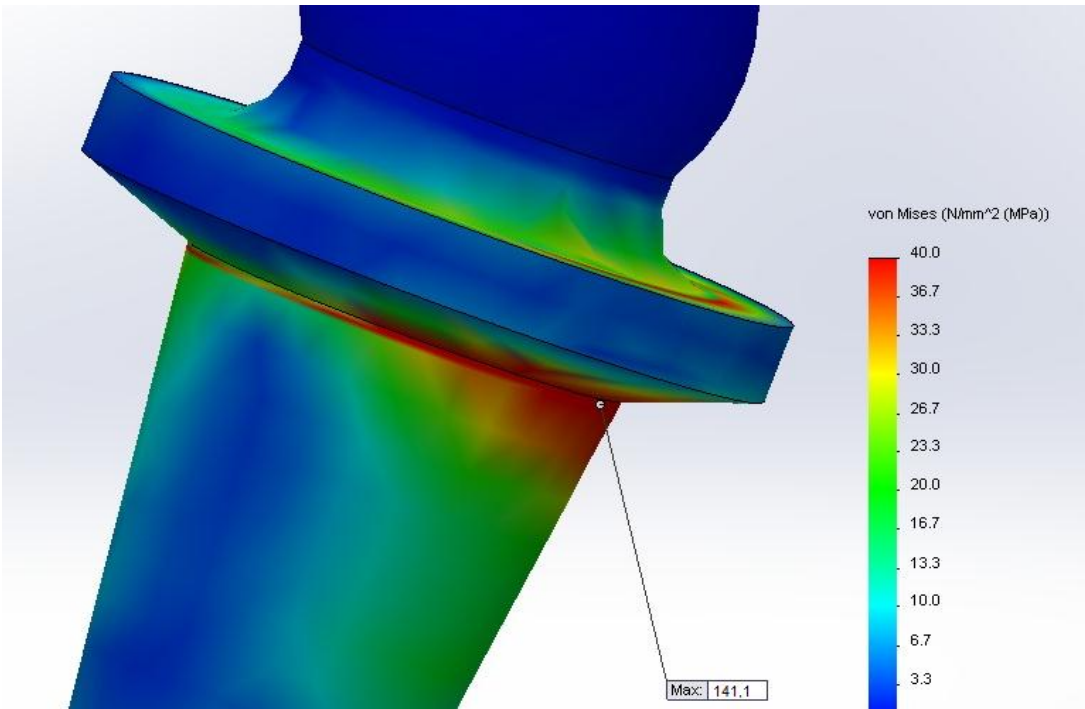
Şekil 80. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 81. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 82. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 83. Sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sol abutment üzerinde oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

3.3. Sağ ve Sol Bölgeden Uygulanan Toplam 300 N'luk Yükleme Durumu

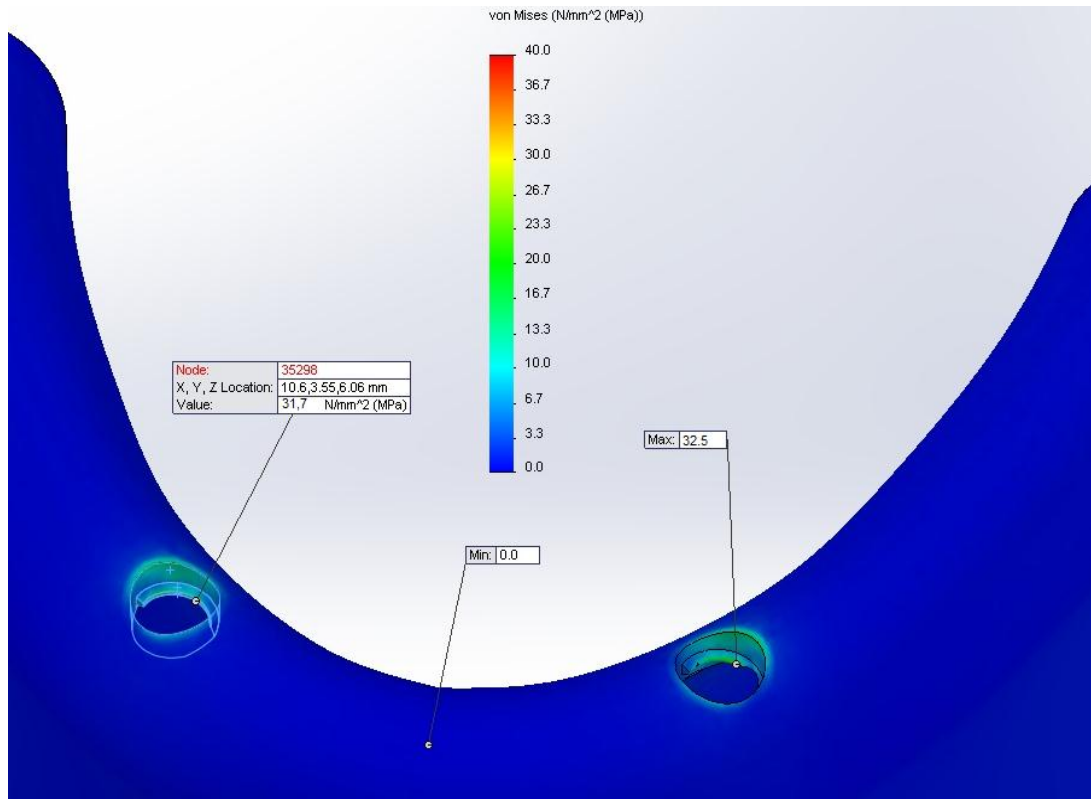
3.3.1. Sert Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri

Sağ ve sol bölgeden uygulanan toplam 300 N'luk yükleme durumunda sert kemikte oluşan gerilme değerleri Tablo 17 ve Şekil 84-88'de ayrıntılı bir şekilde verilmiştir.

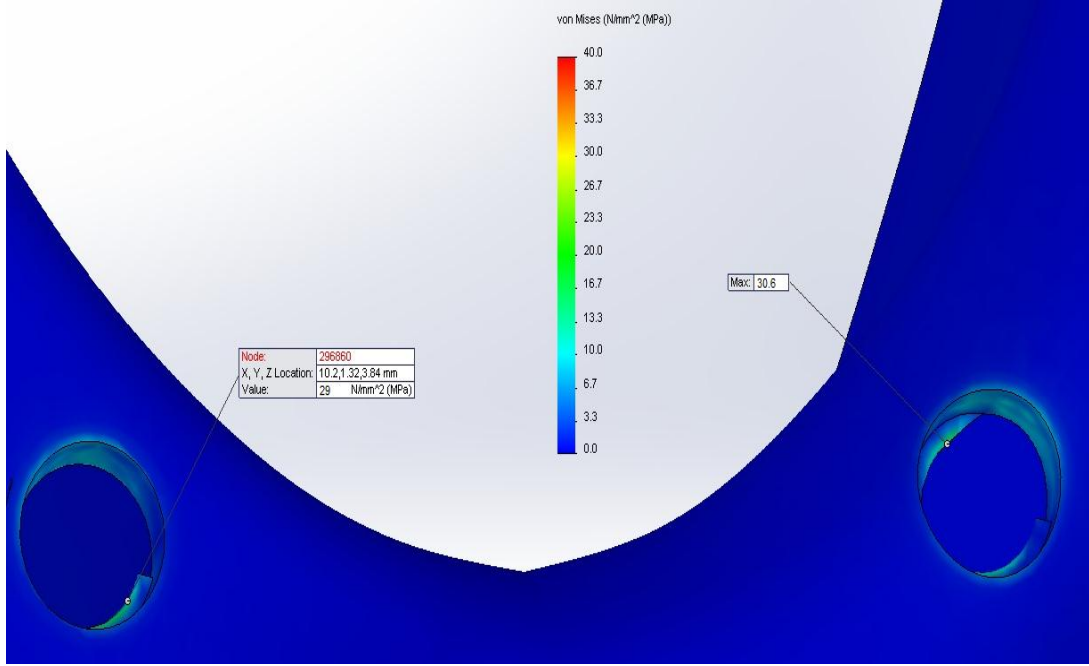
Bu çalışmada sağ posterior bölgeden 150 N ile sol posterior bölgeden 150 N yükün ve dolayısıyla toplamda 300 N'luk yükün simetrik olarak aynı anda uygulanmasıyla maksimum gerilme değerleri ölçülmüştür. Sağlıklı modelde sağ implant uygulama bölgesinde 31,7 MPa değerinde ortaya çıkan gerilmeye karşı sol implant uygulama bölgesinde 32,5 MPa gerilme değeri gözlenmiştir. Sağlıklı modelin simetrik yük uygulamasında implant uygulama bölgelerinde ortaya çıkan bu gerilme değeri farklılığın gerçek bir protezin katı modellenmesinden kaynaklı asimetrik bir yapı sebebiyle oluştuğu tahmin edilmektedir. Yükleme koşullarının aynı kaldığı çalışmanın 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ implant uygulama bölgesinde ortaya çıkan gerilme 29 MPa değerinde iken sol implant uygulama bölgesinde ise bu değer 30,6 MPa değerindedir. 4,5 mm damak dolgu modelinde gerilme değerleri sağ implant uygulama bölgesi için 27,9 MPa, sol implant uygulama bölgesi için ise 28,7 MPa olarak ölçülmüştür. 2,5 mm abutment dolgu modelindeki 30,1 MPa ve 31,5 MPa'lık gerilme değerleri sağ ve sol implant uygulama bölgelerindeki gerilme değerleridir. 4,5 mm abutment modelinde sol implant uygulama bölgesinde ortaya çıkan 32 MPa maksimum gerilme değerine karşı sağ implant uygulama bölgesinde bu değer 30,9 MPa olarak ölçülmüştür. Yapılan bu çalışmalar sonucunda elde edilen maksimum gerilmeler implant uygulama bölgelerinde kemik üzerinde ortaya çıkmıştır. Yapılan benzeri çalışmalarda da sert kemikte oluşan maksimum gerilmeler implant uygulama bölgelerinde ortaya çıktığı belirtilmiştir (Sancaklı, 2006).

Tablo 17. sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

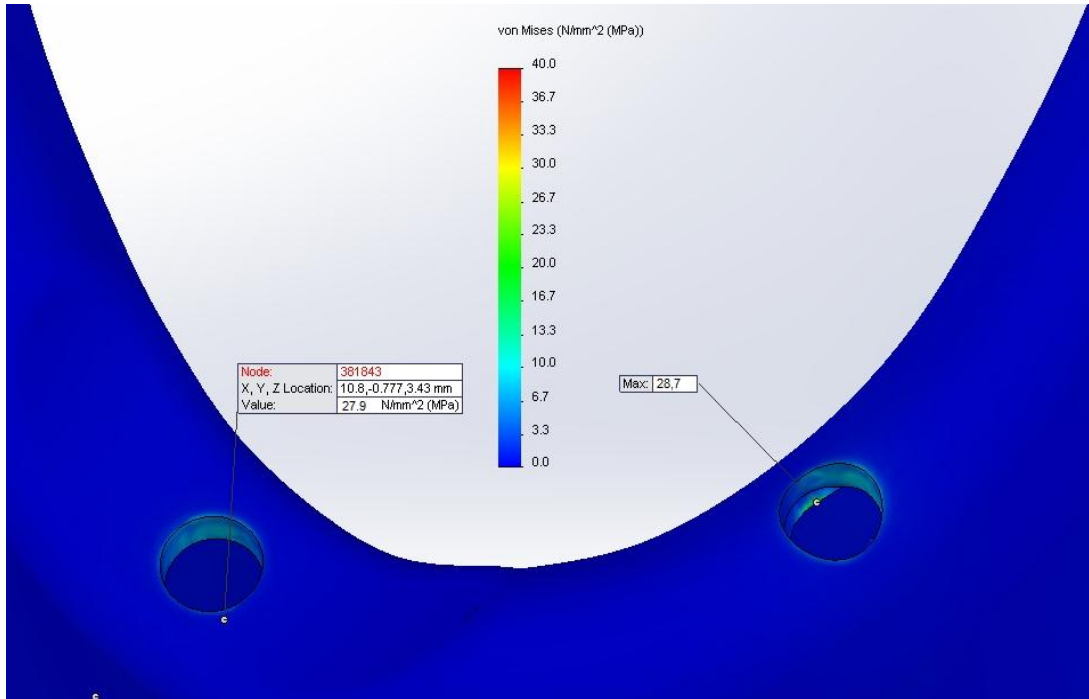
Sağlıklı Model [MPa]		2,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		2,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]	
Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
31,7	32,5	29	30,6	27,9	28,7	30,1	31,5	30,9	32



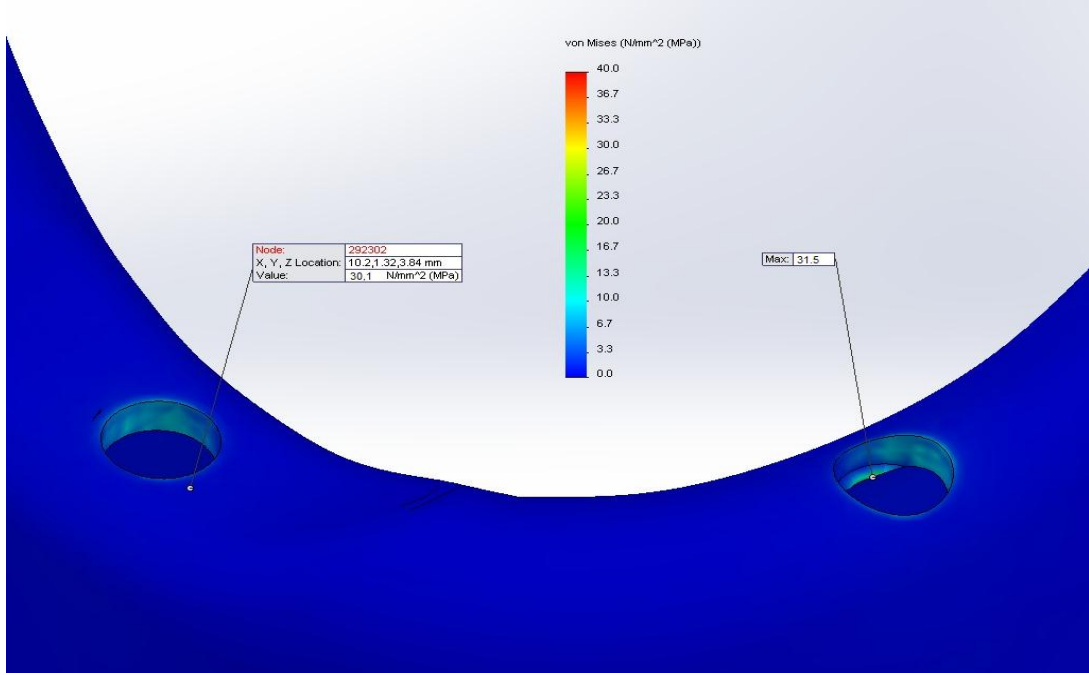
Şekil 84. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



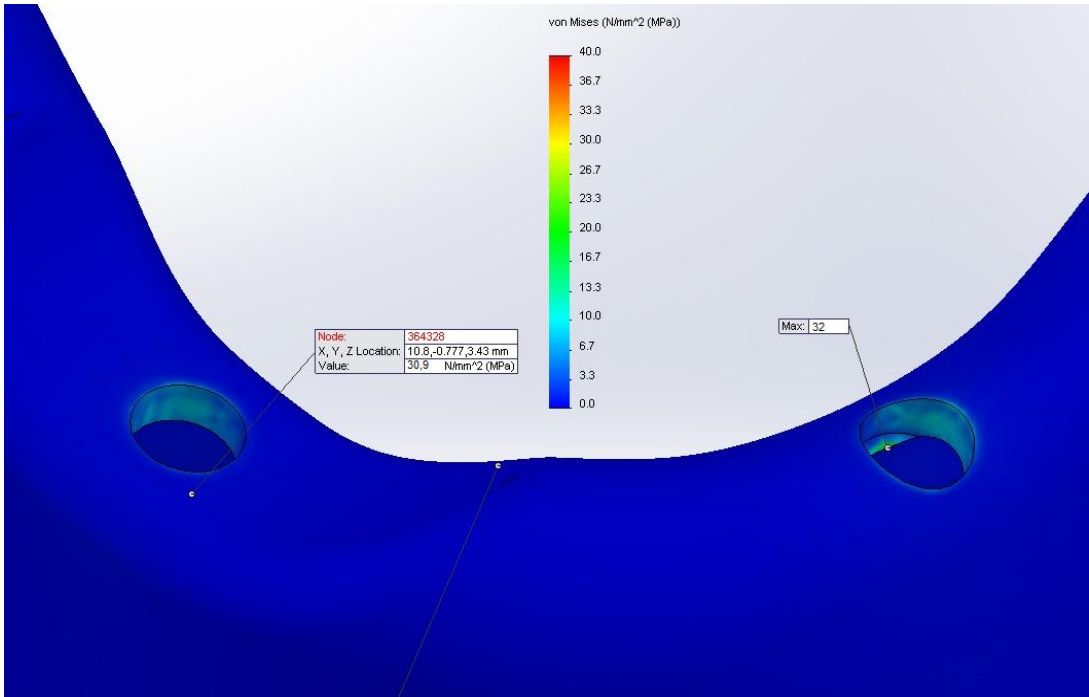
Şekil 85. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 86. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 87. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 88. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

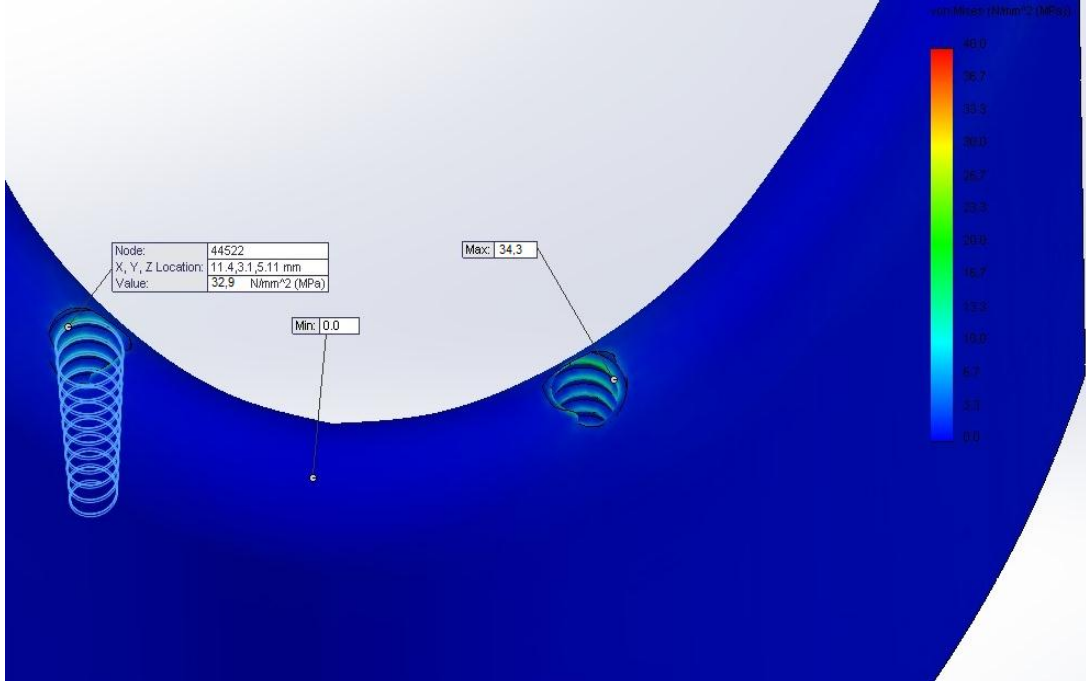
3.3.2. Yumuşak Kemikte Oluşan Gerilme Değerleri

Sağ ve sol bölgeden uygulanan toplam 300 N'luk yükleme durumunda yumuşak kemikte oluşan gerilme değerleri Tablo 18 ve Şekil 89-93'de ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir.

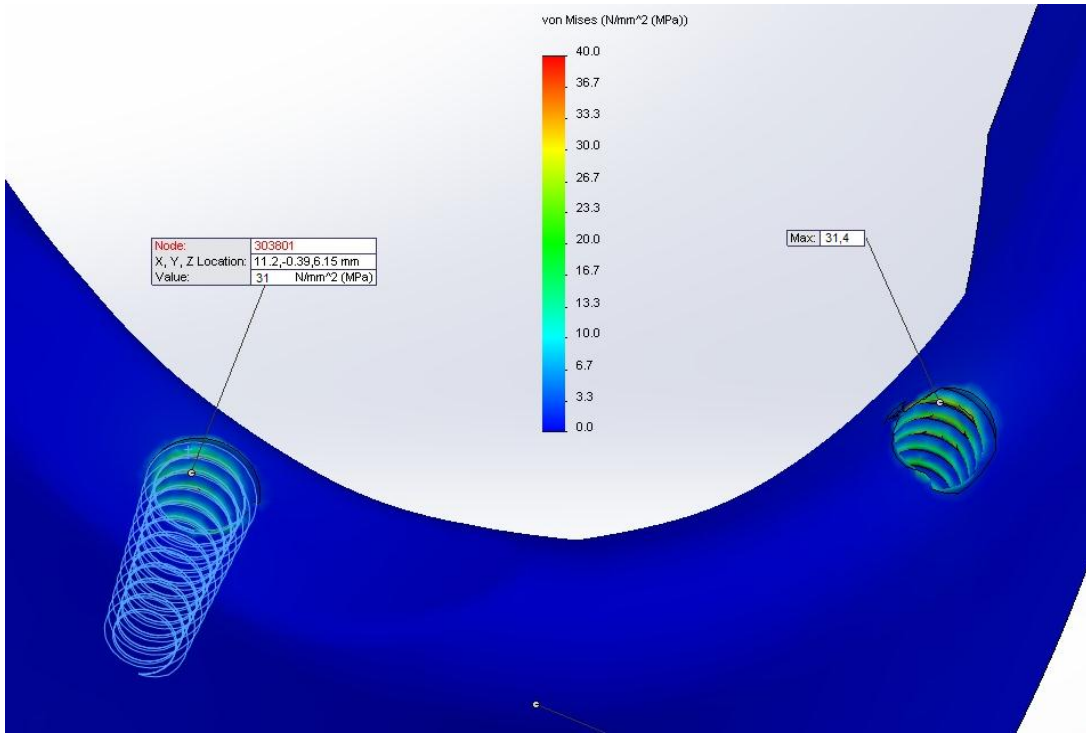
Hasarsız karşılaştırma modelinde sağ implant uygulama bölgesinde 32,9 MPa değerinde ortaya çıkan gerilmeye karşı sol implant uygulama bölgesinde 34,3 MPa gerilme değeri bulunmuştur. Farklılığın modellemedeki asimetric oluşumun gerilme dağılımına yansımaları olarak değerlendirilmiştir. Yükleme koşullarının değişmediği çalışmada 2,5 mm damak dolgu modelde sağ implant uygulama bölgesinde ortaya çıkan gerilme 31 MPa değerindedir. Sol implant uygulama bölgesinde ise bu değer 31,4 MPa değerinde olduğu tespit edilmiştir. 4,5 mm damak dolgu modelinde bu değerler sağ implant uygulama bölgesinde 22,1 MPa, sol implant uygulama bölgesinde 23 MPa olarak belirlenmiştir. 2,5 mm abutment dolgu modelinde 34,7 MPa ve 35,2 MPa'lık değerler sağ ve sol implant uygulama bölgelerindeki gerilme değerleridir. 4,5 mm abutment modelinde sol kısımda ortaya çıkan gerilme 35,5 MPa değerinde iken maksimum gerilme değeri sol implant uygulama bölgesinde 38,5 MPa olarak tespit edilmiştir.

Tablo 18. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

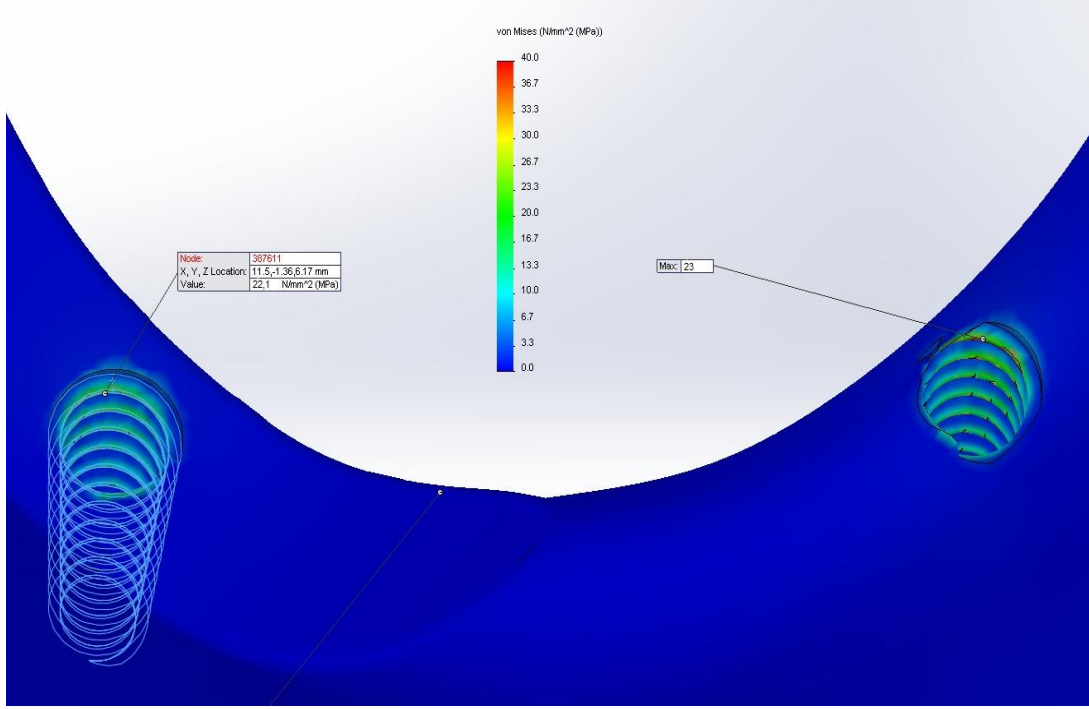
Sağlıklı Model [MPa]		2,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Damak Dolgulu Model [MPa]		2,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]		4,5 mm Abutment Dolgulu Model [MPa]	
Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
32,9	34,3	31	31,4	22,1	23	34,7	35,2	35,5	38,5



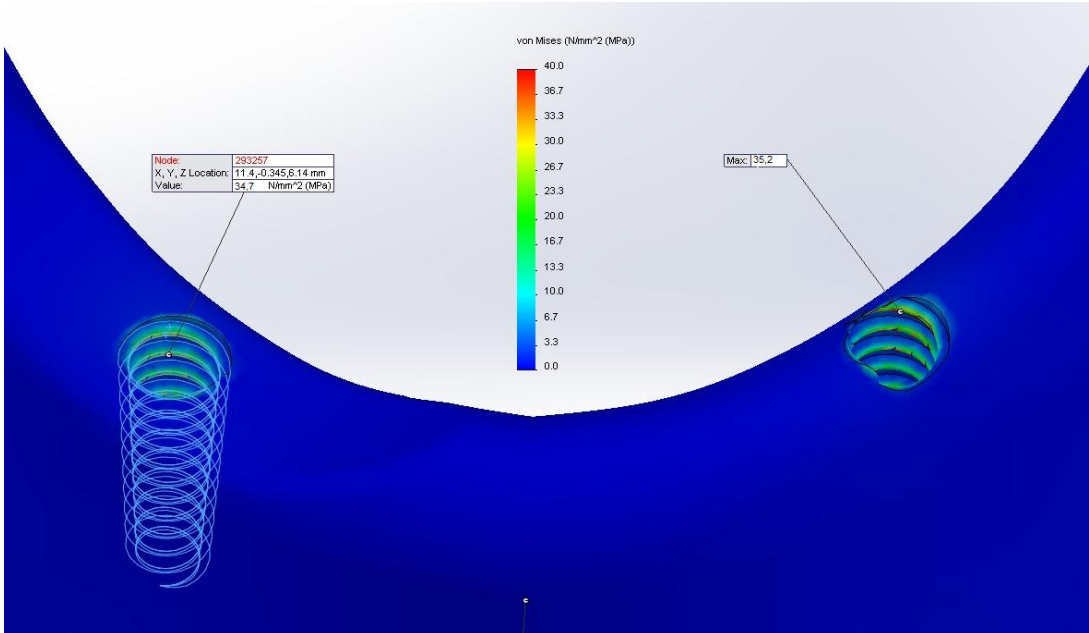
Şekil 89. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



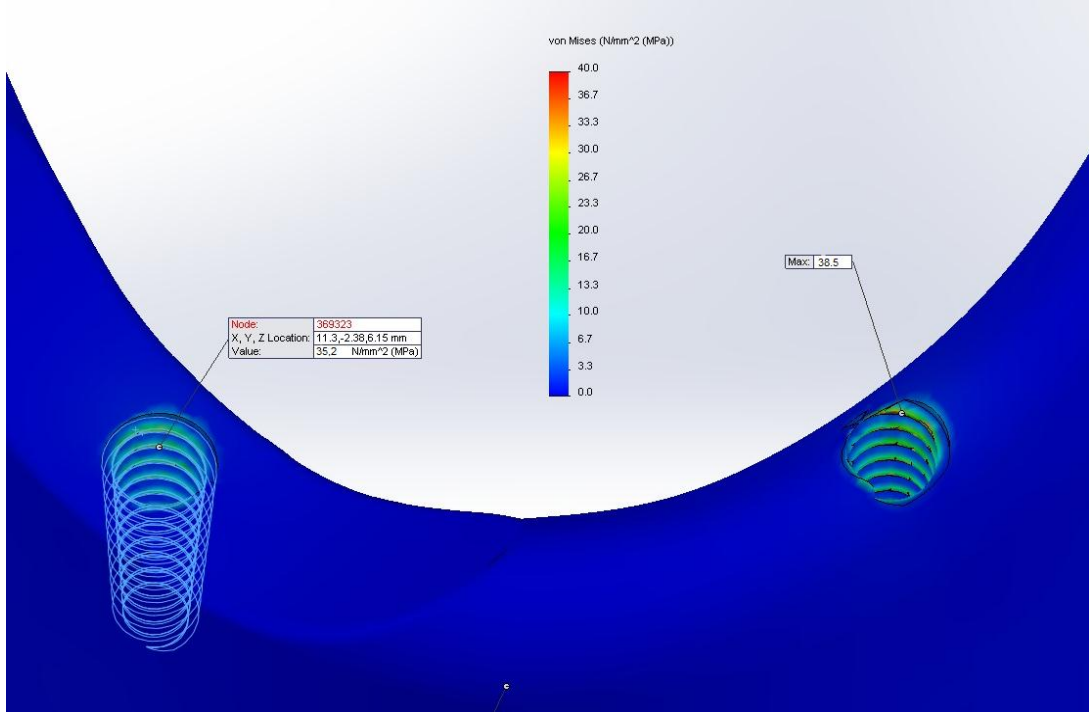
Şekil 90. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 91. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 92. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



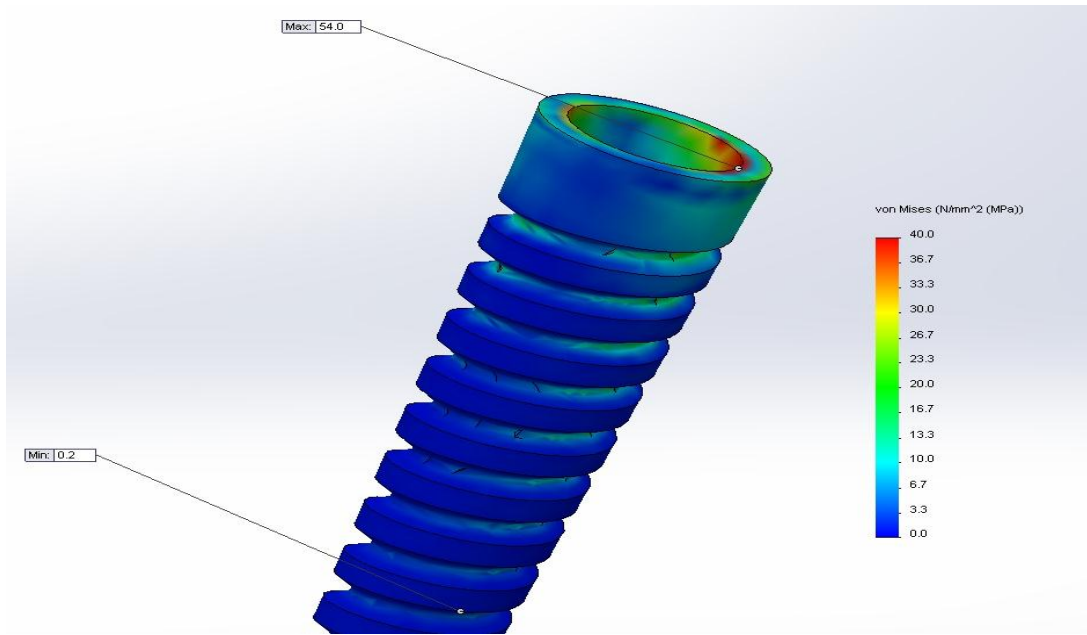
Şekil 93. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde yumuşak kemikte oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

3.3.3. Sağ İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri

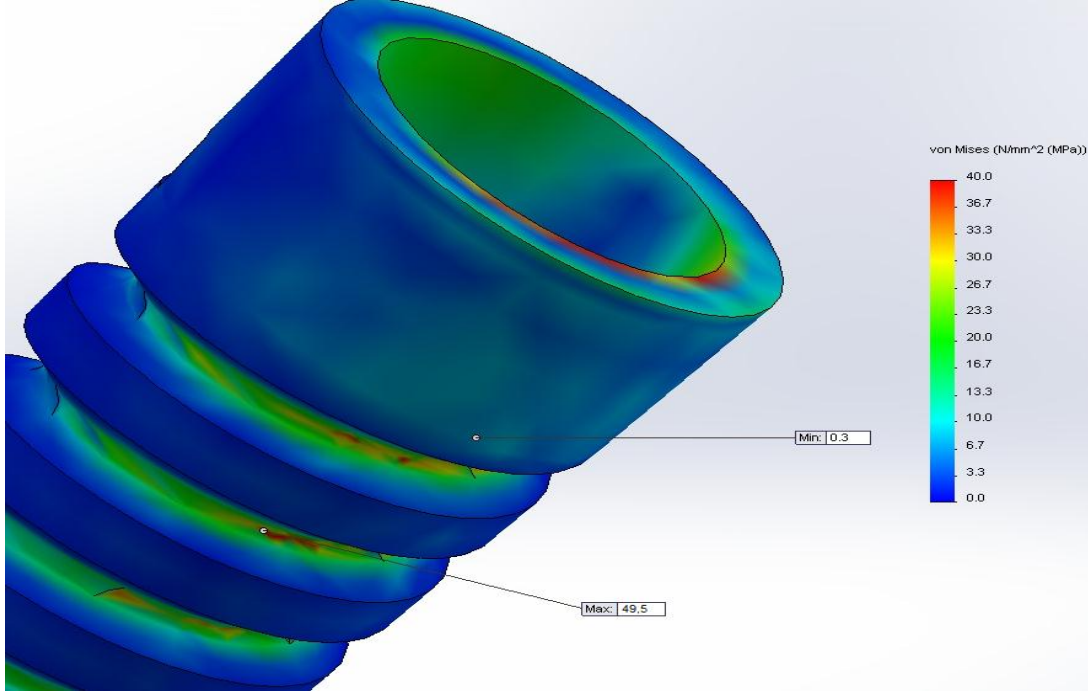
Sağlıklı modelde sağ implantta 54 MPa değerinde ortaya çıkan gerilmeye karşı 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ implantta ortaya çıkan gerilme 49,5 MPa değerindedir (Şekil 94-95). 4,5 mm damak dolgu modelinde bu değerler sağ implantın orta bölgelerine yakın kısımlarda maksimum 46 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 96). 2,5 mm abutment dolgu modellemesinde Şekil 97'da görüldüğü üzere 44,2 MPa maksimum gerilme değeri ve 4,5 mm abutment dolgu modelinde 42 MPa maksimum gerilme değerleri gözlenmiştir (Şekil 98). Tablo 19'de ayrıntılı gerilme değerlerinin verildiği bu yüklemde, modellerde ortaya çıkan gerilmeler sağlıklı modelde implant boyun bölgesinin üst iç kısmındayken diğer modellerde implantların orta bölgesine yakın dişler üzerinde çıkmaktadır. Meijer v.d. (1996) dişsiz alt çene kemiğine yerleştirilmiş iki implantın yükleme sonrası oluşan gerilme değerlerini incelediği çalışmasında yüklemelere yakın olan implantlar daha fazla gerilmeye maruz kaldığını belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasında da benzer sonuçlar alınmıştır.

Tablo 19. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun sağ implantta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

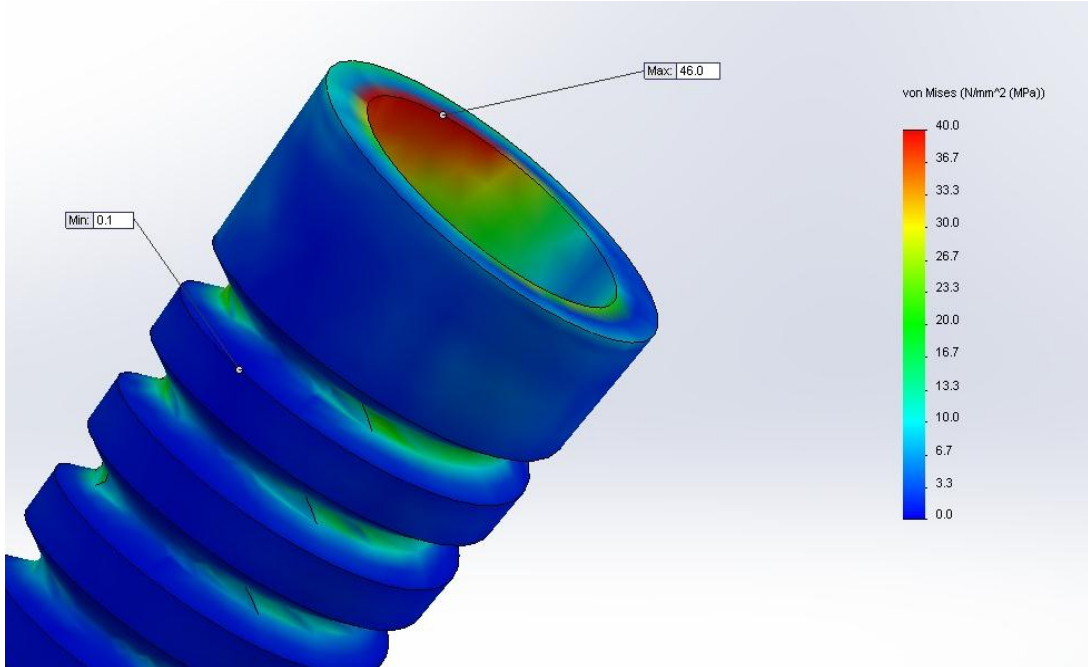
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
54	49,5	46	44,2	42



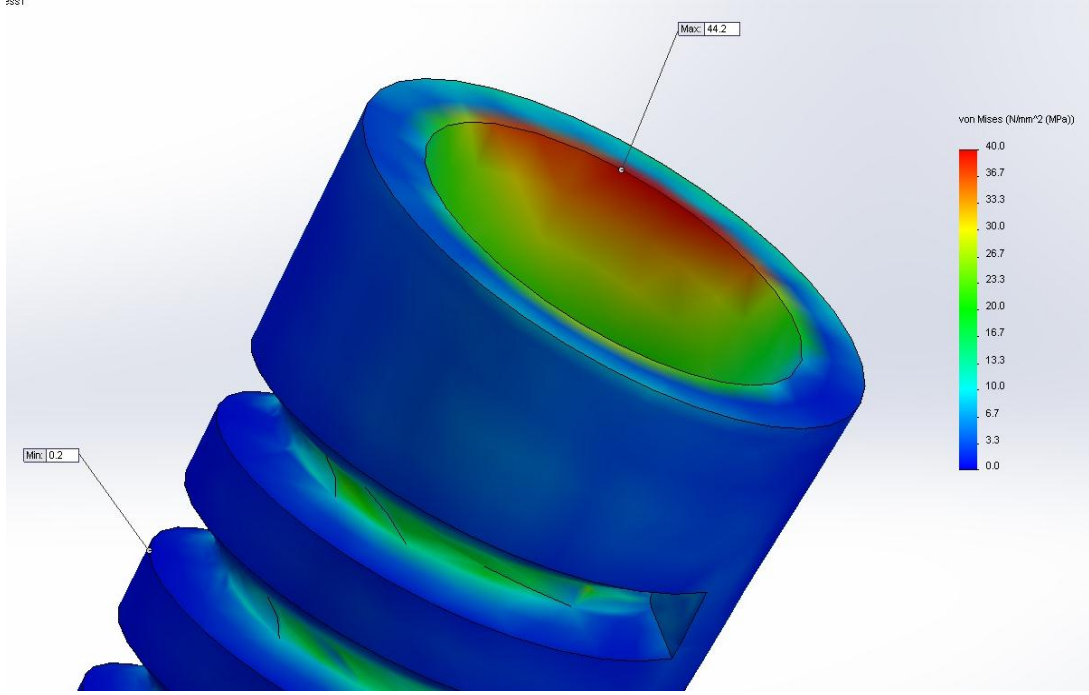
Şekil 94. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ implantta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



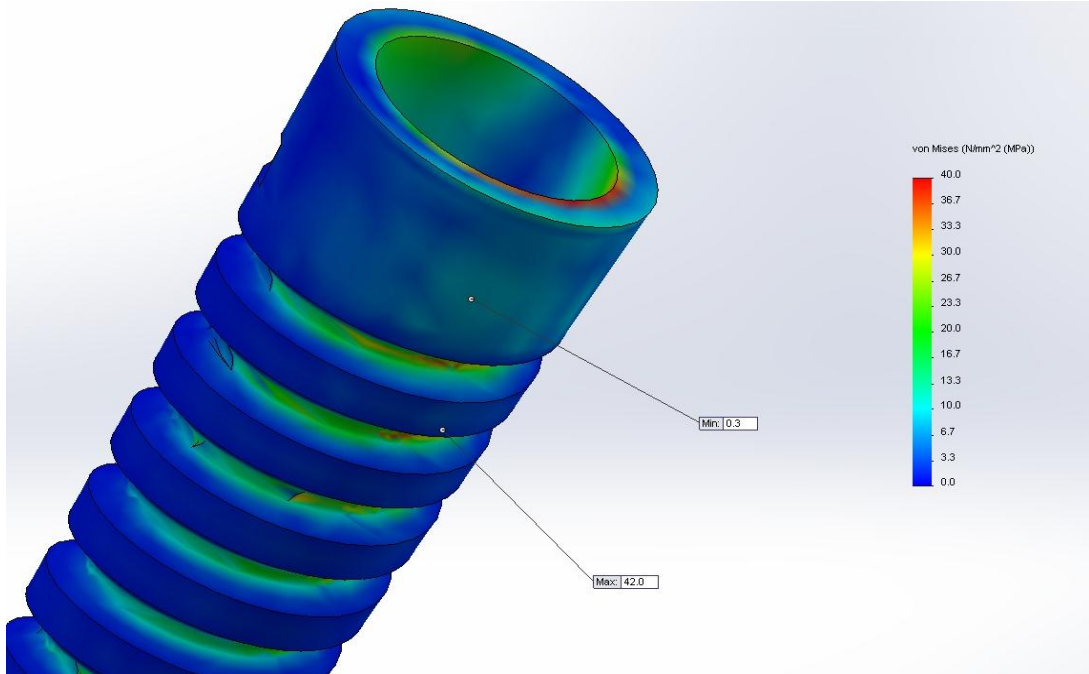
Şekil 95. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ implantta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 96. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sağ implantta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 97. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implantta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 98. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sağ implantta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

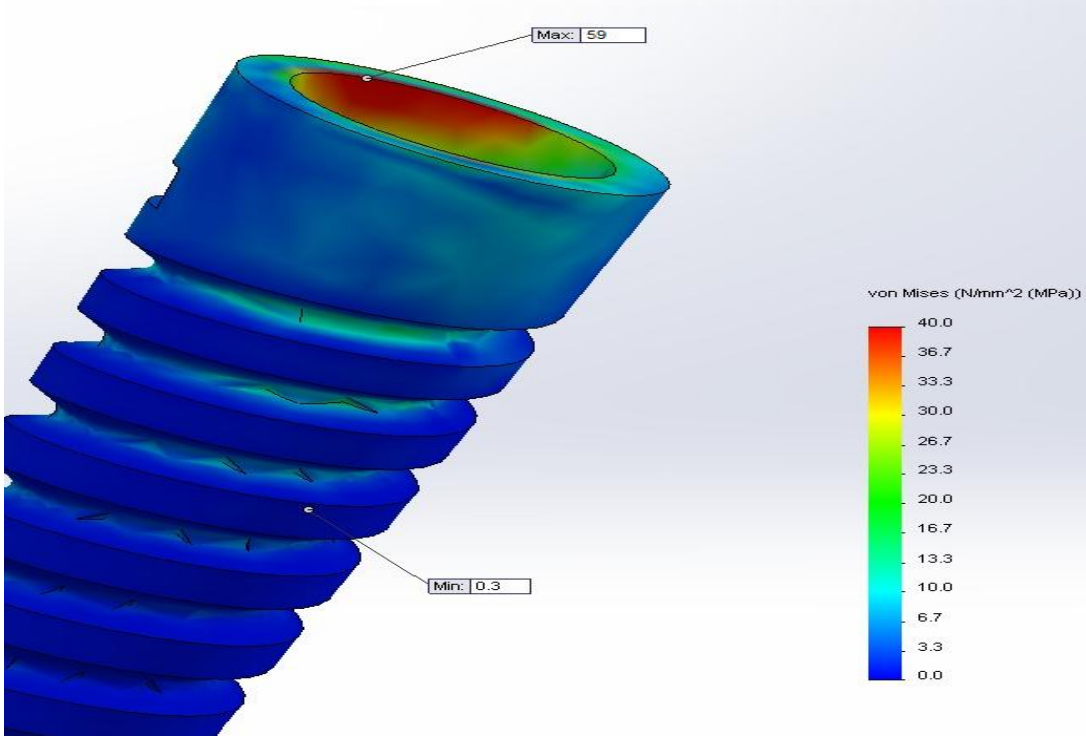
3.3.4. Sol İmplantta Oluşan Gerilme Değerleri

Sağ ve sol bölgeden uygulanan toplam 300 N'luk yükleme durumunda sol implantta oluşan gerilme değerleri Tablo 20 ve Şekil 99-103'de ayrıntılı bir şekilde verilmiştir. Sağlıklı modelde sol sağlam bölgede yer alan implantta 59 MPa'lık maksimum bir gerilme değeri ortaya çıkmıştır.

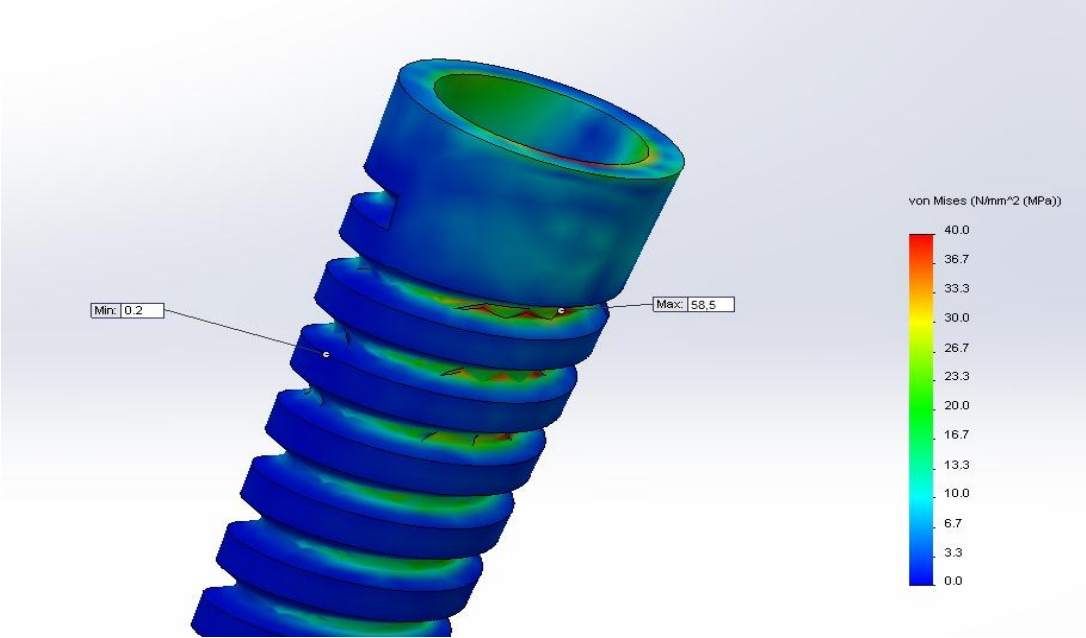
2,5 mm damak dolgu modelinde yüklemenin etkisiyle implant üzerinde maksimum 58,5 MPa'lık bir gerilme değeri belirlenmiştir. 4,5 mm damak dolgu için maksimum gerilme değeri ise 57,9 MPa'dır. Abutment dolgulu modellerden 2,5 mm abutment dolgu modelinde implant üzerinde meydana gelen maksimum gerilme değeri 59,9 MPa olup implantın gövde kısmında geniş bir alanda tespit edilmiştir. 4,5 mm abutment dolgu modeli uygulamasında implant üzerinde oluşan maksimum gerilme değeri 60,7 MPa'dır.

Tablo 20. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun sol implantta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

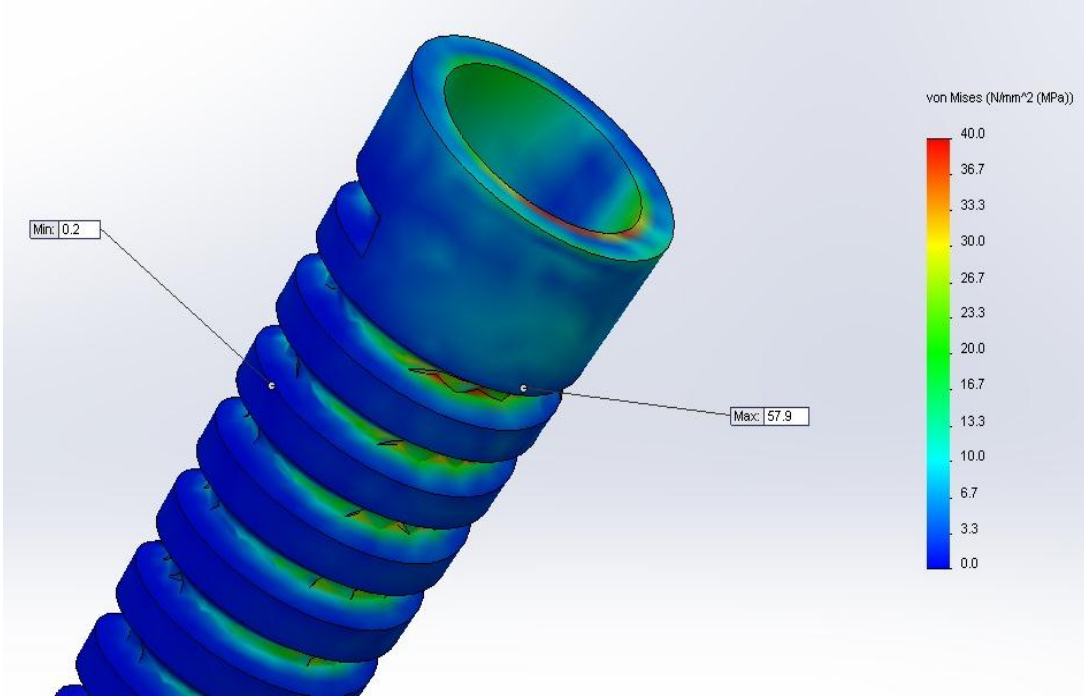
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
59	58,5	57,9	59,9	60,7



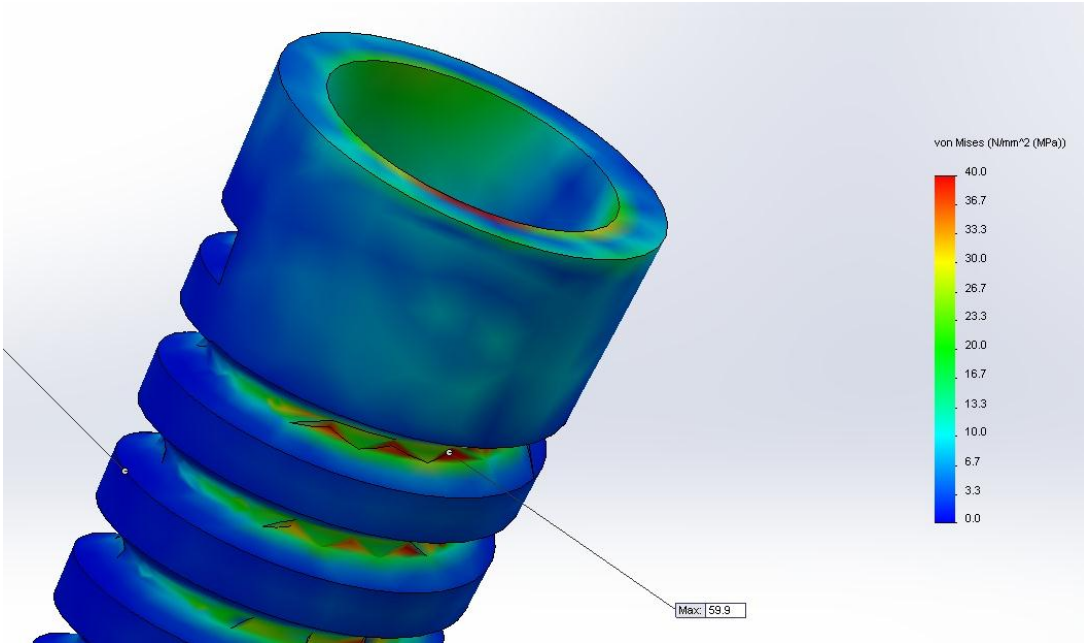
Şekil 99. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol implantta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



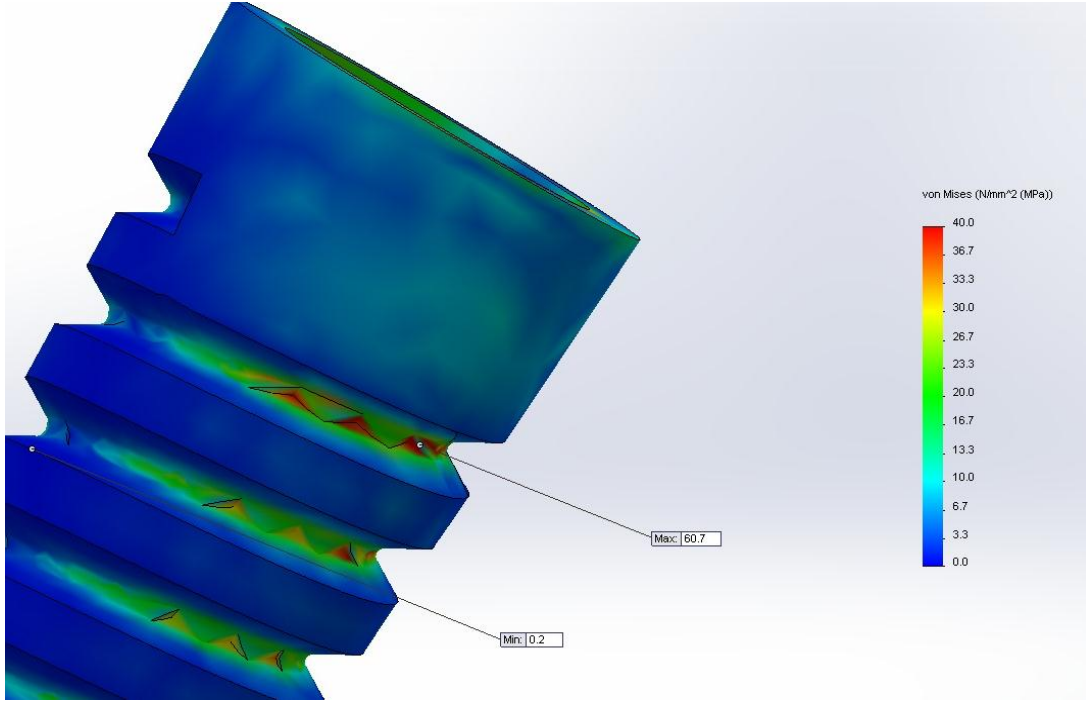
Şekil 100. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinde sol implantta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 101. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinde sol implantta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 102. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sol implantta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



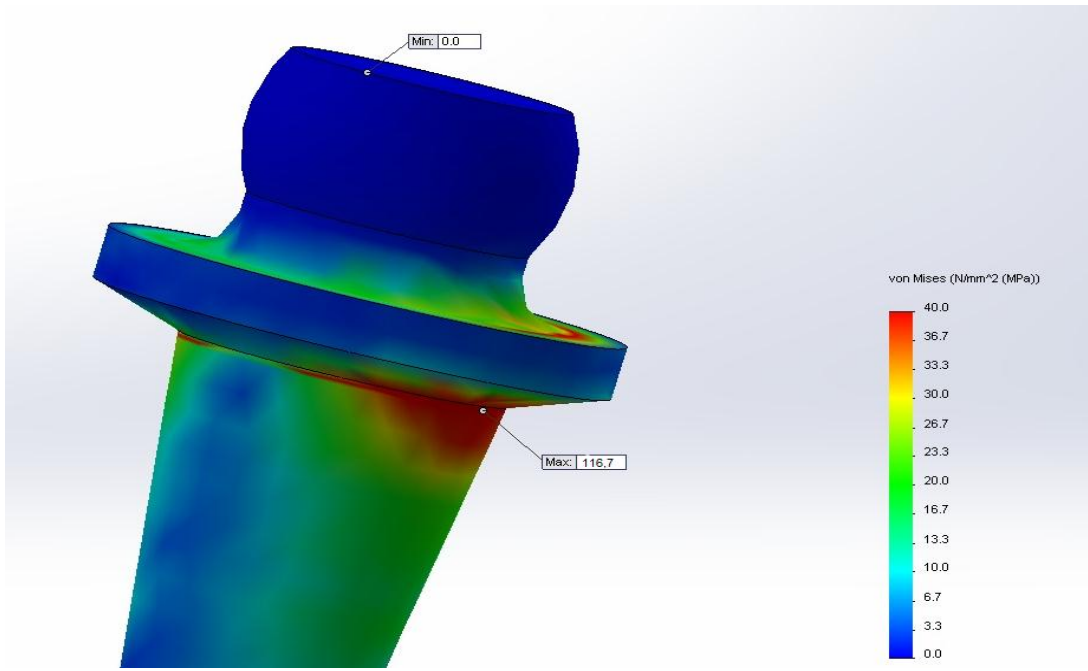
Şekil 103. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sol implantta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

3.3.5. Sağ Abutmentta oluşan Gerilme Değerleri

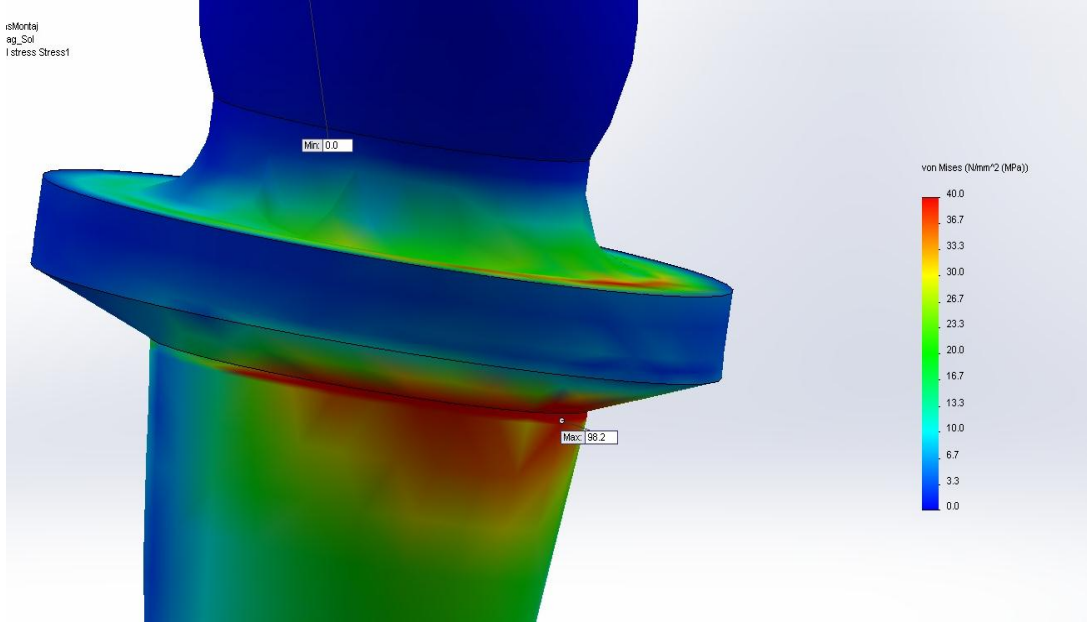
Sağ hasarsız bölgede maksimum 116,7 MPa değerinde ki gerilme abutmentın boyun kısmında daha geniş bir alana dağılmıştır ve Şekil 104'te görülmektedir. 2,5 mm damak dolgu modelinde yüklemenin sonucunda oluşan maksimum 98,2 MPa'lık gerilme abutmentın boyun bölgesinde ortaya çıktığı görülmüştür (Şekil 105). 4,5 mm damak dolguda ise maksimum gerilme değeri 88,1 MPa olup yine abutmentın boyun bölgesinde meydana gelmiştir (Şekil 106). Yükleme koşullarının değişmediği Tablo 21 ve Şekil 107'de görüldüğü üzere 2,5 mm abutment dolgu modelinde oluşan maksimum 99,2 MPa'lık gerilme değerine karşın 4,5 mm abutment dolgu modelinde maksimum gerilme değeri 84,4 MPa'dır (Şekil 108).

Tablo 21. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun sağ abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

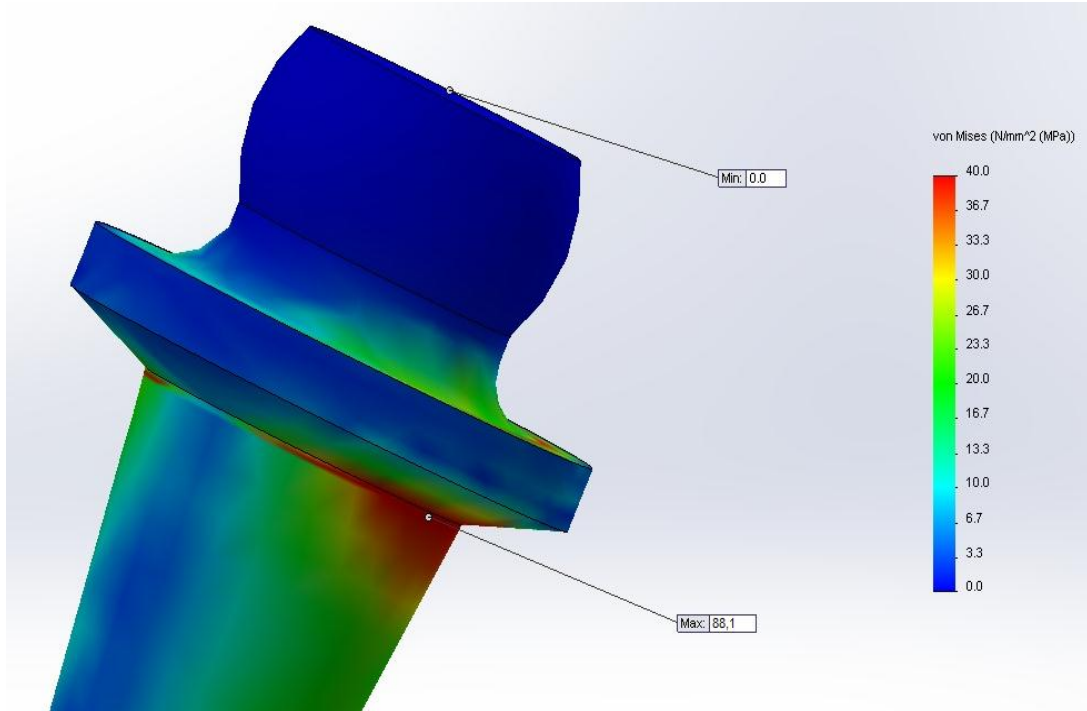
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
116,7	98,2	88,1	99,2	84,8



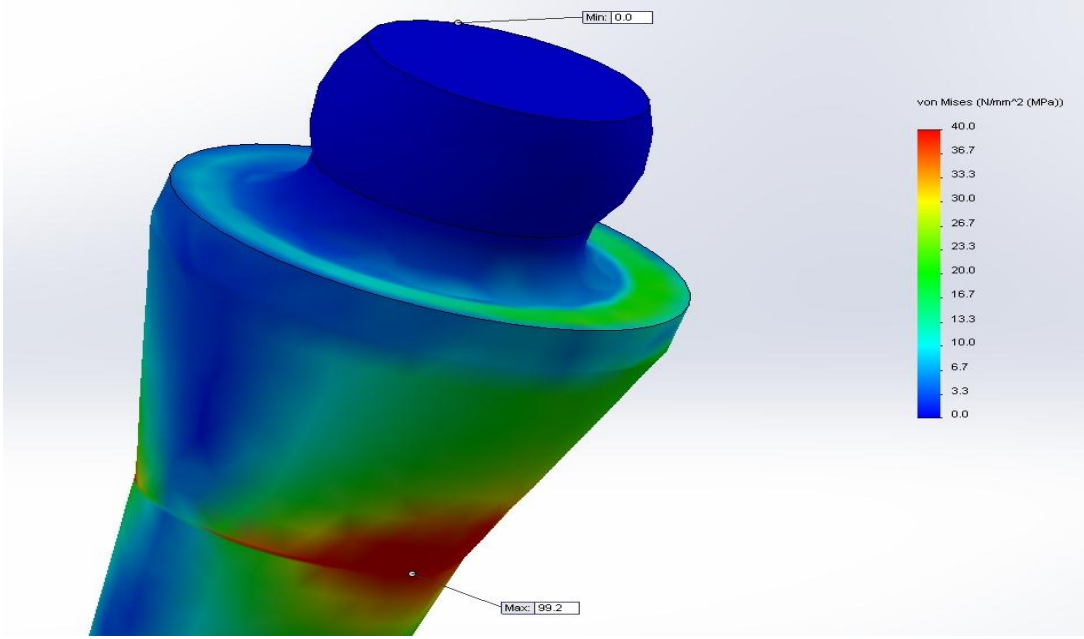
Şekil 104. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sağ abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



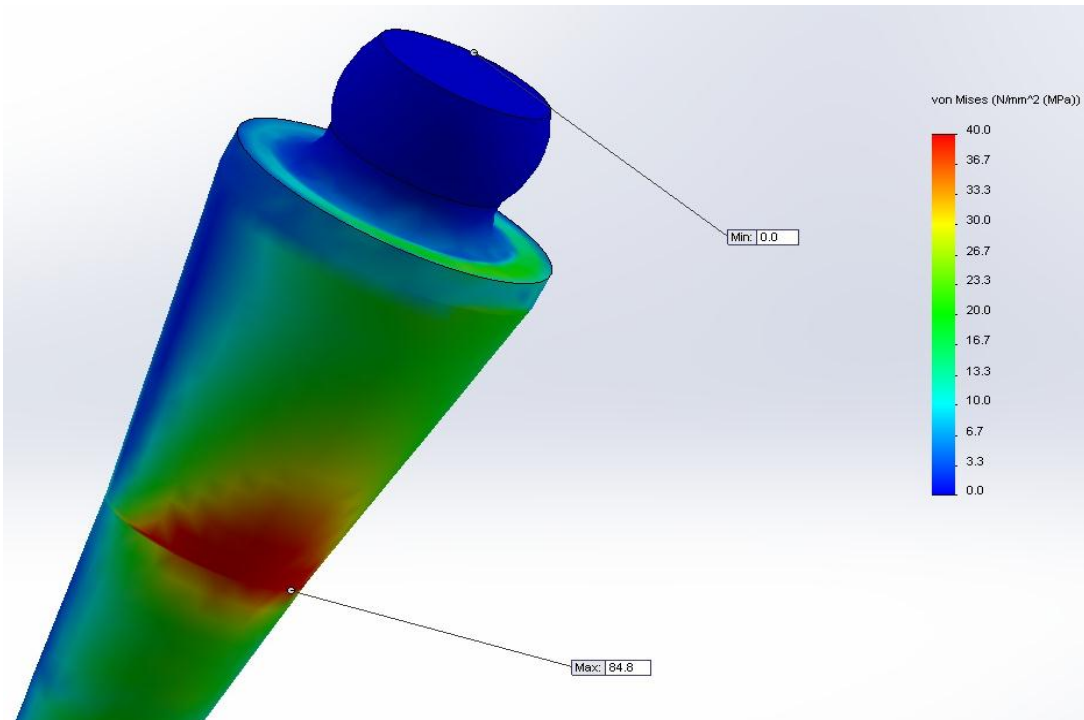
Şekil 105. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak modelinde sağ abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 106. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak modelinde sağ abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 107. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment modelinde sağ abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



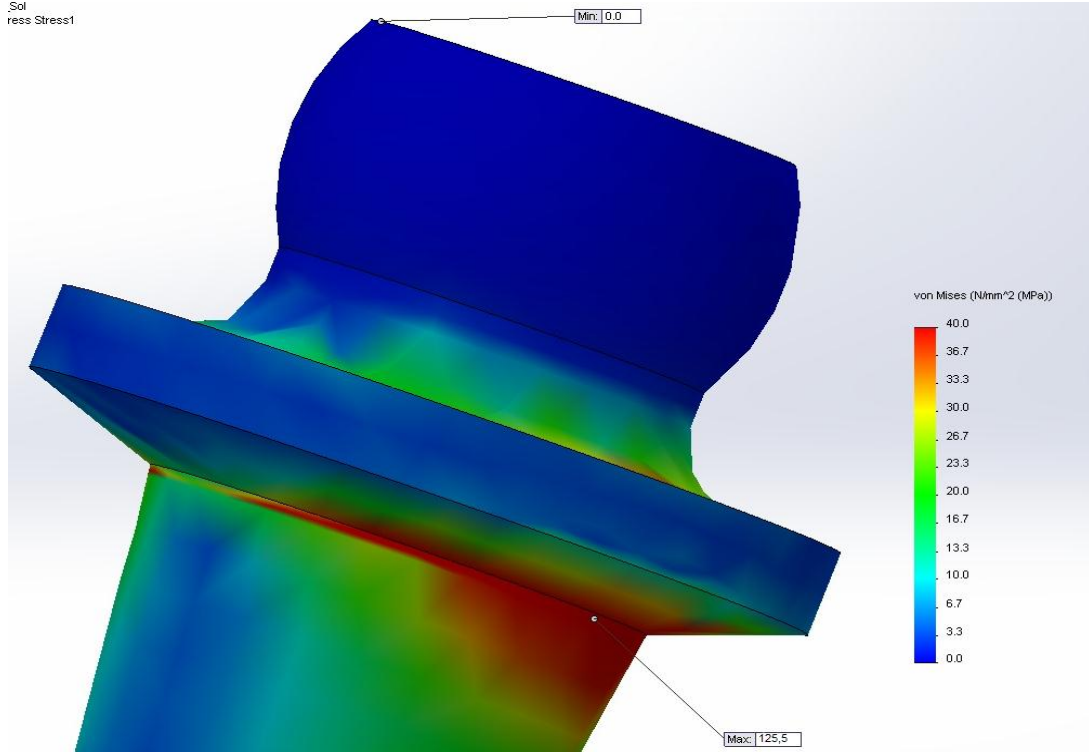
Şekil 108. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment modelinde sağ abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

3.3.6. Sol Abutment Oluşan Gerilme Değerleri

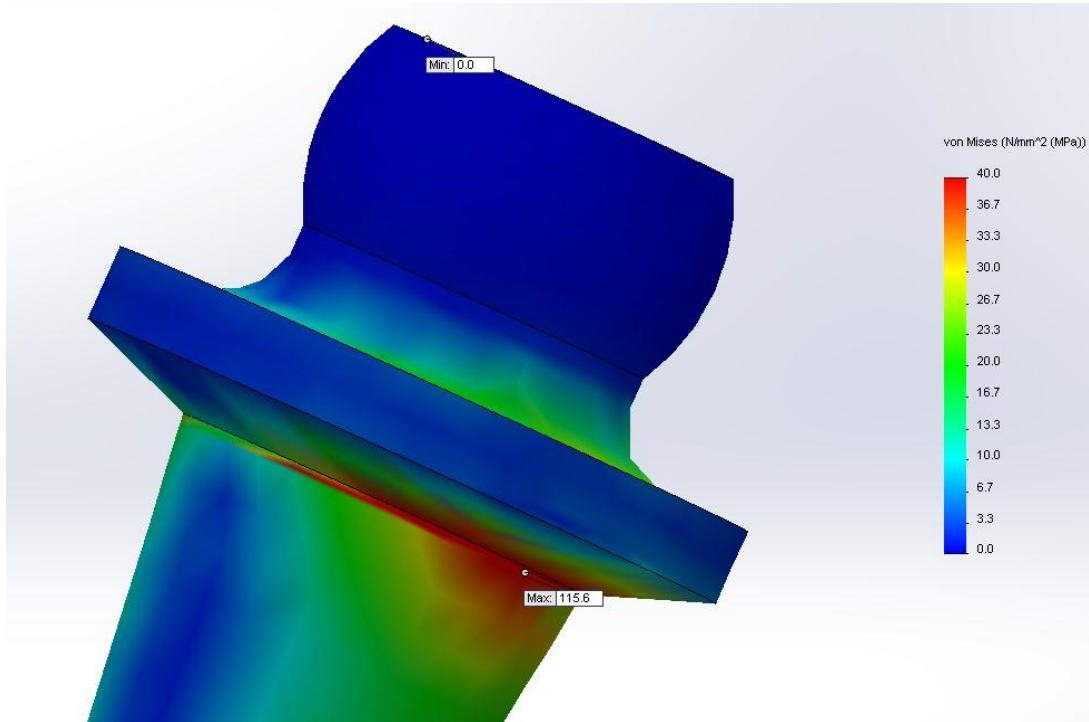
Sağlıklı modelde maksimum 125,5 MPa değerinde gerilmenin ortaya çıktığı Şekil 109'deki gibi gözlenmiştir. Tablo 22'de yer alan verilerde görüldüğü üzere 2,5 mm damak dolgu modelinde yükleme sonucu abutmentta 115,6 MPa maksimum gerilme değeri ortaya çıkmıştır (Şekil 110). 4,5 mm damak dolgu modelinde ise maksimum gerilme değeri Şekil 111'de görüldüğü üzere 100,4 MPa'dır. Abutment dolgu modellerinden 2,5 mm abutment dolgu modeli için yükleme koşullarının değişmediği durumda maksimum 114,2 MPa'lık bir gerilme gözlenirken yükleme koşullarının değişmediği 4,5 mm abutment dolgu modelinde ortaya çıkan maksimum gerilme 107,2 MPa'dır (Şekil 112 ve 113). Gerilme dağılımları boyun bölgesinde geniş bir alanda ortaya çıkmıştır.

Tablo 22. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan 300 N'luk yükleme durumunun sol abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme değerleri

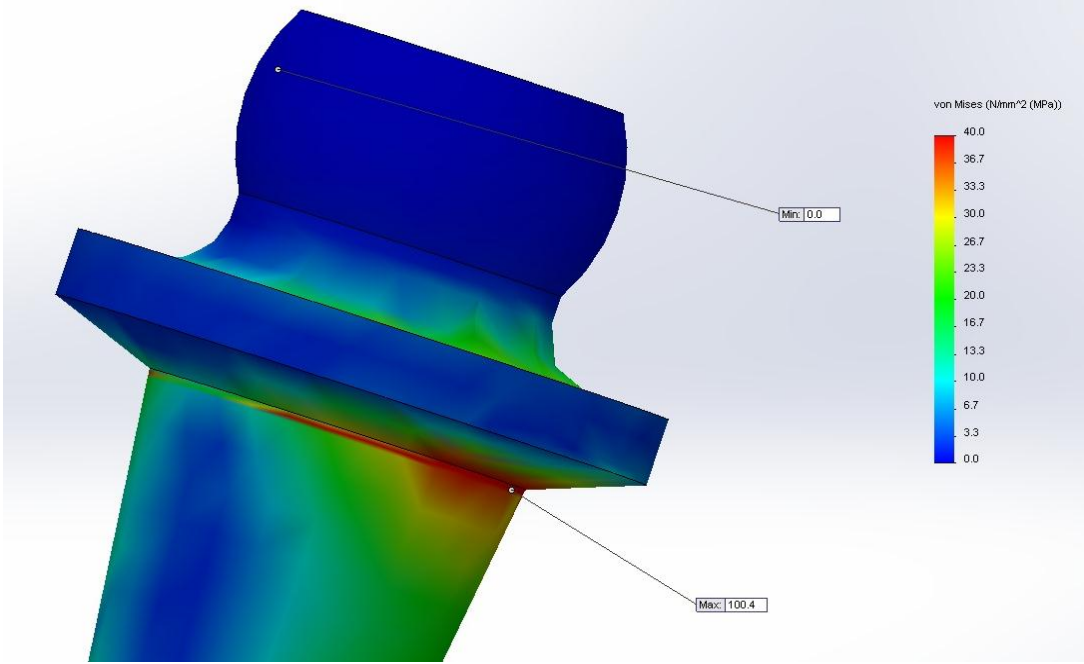
Sağlıklı Model	2,5 mm Damak Dolgulu Model	4,5 mm Damak Dolgulu Model	2,5 mm Abutment Dolgulu Model	4,5 mm Abutment Dolgulu Model
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
125,5	115,6	100,4	114,2	107,2



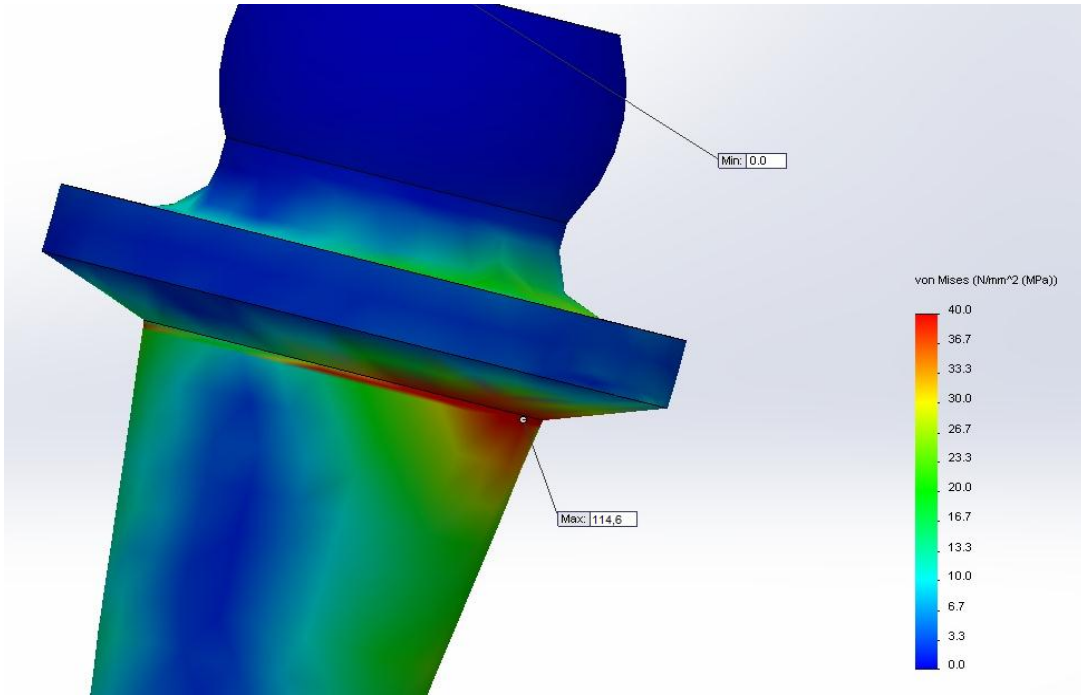
Şekil 109. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin sağlıklı modelde sol abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



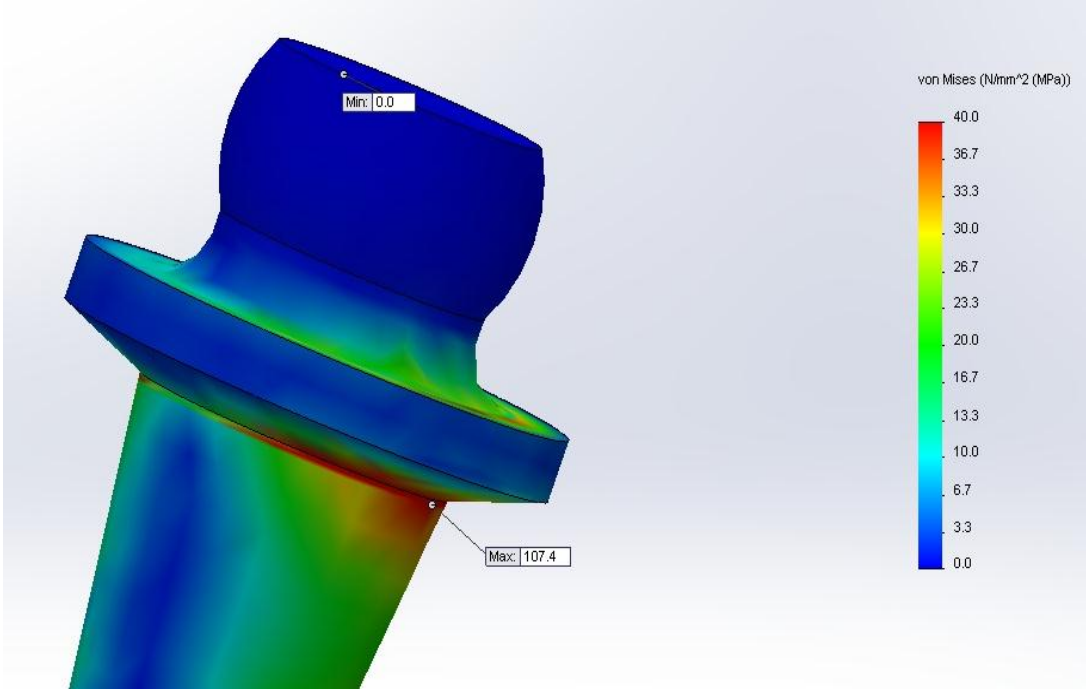
Şekil 110. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak modelinde sol abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 111. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak modelinde sol abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 112. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment modelinde sol abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı



Şekil 113. Sağ ve sol bölgelerden uygulanan toplam 300 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment modelinde sol abutmentta oluşturduğu von – Mises gerilme dağılımı

4. SONUÇLAR

Bu çalışma sonunda elde edilen ve önceki bölümlerde verilen bulgular ışığında aşağıdaki sonuçlara varılmıştır.

1. Kemikteki hasar oranının artması, sağ ve sol yüklemeler esas alındığında kemiklerdeki gerilmelerin düşmesini sağlamıştır. Bu değişiklik abutment dolgulu yapılarda daha az gözlemlenirken damak dolgulu modellerde gerilmelerdeki azalmanın daha fazla olduğu belirlenmiştir.
Her iki taraftan yük uygulanması durumunda ise sert kemikte gerilmelerde düşüş gözlemlenirken yumuşak kemikte abutment dolgulu modellerde gerilme değerlerinde artış görülmüştür.
2. Damak dolgu malzemesi her koşulda sert ve yumuşak kemiklerdeki gerilmeleri azaltmaktadır. Bu azalma oranı protez malzemesiyle sert kemiğin temas alanının artmasıyla doğru orantılıdır.
3. Damak dolgulu sistemlerde yüklerin, protez malzemesiyle alt çene kemiğinin temas alanlarının artmasından ötürü implantlardaki gerilmelerde de düşüş gözlemlenmiştir. Bu düşüş sadece yüklemenin hasarlı bölgeden uygulanması sırasında sağlam bölgedeki implantta gözlemlenmemiştir.
4. Abutment dolgulu sistemlerde implantlardaki gerilmeler damak dolgulu sistemlere göre daha düşük olduğu belirlenmiştir.
5. Abutment dolgulu sistemlerde hasar oranının artmasıyla özellikle sağlam bölgedeki abutmentlerde gerilmelerin artışı tespit edilmiştir.
6. Klinik ortamlarda karşılaşılan gerçek bir hastadan alınan ölçüler kullanılarak oluşturulan protezin tarama verilerinin kullanılması ve bu verilerin referans alınmasıyla modellenen diğer parçaların simetrik olmadığı gözlemlenmiştir. Bu durum çiğneme alışkanlıklarının, yaş, kilo ve çevresel etmenler nedeniyle zamanla çene kemiklerinde asimetrik yapıların olduğu anatomik bir gerçekliktir.

5. ÖNERİLER

Konu üzerinde bundan sonra yapılması önerilecek çalışmalar aşağıda sıralanmıştır.

1. Yapılan çalışmalar farklı boyutlardaki ve farklı yoğunluklardaki çene kemikleri için tekrarlanabilir.
2. Alt çene kemiğinde farklı türde implantlar kullanılmasıyla, modellerde oluşan gerilme davranışları incelenerek en iyi implant türü seçilebilir.
3. Hareketli protezler yerine sabit protezler kullanarak gerilme dağılımları araştırılabilir.
4. Yapılacak olan çalışmalarda 2 adet implantın uygulama bölgeleri değiştirilerek modellerin gerilme davranışları belirlenebilir.
5. İki implantlı uygulama yöntemleri yerine 4 veya daha fazla sayıda implantın, farklı uygulama yöntemlerinin geliştirilmesiyle, hasarlı kemiklerdeki tedaviler için ideal tedavi yöntemleri araştırılabilir..
6. İmplant uygulamalarında bar tipi abutmentlerin kullanılmasıyla sistemin gerilme dağılımı incelenebilir.
7. Hasarlı bölgenin tedavisinde abutment boyu veya protez malzeme dolgusu kullanılmasının yanı sıra, kemik tozu veya farklı cerrahi operasyonların gerçekleştirilmesinden sonra implant uygulamalarının gerçekleştirilmesiyle gerilme dağılımlarının bu üç farklı durum için incelenmesi yapılabilir.
8. Sunulan öneriler de dikkate alınarak, aynı analiz koşullarında üst çene kemiği için de yeni çalışmalar yapılabilir.

6. KAYNAKLAR

- DeBoer, J., 1993. Edentulous implants: overdenture versus fixed. The Journal of Prosthetic Dentistry, 69,4, 386-390.
- Eyercioğlu, Ö., 1990. Computer Aided Evaluation of Gear Tooth Stresses By Finite Element method, Master Thesis, University of Gaziantep, Mechanical Engineering.
- Ferrario, V., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C. ve Tartaglia, G., 2004. Single tooth bite forces in healthy young adults. Journal of Oral Rehabilitation, 31, 118-22.
- Fontijn-Tekamp, E., Slagter, A., Van't Hof, M., Geertman, M. ve Kalk, W., 1998. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. Journal of Dental Research, 77,10, 1832-1839.
- Geertman, M., Slagter, A., Van, M., Van Waas, M. ve Kalk, W., 2001. Masticatory performance and chewing experience with implant-retained mandibular overdentures. Journal of oral Rehabilitation, 26,1, 7-13.
- Hatze, H., 1974. Letter: The meaning of the term" biomechanics". Journal of Biomechanics, 7,2, 189.
- Itoh, K. I., Hayashi, T., 1999. Functions of masseter and temporalis muscles in the control of temporomandibular joint loading-a static analysis using a two-dimensional rigid-body spring model. Frontiers of Medical & Biological Engineering, 17-31.
- Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Steen, W.H.A., Bosman, F., 1996. Loading Conditions of Endosseous Implants in an Edentulous Human Mandible: A Three-Dimensional, Finite-Element Study, J Oral Rehabilitation; 23: 757-763.
- Misch, C. E., 1999. Contemporary implant dentistry, Mosby.
- Perez del Palomar, A. ve Doblare, M., 2007. Influence of unilateral disc displacement on the stress response of the temporomandibular joint discs during opening and mastication. Journal of Anatomy, 211,4, 453-463.
- Ring, M., 1995. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 16,10, 1060, 1062, 1064 passim.
- Rismanchian, M., Bajoghli, F., Mostajeran, Z., Fazel, A. ve Eshkevari, P., 2009. Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. Journal of Oral Implantology, 35,4, 196-200.

- Sancaklı, E., 2000. Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Yalçın, T., 2006. İnsan Alt Çenesindeki Yüklemelerin Eklem Bölgesindeki Etkilerinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- Yavuzylmaz, H., 2007. Diş Morfolojisi-Fizyolojisi ve Oklüzyon, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara.
- Zarb, G. ve Schmitt, A., 1995. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. Journal of Oral Rehabilitation, 22,8, 661-671.
- Zitzmann, N. U. ve Marinello, C. P., 2002. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. The International Journal of Prosthodontics, 15,1, 65.
- Ma, P., Li, D.H., Peng, Q.J., Kuang, W., Shi, Z., Lin, S., Wu, X.X., Li, S.H., Li, W.N. 2006. Self-Adaptation Function of Pro/ENGINEER Software in Constructing 3-D Model Data of Screw Implant, Chinese Journal of Medical Aesthetics and Cosmetics, 12: 28-30.
- Craig RG., 1989. Restorative Dental Materials, 8th Ed. St. Louis (MO), Mosby, 84.
- Cowin SC., 1989. Bone Mechanics, Boca Raton (FL), CRC Press.
- Colling EW., 1984. The Physical Metallurgy of Titanium Alloys, Metals Park (OH), American Society for Metals.
- SolidWorks Material Library, 2012.
- Maeda Y., Wood WW., 1989. Finite Element Method Simulation of Bone Resorption Beneath a Complete Denture, Journal Dentis Res., 68:1370-3.

ÖZGEÇMİŞ

Sinan KÖSE 1984 yılında Trabzon Çarşıbaşı ilçesinde doğdu. 2002 yılında Tefvik Serdar Anadolu Lisesi'nden mezun olup KTÜ Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği Bölümü'nü kazandı. 2007 yılında mezun olduktan sonra aynı yıl Kahramanmaraş Afşin-Elbistan B Termik Santrali'nde Türbin Bakım Şefi olarak göreve başlamıştır. 2008 yılı itibariyle askerlik hizmetini tamamladıktan sonra Trabzon Avrupa Birliđi İş geliştirme Merkezi (ABİGEM) 3 Boyutlu Teknoloji Birimi sorumlusu olarak 2010 yılına kadar görevini sürdürmüştür. 2009 yılında KTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitime başladı. 2010 -2011 yılları arasında Trabzon Ticaret ve Sanayi Odası – KTÜ ortaklığında gerçekleştirilen AB projelerinde uzman olarak çalıştıktan sonra 2011 yılında 2012 yılına kadar dental implant imalatı gerçekleştiren özel bir işletmede fabrika kurucu mühendisi ve kalite kontrol uzmanı olarak çalışmıştır. 2012 yılı itibariyle Trabzon Ticaret ve Sanayi Odası Teknokent Tasarım Ofisi Sorumlusu olarak göreve başlamış ve görevini halen sürdürmektedir. Sinan KÖSE iyi derecede İngilizce bilmektedir.