

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**İMLANT UYGULAMASININ ÇENE KEMİĞİNDE
SEBEP OLDUĞU MEKANİK VE ISIL DEĞİŞİMLERİN
İNCELENMESİ**

**Hazırlayan
Buket TURGUT**

**Danışman
Prof. Dr. Necdet ALTUNTOP**

Yüksek Lisans Tezi

**Şubat 2016
KAYSERİ**

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**İMLANT UYGULAMASININ ÇENE KEMİĞİNDE
SEBEP OLDUĞU MEKANİK VE ISIL DEĞİŞİMLERİN
İNCELENMESİ**

(Yüksek Lisans Tezi)

**Hazırlayan
Buket TURGUT**

**Danışman
Prof. Dr. Necdet ALTUNTOP**

**Şubat 2016
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.



Buket TURGUT



YÖNERGEYE UYGUNLUK SAYFASI

İmplant uygulamasının çene kemiğinde sebep olduğu mekanik ve ısı değişimlerinin incelenmesi adlı Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi'ne uygun olarak hazırlanmıştır.



Tezi Hazırlayan
Buket TURGUT



Danışman
Prof. Dr. Necdet ALTUNTOP



Makine Mühendisliği Bölümü ABD Başkanı
Prof. Dr. Necdet ALTUNTOP

Prof. Dr. Necdet ALTUNTOP danışmanlığında **Buket TURGUT** tarafından hazırlanan “**İmplant Uygulamasının Çene Kemiğinde Sebep Olduğu Mekanik Ve Isıl Değişimlerin İncelenmesi**” adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalında **Yüksek Lisans** tezi olarak kabul edilmiştir.

13/02/2016

JÜRİ:

Danışman : Prof. Dr. Necdet ALTUNTOP

Üye : Prof. Dr. Ali ERİŞEN

Üye : Prof. Dr. Alper ALKAN

**ONAY:**

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun 26.02/2016 tarih ve 2016/11-40. sayılı kararı ile onaylanmıştır.


26 / 02 / 2016
Prof. Dr. Mehmet AKKURT
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca farklı bakış açıları ve bilimsel katkılarıyla beni aydınlatan, yakın ilgi ve yardımlarını esirgemeyen ve bu günlere gelmemde en büyük katkı sahibi sayın hocam Prof. Dr. Necdet ALTUNTOP 'a teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmalarım sırasında karşılaştığım zorlukları aşmamda yardımlarından dolayı değerli hocam Doç. Dr. Recep GÜNEŞ' e ve Araştırma Görevlisi Mevlüt HAKAN' a teşekkür ederim. Ayrıca; çalışmalarım süresince sabır göstererek beni daima destekleyen eşime en içten teşekkürlerimi sunarım.

Buket TURGUT

Kayseri, Şubat 2016

İMLANT UYGULAMASININ ÇENE KEMİĞİNDE SEBEP OLDUĞU MEKANİK VE ISIL DEĞİŞİMLERİN İNCELENMESİ

Buket TURGUT

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi, Ocak 2016
Danışman: Prof. Dr. Necdet ALTUNTOP

ÖZET

Diş hekimliğinde eksik dişlerin restorasyonunda dental implantların kullanılması, osseoentegrasyon kavramının kabulünden sonra belirgin bir artış göstermiştir. Dental implantların cerrahi olarak yerleştirilmesi belirli fizyolojik faktörlerin ortaya çıkardığı kemiksel cevapların meydana gelmesine neden olmaktadır. Kemik içine yerleştirilen implantların başarısı primer iyileşmenin gerçekleşmesine bağlıdır. Primer iyileşmenin gerçekleşmesinde sağlıklı kemik dokusu ve implant yuvasının atravmatik bir şekilde açılması gerekli olduğundan kemikte meydana gelen mekanik ve ısı hasarın önlenmesi büyük önem taşımaktadır.

Son yıllarda diş hekimliğinde implant uygulamalarında, cerrahi planlama amacıyla bilgisayar yazılımları yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bilgisayarlı tomografinin implant cerrahisinde kullanılmasıyla, önemli anatomik yapılara zarar vermeden, tedavi sonuçlarının cerrahi öncesinde daha iyi planlanmasına olanak tanıyan cerrahi rehberler hazırlanabilmektedir. Cerrahi rehberler kullanılarak implant yuvası hazırlanırken klinik koşullarda ısı oluşumu kontrol altında tutulması gerekmektedir. Bu çalışmada; soğutma yapılmadan klasik yöntemle dört farklı firmanın plot delici uçları kullanılarak implant yuvası açılması esnasında çene kemiğinde meydana gelen ısıl gerilme analizi sonlu elemanlar metodu kullanılarak ANSYS programında yapılmıştır. Yapılan çalışmalar sonucunda; ilk model ile implant yuvası hazırlanırken yaklaşık 65 °C, ikinci model ile implant yuvası hazırlanırken yaklaşık 58°C, üçüncü model ile implant yuvası hazırlanırken yaklaşık 62 °C, dördüncü model ile implant yuvası hazırlanırken yaklaşık 64 °C sıcaklık oluşmuştur.

Anahtar Kelimeler: İmplantlar, İmplant cerrahisi, Sonlu Elemanlar Metodu, Termal analiz

INVESTIGATION OF MECHANICAL AND THERMAL VARIATION CAUSED IN THE JAWBONE OF IMPLANTOLOGY

Buket TURGUT

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences

M.Sc. Thesis, January 2016

Supervisor: Prof. Dr. Necdet ALTUNTOP

ABSTRACT

Since the development of dental implantology for the restoration of missing teeth, its use has increased significantly owing to the phenomenon of osseointegration. The surgical procedure of a dental implant elicits an osteogenic response that is driven by specific physiologic factors. The success of an endosteal implant depends in part on its ability to achieve primary healing. As implant cavity preparation and healthy bone are necessary for primary healing, preventing of thermal and mechanical damage, which occur at bone, is critical importance.

In recent years, in implantology, software has been used widely for surgical planning. With the use of computed tomography in implant surgery, surgical guides that allow better planning of treatment outcomes prior to the surgery can be prepared without causing damage to important anatomical structures. Heat generation under clinical conditions must be kept under control while preparing implant cavity by using surgical guides. In this study: thermal stress analysis that occurs around the jaw bone while drilling implant slots by using plot drills of four different companies with a classical method without cooling was conducted in ANSYS programme by using finite elements method. As a result of studies; while preparing implant cavity with first model about 65°C, with second model about 58°C, with third model about 62°C, with fourth model about 64°C temperature is occurred.

Key words: Implants, Implantology, Finite Elements Method, Thermal Analysis

İÇİNDEKİLER

İMLANT UYGULAMASININ ÇENE KEMİĞİNDE SEBEP OLDUĞU MEKANİK VE ISIL DEĞİŞİMLERİN İNCELENMESİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK	i
YÖNERGEYE UYGUNLUK SAYFASI	ii
KABUL ONAY	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR VE SİMGELER	xiii
TABLolar LİSTESİ	xiv
ŞEKİLLER LİSTESİ	xv
GİRİŞ	1

1. BÖLÜM

LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

1.1. Giriş	3
1.2. Yapılan Çalışmalar	3

2. BÖLÜM

DENTAL İMLANTLAR

2.1. Dental İmlantların Tarihçesi	6
2.2. Dental İmlantlar	7
2.2.1. İmlant Çeşitleri	7
2.2.2. İmlantların Sınıflandırılması	8

2.2.2.1. Kullanılan Materyale Göre Dental İmplantlar	8
2.2.2.1.1. Metal ve Alaşımları	9
2.2.2.1.2. Seramikler	9
2.2.2.1.3. Polimerler	10
2.2.2.2. Kemik Dokusu İle Olan İlişkilerine Göre Dental İmplantlar	10
2.2.2.2.1. Subperiostal İmplantlar	10
2.2.2.2.2. Endosteal (Kemik içi) İmplantlar	10
2.2.2.2.2.1. Blade Tipi İmplantlar	11
2.2.2.2.2.2. Kök İmplantlar	11
2.2.2.2.2.2.1. Silindir Tipi İmplantlar	11
2.2.2.2.2.2.2. Vida Tipi İmplantlar	11
2.2.2.2.2.3. Transmandibular İmplantlar	12
2.2.2.3. Proteze Verdiği Desteğe Göre Dental İmplantlar	12
2.2.2.3.1. P-1 Sınıfı İmplant Üstü Protez	12
2.2.2.3.2. P-2 Sınıfı İmplant Üstü Protez	13
2.2.2.3.3. P-3 Sınıfı İmplant Üstü Protez	13
2.2.2.3.4. P-4 Sınıfı İmplant Üstü Protez	13
2.2.2.3.5. P-5 Sınıfı İmplant Üstü Protez	13
2.2.2.4. Yükleme Süresine Göre Dental İmplantlar	14
2.2.2.4.1. İmmediat Yerleştirme	14
2.2.2.4.2. Erken Yerleştirme	14
2.2.2.4.3. Konvansiyonel Yerleştirme	14
2.2.2.4.4. Geç Yerleştirme	14
2.2.3. İmplantların Yüzey Özellikleri ve Kaplamaları	14
2.2.4. İmplantasyon Metodu	15
2.2.4.1. Transfiksasyon	15
2.2.4.2. Submukozal İmplantasyon	15
2.2.4.3. Subperiostal İmplantasyon	16

2.2.4.4. Endosteal İmplantasyon	16
2.2.5. Kemik Tip ve Özellikleri.....	16
2.2.5.1. Kortikal Kemik	17
2.2.5.2. Trabeküler Kemik	18
2.2.6. İmplant Destekli Protezler	18

3. BÖLÜM

İMLANT CERRAHİSİ

3.1. İmplant Cerrahisi Hakkında Genel Bilgiler	23
3.2. Komplikasyonlar	24
3.2.1. Cerrahi operasyonla ilgili komplikasyonlar	24
3.2.1.1. Kanama.....	24
3.2.1.2. Sinir hasarı	24
3.2.1.3. Komşu dişlerin zarar görmesi	25
3.2.1.4. Mandibula kırıkları	25
3.2.1.5. Maksiller sinüs perforasyonu	25
3.2.2. İmplant yerleştirilmesiyle ilgili komplikasyonlar.....	25
3.2.2.1. Primer stabilite eksikliği	25
3.2.2.2. Alveol kemiğinin ısınması	25
3.2.2.3. İmplantın maksiller ya da sfenoid sinüs içine migrasyonu	26
3.2.2.4. Yabancı cisim aspirasyonu.....	26

4. BÖLÜM

SONLU ELEMENLAR METODU

4.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi (Finite Element Method-FEM).....	27
4.1.1. Eleman (Element)	29
4.1.1.1. Tek boyutlu elemanlar.....	29
4.1.1.2. İki boyutlu elemanlar	29

4.1.1.3. Dönel elemanlar	30
4.1.1.4. Üç boyutlu elemanlar.....	30
4.1.1.5. İzoparametrik Elemanlar.....	30
4.1.2. Düğüm (Node).....	31
4.1.3. Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması.....	31
4.1.4. Sınır şartları (Boundary Conditions)	31
4.1.5. Geometri ve Katı Modelleme.....	31
4.1.6. Stres (Gerilim) ve Strain (Gerinim).....	32
4.1.7. Elastisite Modülü (Young's Modülü).....	33
4.1.8.Elastik Sınır.....	33
4.1.9. Poisson Oranı.....	34
4.1.10. Von Mises Stres	34
4.1.11. Lineer Elastik Cisim.....	35
4.1.12. İzotrop Cisim	35
4.2. Sonlu Eleman Analiz Yönteminin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları	35
4.3. Gerilme Analizi ve Akma Kriterleri.....	36

5. BÖLÜM

MATERYAL, YÖNTEM ve BULGULAR

5.1. Delici Uçların Modellenmesi	37
5.2. Çene Kemiği Modelinin Oluşturulması	39
5.3.Malzeme Özellikleri	40
5.4. Sonlu Eleman Modellerinin Oluşturulması	40
5.5. Sınır Şartları ve Yükleme.....	42
5.6. Numerik Analiz Sonuçlarına Göre Sıcaklık Dağılımları.....	43
5.6.1 Birinci Model Delici Uç İçin Elde Edilen Sıcaklık Dağılımları.....	43
5.6.1.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	43
5.6.1.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	44

5.6.2. İkinci Model Delici Uç İçin Elde Edilen Sıcaklık Dağılımları.....	46
5.6.2.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	47
5.6.2.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	47
5.6.3. Üçüncü Model Delici Uç İçin Elde Edilen Sıcaklık Dağılımları.....	50
5.6.3.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	50
5.6.3.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	51
5.6.4. Dördüncü Model Delici Uç İçin Elde Edilen Sıcaklık Dağılımları	53
5.6.4.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	53
5.6.4.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	54
5.6.5. Oluşan Sıcaklık Değişiminin Modellere Göre Karşılaştırılması	56
5.6.5.1. W=600 dev/dak İçin Oluşan Sıcaklık Değişimi Karşılaştırılması	56
5.6.5.2. W=800 dev/dak İçin Oluşan Isı değişimi Karşılaştırılması.....	57
5.7. Numerik Analiz Sonuçlarına Göre Gerilme Dağılımları	59
5.7.1 Birinci Model Delici Uç İçin Elde Edilen Gerilme Dağılımları.....	59
5.7.1.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	59
5.7.1.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	60
5.7.2 İkinci Model Delici Uç İçin Elde Edilen Gerilme Dağılımları.....	62
5.7.2.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	62
5.7.2.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	63
5.7.3. Üçüncü Model Delici Uç İçin Elde Edilen Gerilme Dağılımları	65
5.7.3.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	65
5.7.3.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	66
5.7.4. Dördüncü Model Delici Uç İçin Elde Edilen Gerilme Dağılımları	68
5.7.4.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	68
5.7.4.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar	69
5.7.5. Oluşan Gerilmenin Markalara Göre Karşılaştırılması	71
5.7.5.1. W=600 dev/dak İçin Oluşan Gerilme Karşılaştırılması	71
5.7.5.2. W=800 dev/dak İçin Oluşan Gerilme Karşılaştırılması	72

6. BÖLÜM**SONUÇLAR ve ÖNERİLER**

6.1. Sonuç ve Öneriler	74
KAYNAKLAR	76
ÖZGEÇMİŞ.....	85



KISALTMALAR VE SİMGELER

<u>Sembol</u>	<u>Anlamı</u>	<u>Birimi</u>
E	Elastisite Modülü	MPa
ν	Poisson Oranı	-
ρ	Yoğunluk	kg/m ³
f_s	Sürtünme katsayısı	-
k	Isı iletim katsayısı	W/m°C
σ_k	Kopma Gerilmesi	MPa
σ_y	Akma Gerilmesi	MPa
C	Özgül Isı	J/kg°C
W	Açısal Hız	dev/dak

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 5.1. Malzeme Özellikleri 39



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	İmplant Kemik ilişkisi.....	7
Şekil 2.2.	Vida ve silindirik şeklindeki implantlar	8
Şekil 2.3.	İmplant Çeşitleri	12
Şekil 2.4.	Normal Boyuttaki İmplant Üstü Sabit Protez P-1	12
Şekil 2.5.	Aşırı Konturlu İmplant Üstü Sabit Protez P-2, P-3.....	13
Şekil 2.6.	Ön ve Arka Bölgede İmplant Destekli P-4 ve yalnız ÖN Bölgede İmplant Destekli P-5 İmplantÜstü Hareketli Protezler	14
Şekil 2.7.	Kemik Dokuları.....	17
Şekil 2.8.	Kortikal Kemik Gerilme Şekil Değiştirme Diyagramı	17
Şekil 2.9.	Trabeküler Kemik Gerilme Şekil Değiştirme Diyagramı	18
Şekil 2.10.	Barlı Tutucular	19
Şekil 2.11.	Topuz Başlı Tutucular	20
Şekil 2.12.	Mıknatıs Tutucular	20
Şekil 2.13.	Dört İmplant Destekli Protez	21
Şekil 3.1.	İmplant Uygulamasında Kullanılan Delici Uç Takımı	23
Şekil 4.1.	Farklı geometrilerde eleman örnekleri	31
Şekil 4.2.	Gerilme tipleri	32
Şekil 4.3.	Gerilme Şekil Değiştirme Diyagramı.....	33
Şekil 5.1.	a) Birinci Model, b)İkinci Model, c) Üçüncü Model, d) Dördüncü Model Ön Delici Uçlar	37
Şekil 5.2.	Birinci Model Ön Delici Uç Modellenmesi	38
Şekil 5.3.	İkinci Model Ön Delici Uç Modellenmesi.....	38
Şekil 5.4.	Üçüncü Model Ön Delici Uç Modellenmesi.....	38
Şekil 5.5.	Dördüncü Model Ön Delici Uç Modellenmesi	38
Şekil 5.6.	Çene Kemiği Modellenmesi.....	39
Şekil 5.7.	Birinci Model Delici Uç İçin Ağ Yapısı	40

Şekil 5.8. İkinci Model Delici Uç İçin Ağ Yapısı	41
Şekil 5.9. Üçüncü Model Delici Uç İçin Ağ Yapısı	41
Şekil 5.10. Dördüncü Model Delici Uç İçin Ağ Yapısı	42
Şekil 5.11. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Birinci Model).....	43
Şekil 5.12. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Birinci Model).	43
Şekil 5.13. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Birinci Model).....	44
Şekil 5.14. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Birinci Model).	44
Şekil 5.15. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği.....	45
Şekil 5.16. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık-Derinlik Değişim Grafiği.....	45
Şekil 5.17. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (İkinci Model).....	46
Şekil 5.18. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (İkinci Model) ..	47
Şekil 5.19. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (İkinci Model).....	47
Şekil 5.20. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (İkinci Model) ..	48
Şekil 5.21. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği.....	48
Şekil 5.22. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği.....	49
Şekil 5.23. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Üçüncü Model)....	50
Şekil 5.24. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Üçüncü Model)	50
Şekil 5.25. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Üçüncü Model)....	51
Şekil 5.26. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Üçüncü Model)	51
Şekil 5.27. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği.....	52
Şekil 5.28. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği.....	52
Şekil 5.29. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Dördüncü Model)	53
Şekil 5.30. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Dördüncü Model).....	53
Şekil 5.31. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Dördüncü Model)	54
Şekil 5.32. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Dördüncü Model).....	54
Şekil 5.33. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği.....	55

Şekil 5.34. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği....	55
Şekil 5.35. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği.....	56
Şekil 5.36. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği....	57
Şekil 5.37. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği.....	57
Şekil 5.38. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği....	58
Şekil 5.39. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Birinci Model).....	59
Şekil 5.40. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Birinci Model).	59
Şekil 5.41. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Birinci Model).....	60
Şekil 5.42. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Birinci Model).	60
Şekil 5.43. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği.....	61
Şekil 5.44. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği...	61
Şekil 5.45. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (İkinci Model).....	62
Şekil 5.46. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (İkinci Model) ..	62
Şekil 5.47. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (İkinci Model).....	63
Şekil 5.48. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (İkinci Model) ..	63
Şekil 5.49. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği.....	64
Şekil 5.50. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği...	64
Şekil 5.51. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Üçüncü Model)....	65
Şekil 5.52. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Üçüncü Model)	65
Şekil 5.53. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Üçüncü Model)....	66
Şekil 5.54. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Üçüncü Model)	66
Şekil 5.55. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği.....	67
Şekil 5.56. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği...	67
Şekil 5.57. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Dördüncü Model)	68
Şekil 5.58. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Dördüncü Model).....	68
Şekil 5.59. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Dördüncü Model)	69

Şekil 5.60. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Dördüncü Model).....	69
Şekil 5.61. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği.....	70
Şekil 5.62. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği...	70
Şekil 5.63. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği.....	71
Şekil 5.64. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği...	71
Şekil 5.65. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği.....	72
Şekil 5.66. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği...	72



GİRİŞ

Bir veya daha fazla diş eksikliğinde kaybolan fonksiyonların ve estetiğin tekrar kazandırılması için uygulanan dental implantlar günümüzde oldukça popülerdir. Başarılı bir implant tedavisi için gerekli olan osseoentegrasyon terimi ilk olarak 1978 yılında Branemark ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır. Osseoentegrasyon kavramından sonra kayıp dişlerin restorasyonunda dental implantların kullanımı belirgin bir şekilde artmıştır. Osseoentegrasyon, canlı kemik dokusu ile saf titanyumdan yapılmış olan implant yüzeyi arasındaki doğrudan ve devamlı temas anlamına gelmektedir. Başarılı bir osseoentegrasyonun sağlanabilmesi birçok etmene bağlıdır. Bu faktörlerden en önemlisi implant bölgesinin primer iyileşmesidir. Sağlıklı kemik ve implant yuvasının hazırlanması primer iyileşme için önemli olduğundan kemikte oluşacak ısı ve mekanik zararların en aza indirilmesi gereklidir. İmplant yuvasının hazırlanması sırasında kullanılan delici uçlar mekanik zararların yanı sıra, ısı artışından dolayı kemik dokusu hasarına da sebep olabilirler. Kemik ısı iletiminin düşük olmasından dolayı implant yuvası açılan bölgede oluşan ısı hızlı bir şekilde dağıtılamamaktadır. Cerrahi sırasında oluşabilecek ısı, damarsal ve mekanik travmalar nekrotik bir doku oluşturarak kemik iyileşmesini olumsuz yönde etkiler ve implant başarısızlığına sebep olur [1,2].

İmplant yuvası hazırlanırken oluşan ısının miktarını etkileyen faktörler; kemik tipi (kortikal, trabeküler, periodental, vs.) ve kalınlığı, yuva açmak için kullanılan delici uçların geometrisi, açılacak yuvanın genişliği ve derinliği, yuva açımında kullanılan delici uçların keskinliği, ilerleme ve dönme hızı, delici uca uygulanan kuvvet, implant yuvasının kademeli olarak açılması, aralıklı veya devamlı delme ve soğutma sistemidir [6].

Bu çalışmanın amacı; implant yuvası açılırken uygulanan kesme prosesinde açığa çıkan ısı enerjisiyle ilgili olarak sıcaklık değişiminin incelenmesi ve oluşan gerilmelerin sayısal

yöntemle tayin edilmesidir. Çalışmamızda dört farklı model öncü uç kullanılmıştır. Literatürde bu yöntemle yapılan çalışmalar oldukça kısıtlıdır. Bu sebeple implant yuvası açılması sırasında oluşan ısı enerjisi üzerine yoğunlaşmış ve bu amaçla yapılan sayısal çalışma ve analizler ile literatüre katkı sağlanması, yeni çalışmalara yol gösterilmesi planlanmıştır.



1. BÖLÜM

LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

1.1. Giriş

1.2. Yapılan Çalışmalar

Dental implantlar üzerine yapılan çalışmalar; genellikle implant üzerindeki mekanik etkiyi incelemiştir. İmplant uygulaması sırasında çene kemiğinde oluşan ısı etkilerin incelendiği çalışmalarda ise deneysel yöntemler kullanılmıştır.

Literatürde implant yuvası açılması sırasında meydana gelen ısı enerjisinin incelendiği in-vivo Eriksson ve Albrektsson [3], Eriksson ve Adell [4], ve in-vitro Shraway ve arkadaşları, Chacon ve arkadaşları [5], çalışmaları vardır. In-vivo çalışmalarda, implant yuvası açılması sırasında oluşan ısı enerjisinin kemik iyileşmesindeki etkileri ve nekroz oluşmaksızın, kemiğin dayanabildiği maksimum sıcaklık değerleri incelenmiş; in-vitro çalışmalarda ise implant yuvası açılması sırasında oluşan ısı enerjisi etkileyen faktörler değerlendirilmiştir.

Ahmet Ferhat Mısırlı [7], yaptığı sığır femoral kortikal kemiklerinin kullanıldığı çalışmada implant yuvası açılırken oluşan ısı enerjisini in vitro olarak K tipi termocouple kullanılarak ölçmüştür. İmplant delici uçlarıyla yuva açım işlemi 1500 rpm hızda, sabit 2 kg ağırlık altında yapılmıştır. Cerrahi rehber kullanılarak ve kullanılmadan, iki farklı implant sistemi (sistem A; dıştan soğutmalı sistem, sistem B; hem dıştan hem içten soğutmalı sistem) kullanılmıştır. Sıcaklık ölçümleri sistemlerin en son kalınlıktaki (4.2 mm ve 4.4 mm.) delici uçlar için yapılmıştır. Termocouple uçlar implant yuvası açılan bölgeye 1 mm. mesafede ve 3, 6 ve 9 mm. Derinliklere yerleştirilmiştir. Sıcaklık değerleri, sistemlerdeki delici uçların 50. kullanımına kadar yapılmış ve bilgisayar programı ile kaydedilmiştir.

Sener vd. [8], yaptıkları çalışmada implant yatağı hazırlanırken oluşan ısı enerjisinin hücrelerin canlılığı ve implant osseoentegrasyonun üzerinde büyük bir etkisi olduğunu belirtmişlerdir. Bu

amaçla, dondurulmuş dişsiz sığır alt çene kemiklerinden 12x6 cm dikdörtgen kesitli parçalar oluşturmuşlardır. Bu parçalara 3,7 ve 12 mm derinlikte termorezistörler yerleştirmişlerdir. Termorezistörlerden gelen sinyalleri ORIGIN 5.0 yazılımını kullanarak analiz etmişlerdir.

Bazı araştırmacılar Mathews ve Hirsch [9], Brisman [10], implant yuvası hazırlanması sırasında uygulanan kuvvetin artırılmasıyla oluşan ısı enerjisinin azalacağı yönünde görüş bildirmişlerdir. Ancak Hobkirk ve Rusiniak [11], Abouzgia ve James [12], yaptıkları çalışmalarda delme işlemi sırasında oluşan ısı enerjisinin, kuvvetin artırılmasıyla artacağını bildirmişlerdir.

Oliveira et al. [13], yaptıkları çalışmada sığır kaburga kemikleri üzerinde toplamda 100 implant yuvası açarak kemiklere bağlı bir cerrahi test cihazı üzerinde 8 ve 10 mm derinlikte implant yuvası açarken ortaya çıkan kemik sıcaklık değişimlerini ve kesme kuvvetlerini simüle etmişlerdir.

İmplant yuvası açılması sırasında ortaya çıkan ısı enerjisinin soğutulması içten soğutma ve dıştan soğutma olarak iki şekilde yapılmaktadır. Yacker et al. [14], Soğutma kullanılmadan yaptıkları in vitro çalışmalarda, kritik seviyenin üzerine çıkan sıcaklık değişimleri oluştuğunu göstermişlerdir. Tehemar [15], yaptığı çalışmada ise içten soğutma sistemiyle, kemikte açılan yuvanın derinliğine bağlı olmaksızın etkili bir soğutma sağlandığı rapor etmiştir. Benington et al. [16], yaptıkları çalışmada implant yuvası açılırken içten ve dıştan soğutmalı sistemleri karşılaştırmışlardır ve sıcaklık artışı yönünden istatistiksel bir fark bulunamadığını bildirmişlerdir. Haider et al. [17], tarafından yapılan bir çalışmada ise her türlü içten soğutmalı sistemde ilave dıştan soğutma yapılmasının da, özellikle kortikal kemikler için avantajlı olduğu belirtilmiştir.

Literatürde delici ucun çapı arttıkça oluşan ısı enerjisinin azaldığı belirtilmekle birlikte [6] oluşan ısı enerjisiyi, kullanılan delici ucun çapından çok, yuva açımı sırasında kaldırılan kemik miktarının etkilediği bildirilmiştir [14].

Peterson [18], yaptığı çalışmada yuva hazırlanmasında kullanılan delici ucun keskinliğinin, ısı enerjisi oluşumunda etkili olduğunu bildirmiştir. Keskinliği azalmış delici uç kullanıldığında daha fazla sıcaklık artışı olduğu gösterilmiştir. Delici ucun keskinliğini azaltan faktörler; kullanım sayısı, uygulanan kuvvet, sterilizasyon tekniği, kullanıldığı kemiğin yoğunluğu, yapıldığı materyal ve yüzey özelliği olarak belirtilmiştir [14]. Bazı üreticiler tarafından delici ucun kullanım sayısı belirlenmiştir. Bununla birlikte, genelde önerilen; klinik kullanım sırasında delici ucun istenen yuvayı hızlı bir şekilde açamadığı gözlemlendiğinde, o delici ucun değiştirilmesidir [15].

Stanczyk ve Telega [19], üç kısımdan oluşan çalışmalarının ilk bölümünde biyomekaniğin çeşitli ısı problemleri ile ilgili çalışma yapmışlardır. İkinci bölüm ortopediye özgü ısı problemleri kapsar. Üçüncü bölüm ise eklem implant uygulamalarındaki kemik kesme ve delme işlemi sırasında oluşan sürtünmeden kaynaklanan iç enerji üretimini içerir. Modelleme ve deneysel ölçümlere ilişkin mevcut sonuçları incelemişlerdir. Doku kayıplarını en aza indirmek için termal hasar kriterlerini tartışmışlardır.

Nicayenzi et al. [20], sentetik uyluk kemiğinin mekanik davranışına sentetik trabeküler kemik yoğunluğunun etkisini araştırmışlardır.

Nilay Er [21], yaptığı çalışmada dental implant delici uçlarını sert ve dayanıklı malzemeler ile kaplayarak kemikte daha az ısınma oluşturan, kullanım ömrü uzun ve aşınmaya dirençli delici uçların elde edilip edilemeyeceğini ortaya çıkarmıştır. Çalışmada farklı yüzey özelliklerine sahip toplam 7 (yedi) delici uç grubu incelenmiştir. Bu gruplar; Paslanmaz Çelik (PÇ), Siyah Elmas (SE), Zirkonyum (ZR), Titanyum Alüminyum Nitrür (TiAlN), Bor Nitrür (BN), Titanyum Bor Nitrür (TiBN) ve Elmas Benzeri Karbon (EBK)' dur. Çalışmaya dâhil edilen paslanmaz çelik, siyah elmas ve zirkonyum işlemeli olan üç grup piyasada hali hazırda bulunurken, titanyum alüminyum nitrür, bor nitrür, titanyum bor nitrür ve elmas benzeri karbon grupları, paslanmaz çelik drillin üzerine fiziksel buhar biriktirme yöntemi ile yüzeyleri kaplanarak elde edilmiştir. Her bir grup 20 delici uçtan oluşmaktadır. Bu delici uçlardan 10 tanesi klinik uygulamada yapıldığı gibi serum fizyolojik ile su soğutması altında, diğer 10 tanesi ise herhangi bir soğutma sistemi olmadan kemikte oluşturdıkları sıcaklık değişimleri ölçülmüştür. Delici uçların kemikte oluşturdıkları ısı enerjisi değerlendirmek üzere cerrahi tur motoru, paralelometre cihazına adapte edilerek taze sıgır femuru kortikal kemiğinde 1 dakika boyunca delme işlemi yapılmıştır. Delme işlemi boyunca oluşan ısı enerjisi, implant yuvasının 1 mm yanında, 4 mm ve 8 mm derinliğinde 2 adet ısı sensörü yerleştirilerek ölçülmüştür. Her delici uç için bu işlem 50 kere tekrarlanmış ve 1., 25. ve 50. Delme işlemlerinde yapılan sıcaklık ölçümleri kaydedilmiştir. Sonuç olarak en az sıcaklık artışı gözlenen grup Bor Nitrür grubu olmuştur. Su soğutması olmadan yapılan 50. delme işleminde sıcaklık ölçümünde bile kemik nekrozu için kritik değer olan 47 °C'yi geçecek sıcaklık artışı oluşmamıştır. Piyasada mevcut olan siyah elmas ve zirkonyum grupları ise sıcaklık artışının en çok olduğu gruplar olarak saptanmıştır.

2. BÖLÜM

DENTAL İMPLANTLAR

2.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Vücudun kaybedilen dokularının estetik olarak tamamlama çabası ve isteği insanlık tarihi kadar eskidir. Kaybedilen dokuların fonksiyonunu ve estetiğini yeniden sağlama ihtiyacı çağlar boyunca bilim adamlarının araştırma konusu olmuştur. Bu yaklaşımla diş hekimliğinde ilerlemeler sağlanmış ve kaybedilen dişlerin yerine dişlerin fonksiyonlarını yerine getiren diş implantları geliştirilmeye ve kullanılmaya başlamıştır. Eski çağlarda taş, tahta ve hatta hayvan dişlerinin maksilla (üst çene) ve mandibulada (alt çene) destek yapı olarak kullanıldığı bildirilmiştir [24]. Diş hekimliğinde implantlara ait ilk bulgu ilk çağ dönemine ait bir insan iskeletinde mandibular keser diş yerine kullanılmış taş implant olarak tarihe geçmiştir [27].

Gerçek anlamda ilk implant; 18. yüzyılın başında altından üretilmiş olan diş kökü formundaki vidalardır. İlerleyen zamanlarda gümüş, platin, guta-perka, lastik ve porselen gibi çeşitli materyallerden yapılmış implantların varlığı da bilinmektedir [28].

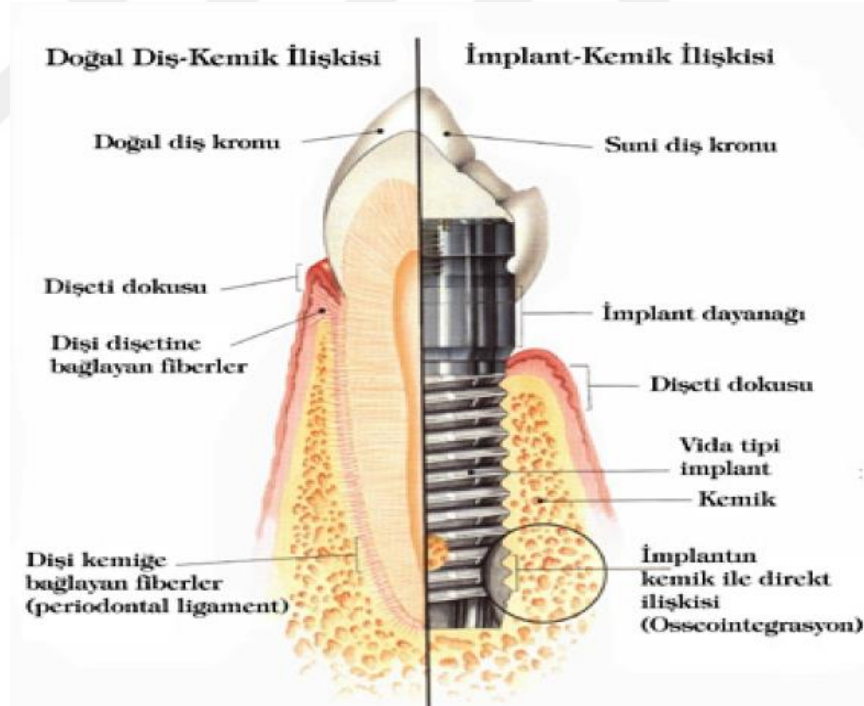
19. yüzyılın başlarında her alanda olduğu gibi diş hekimliği alanında da metal kullanımının yaygınlaşması ile kemik içi implant olarak kabul edilecek tipte implantlarla ilgili çalışmalar yapılmaya başlanmıştır [28].

Dental implantoloji çok kısa sürede büyük bir gelişme göstermiş ve osseointegrasyon kavramı deneysel kullanımdan rutin klinik kullanıma ulaşmıştır. Diş hekimleri yapay bir nesneyi hiçbir patolojik işaret ve semptom oluşturmada biyolojik bir sistem içine yerleştirmeyi ve fonksiyonel yüklenme sırasında kemik içinde rijit bağlantıyı sağlamayı başarmışlardır [29]. Bugün implantoloji tüm dünyada kabul edilen güvenilir bir tedavi modelidir.

2.2. Dental İmplantlar

İmplant sözcüğü köken olarak Latince'de in=içerisine veya içerisinde, planto=ekme, dikme, yerleştirme anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşur. Fransızca'dan diğer dillere dönüştürülmüştür. Anlam olarak bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen, organik veya inorganik bir cisim olarak tanımlanır [22]. Medikal bilimlerde; vücut içerisine yerleştirilerek bir doku veya organın işlevini yerine yapay getiren cisimlere “implant” adı verilir. İmplantasyon ise bir dokunun veya materyalin cerrahi yolla başka bir dokuya yerleştirilmesi anlamına gelir [23].

Diş hekimliğinde implantasyon; kaybedilmiş dişlerin yerine yapılacak olan protezlere destek olabilecek doku ile uyumlu maddelerin, çenelere cerrahi yöntemlerle yerleştirilmesi işlemidir [25]. Şekil 2.1 de çene kemiğine yerleştirilmiş implantın kemik ile ilişkisi gösterilmektedir.

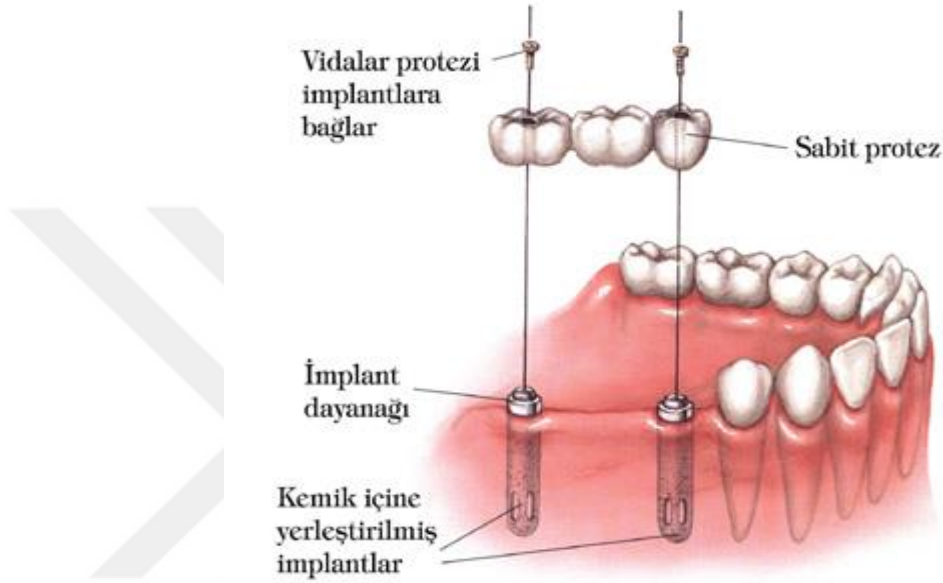


Şekil 2.1. İmplant Kemik ilişkisi[26]

2.2.1. İmplant Çeşitleri

İmplant ve kemik dokusu arasındaki osseointegrasyonu elde etmek ve uzun dönemde elde edilen osseointegrasyonu koruyabilmek gerekir. Temelde implant formlarını iki

gruba ayırmak mümkündür. Bunlar blade ve kök formundaki (silindirik ve vida tipi) implantlardır [30]. Şekil.2.2 de silindirik ve vida tipi implantlar gösterilmiştir. Kullanılan vida veya silindirik şeklindeki implantlar yaklaşık olarak diş kökünün boyutlarında 8-16 mm uzunluğunda ve 3.5-4 mm çapındadır.



Şekil 2.2. Vida ve silindirik şeklindeki implantlar [31]

2.2.2. İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar şu şekilde sınıflandırılırlar; [32]

- Kullanılan materyale göre
- Kemik dokusu ile olan ilişkilerine göre
- Proteze verdiği desteğe göre
- Yükleme süresine göre

2.2.2.1. Kullanılan Materyale Göre Dental İmplantlar

İmplantlar yüksek miktarda mekanik yüke maruz kalmaktadırlar. Bir implant malzemesi, kendisinden beklenen mekanik, fiziksel ve biyolojik özellikleri karşılayabilmelidir. Mekanik açıdan implant malzemesinin youngmodülü ve çekme

dayanımı gibi fiziksel özellikleri yeterli olmalıdır. Biyolojik açıdan ise malzeme ve canlı doku arasındaki ilişki minimum düzeyde etkilenecek şekilde olmalıdır [33,34].

Dental implantların yapımında seramikler, polimerler, karbonlar ve metaller gibi çok çeşitli maddeler kullanılmıştır [23].

2.2.2.1.1. Metal ve Alaşımları

Altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt ve bunun gibi çeşitli metaller ve alaşımları dental implantların imalatında kullanılmış fakat çoğu metal, kötü doku reaksiyonları oluşturması sebebiyle uzun dönem başarı oranları düşük kalmış ve implant imalatı için alternatif arayışı içine girilmiştir. Titanyum ve alaşımları (çoğunlukla Ti-6Al-4V) implantların kemik içi bölümü için seçenек haline gelmiş; paslanmaz çelik, krom-kobalt ve altın alaşımları ise protez parçalarında kullanılmıştır [30].

Titanyumun implantın kemik içi parçasının yapımında kullanılmasının en önemli sebebi titanyumun sahip olduğu fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerdir. Titanyum reaktif bir malzemedir bu özelliğinden dolayı malzemenin diğer bir elektroda teması halinde yüzeyinde kendi kendine oluşan oksit tabakası sayesinde kimyasal reaksiyonlara karşı direnç gösterir. Titanyumun kemiğe yakın elastisite modülü değeri vardır. Titanyum kemik içinde pasif davranış göstermez, kemiğin pürüzlü yüzeye doğru gelişip metalle bağlantı oluşturmaya izin verir ve bunun sonucunda da kemikte bir sabitleme oluşur [30].

2.2.2.1.2. Seramikler

Seramik malzemeler diş hekimliğinde farklı çeşitlerdeki implantlarda kullanılmıştır. Kalsiyum fosfat hidroksilapatit $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ (HA), trikalsiyum fosfat ($\text{Ca}(\text{PO}_4)_2$) ve biyo camlar implant malzemeleri olarak kullanılmıştır. İmplantolojide seramikler kristal kemik vidalar ile kullanılmaya başlanmıştır. İmplantların mekanik ihtiyaçları göz önüne alınacak olursa, kalsiyum fosfat hidroksilapatit ve trikalsiyum fosfattan yapılmış implant vidası üzerine gelen yükleri taşımak için yeterli direnci yüksek kırılmalardan dolayı gösteremezler [30]. Seramikler implant üzerine gelen kuvvetlerde gerekli dayanımı gösteremedikleri için implant malzemesi olarak yaygın kullanımı yoktur [35].

2.2.2.1.3. Polimerler

İmplant malzemesi olarak polimerler, poliüretan fiberler, polimetilmetakrilat reçineler kullanılmışlardır. Bu malzemelerin esnekliklerinin periodontal bağların küçük hareketlerini taklit edeceği ve doğal diş ile implant bağlantısının yapılabilmesine imkan sağlayacağı düşünülmüş fakat zayıf biyolojik ve mekanik özelliklerinden dolayı kullanımları sınırlı olmuştur. Günümüzde polimerler kuvvet kırıcı olarak implant üst yapılarında kullanılmaktadır [36].

2.2.2.2. Kemik Dokusu İle Olan İlişkilerine Göre Dental İmplantlar

2.2.2.2.1. Subperiostal İmplantlar

Subperiostal implantlar cerrahi yöntemle açığa çıkarılan kemik üzerinden ölçü alınarak hazırlanan implantlardır. İnce metal alaşımlarından yapılan kafes şeklinde yapılardır ve periostun altında direkt olarak kemiğin üzerine yerleştirilirler. Diş etinden ağız içine yükselen postları vardır. Bu implantlar alveoler kemik üzerine bir eğer gibi otururlar ve çiğneme kuvvetlerini kemiğin tamamına dağıtırlar. Kemik üzerine yerleştirildikleri zaman etrafı bağ dokusu ile kapsüle olarak görev yaparlar [37].

Şekillerine göre;

- Tripodal
- Çevresel
- Unilateral olarak ayrılırlar [38].

Kemik dokusunun rezorbe olduğu, burun boşlukları, maksiller sinüsler ve mandibular kanalın kemik içi implant uygulamasına izin vermediği aşırı rezorbektif ve atrofik çene kemiği olan olgularda subperiostal implant uygulamaları endikedir [39].

2.2.2.2.2. Endosteal (Kemik içi) İmplantlar

Bu implantlar dişsiz alanda alveol kreti içerisine delici uçla açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. İmplant yuvasını hazırlamak üzere çeşitli tipte standardize edilmiş delici uçlar kullanılır ve bu implantlar kemik içine sabitlenirler [35]. Endosteal implantlar şekillerine göre iki alt gruba ayrılırlar.

2.2.2.2.2.1. Blade Tipi İmplantlar

Baş, boyun ve vücut kısmından oluşan blade tipi implantların ortalama boyutları $25 \times 8 \times 1.5$ mm dir. Simetrik veya simetrik olmayan dörtgen şekilleri olup boyutları dardır (2 mm veya daha az). Blade tipi implantların, boyun bölgesinin uzunluğu ve genişliğinin kemik içi gerilme dağılımına etkisi sonlu elemanlar metodu ile incelenmiş ve boynu geniş olan blade implantların dar olanlara göre kemik içindeki gerilmeleri azalttığı görülmüştür [40].

Bu implantın asıl uygulama alanı dişsiz çene tedavileridir. Fakat bu implantların uzun dönem klinik ve deneysel sonuçları o kadar düşük başarı oranı göstermiştir ki, kullanımı çeşitli yumuşak doku problemleri ve devamlı kemik erimesi nedenleriyle terk edilmiştir [40].

2.2.2.2.2.2. Kök İmplantlar

Mekanik kriterler, cerrahi işlemlerin basitleştirilme isteği, daha iyi bir uyum, düşük kaliteli kemikte daha başarılı sonuç, implant malzemelerinin biyolojik uyum ve dayanıklılık arayışları silindir ve vida şeklindeki implantların üretilmesine yol açmıştır. Bu implantlar çeşitli formlarda üretilmiştir: yan duvarlarında çapraz açılım, oluklu, çıkıntılı, paralel, açılı-konik veya basamaklı gövdeli, düz, oval, veya sivri uçlu olan implantlar gibi çok çeşitli şekillerde satışa sunulmuştur. Yivler, implant yüzeyini genişletip kemik ile oluşan teması en yüksek seviyeye çıkartmak ve kemikle uyumunu sağlamak için yapılmıştır [41].

2.2.2.2.2.2.1. Silindir Tipi İmplantlar

Bu tip implantlarda fiksasyon, titanyum plazma spreyleme ve hidroksilapatit kaplama ile sağlanır. İmplant yüzeyinin pürüzlendirilmesi, vida tipi implantlardaki yivlere benzer bir kilitleme sağlar. Yüzey pürüzleri, vidanın yivlerine göre daha küçük sayılabilir. Molekül büyüklükleri sayesinde ile implant arasında bir apozisyon sağlanır [33,42].

2.2.2.2.2.2.2. Vida Tipi İmplantlar

Bu tip implantlarda, aksiyal gerilim ve sıkıştırma kuvvetleri ilk olarak vida yivlerinin eğimli yüzeylerindeki sıkıştırma ile kemiğe iletilir. Bu yolla kemiğin tüm makaslama

kuvvetlerine karşı ara yüz direncini sadece bağlantının bizzat kendisi sağlar. Bu da stresleri ara yüz bağlantı tabakasının taşıma gerekliliğini ortadan kaldırır [33].

2.2.2.2.3. Transmandibular İmplantlar

Bu implantlar diğer implant çeşitlerine alternatif bir dizayn olarak üretilmiştir. Ağız içine yerleştirilen kemik içi yivler alt çenenin alt sınırına konan baz plağa vidalanarak sabitlenir [29]. Bu implant sisteminin alt çenede avantajları olmasına rağmen genel anestezi gerektirdiğinden dolayı yaygın bir kullanım olmamıştır [35].

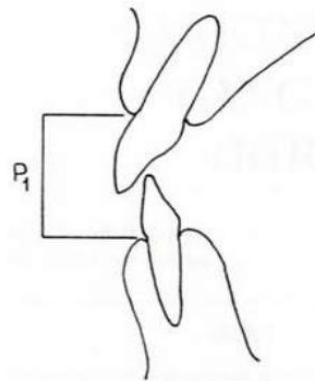


Şekil 2.3. İmplant Çeşitleri

2.2.2.3. Proteze Verdiği Desteğe Göre Dental İmplantlar

2.2.2.3.1. P-1 Sınıfı İmplant Üstü Protez

İmplant uygulanacak kemik dokusu yeterli yükseklik ve kalınlıkta, implant üzeri uygulanacak sabit protez normal diş boyutlarında ise bu tür kemik dokusuna sınıf A kemik dokusu, implant üstü sabit proteze ise P-1 sınıf implant üstü protez adı verilir [30]. Şekil 2.4 te P-1 sınıf implant üstü protez gösterilmiştir.



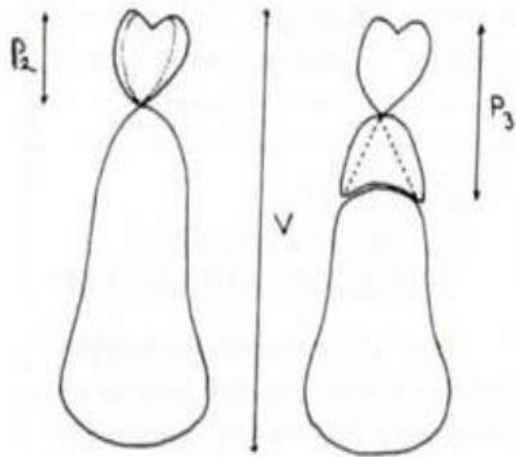
Şekil 2.4. Normal Boyuttaki İmplant Üstü Sabit Protez P-1 [39]

2.2.2.3.2. P-2 Sınıfı İmplant Üstü Protez

İmplant üzerine uygulanacak sabit protez normalden çok az farklılık gösterecek şekilde aşırı kontürlü olarak işlenmişse bu tür implant üstü sabit protez P-2 sınıf implant üstü protez olarak adlandırılır [34,30].

2.2.2.3.3. P-3 Sınıfı İmplant Üstü Protez

Dikey yönde kemik kaybı, sabit protezin diş-diş eti restorasyonu şeklinde olmasını gerektiriyorsa bu tür protez altı kemik dokusu sınıf B olarak, implant üzerinde sabit protez P-3 sınıf implant üstü protez olarak adlandırılır [34,43]. Şekil 2.5 te P-3 sınıfı implant üstü sabit protez gösterilmiştir.



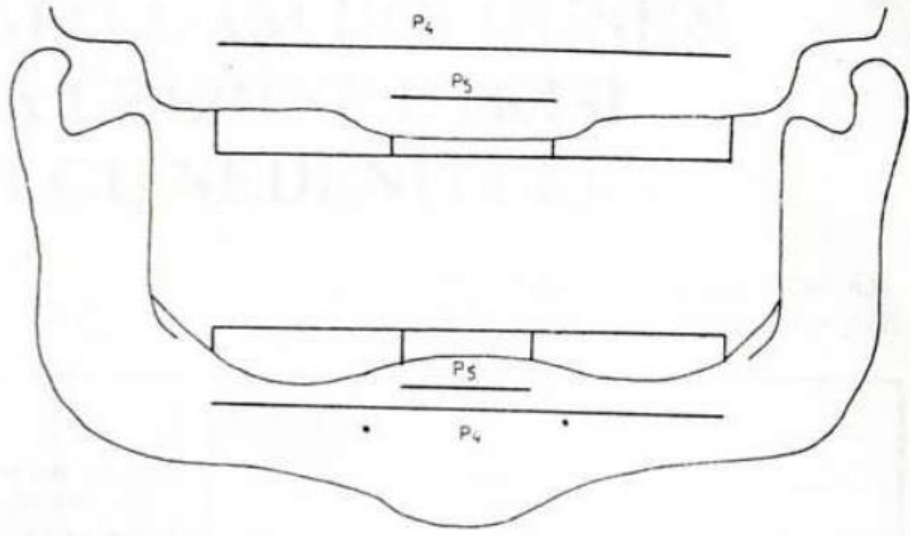
Şekil 2.5. Aşırı Kontürlü İmplant Üstü Sabit Protez P-2, P-3 [39]

2.2.2.3.4. P-4 Sınıfı İmplant Üstü Protez

Eğer implant hareketli proteze hem ön hem de arka bölgede destek veriyorsa bu tür planlama P-4 sınıfına girer [34,30].

2.2.2.3.5. P-5 Sınıfı İmplant Üstü Protez

İmplantproteze yalnız önde destek veriyor ise bu P-5 sınıfına girer. Bu türprotezler yumuşak doku desteklidir [34,30]. Şekil 2.6 da P-4 ve P-5 Sınıfı implant üstü protezler gösterilmiştir.



Şekil 2.6. Ön ve Arka Bölgede İmplant Destekli P-4 ve yalnız ÖN Bölgede İmplant Destekli P-5 İmplantÜstü Hareketli Protezler [39]

2.2.2.4. Yükleme Süresine Göre Dental İmplantlar

2.2.2.4.1. İmmediat Yerleştirme

İmplantın dişin çekildiği an yapılmasıdır [30].

2.2.2.4.2. Erken Yerleştirme

İmplantın yerleştirilmesini izleyen 1 hafta ile 2 ay arasındaki yüklemelerdir [30].

2.2.2.4.3. Konvansiyonel Yerleştirme

İmplantın yerleştirilmesini izleyen 2 ay sonraki yüklemelerdir [30,44].

2.2.2.4.4. Geç Yerleştirme

İmplantın yerleştirilmesini izleyen 3-6 ay sonraki yüklemeler [30,45].

2.2.3. İmplantların Yüzey Özellikleri ve Kaplamaları

İmplant ile kemiğin rijit bağlantısının sağlanması için mikroskobik yüzey özellikleri gereklidir. İmplant yüzeyleri, yeni kemik oluşumunu sağlamak ve implantların üzerine gelecek zararlı kuvvetleri azaltmak amacıyla tasarlanmıştır. İmplantın mikro yapısı

gerilmenin dağılımını, kemiğe tutunma miktarını ve hücrelerin implant yüzeyine olan reaksiyonunu etkiler [46,47]

Titanyum bir implantın yüzeyi farklı şekillerde kaplanmış olabilir. Bunlardan ilki titanyum plazma spreyl kaplamadır. Bu kaplamada argon veya neon gazı eşliğinde, 15-20 bin °C sıcaklıkta titanyum partikülleri basınçla implant yüzeyine püskürtülürler. Bu fiziksel hale plazma denir ve bu partiküller implant yüzeyine düzensiz olarak yapışırlar ve 0.05 mikron kalınlığında bir pürüzlü yüzey oluşur. Aynı zamanda implant yüzeyinin alanı 6-10 kat artırılmış olur. Pürüzlü yüzeyler, trabeküler kemik ile implant yüzeyi arasında güçlü bir fiziksel kilit oluşturmaya izin vererek kemik-implant arasındaki kontak artırır. İmplant yüzeyinin kaplanmasında kullanılan bir başka malzeme de hidroksilapatittir. Bu malzeme biyoaktif özelliğinden dolayı, kemik hücrelerinin implant yüzeyine ulaşmalarını ve tutunmalarını kolaylaştırır [35].

2.2.4. İmplantasyon Metodu

İmplantlar başlıca 4 farklı methodla uygulanır;

- Transfiksasyon
- Submukozal İmplantasyon
- Subperiostal İmplantasyon
- Endosteal İmplantasyon

2.2.4.1. Transfiksasyon

Bu methodta metal veya seramik bir vida diş kökünün içinden apekse doğru ilerletilip oradan da dişi çevreleyen kemiğin içine yerleştirilir. Böylece doğal diş ve periodontal bağlantı elde edilir. Bu methodun en önemli avantajı bakteriyel kolonizasyonun önlenmesidir [48,49].

2.2.4.2. Submukozal İmplantasyon

Bu yöntemde küçük düğme benzeri retansiyon unsurları mukoza membran altına yerleştirilir. Submukozal implantlar özellikle maksillada kullanılmaktadır. Maksilladaki kemik kaybını artırıcı etkileri nedeni ile artık tercih edilmemektedirler [48].

2.2.4.3. Subperiostal İmplantasyon

Subperiostal implant terimi ilk olarak Müller ve Dahl tarafından ortaya atılmıştır. Butür implantlar kemik içinden ankraj almazlar, fibröz doku ile kemiğe bağlanırlar. Bu implantların çoğu enflamasyon, yerleştirme sonrası disestezi, şişme ve kemik rezorpsiyonu gibi nedenlerle çıkarılmışlardır. Uzun dönem düşük başarı oranı ve endosteal implantların gelişimi sonucu kullanılmamaya başlanmışlardır [48].

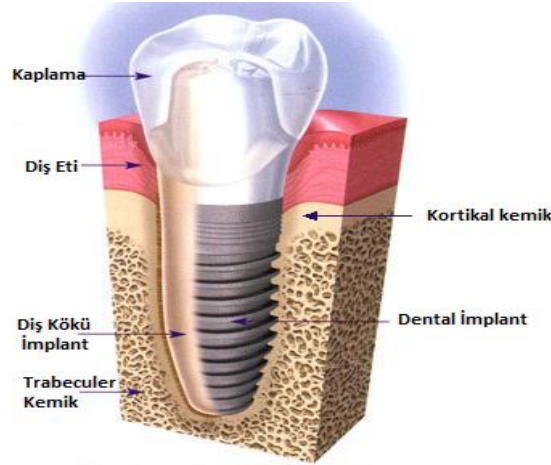
2.2.4.4. Endosteal İmplantasyon

Tüm implant türleri arasında kabul gören implant çeşidi endostealimplantlardır. İmplantlar, kemik içerisinde hazırlanmış yuvaya cerrahi olarak yerleştirilirler. İmplant yuvasının hazırlanması için implantın çapına uygun çeşitli şekilde standardize edilmiş delici uçlar bulunmaktadır. Bu tür implantlar kemik içine sabitlenirler [48].

2.2.5. Kemik Tip ve Özellikleri

Kemik, hücreler arası maddesi üzerine inorganik tuzların çökelmiş olduğu, bu şekilde sağlamlık, esneklik gibi fiziksel özellikler kazanmış bir bağ dokusu çeşididir. Kemik dokusu kemik matriksi adı verilen hücreler arası kalsifikasyon gösteren özel bir bağ dokusu ile bunun içerisindeki boşluklarda bulunan osteosit, osteoblast ve osteoklast isimli üç değişik hücre tipinden oluşmaktadır [30,43].

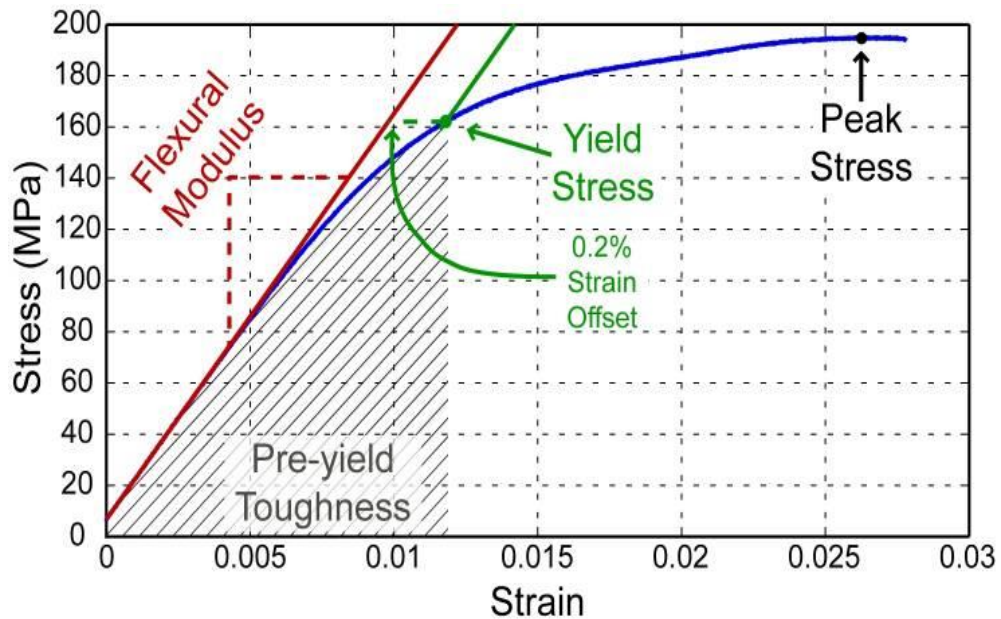
Diş hekimliğinde implant için uygun kemik oldukça önemlidir ve uygun görülen dişsiz sahanın dışarıdan yapısını ve hacmini anlatır. Buna ek olarak, kemiğin kalite ve yoğunluk olarak tanımlanan içyapısı da kemiğin kuvvetini yansıtır. Dişsiz sahadaki uygun kemiğin yoğunluğu; tedavi planlamasında, implant tasarımında, cerrahi girişimde, iyileşme zamanında ve protetik yapım aşamasında, başlangıç kemik yüklemesi ile ilgili belirleyici faktördür. Zarb ve Schmittimplant uygulaması için kemik yapısının en önemli faktör olduğunu belirtmiştir [29]. Şekil 2.7 de Kemik dokuları gösterilmiştir.



Şekil 2.7. Kemik Dokuları

2.2.5.1. Kortikal Kemik

Kortikal kemiğin mekanik özellikleri, gözeneklilik oranı, mineralizasyon seviyesi, yoğunluğu, kollajen (kemiğin, kırıkdağın ve bağ dokusunun içinde oluşan fibröz birprotein) lif oluşumu ve deformasyon hızı gibi faktörlere bağlıdır [50]. Kortikal kemiğin enyüksek kuvvet dayanımı, basınç gerilmesi için 170 MPa ve çekme gerilmesi için 100MPa'dır [51]. Yoğunluğunun fazla olması, elastisite modülünü yükseltmekte ve dolayısıyla kemik direncinin artmasının yanı sıra fonksiyonel kuvvetler karşısında deformasyona karşıdayanıklı olmasını sağlamaktadır [52,53]. Şekil 2.8 de kortikal kemik gerilme şekil değiştirme diyagramı verilmiştir.

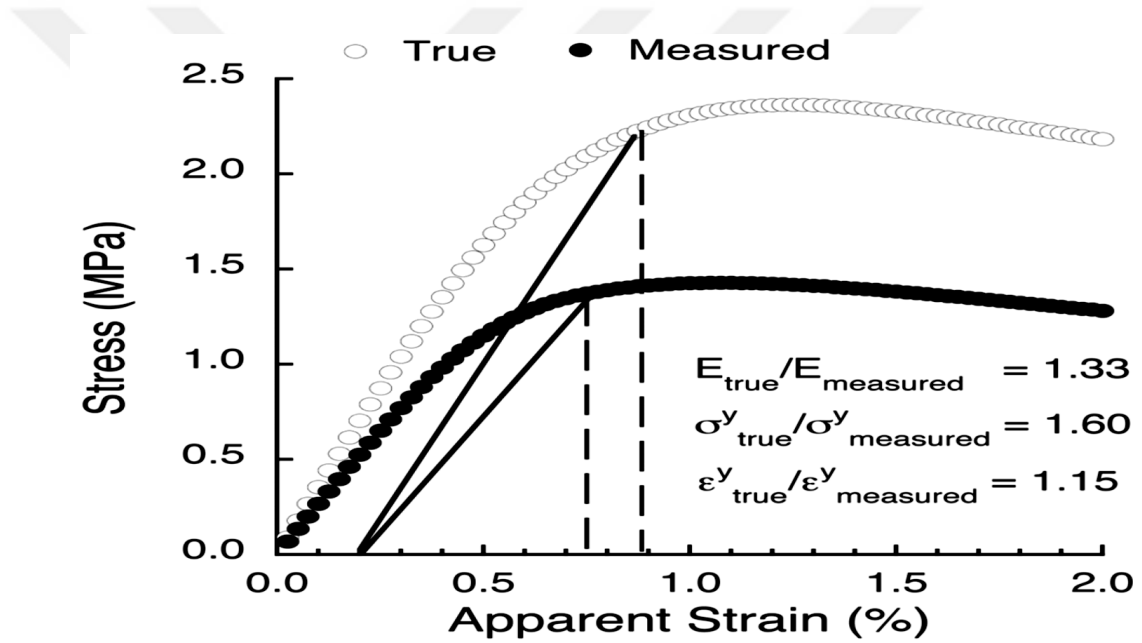


Şekil 2.8. Kortikal Kemik Gerilme Şekil Değiştirme Diyagramı[55]

2.2.5.2. Trabeküler Kemik

Trabeküler kemiğin mekanik özellikleri, gözeneklilik oranı (porozite), anizotropisive bireysel trabeküler dokuların malzeme özelliklerine bağlıdır. Trabeküler kemiğin kuvvet dayanımı çekme ve basınç gerilmelerinde aynıdır ve yaklaşık 2-5 MPa arasındadır [51].

Kemik kalitesi, implant başarısı için hem cerrahi hem de fonksiyonel aşamalarda en önemli faktör olarak kabul edilmektedir. Bu sebeple zayıf kalitedeki kemikte aşırı yükler implant ömrü için klinik olarak endişe verici bir durumdur [54]. Şekil 2.9. da trabekuler kemik için gerilme şekil değiştirme diyagramı verilmiştir.



Şekil 2.9. Trabeküler Kemik Gerilme Şekil Değiştirme Diyagramı[56]

2.2.6. İmplant Destekli Protezler

Overdentureler, doğal dişlerin varlığında “diş üstü protezler” adı da verilen, implantların varlığında ise implantlar ve bağlantı parçalarıyla üzerine oturduğu, yumuşak dokulardan destek aldığı için, iki farklı kökenden türeyen anlamına gelen “hibrid” kelimesinin kullanıldığı, hibrid protezler ya da temel desteği implantlarla sağlanmakla birlikte yumuşak dokular tarafından da desteklenen, doku destekli protezler diye adlandırılan protezlerdir.

İmplant üstü bir protez denildiğinde akla ilk olarak sabit protez gelmektedir. Fakatsabit protezimplant üstü protez için tek seçenek olmamalıdır. Özellikle alt çenede tam dişsizlik vakalarında interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar ile planlanan overdenture türü protezler, protezin sabitliği açısından çok iyi sonuçlar vermiştir [57]. İleri ve başarılı osseointegrasyon teknikleri sayesinde implantlar diş köküyle aynı şekilde kullanılmakta ve overdenture (diş üstü) protezlerin toplanması için güvenilir destekler olarak görülmektedir. Bu tip protezlerde kullanılan tutucular üç ana gruba ayrılır.

- Barlı tutucular
- Topuz başlı tutucular
- Mıknatıslı tutucular [30].

Tutucuların seçimi, temel olarak alt çenenin anatomik durumuyla ilgilidir.

1) Barlı Tutucular: Barlı tutucuların destekleri birbirine bağlayarak gelen kuvvetlerin implantlar arasında paylaşımını sağlama, yükleri bar ve geniş protez yardımıyla çene kemiğine yayma gibi avantajlarının yanı sıra; plak birikimi, yapım, yenileme ve tamir zorluğu gibi dezavantajları vardır [58]. Şekil 2.10 da barlı tutucular gösterilmiştir.



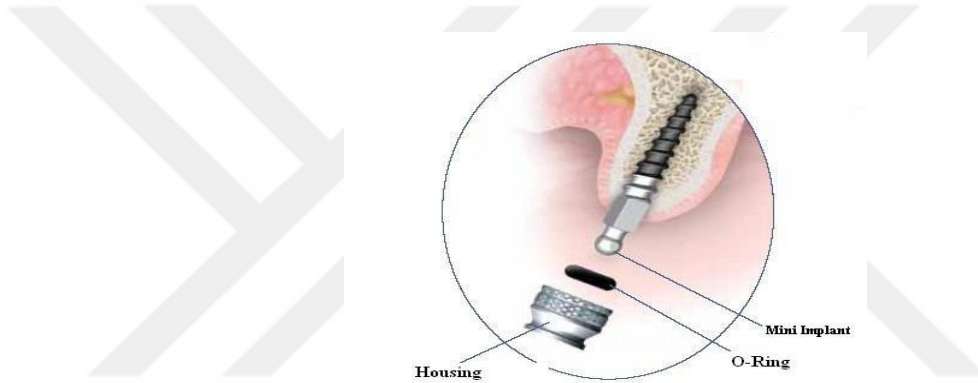
Şekil 2.10. Barlı Tutucular [58]

Bar tutuculardan kalan kemiğin miktarına ve kalitesine bağlı olarak iki, üç ya da dört implant destekten faydalanılır. İmplantların uygulanabilmesi için dikey boyutun yeterli olması ve barın mukozanın 2-3 mm yukarısında seyretmesi gerekir. Bar overdenture proteze klips adı verilen metal ya da plastik küçük bağlantı parçaları ile bağlanır. Bu

bağlantı parçaları akril veya metalden yapılmış klipsler, dişi veya erkek ataşmanlar ya da mıknatıslar şeklinde olabilir [58].

İmplant üstü overdenturelerde kullanılan barlar kesitlerine göre; armut kesitli(dolder bar), anahtar deliği kesitli (hader bar) ve dairesel kesitli olmak üzere üç başlıktatoplanabilirler [30].

2) Topuz Başlı Tutucular: Barlara göre daha az yer kaplamalarına rağmen yeterli tutuculuk, sabitlik ve destek sağlarlar. Barlı tutuculara göre dokudan daha çok destek alırlar. Şekil.2.11 de topuz başlı tutucuya örnek verilmiştir.



Şekil 2.11. Topuz Başlı Tutucular [60]

3) Mıknatıs Tutucular: Ağız içindeki dokulara etkilerinin incelenmesi sonucu malzeme olarak bugün sıklıkla kobalt/samaryum mıknatıs alaşımları tercih edilmektedir. Serbest olarak kayma yaptıkları için destekler üzerindeki yanal gerilmeleri azaltmakta, paralelliğin önemli olmaması gibi avantajları olan mıknatıslı tutucuların en önemli dezavantajı azalan tutuculuktur. Şekil 2.12 de mıknatıs tutucular gösterilmiştir.



Şekil 2.12. Mıknatıs Tutucular [34]

Overdenture türü protezlerin yapımında üzerinde durulması gereken hassas bir nokta, yerleştirilecek implantların sayısı ve yeridir. Her iki tarafa da gelecek yük dağılımının eşit olmasını sağlamak üzere, implantların orta hattın eşit uzaklıkta olması gerekir. Protetik planlamaya göre her bir tarafa 1, 2 veya daha fazla implant yerleştirilebilir; fakat orta hat üzerine implant yerleştirilmemesi gerekir. Diş üstü protezlerde destek için en az 2 implanta ihtiyaç vardır [57]. Şekil 2.13 te dört implant destekli protez gösterilmiştir.



Şekil 2.13. Dört İmplant Destekli Protez [35]

İmplant destekli diş üstü protezlerde, implantların boy ve sayısının seçiminde kemiğin kalite ve gözeneklilik oranı temel faktördür. İmplant destekli diş üstü protezlerde isteğe bağlı olarak bar ile birbirine bağlandığı gibi ayrı ayrı bırakılabilirler. Doğal dişlerde olduğu gibi, tek başına olan abutmentlerin fazla yüklemekten korumak amacıyla abutmentler arasında bağlantı yapılması tercih edilmektedir. Bu sayede implantları fazla yüklemekten korumak amacıyla implantlar arasında bağlantı yapılması tercih edilmektedir.

Dişsiz alt çeneye 2 veya 4 implantın kullanıldığı tedavi uygulanmaktadır ve barlı tutucu kullanılarak implantlar birbirine bağlanmaktadır. Barlı tutucuların kullanıldığı protezlerin planlaması sırasında dikkat edilmesi gereken noktalar vardır. Barın uzunluğu arttıkça çiğneme kuvvetlerinin implantlar üzerinde oluşturacağı moment etkileri de artar. Yükseklik arttıkça, kuvvetlerin moment etkisinin artacağı göz önünde

bulundurularak, implant üzerindeki abutmentler ile barın toplam yüksekliği en az olacak şekilde planlanmalıdır. Barlı tutucularda bu özelliklere dikkat edilmelidir [50].

İdeal bir sonuç elde etmek ve diş implantlarının uzun dönemde ağızda kalmasını sağlamak için, genelde implant aksının, doğal dişin aksını taklit edip okluzal (dişlerin çiğneyici yüzeyleri) düzleme dik olması tavsiye edilir. İmplantların çene kemiğine yerleştirirken yapısal sabitlik ve üst yapının hassas olarak oturtulabilmesi için, mümkün olduğunca paralel yerleştirme gerekmektedir. İmplantın yerleşim açısı veya eğimi biyomekanik açıdan çok önemlidir [50].



3. BÖLÜM

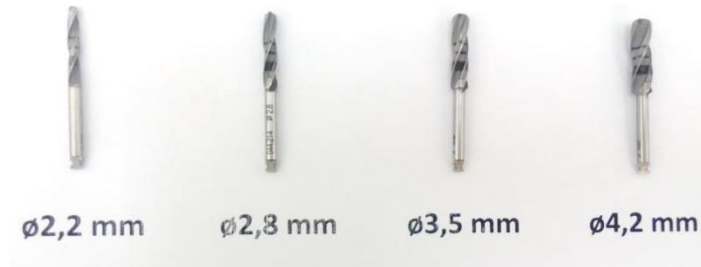
İMLANT CERRAHİSİ

3.1. İmplant Cerrahisi Hakkında Genel Bilgiler

İmplant uygulaması en başta anestezi uygulamasıyla başlar. Standart implant uygulaması, hastanın özel olarak genel anestezi veya sedasyon uygulaması yoksa genel olarak lokal anestezi ile yapılır. Yani sadece implant yapılacak olan bölge lokal anestetik maddeler yardımıyla uyuşturulur. Sonrasında hasta yapılacak olan hiçbir işlemi hissedemez. Doğru uygulanan bir lokal anestezi beyin ile implant uygulaması yapılan sahalar arasındaki ilişkiyi keseceği için lokal anestezi uygulanan bölgeden kesinlikle acı hissedilmemektedir.

Lokal anestezi uygulaması sonrasında, implant yapılacak olan saha cerrahi kurallara uygun olacak şekilde açılır. Sonrasında dişsiz sahaya özel delici uçlar yardımı ile implant yuvası açılır. Bu işlem çok yavaş ve atravmatik olarak yapıldığından dolayı hasta operasyon sonrasında da hiçbir ağrı duyusu algılayamamaktadır. Açılmış olan implant yuvasına, bu yuvaya uygun çapta ve boydaki implant yerleştirilir. Operasyon sahası dikişler yardımıyla kapatılır ve bekleme süresi başlar.

Eğer operasyon sahası ön bölgede ise ve immediate implant yüklemesi kurallarına uygunsa, hastanın geçici protezleri uygulanabilmektedir. Şekil 3.1 de İmplant uygulamasında kullanılan kesici uç takımı gösterilmiştir.



Şekil 3.1. İmplant Uygulamasında Kullanılan Delici Uç Takımı

3.2. Komplikasyonlar

3.2.1. Cerrahi operasyonla ilgili komplikasyonlar

3.2.1.1. Kanama

İnterforaminal bölgeye yerleştirilen implantlardan sonra; aksesuar vasküler kanalların bulunmasına bağlı olarak ciddi ve hayatı tehdit eden kanamaların meydana geldiği değişik çalışmalar tarafından gösterilmiştir [70]. İmplant cerrahisi sırasında lingualkortikal kemiğin perforasyonu sonucu arterlerin zarar görmesi ciddi anlamda kanamalar meydana getirebilir. Üst çenede ise, palatinal arter veya dallarının zedelenmesi kanamalara yol açmaktadır. Operasyon öncesi alınan üç boyutlu grafiler; implant yapılacak bölgede kemik yapısının incelenmesi, vasküler yapıların alt çeneye giriş ve foramenlerden çıkış yerlerinin belirlenmesi ve lingual fossanın konumunu tespit etmek açısından son derece önemlidir [71]. Hemorajisi olan hastalarda parmakla kompresyon yapılmalı ve gerekirse submental; fasiyal yada lingual arter bağlanmalıdır. Aspirasyon hemorajiyi arttırdığından yapılmamalıdır [72].

3.2.1.2. Sinir hasarı

Dudakta, dilde veya yanakta tam uyuşma şeklinde olabildiği gibi, batma, yanma veya karıncalanma şeklinde de olabilir. Bu durum flap kaldırırken, implant yuvası hazırlarken veya implant yerleştirirken mandibular sinir veya dallarından biri olan lingual, inferioralveolar veya mental sinirlerin zedelenmelerine bağlı olabilir [71]. Duyu gecikmesinin inflamasyona bağlı olabileceği unutulmamalı; bu yüzden hastaya 3-6 haftalık süre ile yüksek doz antiinflamatuvar ilaçlar verilmelidir. Total anestezi, ağrıya aşırı duyarlılık yada spontan ağrı geliştiğinde ise, hasta bir mikronöro cerraha yönlendirilmelidir [71]. Operasyon öncesi dikkatli bir radyolojik değerlendirme, aşırı rezorbisyon gösteren vakalarda insizyonukret tepesinin hafifçe lingualine kaydırmak, implantın ucu ile inferioralveolar kanal arasında 2 mm emniyet payı bırakmak gibi önlemlerle sinir yaralanmalarından kaçınılabilir. İmplant yerleştirdikten hemen sonra yapılan 3 boyutlu radyografik değerlendirme olası implantın yanlış yerleştirme durumlarında erken müdahale imkânı vermektedir [71].

3.2.1.3. Komşu dişlerin zarar görmesi

Radyografik değerlendirmenin yetersiz yapılması ve implantın komşu dişlere çok yakın yerleştirilmesi sonucu komşu dişler hasar görebilir. Hasarın derecesine göre kanal tedavisi, apikal rezeksiyon ya da diş çekimi gerekebilir [74].

3.2.1.4. Mandibula kırıkları

Aşırı rezorbisyon gösteren mandibulalarda en çok korkulan komplikasyon çenenin kırılmasıdır. Atrofik mandibulada kemiğin yüksekliği en az 7mm ve genişliği en az 6mm olmalı, daha az olduğu durumlarda kemik greftleri kullanılmalıdır. Mandibulanın kırılması implant yerleştirirken olabildiği gibi post operatif dönemde de meydana gelebilir. Kemik yetersiz olduğunda implant öncesi greft konulması, osteoentegrasyon döneminde çenenin okluzal kuvvetlerden korunması ve implant sonrası hastanın takibi ile mandibulanın kırılma riski minimuma indirilebilir [71]. Kırık tedavisi çene kırıklarının tedavisi prensiplerine dayanmaktadır [75].

3.2.1.5. Maksiller sinüs perforasyonu

Dişsiz bir maksillanın arka bölgesindeki kemiğin yetersiz olması durumunda implantların yerleştirilmesi zorlaşır. Yapılan araştırmalar; implantların sinüs içine yerleştirilmeleri, implantların geleceğini etkilemediğini göstermiştir. Küçük çaptaki sinüs perforasyonları spontan olarak iyileşir. İmplantların sinüs membranı penetrasyonu 4 mm yi geçtiğinde; implant etrafında mukoza kalınlaşması gözlemlenmiştir [76].

3.2.2. İmplant yerleştirilmesiyle ilgili komplikasyonlar

3.2.2.1. Primer stabilite eksikliği

İmplant yuvasının yanlış hazırlanmasına bağlı olabildiği gibi, immediatimplantasyonda olduğu gibi çekim boşluğunun çapı ile implant çapı arasındaki uyumsuzluğa yada aşırı kısa implant kullanılmasına bağlı olabilir. Daha geniş ve daha uzun bir implant seçilebilir ya da operasyon 2 ay gibi bir süre ertelenebilir [15]

3.2.2.2. Alveol kemiğinin ısınması

İmplant yuvasını hazırlarken delici uçların kemiğe sürtünmesi sonucu kemikte ısı enerjisi meydana gelir. Bu ısınmanın sonucunda kemikte nekroz, fibroz ve osteolitik

dejenerasyon oluşabilir. Keskin delici uç kullanılması, hızı ayarlamak ve yeterli eksternal ya da internal soğutma ile kemik ısınması minimuma indirilebilir [16].

3.2.2.3. İmplantın maksiller ya da sfenoid sinüs içine migrasyonu

Sinüs içi ve/veya burun içi basıncın artması, enfeksiyona bağlı kemik rezorbisyonu ve implantı yanlış konumlandırmaya bağlı olabilir. Ameliyat öncesi dikkatli klinik ve radyolojik muayene ile bu komplikasyondan kaçınılabilir [71,77].

3.2.2.4. Yabancı cisim aspirasyonu

Aspirasyon riskini arttıran faktörler arasında intravenözsedasyon, lokal anestezi, supine pozisyonu, hastanın aşırı ve beklenmedik hareketleri, yetersiz aydınlatmayı sayabiliriz. Buna ek olarak beyin felci, beyin tümörleri, Parkinson hastalığı ve psikiyatrik rahatsızlıklarda yutma refleksi yetersizliğinden aspirasyon olaylarına daha sık rastlanılmaktadır.

Yutulan cisimlerin % 92.5'u ösofagusa; %7.5'u trakea'ya geçmektedir. Yutulan yadaaspire edilen cisimleri değerlendirmek için okluzal filmler, akciğer ve abdominal radyografiler, boyun omurları grafileri ve bilgisayarlı tomografilerden faydalanılmaktadır. Aspire edilen cisimlerin çıkarılmasında rijit ve esnek bronkoskopi kullanılmaktadır [78].

4. BÖLÜM

SONLU ELEMANLAR METODU

4.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi (Finite Element Method-FEM)

Sonlu elemanlar yöntemi fizik ve mühendislikte karşılaşılan birçok problemin çözümünde kullanılan en yaygın ve etkin sayısal yöntemlerden biridir [59,60]. Sonlu elemanlar yöntemi karmaşık yapıların, üzerinde hesaplama yapılabilecek daha küçük yapılar ile modelleme esasına dayanır [61].

Sonlu elemanlar metodunda yapı, davranışı daha önce belirlenmiş olan sonlu sayıda birim elemana bölünür. Elemanlar “düğüm” adı verilen noktalarda tekrar birleştirilir. Noktalar genellikle elemanların birleştiği eleman sınırında bulunurlar. Gerçek değerleri bilinmeyen yer değiştirme, gerilme, sıcaklık, basınç ya da hız değerlerinin bir sonlu eleman modeli içindeki etki alanları basit bir fonksiyon ile yaklaşık olarak tahmin edilir. Bu enterpolasyon model olarak isimlendirilen yaklaşık fonksiyonlar, noktalardaki değerleri belirlemek için tanımlanırlar. Bu şekilde cebirsel bir denklem takımı elde edilir. Gerilme analizinde bu denklemler noktalardaki denge denklemleridir. İncelenen probleme bağlı olarak bu şekilde yüzlerce hatta binlerce denklem elde edilir. Bu denklem çözümü ise bilgisayar kullanımını zorunlu kılmaktadır [62].

Bu fikri günlük hayatta da birçok uygulamada kullanırız. Örneğin bir eğrinin boyunu hesaplamak istesek ya da bir dairenin çevre formülü kullanmadan çevresini hesaplamak istesek eğri üzerinde, boyunu hesaplayabildiğimiz düz doğrular çizip bunları toplayabiliriz. Bu yöntemle belli bir doğrulukta eğrinin boyunu hesaplamış oluruz. Kullanacağımız düz çizgilerin boyu ne kadar küçük olursa o kadar gerçeğe yakın sonuç elde ederiz. Çizgilerin hepsinin boyunun eşit olması şart da değildir. Önemli olan

onların toplamıdır. Ayrıca dar köşelerde düz çizginin boylarının küçültülmesi daha hızlı bir hesaplama ve daha hassas bir sonucu elde etmek için iyi bir strateji olur [61].

Sonlu elemanlar metodunun temel prensibi, öncelikle bir elemana ait sistem özelliklerini içeren denklemlerin çıkartılıp tüm sistemi temsil edecek şekilde eleman denklemlerini birleştirerek sisteme ait lineer denklem takımının elde edilmesidir. Bir elemana ait denklemlerin elde edilmesinde değişik metotlar kullanılabilir. Bunlar içinde en çok kullanılan dört temel yöntem şunlardır;

- Direkt yaklaşım
- Varyasyonel yaklaşım
- Ağırlıklı kalanlar yaklaşımı
- Enerji dengesi yaklaşımı

I. Direkt Yaklaşım: Bu yaklaşım daha çok tek boyutlu ve basit problemler için uygundur [34].

II. Varyasyonel Yaklaşım: Bir fonksiyonelin ekstremize yani maksimum ve minimum edilmesi demektir. Katı cisim mekaniğinde en çok kullanılan fonksiyoneller potansiyel enerji prensibi, komplementer (tümleyen) potansiyel enerji prensibi ve Reissner prensibi olarak sayılabilir. Fonksiyonelin birinci türevinin sıfır olduğu noktada fonksiyonu ekstremize eden değerler bulunur. İkinci türevinin sıfırdan büyük veya küçük olmasına göre bu değer maksimum veya minimum olduğu anlaşılır [35].

III. Ağırlıklı kalanlar yaklaşımı: Bir fonksiyonun çeşitli değerler karşılığında elde edilen yaklaşık çözümü ile gerçek çözüm arasındaki farkların bir ağırlık fonksiyonu ile çarpılarak toplamalarını minimize etme işlemine "ağırlıklı kalanlar yaklaşımı" denir. Bu yaklaşım kullanılarak eleman özelliklerinin elde edilmesinin avantajı, fonksiyonellerin elde edilemediği problemlerde uygulanabilir olmasıdır [35].

IV. Enerji dengesi yaklaşımı: Bir sisteme giren ve çıkan ısı veya mekanik enerjilerin eşitliği ilkesine dayanır. Bu yaklaşım bir fonksiyona ihtiyaç göstermez. Sonlu elemanlar metodu ile problem çözümünde kullanılacak olan yaklaşım çözüm işleminde izlenecek yolu değiştirmez [35]. Çözüm yöntemindeki adımlar şunlardır:

- Cismin sonlu elemanlara bölünmesi,
- İnterpolasyon fonksiyonlarının seçimi,
- Eleman direngenlik matrisinin teşkili,
- Sistem direngenlik matrisinin hesaplanması,
- Sisteme etki eden kuvvetlerin bulunması,
- Sınır şartlarının belirlenmesi,
- Sistem denklemlerinin çözümü.

Sonlu elemanlar yönteminin anlaşılabilmesi ve uygulanabilmesi için bazı temel kavramların bilinmesi gereklidir.

4.1.1. Eleman (Element)

Sonlu eleman probleminin çözümünde ilk adım eleman tipinin belirlenmesi ve çözüm bölgesinin elemanlara ayrılmasıdır. Çözüm bölgesinin geometrik yapısı belirlenerek bu geometrik yapıya en uygun gelecek elemanlar seçilmelidir. Seçilen elemanların çözüm bölgesini temsil etme oranında, elde edilecek neticeler gerçek çözüme yaklaşmış olacaktır. Sonlu elemanlar metodunda kullanılan elemanlar boyutlarına göre beş kısma ayrılabilir [35]. Şekil4.1 de farklı geometrilere ait eleman örnekleri verilmiştir.

4.1.1.1. Tek boyutlu elemanlar

Bu elemanlar tek boyutlu olarak ifade edilebilen problemlerin çözümünde kullanılır [35].

4.1.1.2. İki boyutlu elemanlar

İki boyutlu (düzlem) problemlerinin çözümünde kullanılırlar. Bu grubun temel elemanı üç düğümlü üçgen elemandır. Üçgen elemanın altı, dokuz ve daha fazla düğüm ihtiva eden çeşitleri de vardır. Düğüm sayısı seçilecek interpolasyon fonksiyonunun derecesine göre belirlenir. Üçgen eleman, çözüm bölgesini aslına uygun olarak temsil etmesi bakımından kullanışlı bir eleman tipidir. İki üçgen elemanın birleşmesiyle meydana gelen dörtgen eleman, problemin geometrisine uyum sağladığı ölçüde

kullanışlılığı olan bir elemandır. Dört veya daha fazla düğümlü olabilir. Dörtgen eleman çoğu zaman özel hal olan dikdörtgen eleman şeklinde kullanılır[35].

4.1.1.3. Dönel elemanlar

Eksenel simetrik özellik gösteren problemlerin çözümünde dönel elemanlar kullanılır. Bu elemanlar bir veya iki boyutlu elemanların simetri eksenini etrafında bir tam dönme yapmasıyla oluşurlar. Gerçekte üç boyutlu olan bu elemanlar, eksenel simetrik problemleri iki boyutlu problem gibi çözme olanağı sağladığı için çok kullanışlıdır[35].

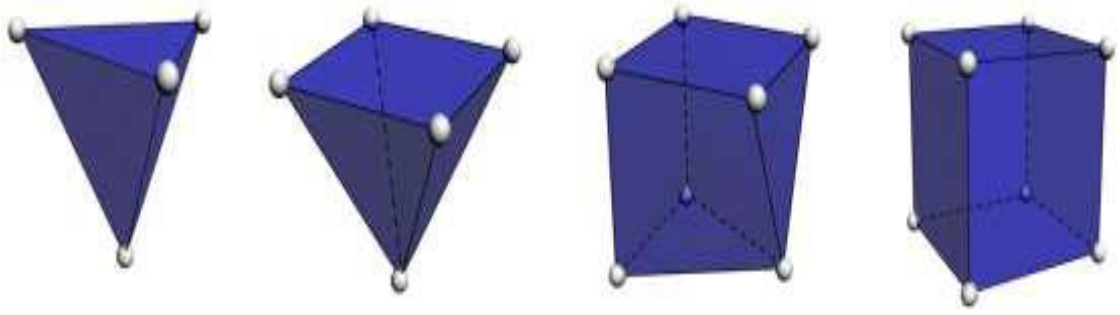
4.1.1.4. Üç boyutlu elemanlar

Bu grupta temel eleman üçgen piramittir. Bunun dışında dikdörtgenler prizması veya daha genel olarak altı yüzeyli elemanlar, üç boyutlu problemlerin çözümünde kullanılan eleman tipleridir[35].

4.1.1.5. İzoparametrik Elemanlar

Çözüm bölgesinin sınırları eğri denklemleri ile tanımlanmışsa, kenarları doğru olan elemanların bu bölgeyi tam olarak tanımlaması mümkün değildir.

Böyle durumlarda bölgeyi gereken hassasiyette tanımlamak için elemanların boyutlarını küçültmek, dolayısıyla adetlerini artırmak gerekmektedir. Bu durum çözülmesi gereken denklem sayısını artırır, dolayısıyla gereken bilgisayar kapasitesinin ve zamanın büyümesine sebep olur. Bu olumsuzluklardan kurtulmak için, çözüm bölgesinin eğri denklemleri ile tanımlanan sınırlarına uyum sağlayacak eğri kenarlı elemanlara ihtiyaç hissedilmektedir. Böylece hem çözüm bölgesi daha iyi tanımlanmakta hem de daha az sayıda eleman kullanılarak çözüm yapılabilir. Bu elemanlar üzerindeki düğüm noktaları bir fonksiyon ile tanımlanır. İzoparametrik sonlu elemanın özelliği, her noktasının konumunun ve yer değiştirmesinin aynı mertebeden aynı şekil (interpolasyon) fonksiyonu ile tanımlanabiliyor olmasıdır [35].



Şekil 4.1. Farklı geometrilerde eleman örnekleri[63]

4.1.2. Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda "eleman" olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir [64].

4.1.3. Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları, ağ (mesh) oluşturma işlemi ile oluşturulur. Mesh üretimi programlar tarafından otomatik olarak ya da kullanıcı tarafından manuel olarak yapılabilmektedir. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Eleman sayısı artırılarak, eleman tipi değiştirilerek, mesh üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden mesh oluşturularak çözüm tekrarlanabilir [65].

4.1.4. Sınır şartları (Boundary Conditions)

Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir[65].

4.1.5. Geometri ve Katı Modelleme

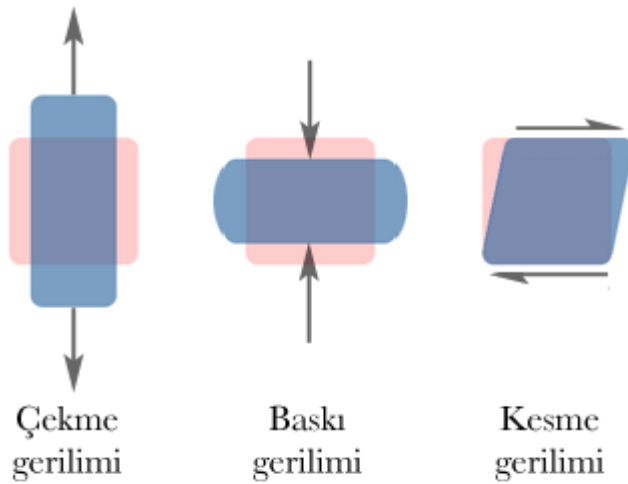
Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için ilk aşamadır. Analizi yapılacak yapının ve yapıda kullanılacak malzemelerin bilgisayar ortamında modellenmesidir. Cismin iç ve dış geometrisinin gerçeğe en yakın tanımı yapılmış olur. Katı modelleme için CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılır.

Modelleme bir, iki ve üç boyutlu olarak yapılabilir. Üç boyutlu modelleme, her ekseninde kuvvetler hesaba katılacağından daha hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır [64,65].

4.1.6. Stres (Gerilim) ve Strain (Gerinim)

Stres; birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanır ve birimi Mpa (Megapaskal)'dır. Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, yapının iç kısmında karmaşık iç gerilmeler oluşur. Gerilme, bir cisme belirli bir kuvvetin uygulanmasıyla cisim içerisinde, uygulanan bu kuvvete karşı oluşan tepki olarak tanımlanabilir. Gerilmeler; çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimi olmak üzere üç tiptir. Şekil.4.2 de gerilme tipleri verilmiştir.

- Çekme gerilmesi (tensile stress); cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur.
- Basma gerilmesi (compressive stress); cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur.
- Kayma gerilmesi (Shear stress); cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.



Şekil 4.2. Gerilme tipleri

Kemik en çok basma tipi gerilmelere dayanıklıdır. Baskı kuvvetleri kemik implant arayüzü oluşumunda olumlu etkiye sahip olan kuvvetlerdir. Öte yandan makaslama ve germe kuvvetleri ise implant-kemik bağlantısına olumsuz etki eden kuvvetlerdir. Diğer kuvvetlerle kıyaslandığı zaman kemik için en yıkıcı olan makaslama kuvvetleridir. Germe kuvvetlerine maruz kalan kemikte %30'luk bir direnç kaybı görülürken, makaslama kuvvetlerine maruz kalan kemikte bu oran %65 civarındadır. Bu

sebeplerden dolayı gelen yüklerin, implantın uzun aksı boyunca iletilmesi sağlanmalı, germe ve makaslama kuvvetlerini minimuma indiren bir okluzal dizayn oluşturulmalıdır.

Gerinim (strain) ise, gerilim uygulandığında, cismin her biriminde meydana gelen değişim, cismin fiziksel bir deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır, boyutsuzdur. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür [64].

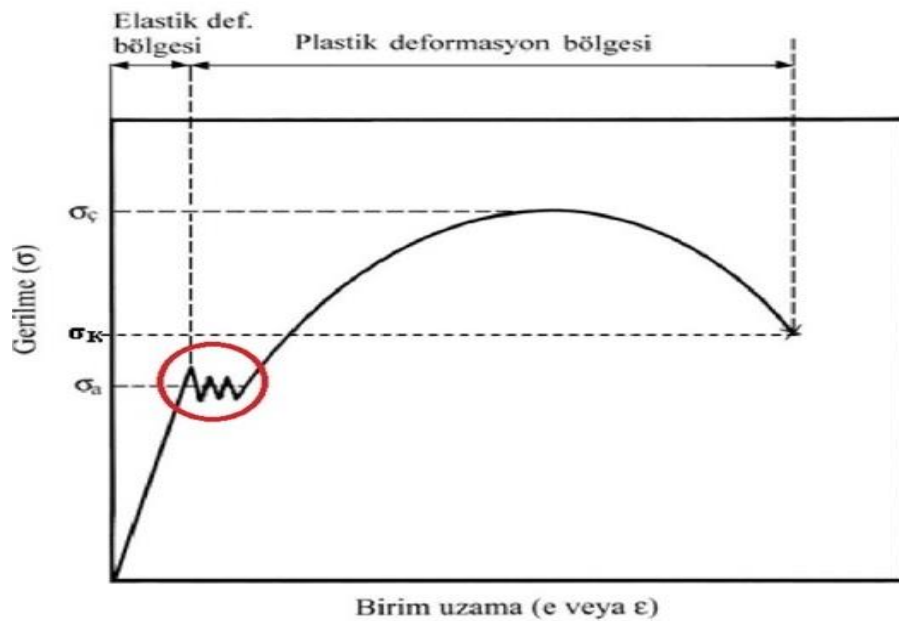
4.1.7. Elastisite Modülü (Young's Modülü)

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime (stres/strain) oranı olup, materyalin sertliğinin ölçüsünü verir, birimi Gpa (Gigapaskal) 'dır. Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Aynı kuvvetler altında, yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, düşük elastisite modülüne sahip cisme göre daha az deformasyona uğrar [64].

Elastiklik Modülü= Gerilme/gerinim (Hooke Kanunu)

4.1.8.Elastik Sınır

Cisimlerin kalıcı bir şekil değişimine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir.



Şekil 4.3. Gerilme Şekil Değiştirme Diyagramı

4.1.9. Poisson Oranı

Elastik sınırlar içinde kuvvete dik yöndeki gerinimin, yükleme yönündeki gerinime oranıdır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında bir değerdir ve cisme ait ayıracı bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması buna örnek olarak gösterilebilir.

Poisson Oranı = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi [64]

4.1.10. Von Mises Stres

Sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modellerin farklı yükleme koşullarındaki analizi sonucu değişik değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) olabilir. Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır.

Kırılgan materyaller (kemik ve porselen gibi) için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimini, en düşük asal gerilim (minimum principle stress) ise modelde oluşan en yüksek basma tipi gerilimini ifade eder. Çekilebilir (ductile) materyaller için ise Von Misses stres sonuçları önemlidir. İmplant materyali olarak kullanılan titanyumda oluşan stresler incelenirken özellikle Von Misses stresleri değerlendirilir. Ayrıca Von Misses değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir vermektedir [66].

Von Mises stresi, çekilebilir (ductile) materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme (tensile) dayanıklılığını verir. Von Mises stres, kırılma (fatigue) dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır [64].

4.1.11. Lineer Elastik Cisim

Gerilme ve birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir [65].

4.1.12. İzotrop Cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabulüdür. Bu sayede, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve Poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir [67].

4.2. Sonlu Eleman Analiz Yönteminin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

Sonlu eleman analiz yönteminin diş hekimliğinde kullanım alanları oldukça geniştir [68].

- Dental materyaller
 - Diş ve katmanları (Mine, dentin, sement)
 - Amalgam
 - Kompozit rezinler, cam iyonomer simanlar ve yapıştırma simanları
 - Cam, seramik ve zirkonyum sistemler
 - Metaller ve metalik sistemler
 - Post ve kanal dolgu maddeleri
- Oral ve maksillofasiyal yapıların mekaniği ve cerrahisi
 - Maksilla ve mandibula kırıkları ile bunların fiksasyonu, osteotomi
 - Temporomandibular eklem mekaniği,
 - Periodontal ligament, alveol kemiği, trabeküler kemik, kortikal kemik
 - İmplant materyalleri, mini vida ve plak
- Ortodonti tedaviler, dişlerin hareket ettirilmesi, ortodontik apareyler

- Konservatif ve endodontik tedaviler, kavitetlerin modellenmesi, kole defektleri, kök kanal sisteminin modellenmesi, kanal içi stresler, kanal eğeleri, irrigasyon sistemleri ve iğneleri
- Dental restorasyonlar
 - Dolgu materyalleri
 - Kron ve köprü protezleri
 - Sabit ve parsiyel protezler
 - Dental implantlar

4.3. Gerilme Analizi ve Akma Kriterleri

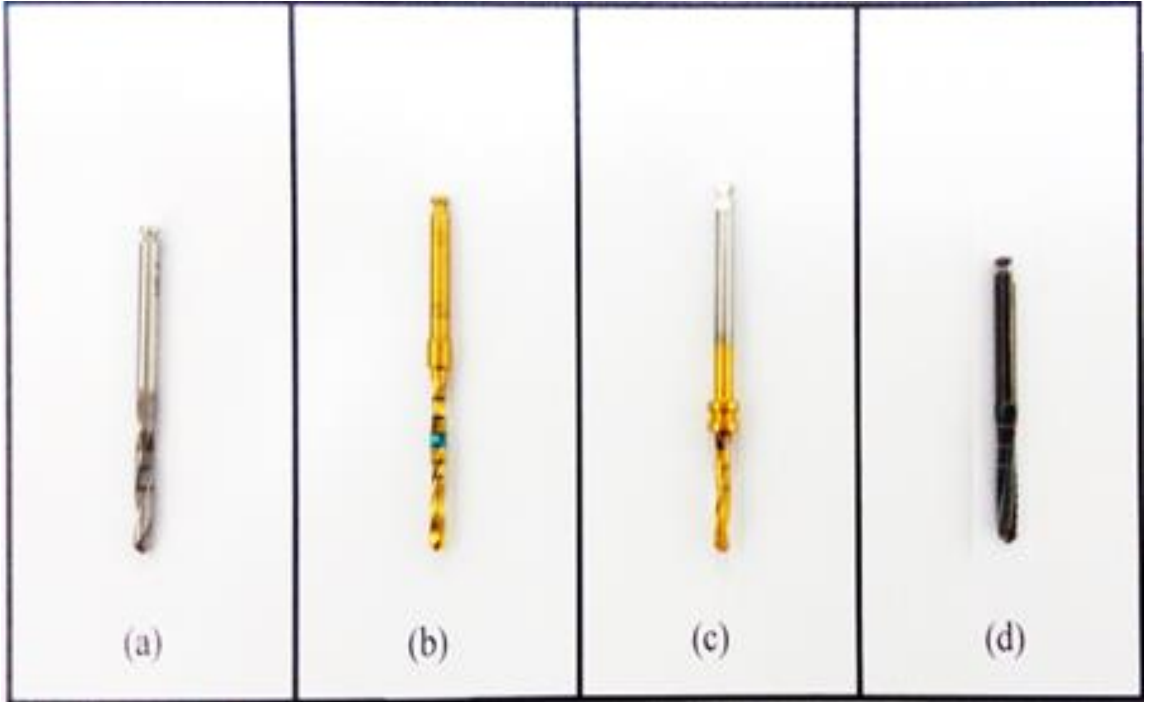
Malzeme davranışı $\sigma = E \cdot \epsilon$ ile verilen Hooke yasasına uygun olarak ele alınmıştır. Buna göre uygulanan yük kaldırıldığında malzeme başlangıç haline geri dönmektedir. Bu durum elastik davranış olarak ta adlandırılır. Oysa özellikle metalik malzemeler belirli bir yüklemeden sonra kalıcı şekil değişimine uğrarlar. Plastik şekil değişimine uğramış olan elemandan yükleme kaldırıldığında sadece elastik şekil değişimleri kalkar. Belirli bir seviyede gerilme dağılımına ulaşıldığında malzeme eski haline dönemeyen gerinim gösterir ve bu sırada malzemede akma meydana gelir. Akma kriteri, meydana gelen elastik deformasyondan plastik deformasyona geçişte gerilme dağılımlarının hangi kombinasyonlarda olduğunu belirtir [69].

5. BÖLÜM

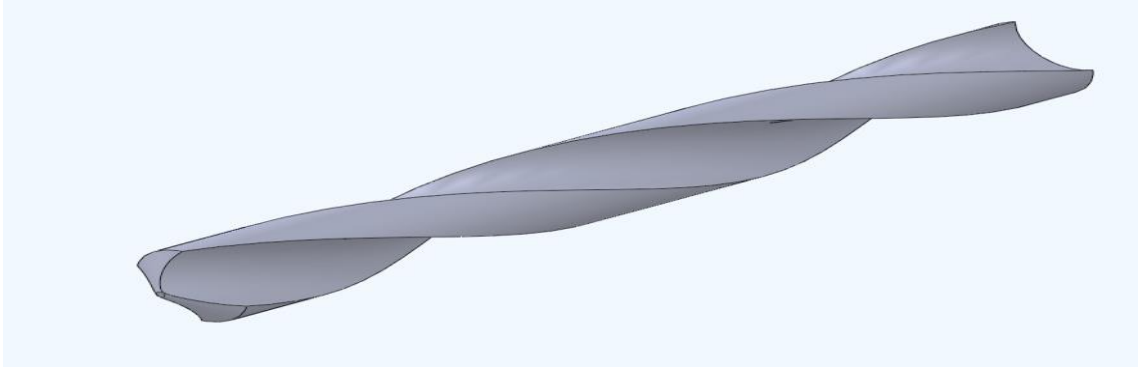
MATERYAL, YÖNTEM ve BULGULAR

5.1. Delici Uçların Modellenmesi

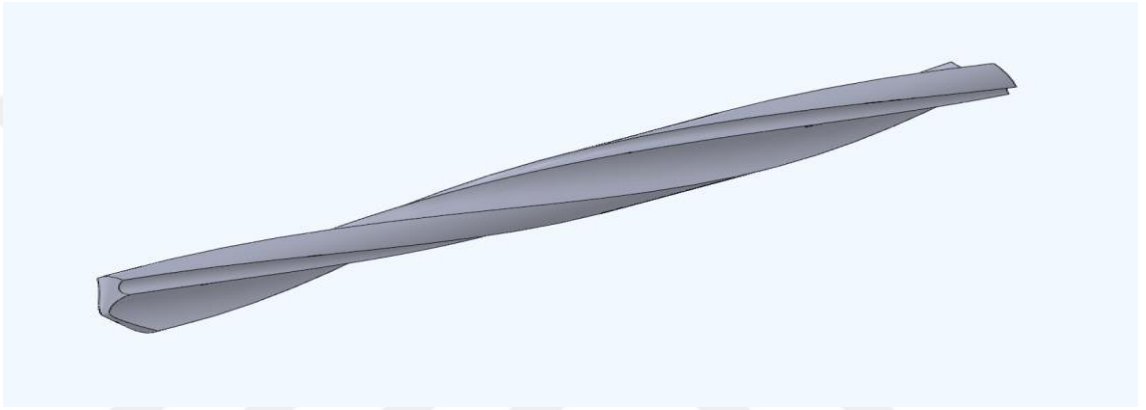
Bu projede dört farklı delici uç modellenmiştir. İmplant yuvası açılması esnasında ilk aşama ön delici uç vasıtasıyla yapılmaktadır. Sıcaklık artışı ve mekanik gerilmelerin en fazla ilk aşamada olması beklenmektedir. Modeller, Denta Forum Ağız ve Diş Sağlığı Merkezinden temin edilmiştir. Modellerdeki ölçüler dijital kumpas yardımıyla alınarak SOLİDWORKS programında çizimleri yapılmıştır. Aşağıdaki şekillerde modeller verilmiştir.



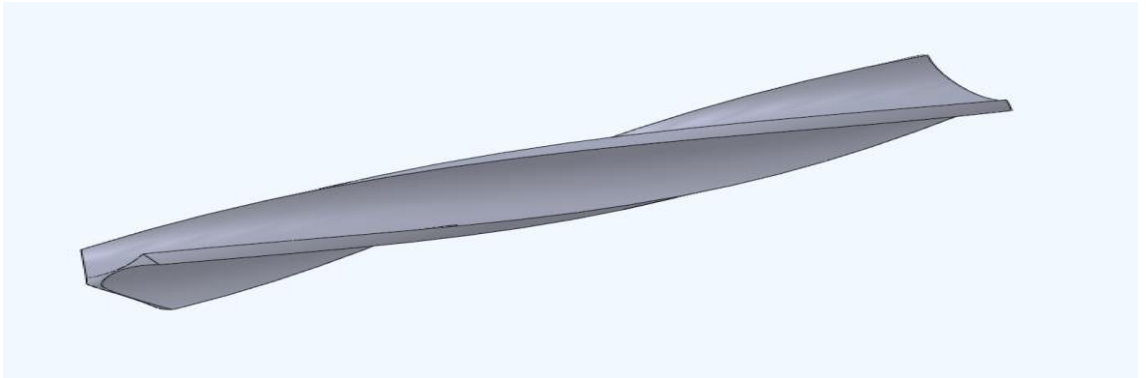
Şekil 5.1. a) Birinci Model, b) İkinci Model, c) Üçüncü Model, d) Dördüncü Model Ön Delici Uçlar



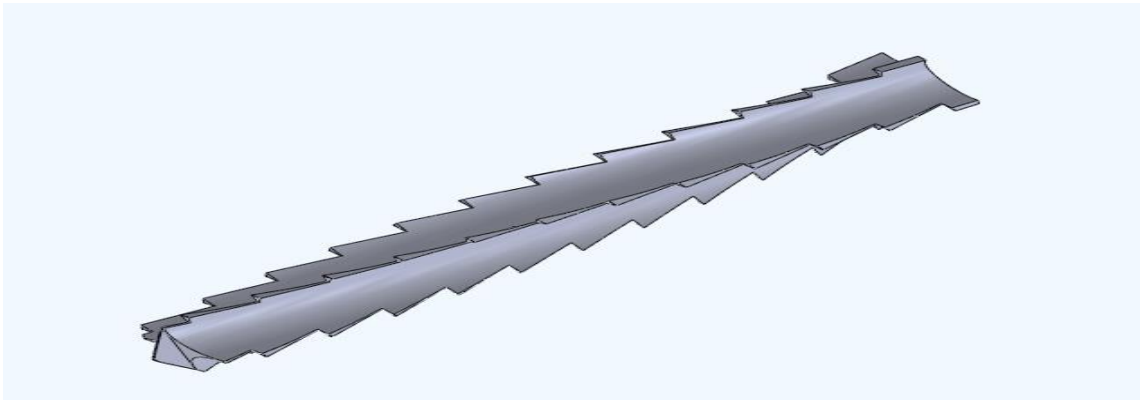
Şekil 5.2. Birinci Model Ön Delici Uç Modellenmesi



Şekil 5.3. İkinci Model Ön Delici Uç Modellenmesi



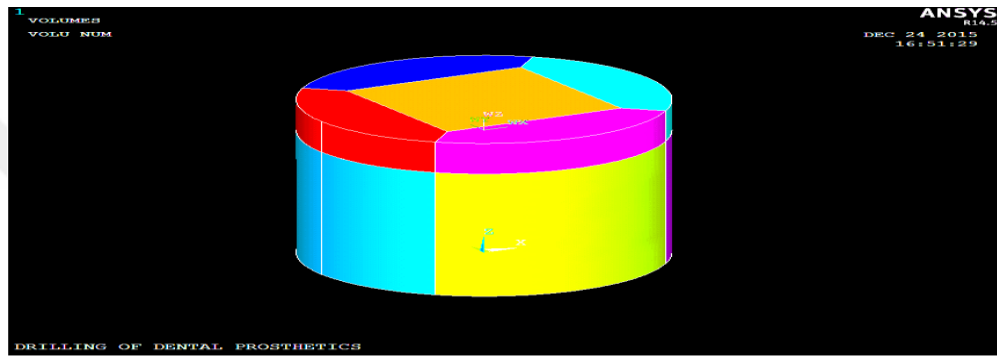
Şekil 5.4. Üçüncü Model Ön Delici Uç Modellenmesi



Şekil 5.5. Dördüncü Model Ön Delici Uç Modellenmesi

5.2. Çene Kemiği Modelinin Oluşturulması

Çene kemiği modellenmesi Macro yazılarak ANSYS Mechanical APDL programında yapılmıştır. Çene kemiği mesh yapısının düzgün olabilmesi için silindirik şekilde modellenmiştir. Çene kemiği silindirik yapıda 3 mm kalınlığında kortikal kemik tabakası ve 12 mm kalınlığında trabeküler kemik tabakası olacak şekilde iki kademeli olarak modellenmiştir. İmplant yuvası açılacak bölge de ağ yapısının düzgün olabilmesi için kare kesit oluşturulmuştur. Şekil 5.6. da çene kemiğinin modeli gösterilmiştir.



Şekil 5.6. Çene Kemiği Modellenmesi

Tablo 5.1. Malzeme Özellikleri

Malzeme	Elastisite Modülü E (MPa)	Poisson Oranı ν	Yoğunluk ρ (kg/m ³)	Sürtünme Katsayısı f_s	Isı İletim Katsayısı k (W/m ² K)	Kopma Dayanımı σ_k (MPa)	Akma Gerilmesi σ_y (MPa)	Özgül Isı C (J/kg ^o K)
Kortikal Bone (Üst Tabaka)	13700 [79]	0,3 [79]	1100 [81]	0,35 [82]	0,56 [80]	250 [86]	122 [79]	1700 [81]
Trabeculer Bone (Alt Tabaka)	1370 [79]	0,3 [79]	1800 [84]	0,3 [82]	0,3 [83]	194,6 [56]	162,5 [85]	1695 [83]
Birinci Model (Paslanmaz Çelik)	193000 [87]	0,29 [87]	7900 [87]	0,15 [89]	16,2 [87]	505 [87]	215 [87]	500 [87]
İkinci Model (Tungsten Karbid Kaplama)	420000 [88]	0,28 [88]	14800 [88]	0,95 [88]	163,3 [88]	620 [88]	550 [88]	134 [88]
Üçüncü Model (Titanyum Nitrit Kaplama)	600000 [88]	0,25 [88]	5220 [88]	0,65 [88]	19 [88]	220 [88]	140 [88]	522 [88]
Dördüncü Model (Titanyum Nitrit Kaplama)	600000 [88]	0,25 [88]	5220 [88]	0,65 [88]	19 [88]	220 [88]	140 [88]	522 [88]

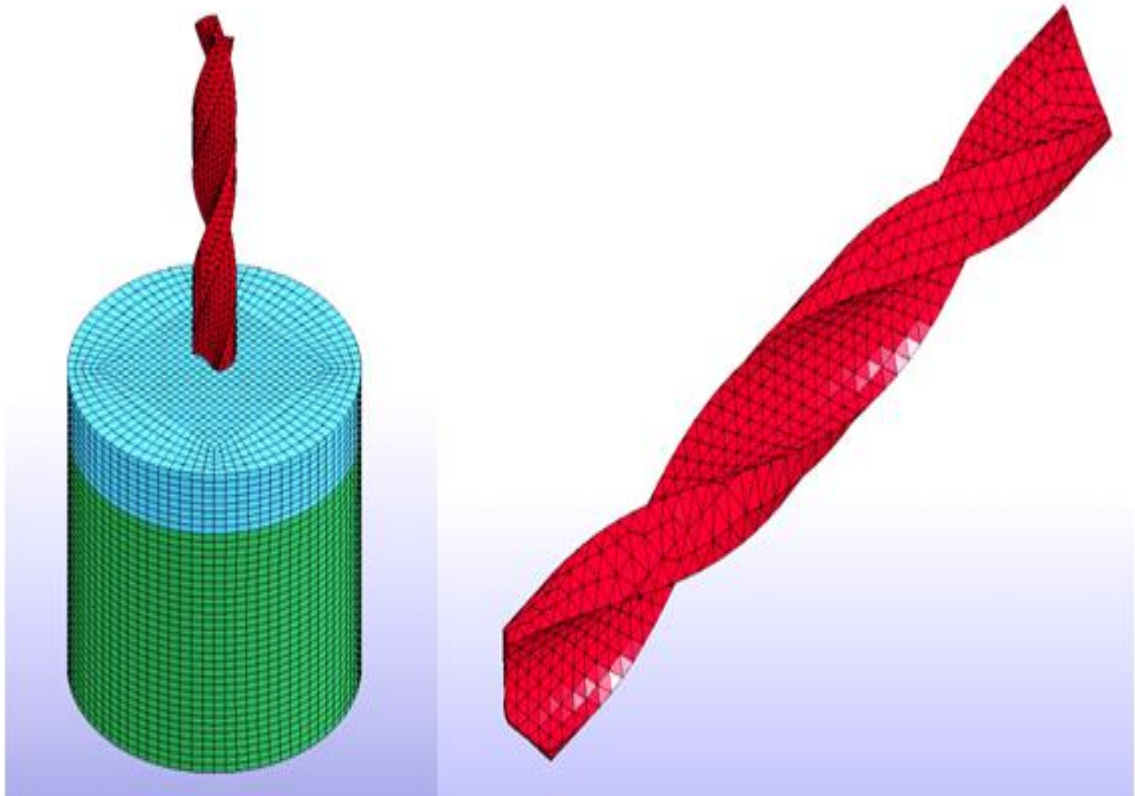
5.3. Malzeme Özellikleri

Çalışmada kullanılan malzeme ve dokular farklı mekanik ve fiziksel özellikler göstermektedir. Bu malzemeler izotropik ve homojen kabul edilmiş ve Elastisite modülleri, Poisson oranları, Yoğunlukları, Sürtünme katsayıları, Isı İletim Katsayıları, Kopma dayanım değerleri, Akma gerilmesi değerleri ve özgül ısı değerleri literatürden temin edilmiştir.

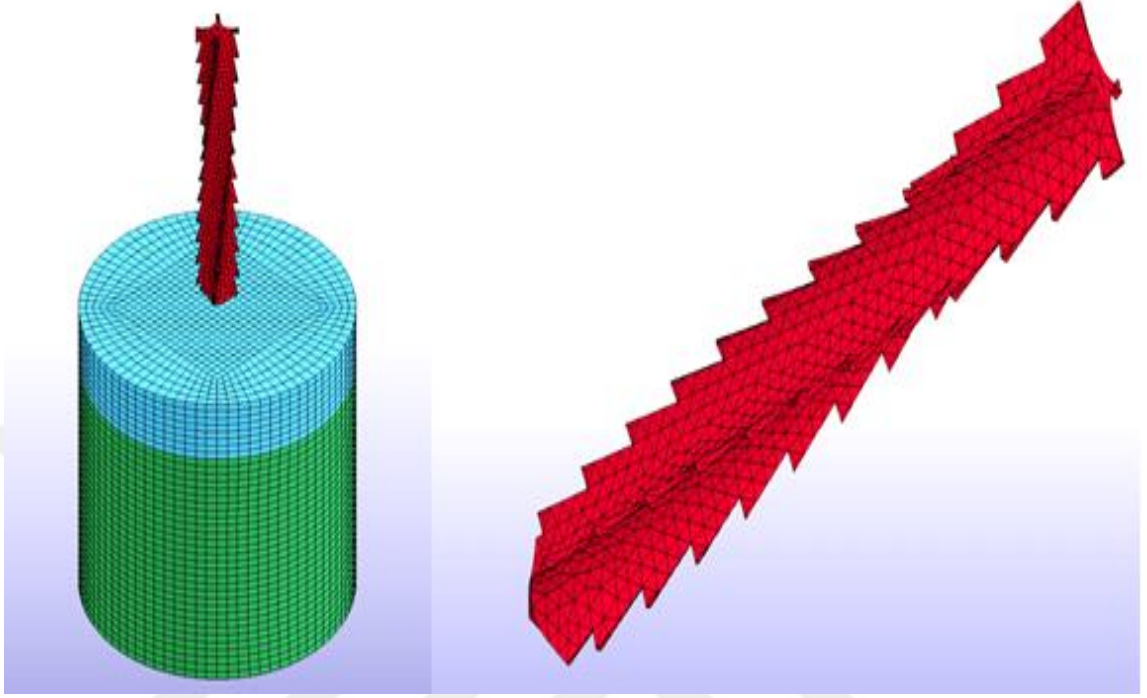
Tablo 5.1 de çalışmada kullanılan malzemelerin özellikleri verilmiştir.

5.4. Sonlu Eleman Modellerinin Oluşturulması

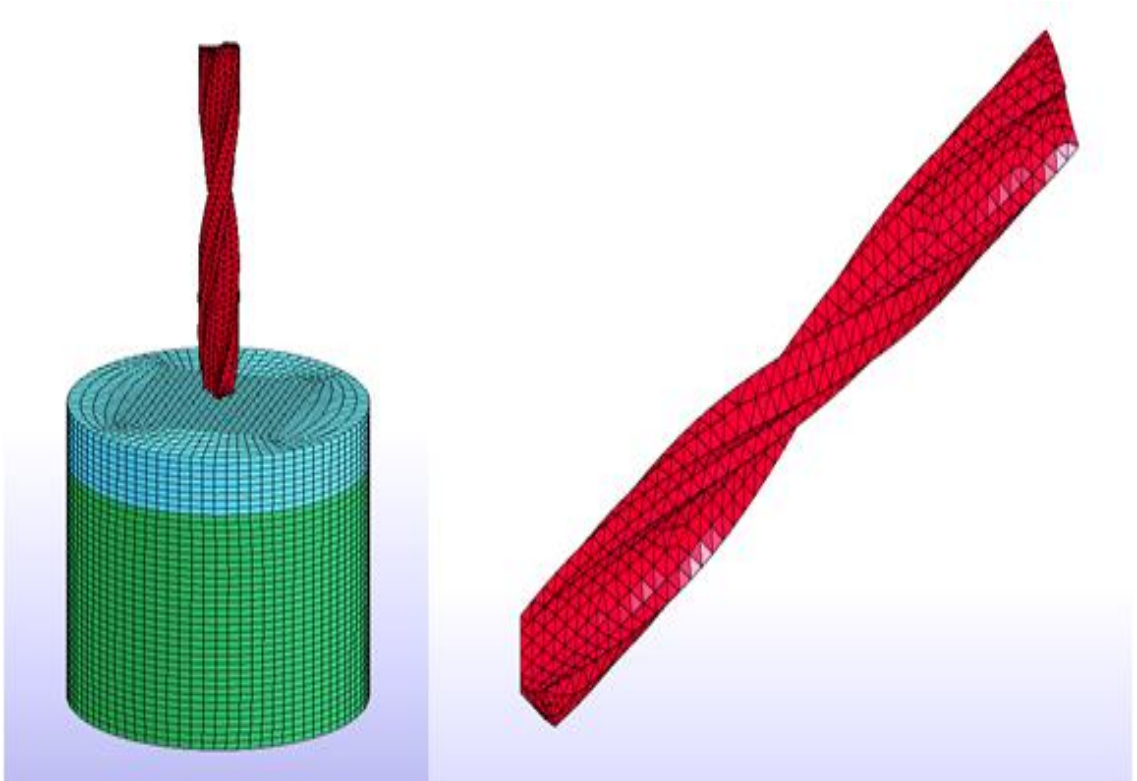
SolidWorks programı kullanılarak oluşturulan kesici uçların katı modelleri ve ANSYS Mechanical APDL programında oluşturulan çene kemiği modelleri macro yazılarak ağ yapıları oluşturulmuştur. Eleman tipi olarak Solid164 kullanılmıştır. Aşağıdaki şekillerde elemanların ağ yapıları gösterilmiştir.



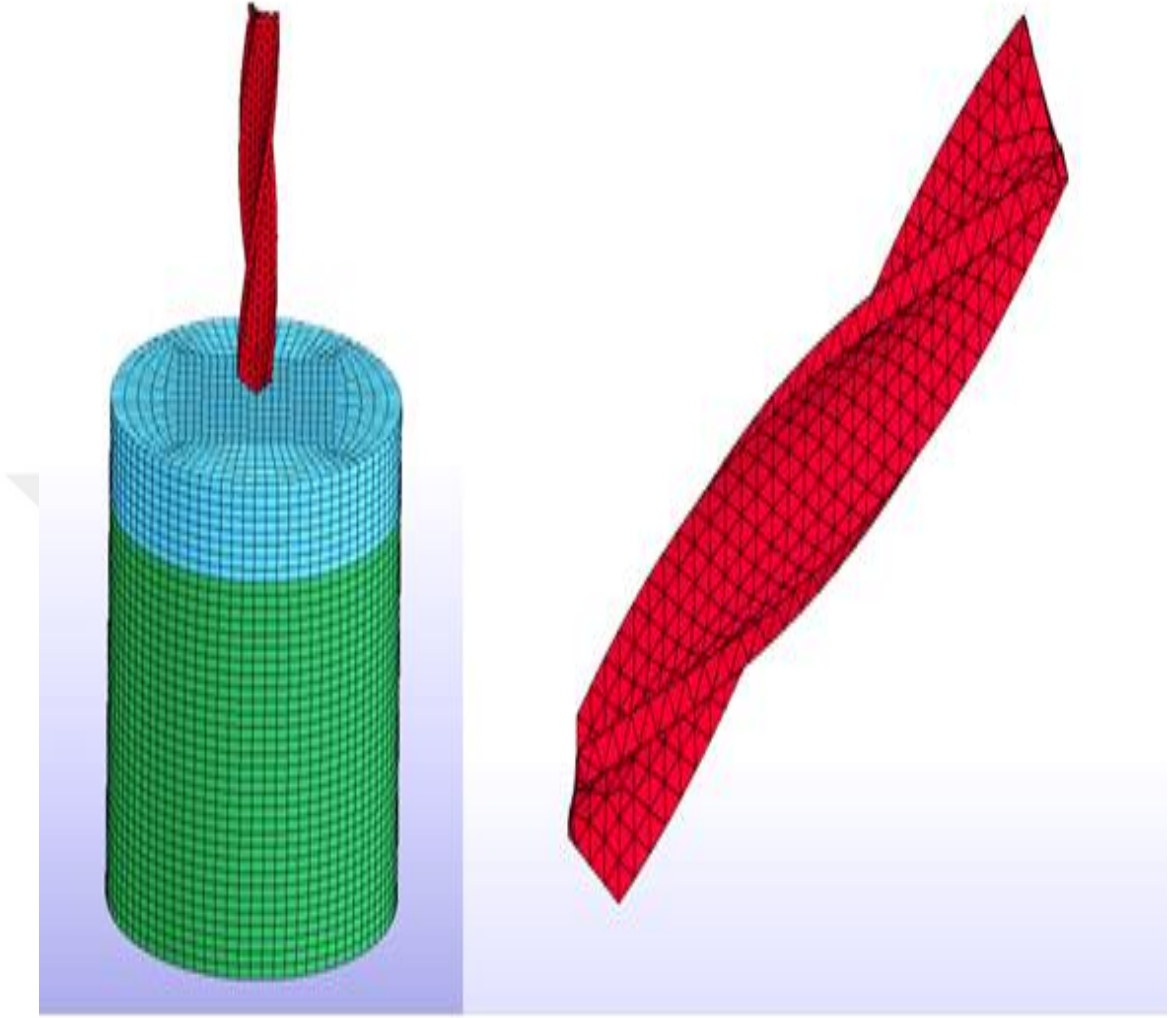
Şekil 5.7. Birinci Model Delici Uç İçin Ağ Yapısı



Şekil 5.8. İkinci Model Delici Uç İçin Ağ Yapısı



Şekil 5.9. Üçüncü Model Delici Uç İçin Ağ Yapısı



Şekil 5.10. Dördüncü Model Delici Uç İçin Ağ Yapısı

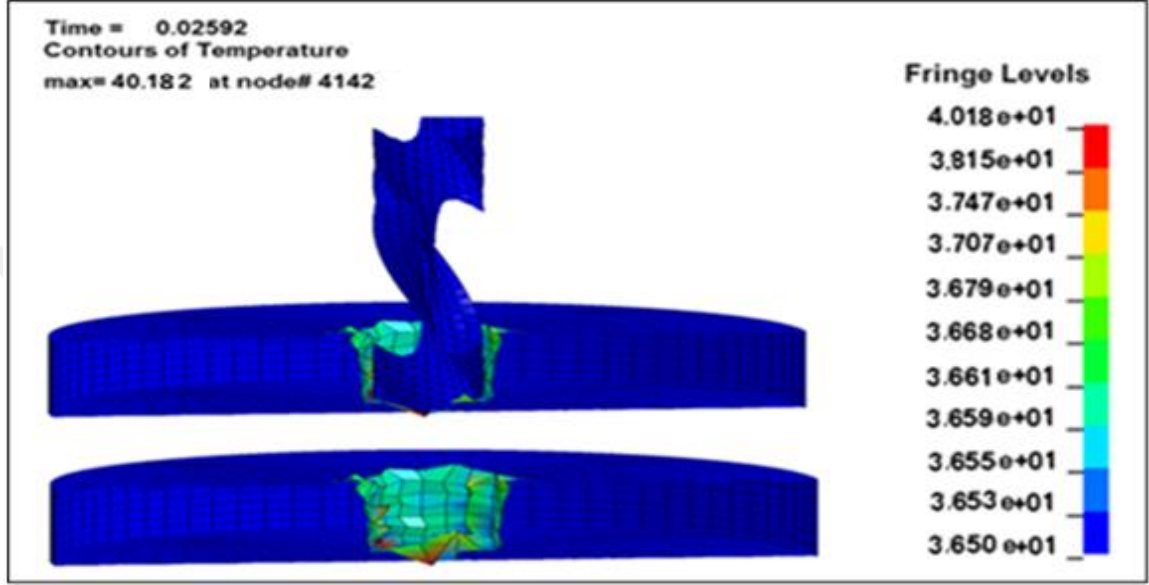
5.5. Sınır Şartları ve Yükleme

Başlangıçta implant yuvası açılırken kesici uca uygulanan Tork 20 Nm ve Dönme hızı 600 dev/dk olarak alınmıştır. İkinci durum için Tork 30 Nm ve dönme hızı 800 dev/dak olarak alınmıştır. Çene kemiğinin sıcaklığı vücut 36.5 °C kabul edilmiştir ve delici ucun sıcaklığı oda sıcaklığındadır. Çene kemiğinin hareket etmediği kabul edilerek kortikal kemik tabakası ve trabeküler kemik tabakası sabitlenmiştir. Yüzeyden ısı taşınımı soğutucu akışkan serum fizyolojiğe ait olan $h = 11397 \text{ W/m}^2\text{K}$ alınmıştır [90].

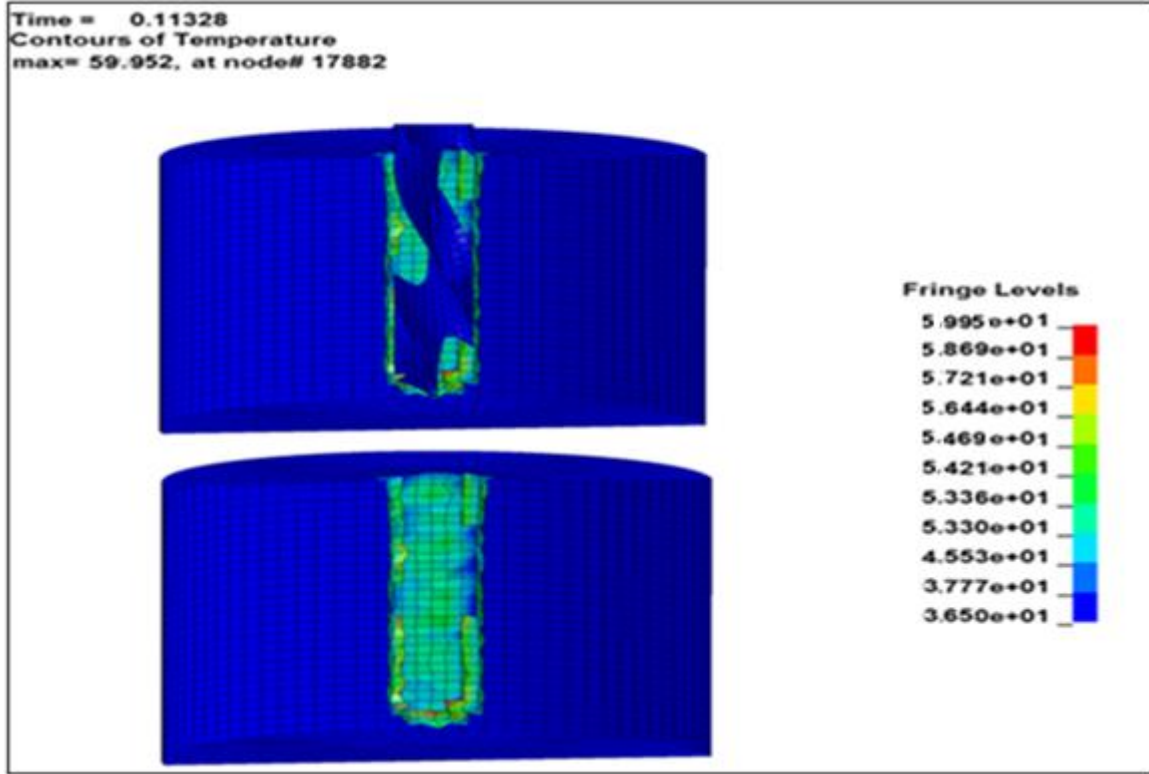
5.6. Numerik Analiz Sonuçlarına Göre Sıcaklık Dağılımları

5.6.1 Birinci Model Delici Uç İçin Elde Edilen Sıcaklık Dağılımları

5.6.1.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar

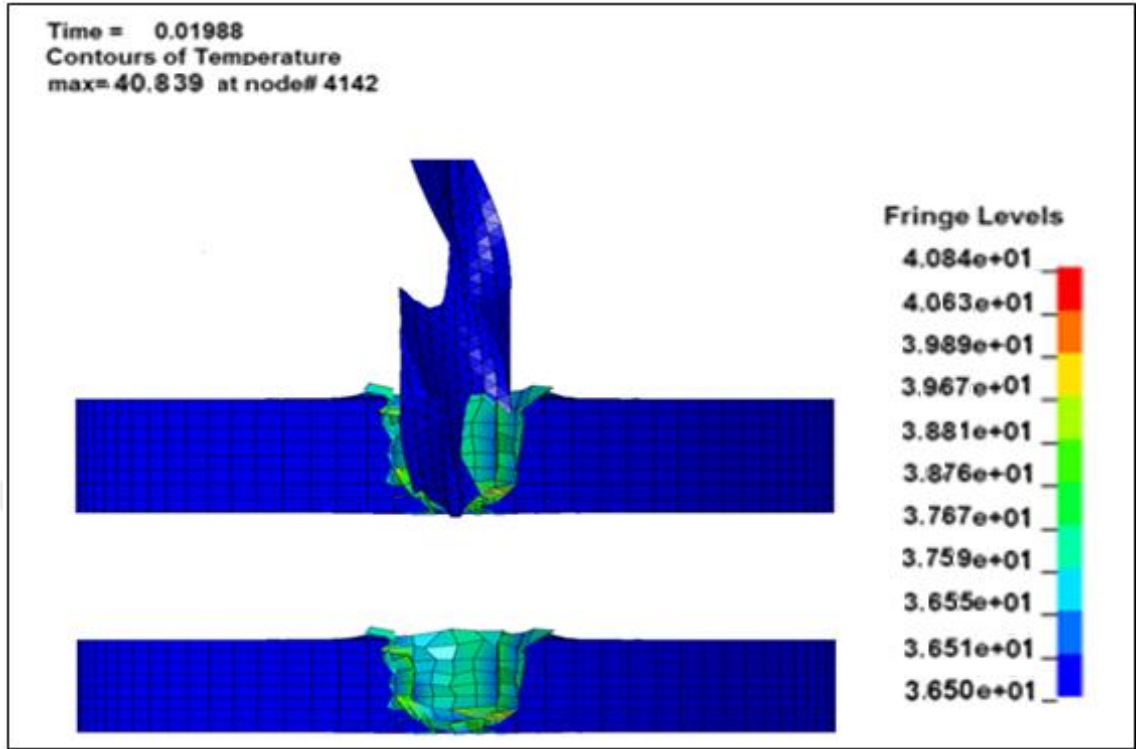


Şekil 5.11. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Birinci Model)

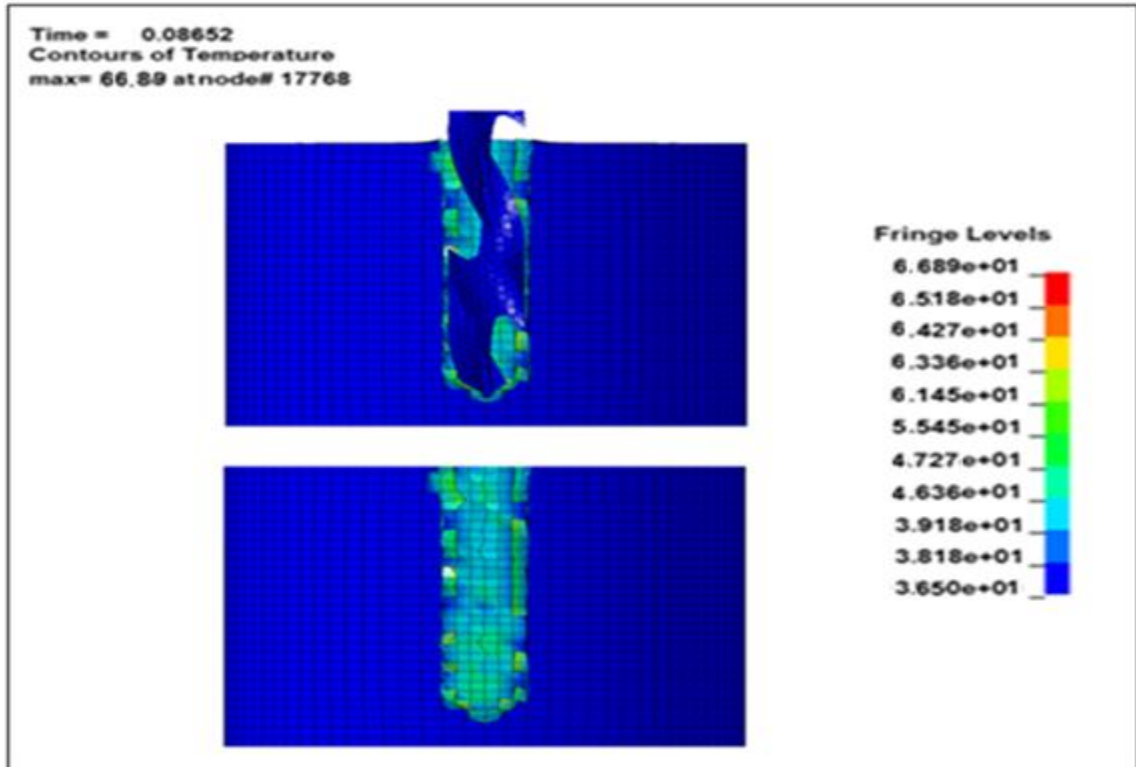


Şekil 5.12. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Birinci Model)

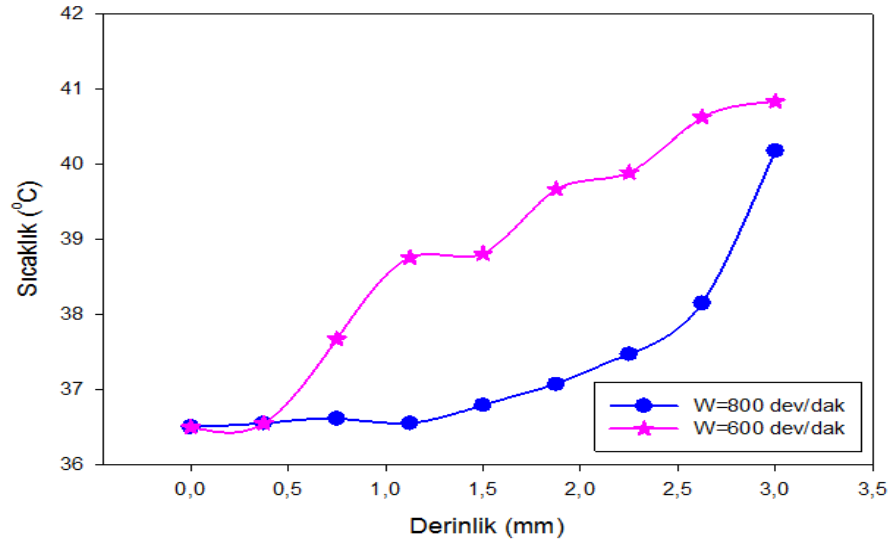
5.6.1.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar



Şekil 5.13. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Birinci Model)

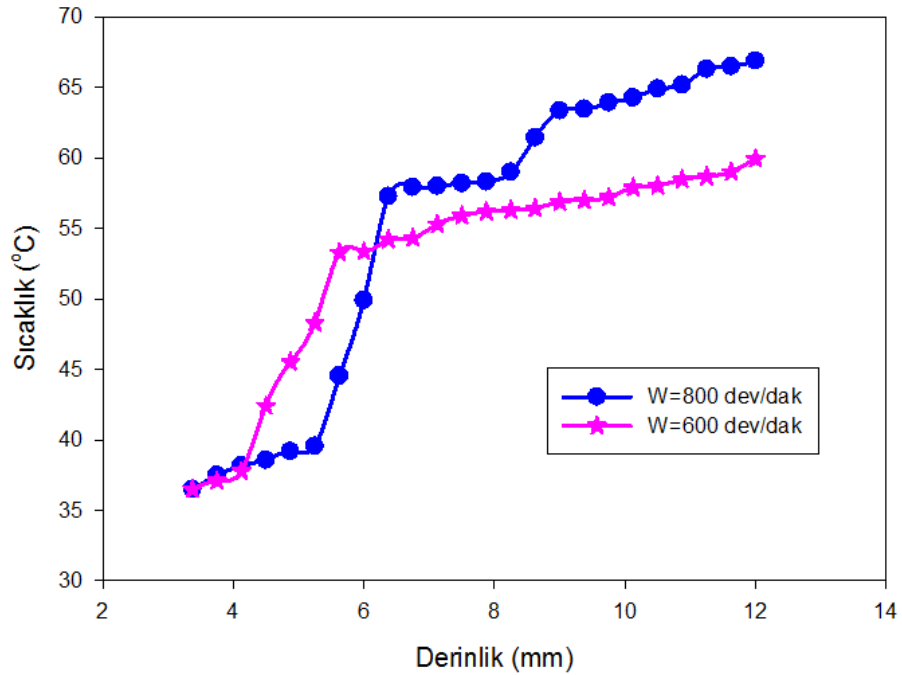


Şekil 5.14. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Birinci Model)



Şekil 5.15. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği

Şekil 5.15 te 600 dev/dak ve 800 dev/dak dönme hızları için Sıcaklık-Derinlik grafiği çizilmiştir. Kortikal kemik üzerinde 600 dev/dak için maksimum 40.18°C'ye çıkmıştır. 800 dev/dak için ise 40.884 °C maksimum sıcaklık meydana gelmiştir. Sıcaklık artışı delme işlemi sırasında sürekli artış göstermiştir. 600 dev/dak dönme hızında sürtünmeden dolayı çene kemiğinde oluşan iç enerji 800 dev/dak dönme hızında sürtünmeden dolayı çene kemiğinde oluşan iç enerjiden daha düşük olduğu için dönme hızı arttıkça sıcaklık değişimi de artmaktadır.

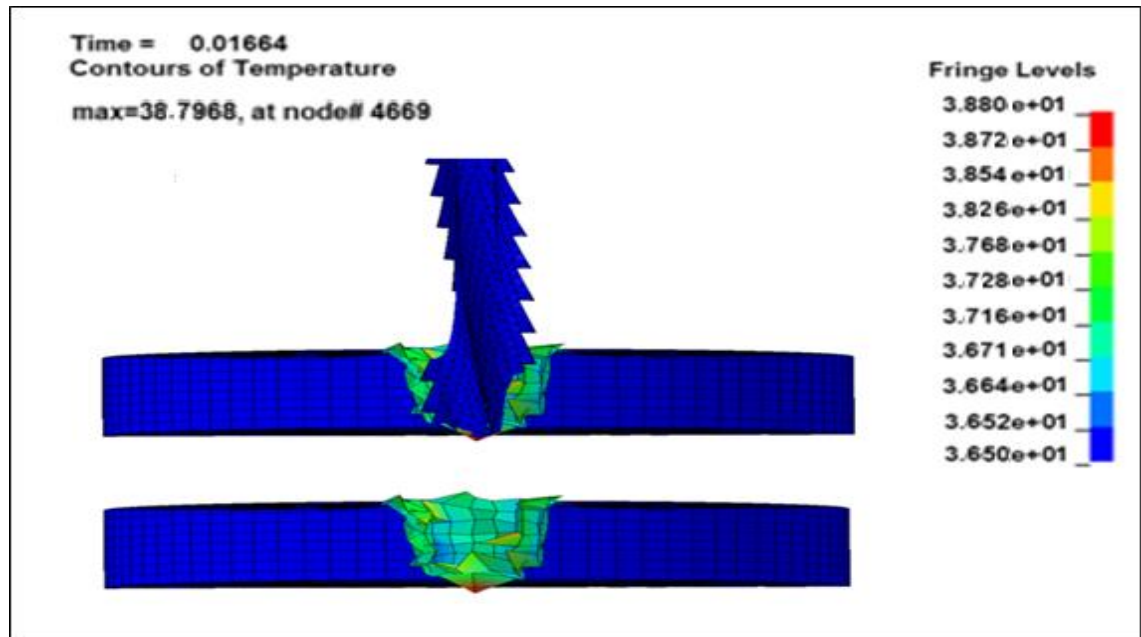


Şekil 5.16. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık-Derinlik Değişim Grafiği

Şekil 5.16 da 600 dev/dak ve 800 dev/dak dönme hızları için Sıcaklık-Derinlik grafiği çizilmiştir. Trabekuler kemik üzerinde 600 dev/dak için 59.95 °C 800 dev/dak için ise 66.89 °C maksimum sıcaklık artışı meydana gelmiştir. Sıcaklık artışının kortikal kemiğe göre yüksek olmasının sebebi trabekuler kemik ısı iletim katsayısının 0.3 W/m°K gibi düşük değerde olmasından kaynaklanmaktadır. Sıcaklık artışı delme işlemi sırasında sürekli artış göstermiştir. 600 dev/dak dönme hızında sürtünmeden dolayı çene kemiğinde oluşan iç enerji 800 dev/dak dönme hızında sürtünmeden dolayı çene kemiğinde oluşan iç enerjiden daha düşük olduğu için dönme hızı arttıkça sıcaklık değişimi de artmaktadır. Bulunan sıcaklık değerleri soğutma yapılmadığı için kritik sıcaklık değeri olan 47°C' nin oldukça üzerindedir.

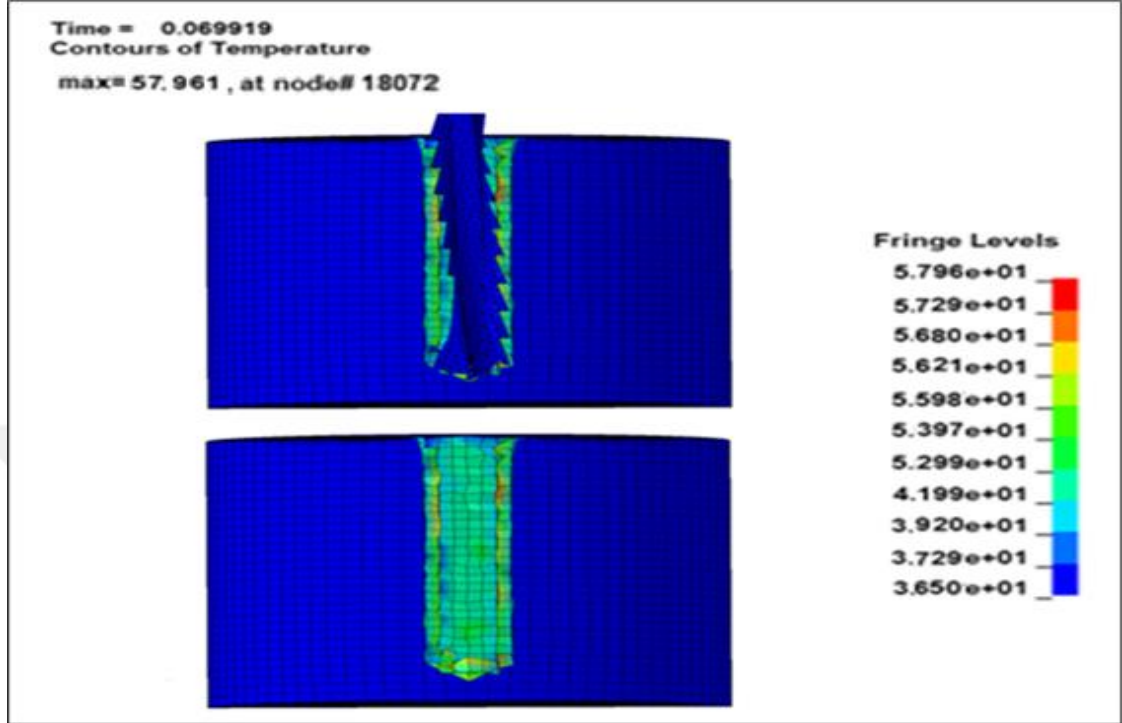
Kortikal kemik üzerinde delme işlemi sırasında sıcaklık değişiminde yaklaşık olarak 4 °C artış gözlemlenirken trabekuler kemik üzerinde meydana gelen sıcaklık değerindeki artış oldukça yüksektir. Bunun sebebi kortikal kemik ısı iletim katsayısının 0.56 W/m°K değerinde olmasından ve kortikal kemik kalınlığının 3 mm olmasıdır. Buna karşılık trabekuler kemik ısı iletim katsayısı 0.3 W/m°K değerindedir ve trabeküler kemik üzerinde açılan implant yuvasının derinliği fazladır.

5.6.2. İkinci Model Delici Uç İçin Elde Edilen Sıcaklık Dağılımları



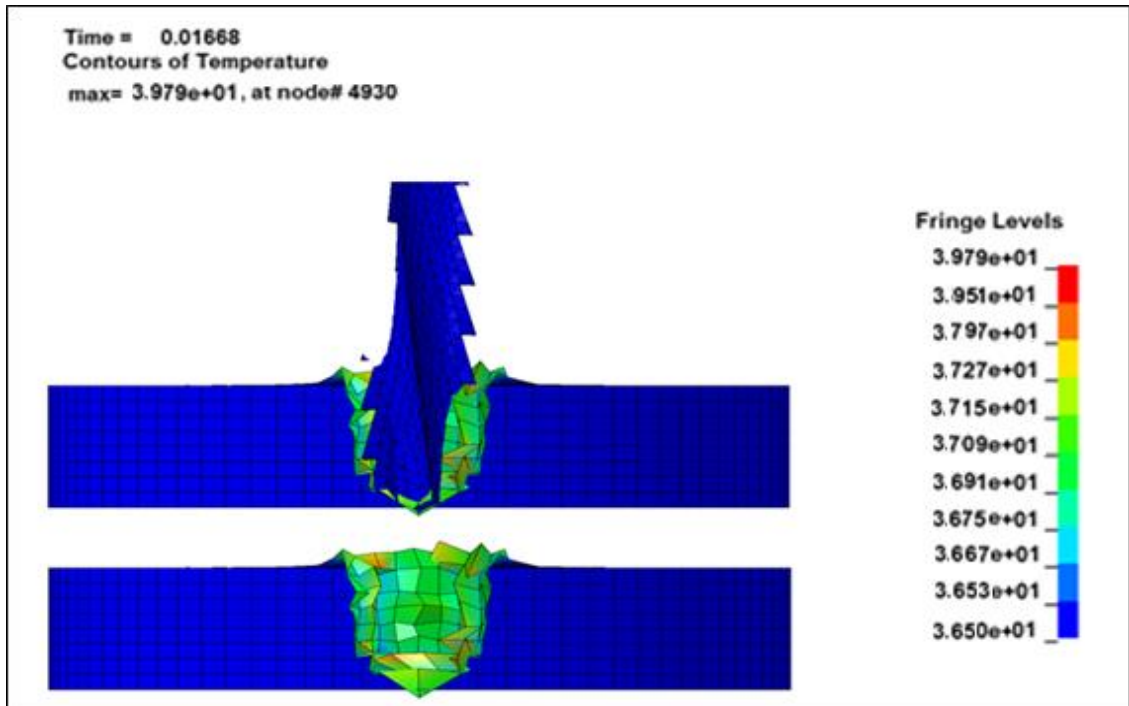
Şekil 5.17. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (İkinci Model)

5.6.2.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar

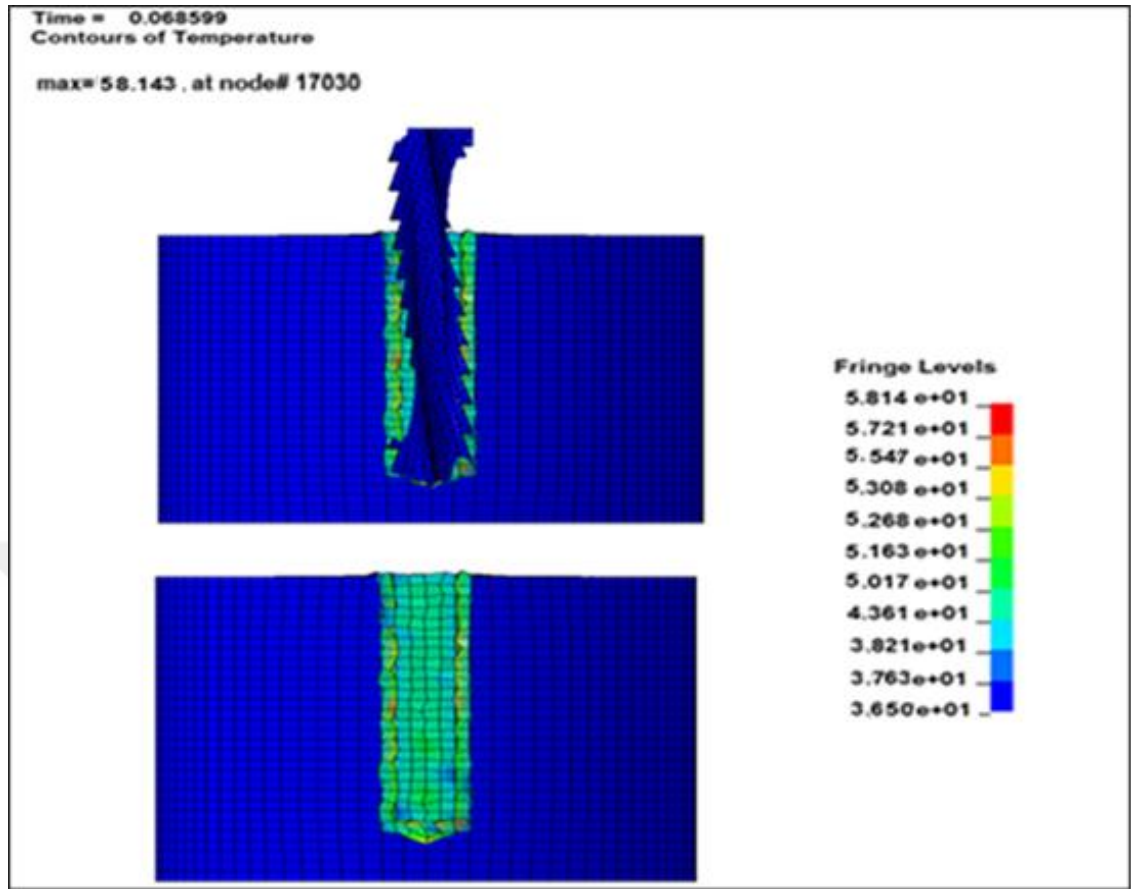


Şekil 5.18. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (İkinci Model)

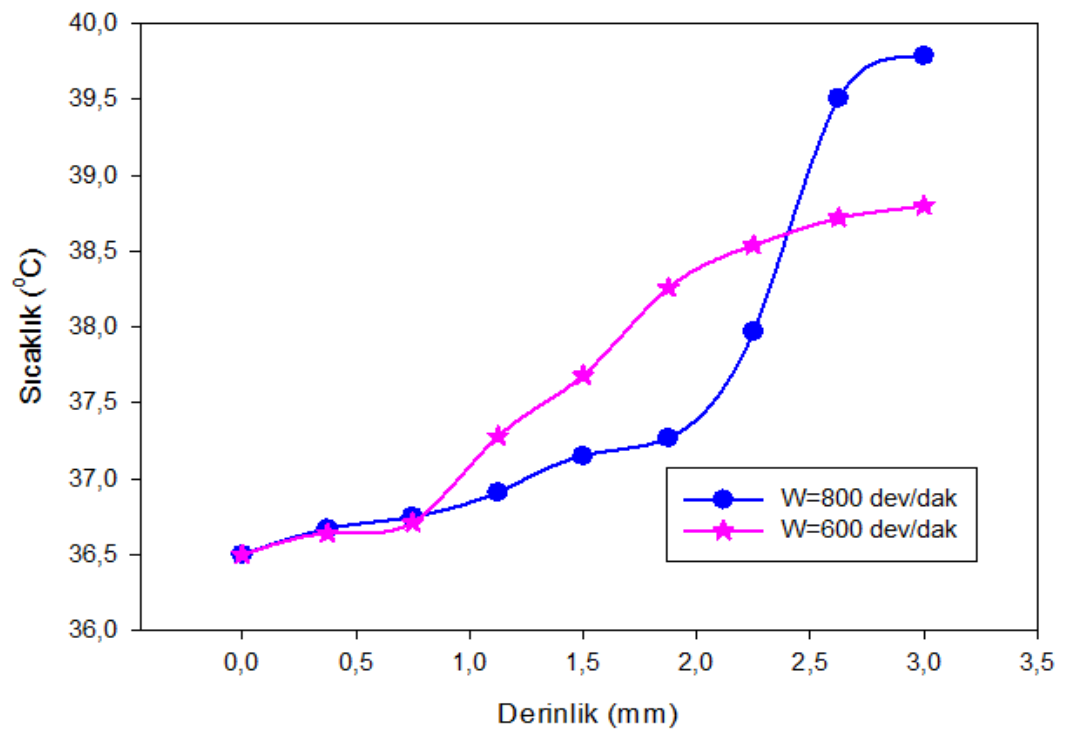
5.6.2.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar



Şekil 5.19. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (İkinci Model)

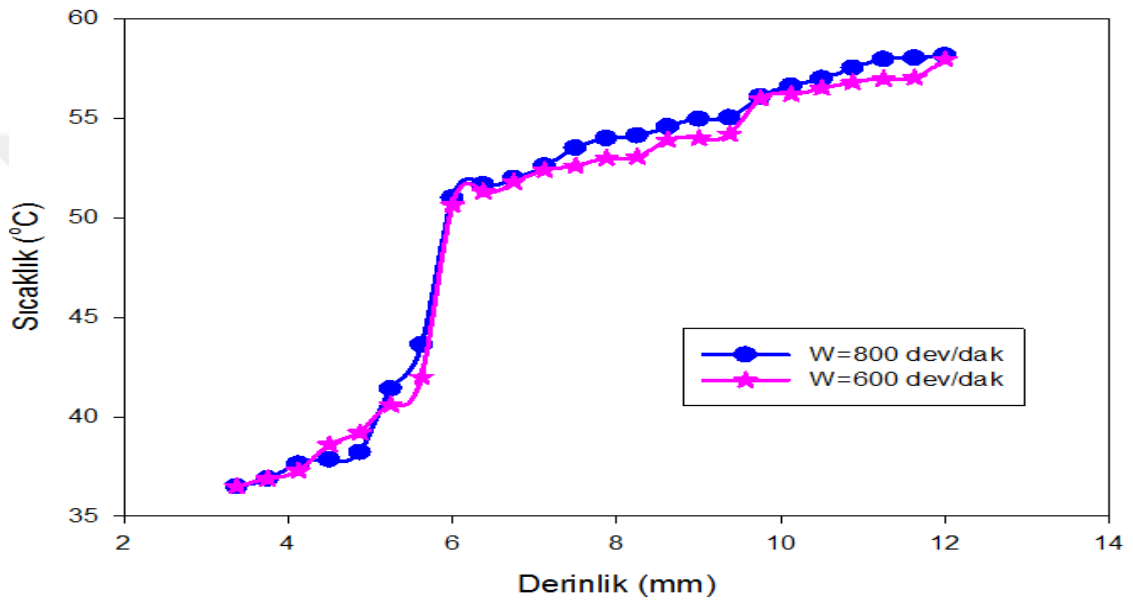


Şekil 5.20. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (İkinci Model)



Şekil 5.21. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği

Şekil 5.21 de 600 dev/dak ve 800 dev/dak dönme hızları için Sıcaklık-Derinlik grafiği çizilmiştir. Kortikal kemik üzerinde 600 dev/dak için 38.8 °C 800 dev/dak için ise 39.8 °C maksimum sıcaklık meydana gelmiştir. Sıcaklık artışının 600 dev/dak kesme hızı için 800 dev/dak düşük olması beklenen bir durumdur. Dönme hızı arttığı zaman sürtünmeden dolayı açığa çıkacak ısı enerji artacağı için oluşan sıcaklık değerinin yüksek olması beklenmektedir.



Şekil 5.22. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği

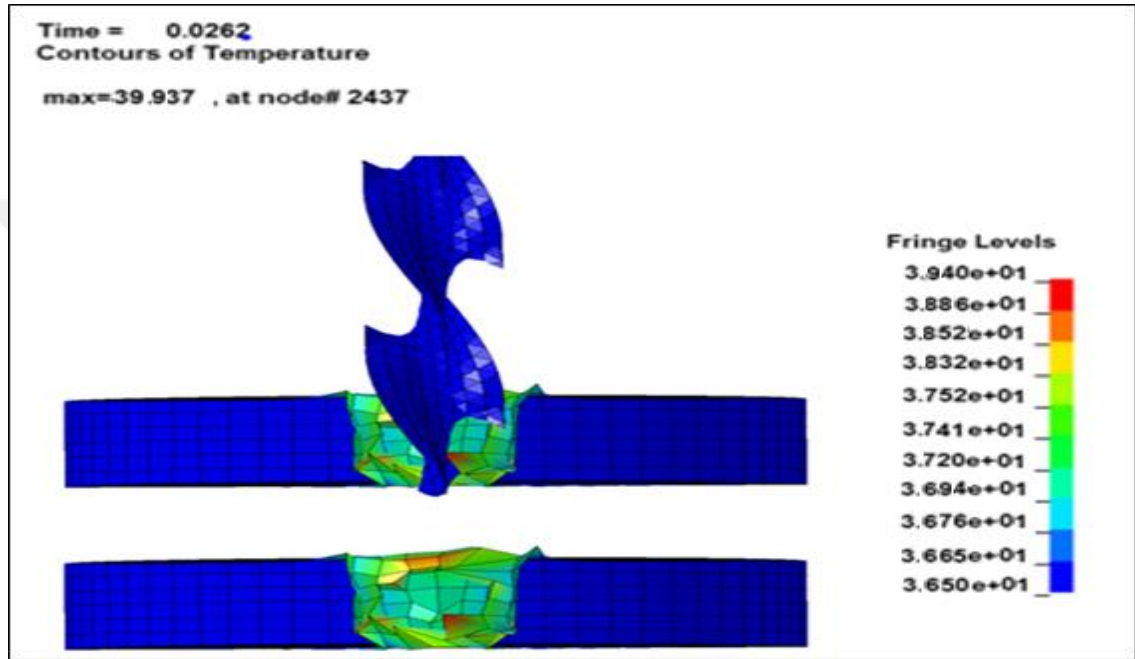
Şekil 5.22 de 600 dev/dak ve 800 dev/dak dönme hızları için Sıcaklık-Derinlik grafiği çizilmiştir. Trabekuler kemik üzerinde 600 dev/dak için 57.96 °C 800 dev/dak için ise 58.14 °C maksimum sıcaklık artışı meydana gelmiştir. Bu durum delici uç yapısının yivli olmasından kaynaklanmıştır. İkinci modelde meydana gelen sıcaklık artışının birinci modelden daha düşük olması; delici ucun yiv yapısının testere uç yapısına sahip olmasından ve yüzeye uygulanan kaplama malzemesinin ısı iletim katsayısının yüksek olduğundan kaynaklanmıştır.

Kortikal kemik üzerinde delme işlemi sırasında sıcaklık değişiminde yaklaşık olarak 3 °C artış gözlemlenirken trabekuler kemik üzerinde meydana gelen sıcaklık değerinde yaklaşık 20°C artış gözlenmiştir. Bunun sebebi kortikal kemik ısı iletim katsayısının 0.56 W/m°K değerinde olmasından ve kortikal kemik kalınlığının 3 mm olmasıdır.

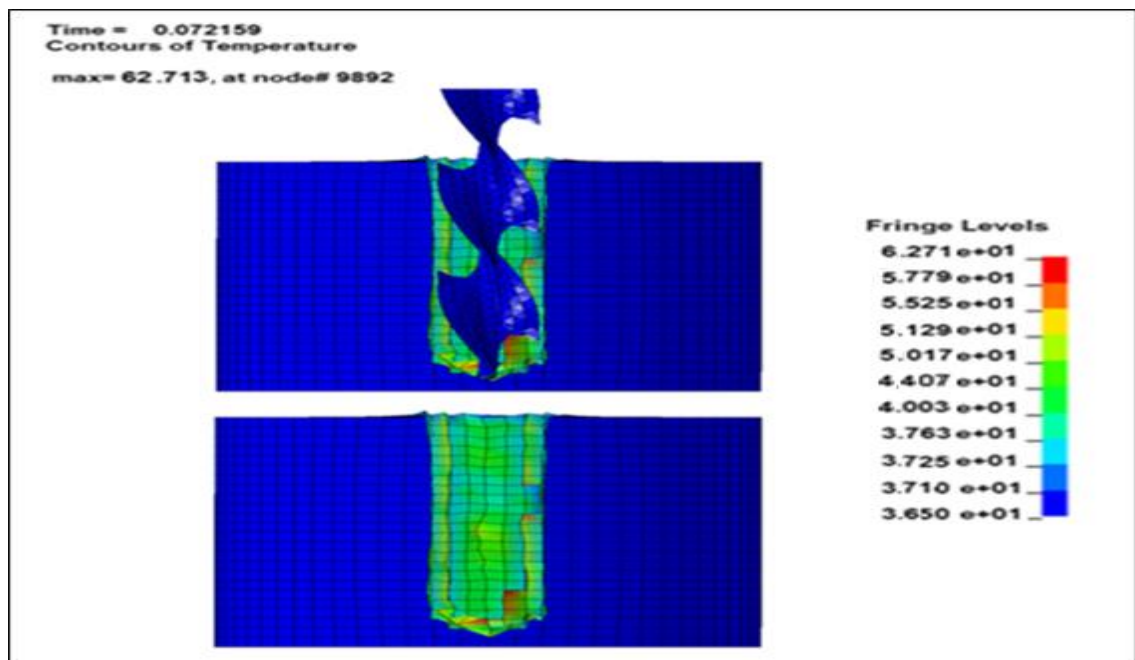
Buna karşılık trabeküler kemik ısı iletim katsayısı $0.3 \text{ W/m}^{\circ}\text{K}$ değerindedir ve trabeküler kemik üzerinde açılan implant yuvasının derinliği fazladır.

5.6.3. Üçüncü Model Delici Uç İçin Elde Edilen Sıcaklık Dağılımları

5.6.3.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar

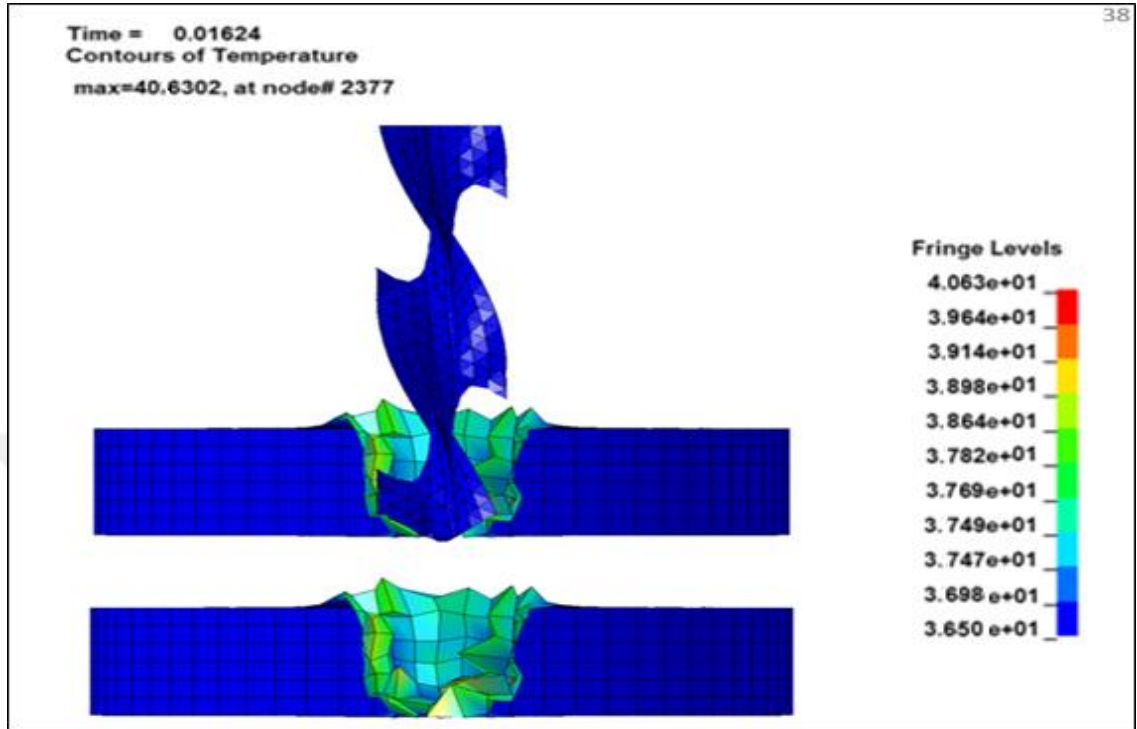


Şekil 5.23. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Üçüncü Model)

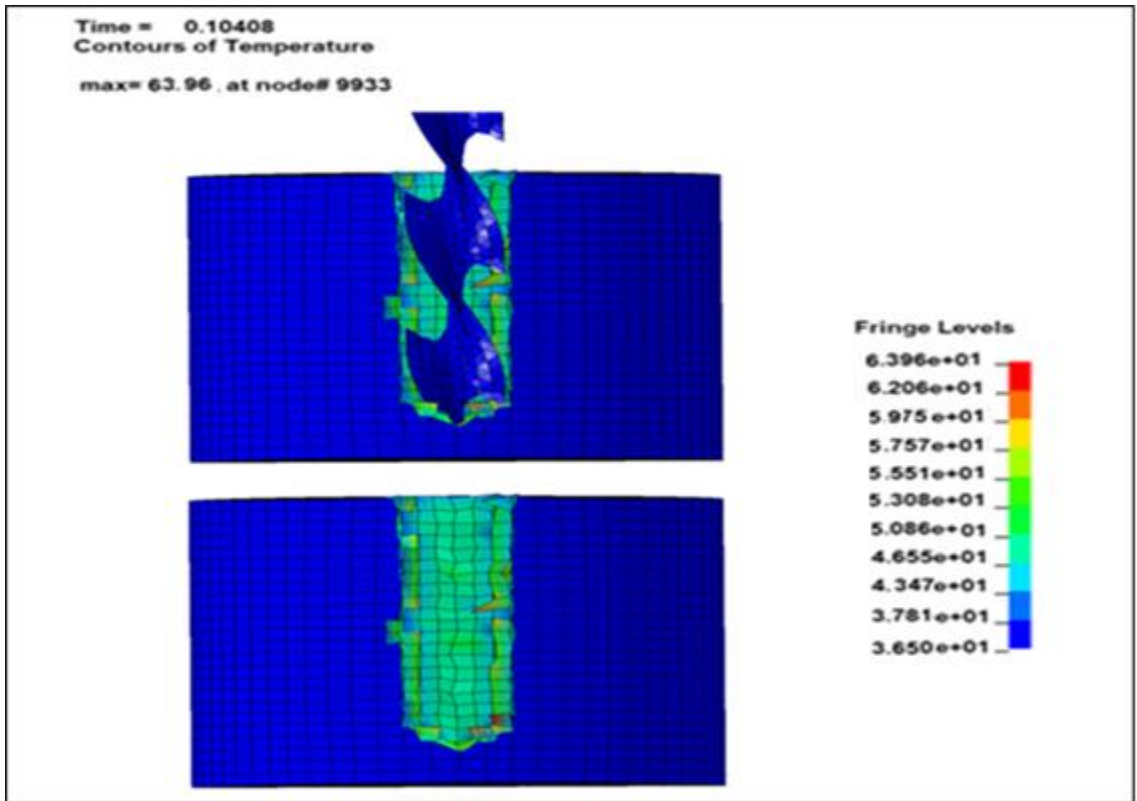


Şekil 5.24. Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Üçüncü Model)

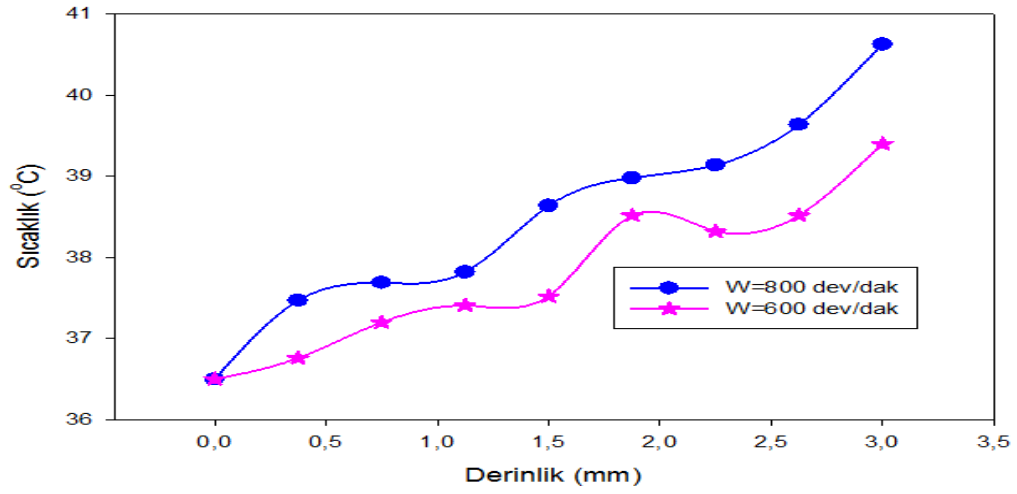
5.6.3.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar



Şekil 5.25. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Üçüncü Model)

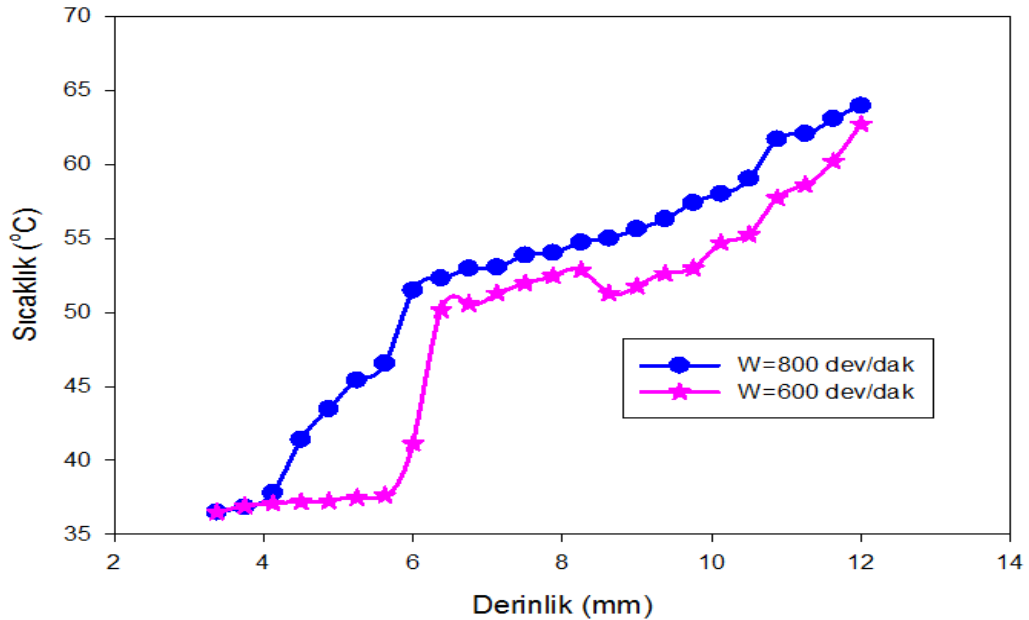


Şekil 5.26. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Üçüncü Model)



Şekil 5.27. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği

Şekil 5.27 de 600 dev/dak ve 800 dev/dak dönme hızları için Sıcaklık-Derinlik grafiği çizilmiştir. Kortikal kemik üzerinde 600 dev/dak için 39.93 °C 800 dev/dak için ise 40.66 °C maksimum sıcaklık meydana gelmiştir. Sıcaklık artışının 600 dev/dak kesme hızı için 800 dev/dak düşük olması beklenen bir durumdur. Dönme hızı arttığı zaman sert kemik dokusu olan kortikal kemikte sürtünmeden dolayı açığa çıkacak ısı enerji artacağı için oluşan sıcaklık değişiminin yüksek olması beklenmektedir.

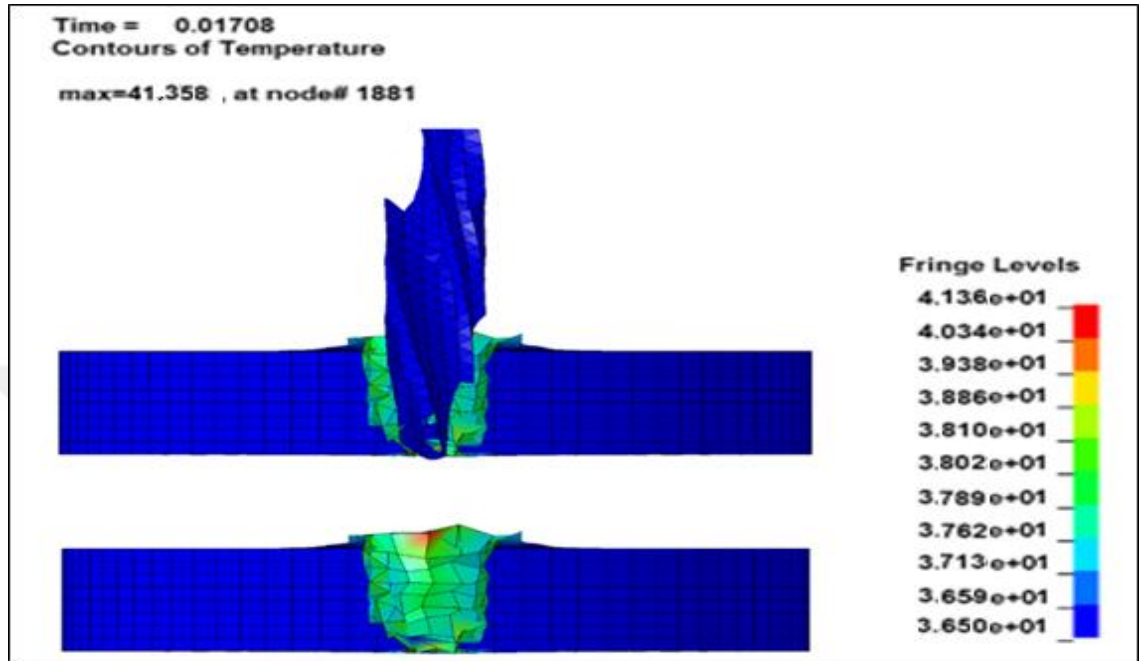


Şekil 5.28. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği

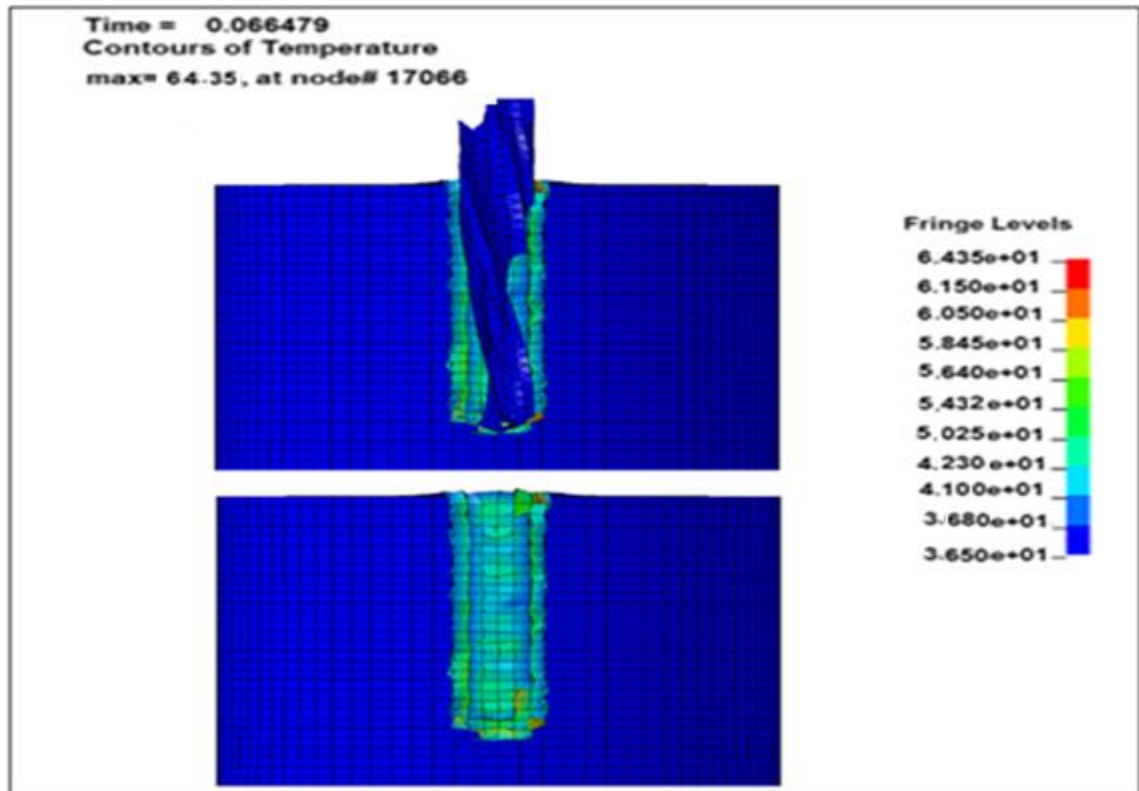
Şekil 5.28 de 600 dev/dak ve 800 dev/dak dönme hızları için Sıcaklık-Derinlik grafiği çizilmiştir. Trabekuler kemik üzerinde 600 dev/dak için 62.71 °C 800 dev/dak için ise 63.96 °C maksimum sıcaklık oluşmuştur.

5.6.4. Dördüncü Model Delici Uç İçin Elde Edilen Sıcaklık Dağılımları

5.6.4.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar

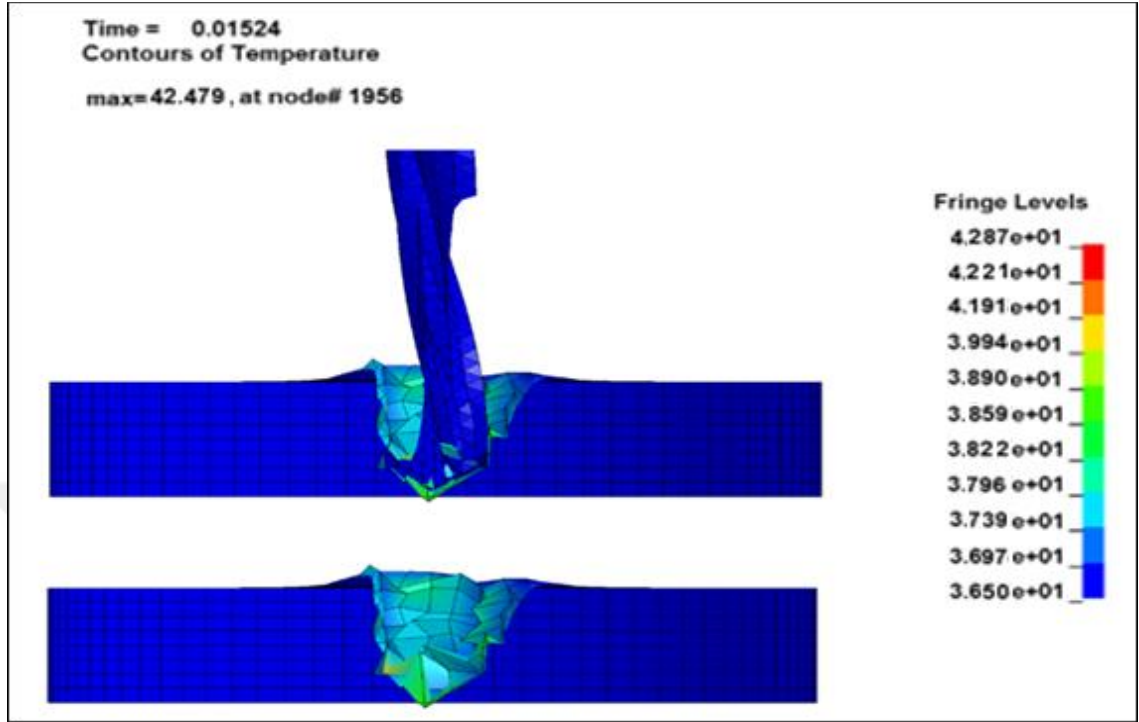


Şekil 5.29. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Dördüncü Model)

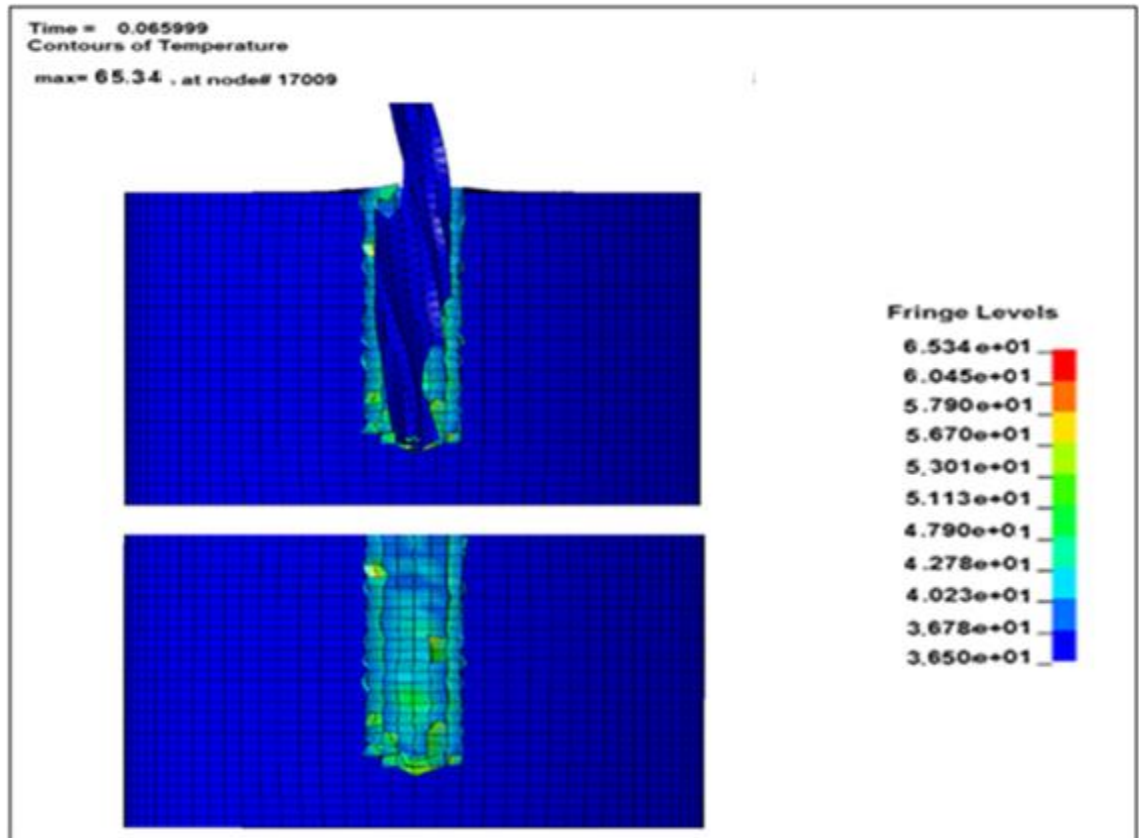


Şekil 5.30. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Dördüncü Model)

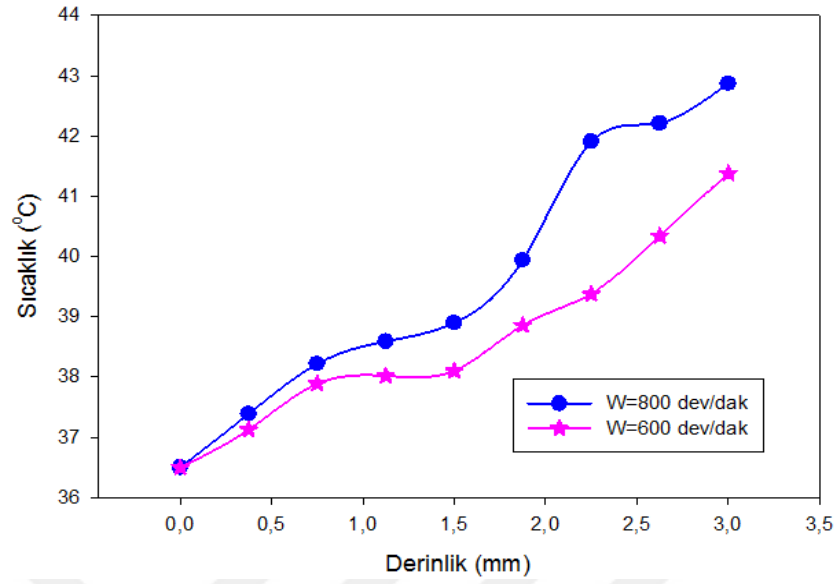
5.6.4.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar



Şekil 5.31. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Dördüncü Model)

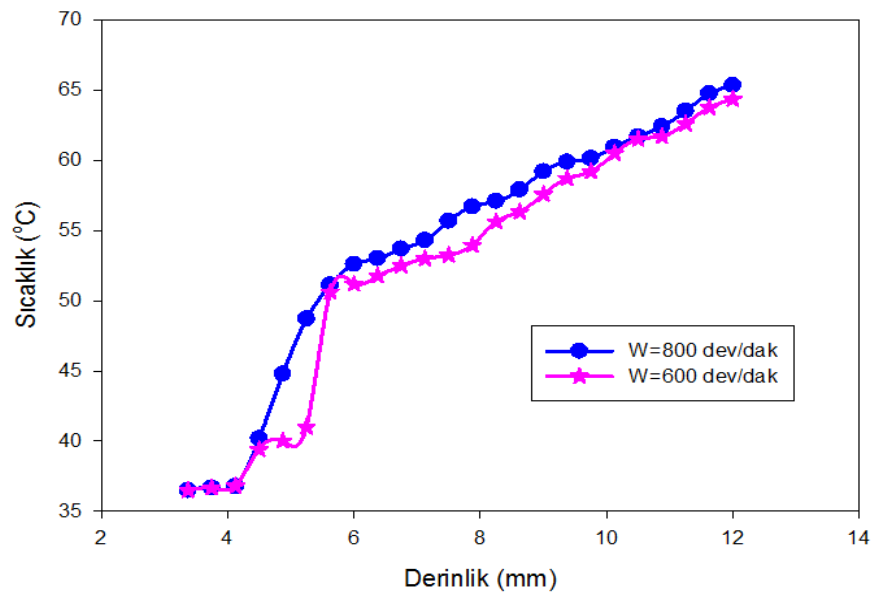


Şekil 5.32. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık Dağılımları (Dördüncü Model)



Şekil 5.33. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği

Yukarıdaki grafikte görüldüğü gibi kortikal kemik üzerinde maksimum 600 dev/dak için 41.378 °C sıcaklık gözlenmiştir. 800 dev/dak için ise 42.479 °C maksimum sıcaklık meydana gelmiştir. Sıcaklık artışının 600 dev/dak kesme hızı için 800 dev/dak düşük olması beklenen bir durumdur. Dönme hızı arttığı zaman sert kemik dokusu olan kortikal kemikte sürtünmeden dolayı açığa çıkacak iç enerji artacağı için oluşan sıcaklık değişiminin yüksek olması beklenmektedir.



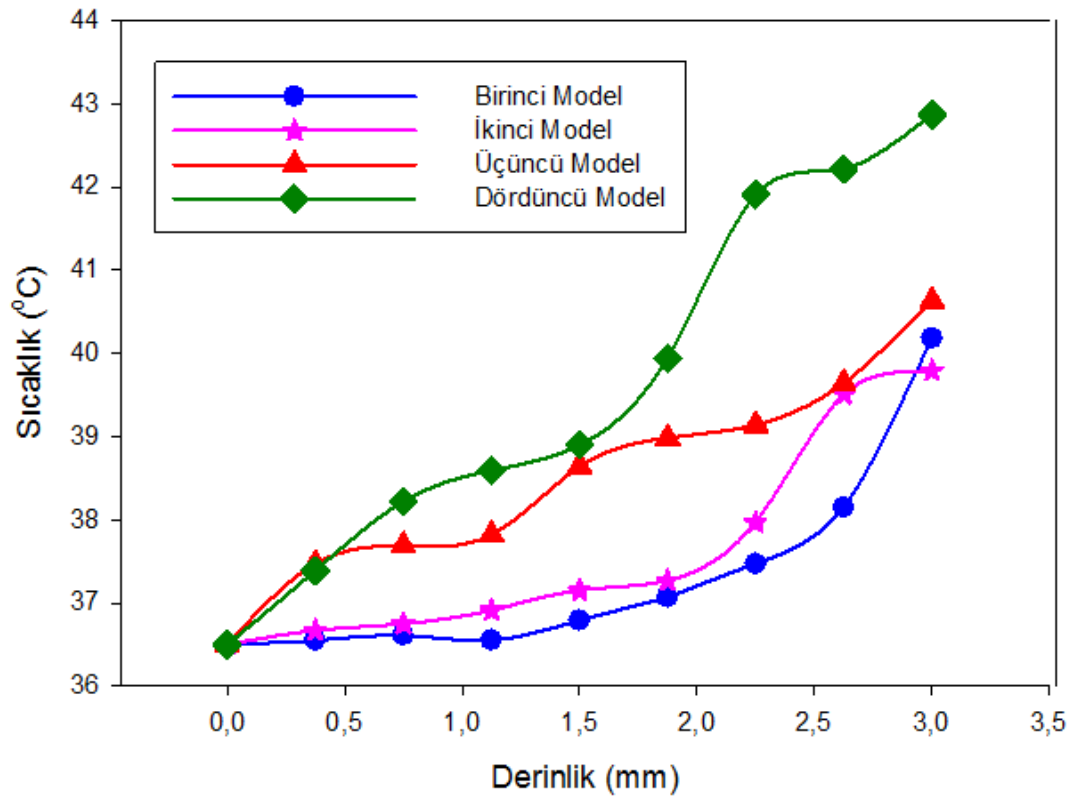
Şekil 5.34. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği

Şekil 5.34 te görüldüğü gibi trabekuler kemik üzerinde 600 dev/dak için 64.35 °C 800 dev/dak için ise 65.34 °C maksimum sıcaklık meydana gelmiştir. Sıcaklık artışının yüksek olmasının sebebi trabekuler kemik ısı iletim katsayısının 0.3 W/m°K gibi düşük değerde olmasından kaynaklanmaktadır. Sıcaklık artışı delme işlemi sırasında sürekli artış göstermiştir. 600 dev/dak dönme hızında sürtünmeden dolayı çene kemiğinde oluşan iç enerji 800 dev/dak dönme hızında sürtünmeden dolayı çene kemiğinde oluşan iç enerjiden daha düşük olduğu için dönme hızı arttıkça sıcaklık değişimi de artmaktadır.

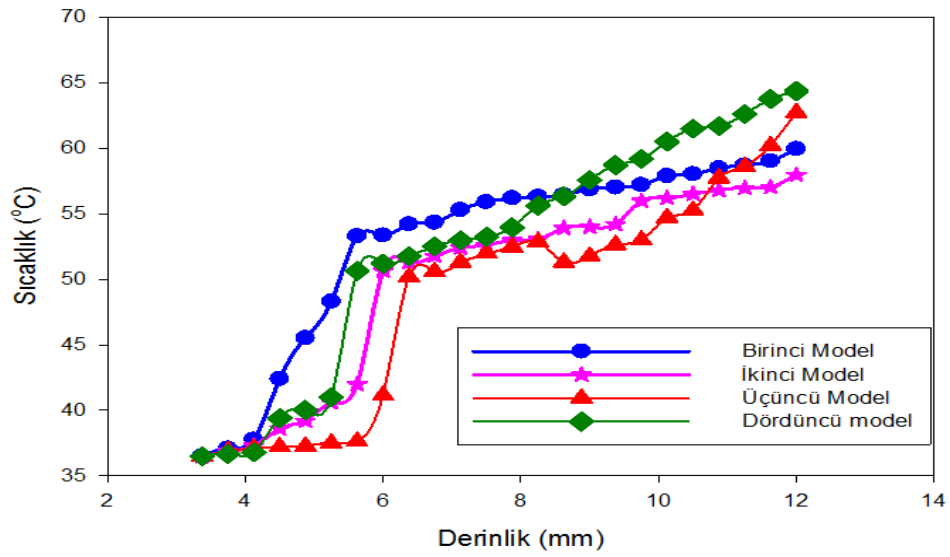
Dördüncü model delici uçta sıcaklık artışının fazla olması modelin geometrik yapısından ve ısı iletim katsayısından kaynaklanmaktadır. Modelin yiv açısı azdır dolayısıyla düz yapıdadır. Kaplama malzemesinin ısı iletim katsayısı da diğer modellerle karşılaştırıldığında daha küçüktür.

5.6.5. Oluşan Sıcaklık Değişiminin Modellere Göre Karşılaştırılması

5.6.5.1. W=600 dev/dak İçin Oluşan Sıcaklık Değişimi Karşılaştırılması



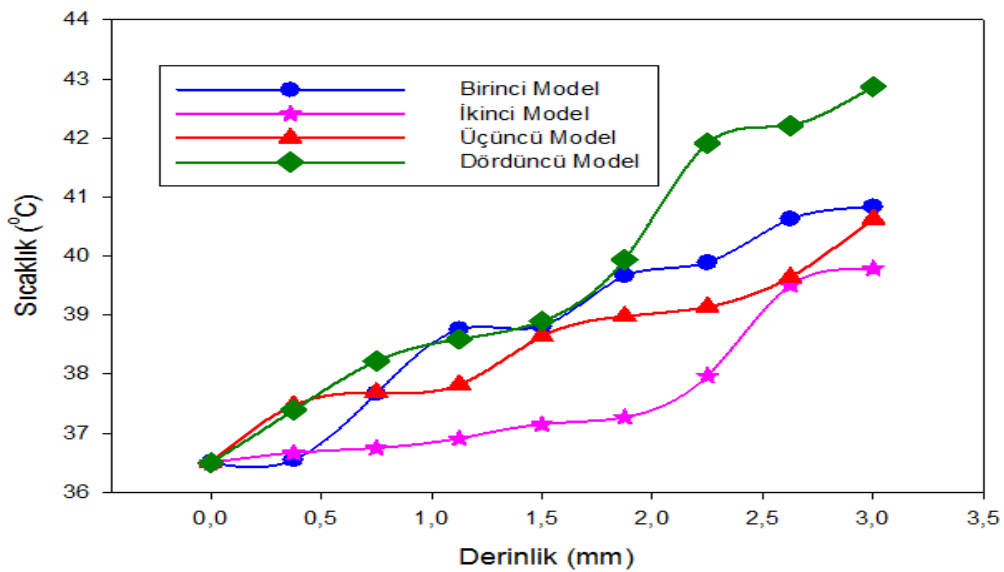
Şekil 5.35.Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği



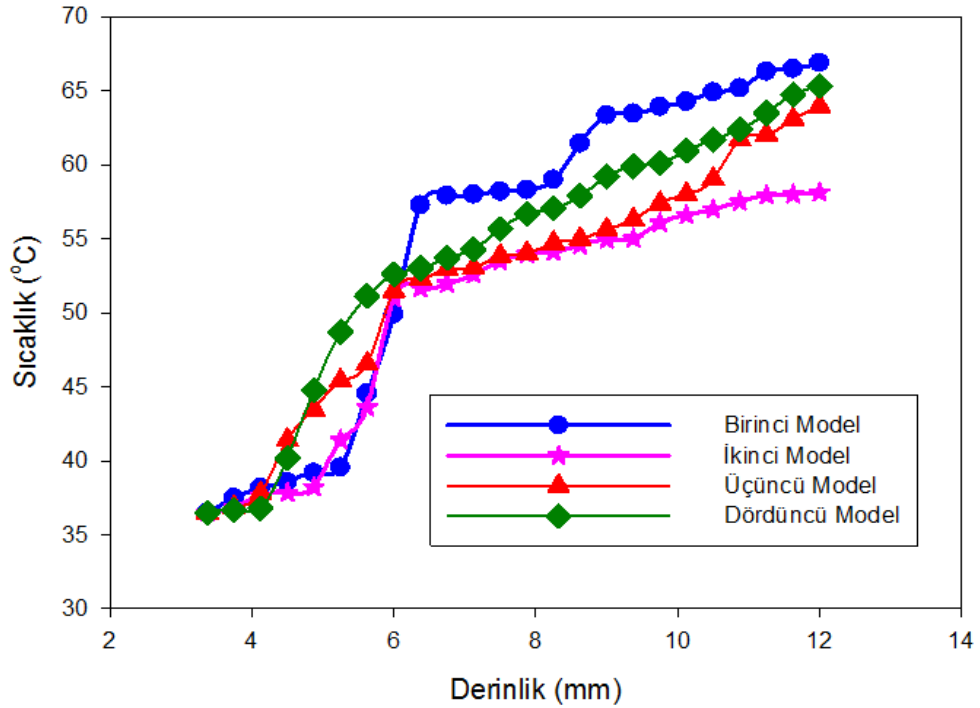
Şekil 5.36. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği

Yukarıdaki grafiklerde görüldüğü gibi çene kemiği üzerinde oluşan sıcaklık değişimi en yüksek yiv açısı az olan ve titanyum nitrit kaplamaya sahip olan modelde gözlemlenmiştir. Bunun sebebi yiv yapısının açısının az olması ve kaplama malzemesinin ısı iletim katsayısının düşük olmasıdır. Yiv yapısı testere uca sahip olan modelde en düşük sıcaklık artışının gözlemlenmesinin sebebi ise yiv yapısının fazla olması ve tungsten karbid kaplama ısı iletim katsayısının diğer kesici uçlara göre daha yüksek olmasından kaynaklanmaktadır.

5.6.5.2. W=800 dev/dak İçin Oluşan Isı değişimi Karşılaştırılması



Şekil 5.37. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği



Şekil 5.38. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Sıcaklık- Derinlik Değişim Grafiği

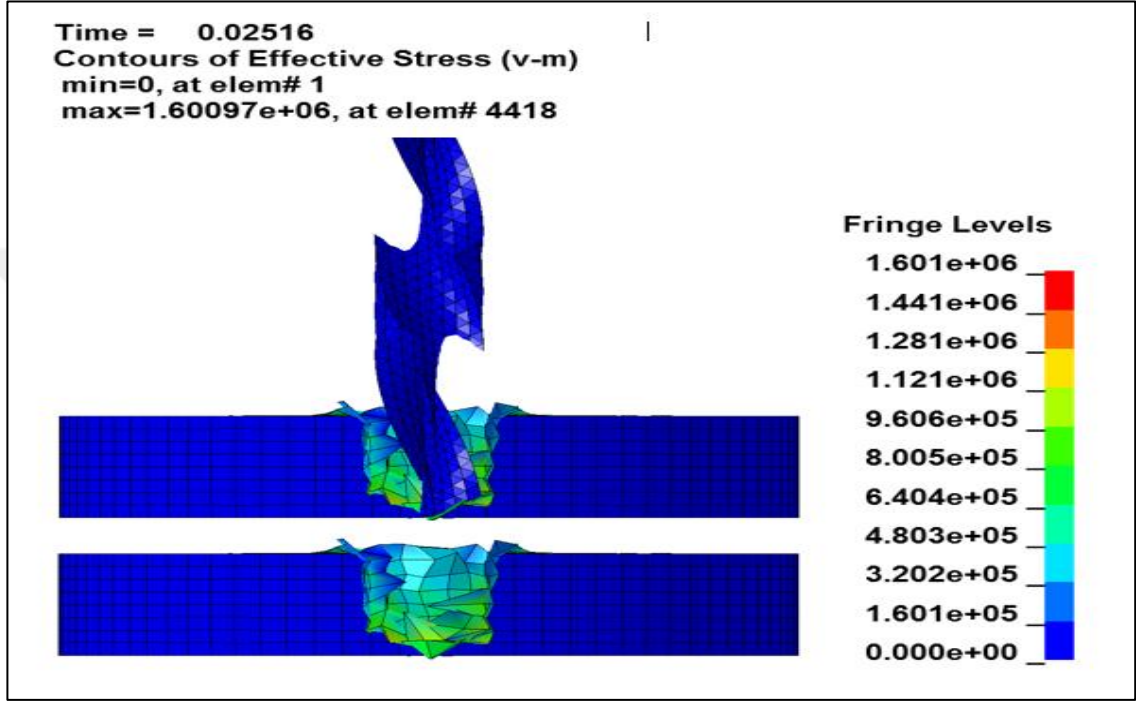
Yukarıdaki grafiklerde görüldüğü üzere; çene kemiğinde implant yuvası açılırken oluşan ısı kesici uçların geometrik yapılarına ve malzeme özelliklerine bağlıdır. Geometrik yapıları ne kadar yivli olursa implant yuvası açılırken oluşan kavite artacağı için daha az ısınma gerçekleşmektedir. Aynı şekilde malzeme özelliği olarak ta paslanmaz çelikten üretilen kesici uçlara yapılan kaplamaların ısı iletim katsayıları ne kadar yüksek olursa oluşan ısının çene kemiğine etkisi azalmış olacaktır.

Sistemde soğutma yapılmadığı için sıcaklık artışı kritik sıcaklık değerinin oldukça üzerindedir. Sıcaklık artışlarına göre modeller kıyaslandığında yiv yapısı az olan dördüncü modelde aynı zamanda kaplama malzemesinin de ısı iletim katsayısı düşük olduğu için sıcaklık değerindeki artış fazla olmuştur. Ancak ikinci modelin geometrik modeli testere uç yiv yapısına sahip olduğu için ve aynı zamanda delici ucun kaplama malzemesi tungsten karbid ısı iletim katsayısının yüksek olması sebebiyle oluşan sıcaklık değişimi en düşük seyretmiştir. Sisteme soğutma sıvısı da eklenirse ortama ısı transferi gerçekleşeceği için sıcaklık artışındaki yükselme daha az seyredecektir. Aynı zamanda soğutma yapılırsa soğutucu akışkan ile çene kemiği arasında taşınım ile ısı geçişi meydana geleceğinden dolayı sıcaklık artış miktarı kritik sıcaklık değeri olan 47°C' den daha düşük gözlemlenebilecektir.

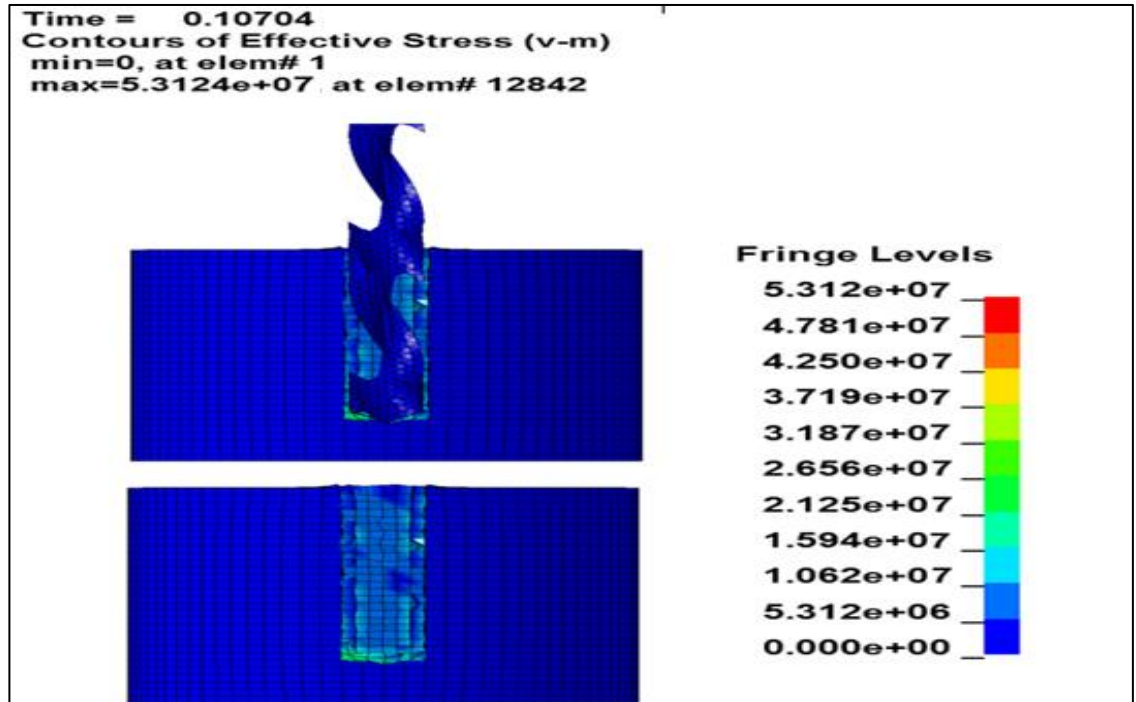
5.7. Numerik Analiz Sonuçlarına Göre Gerilme Dağılımları

5.7.1 Birinci Model Delici Uç İçin Elde Edilen Gerilme Dağılımları

5.7.1.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar

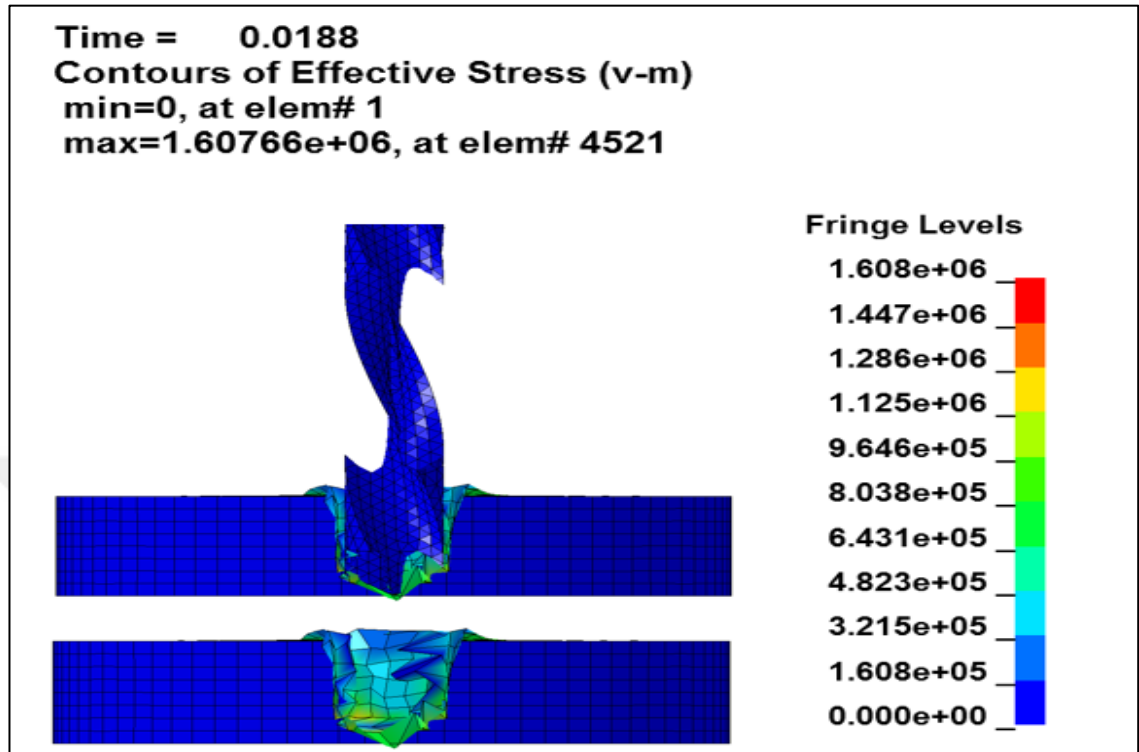


Şekil 5.39. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Birinci Model)

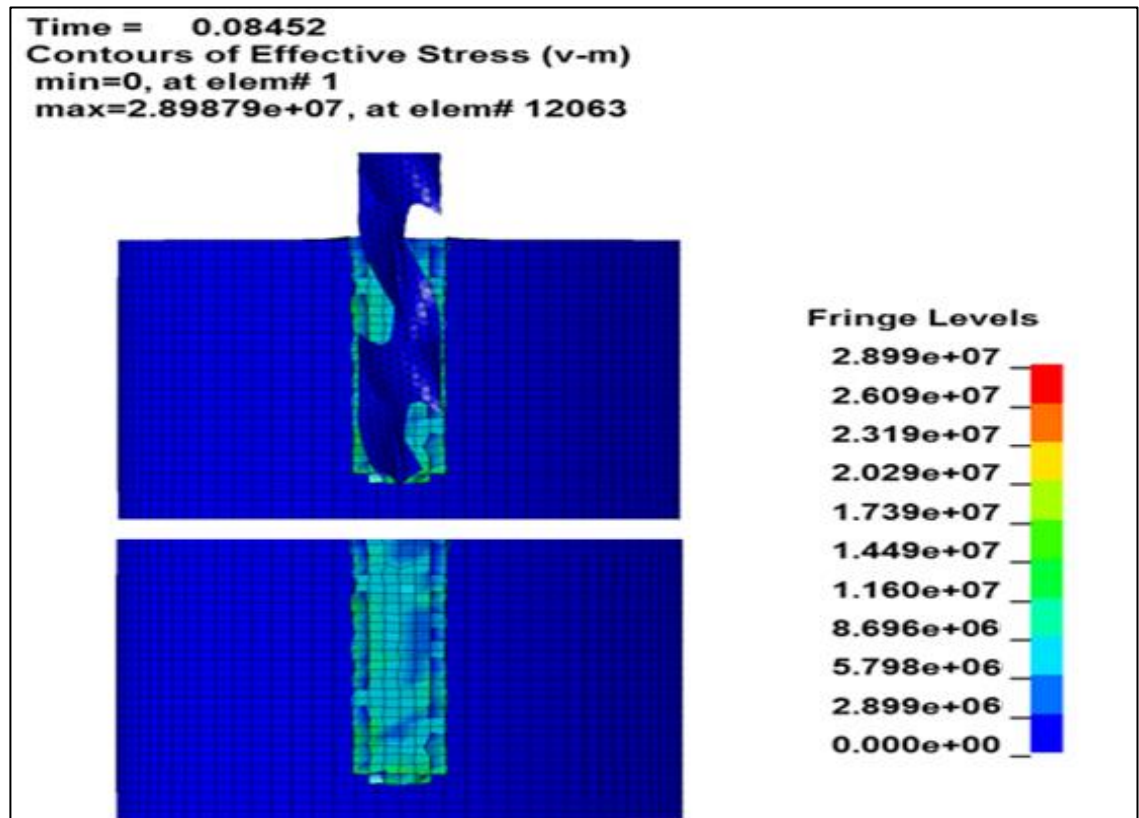


Şekil 5.40. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Birinci Model)

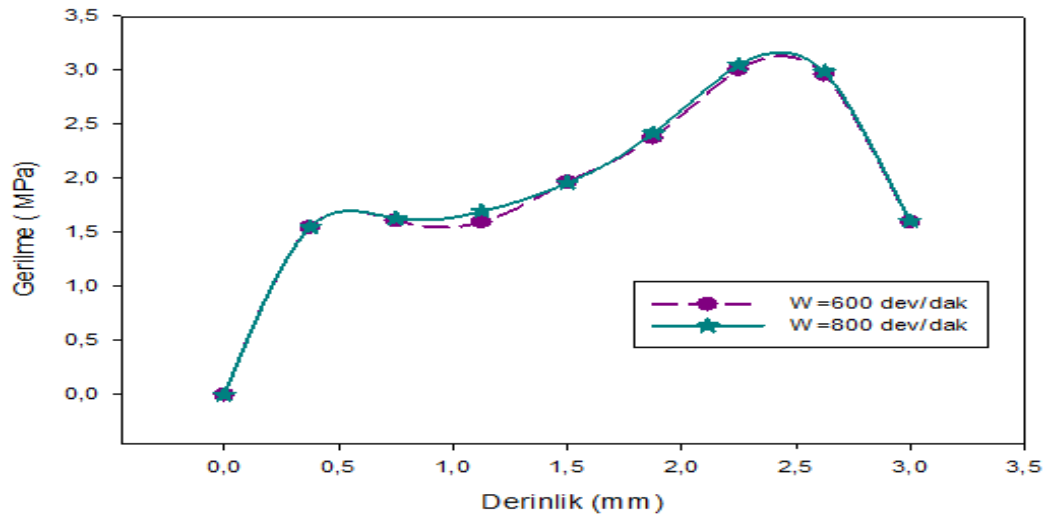
5.7.1.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar



Şekil 5.41. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Birinci Model)

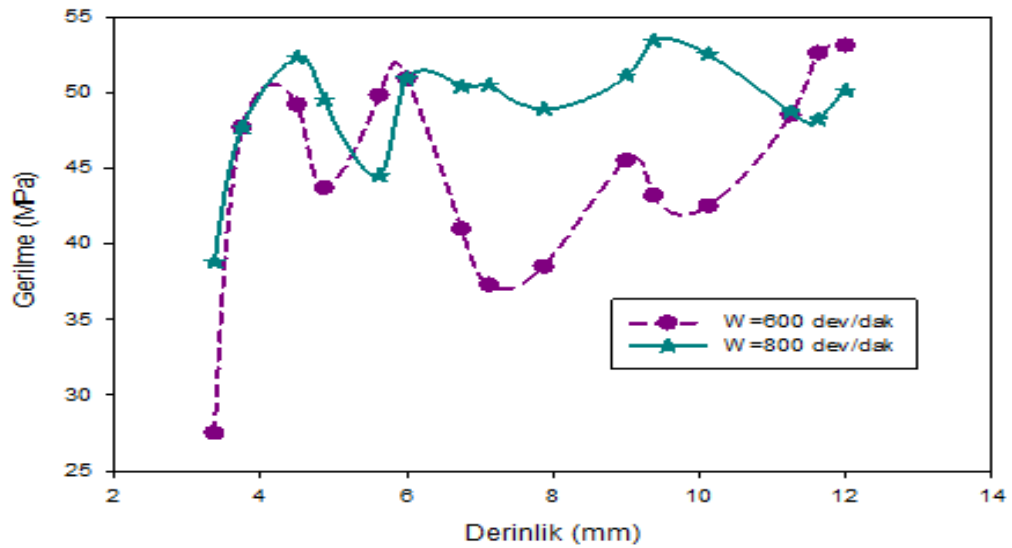


Şekil 5.42. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Birinci Model)



Şekil 5.43. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

Şekil 5.43 te de görüldüğü gibi; delici uç çene kemiğini kesmeye başladığı anda gerilme yükselmeye başlamıştır. Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum gerilme 3.05 MPa değerindedir. Hızın artması kortikal kemik üzerindeki gerilme değerini fazla etkilememiştir. Çene kemiği dayanım sınırlarına uygundur. Elastisite modülünden oldukça düşüktür.

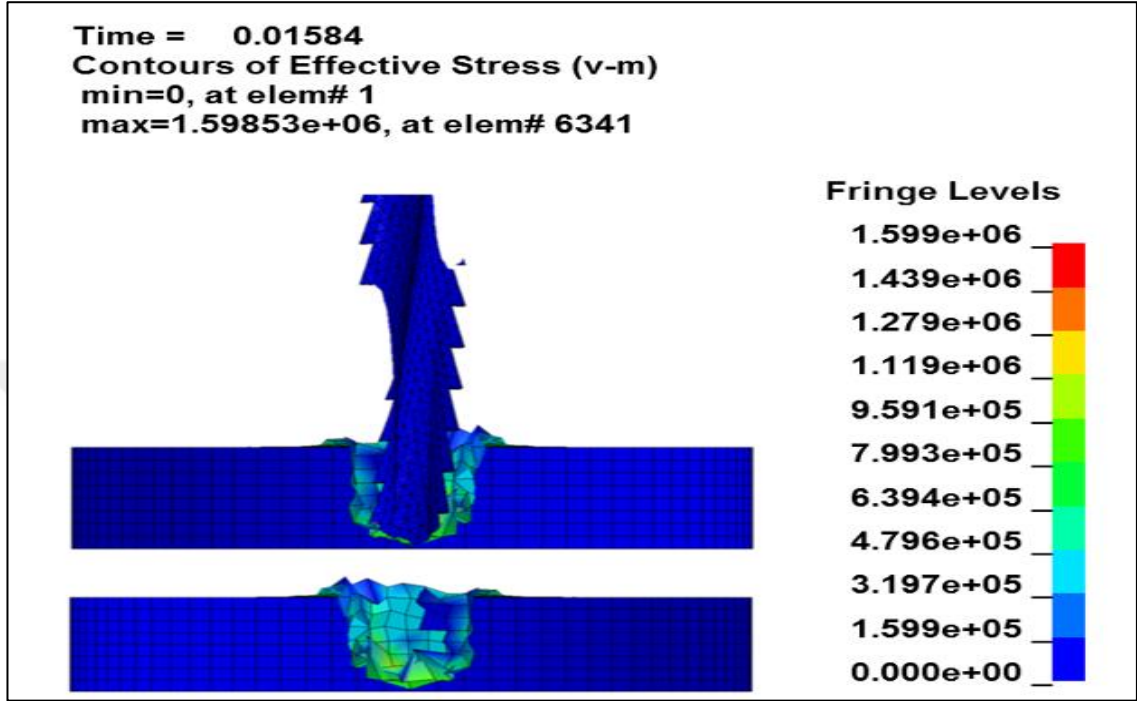


Şekil 5.44. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

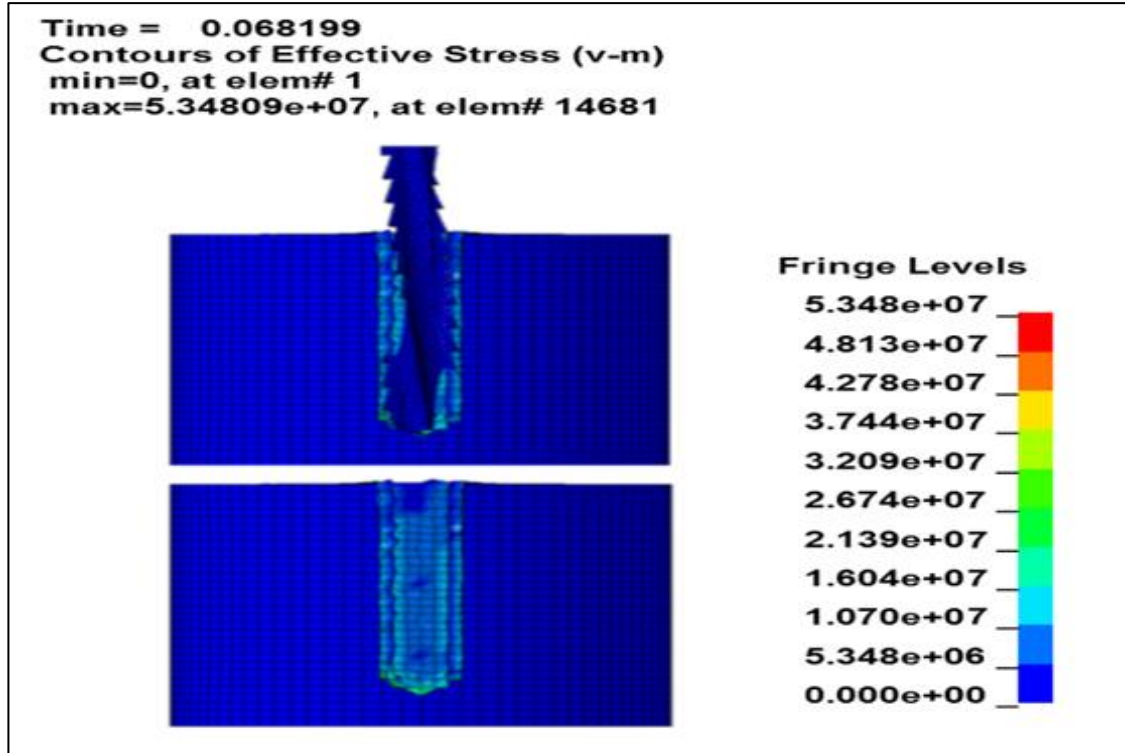
Şekil 5.44 verilen grafiğe göre; trabekuler kemik üzerinde oluşan maksimum gerilme 54.3 MPa değerindedir. 600 dev/dak ile implant yuvası açılırken oluşan gerilme dağılımları 800 dev/dak ile implant yuvası açılırken oluşan gerilme dağılımlarına göre daha düşüktür.

5.7.2 İkinci Model Delici Uç İçin Elde Edilen Gerilme Dağılımları

5.7.2.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar

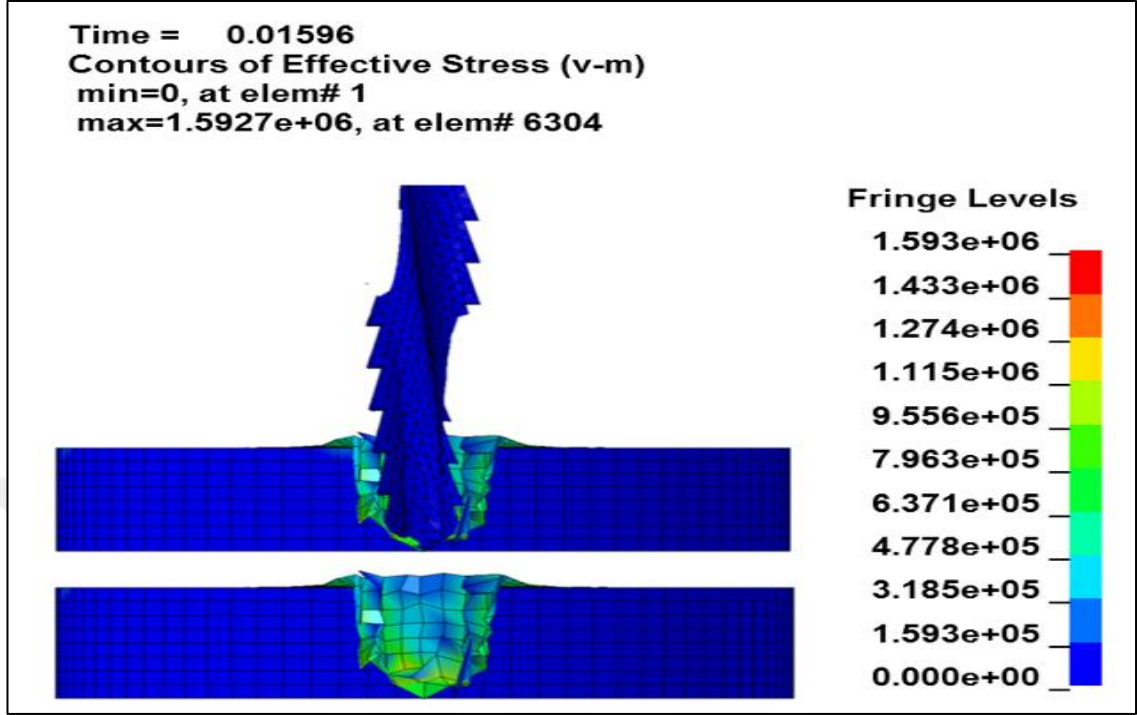


Şekil 5.45. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (İkinci Model)

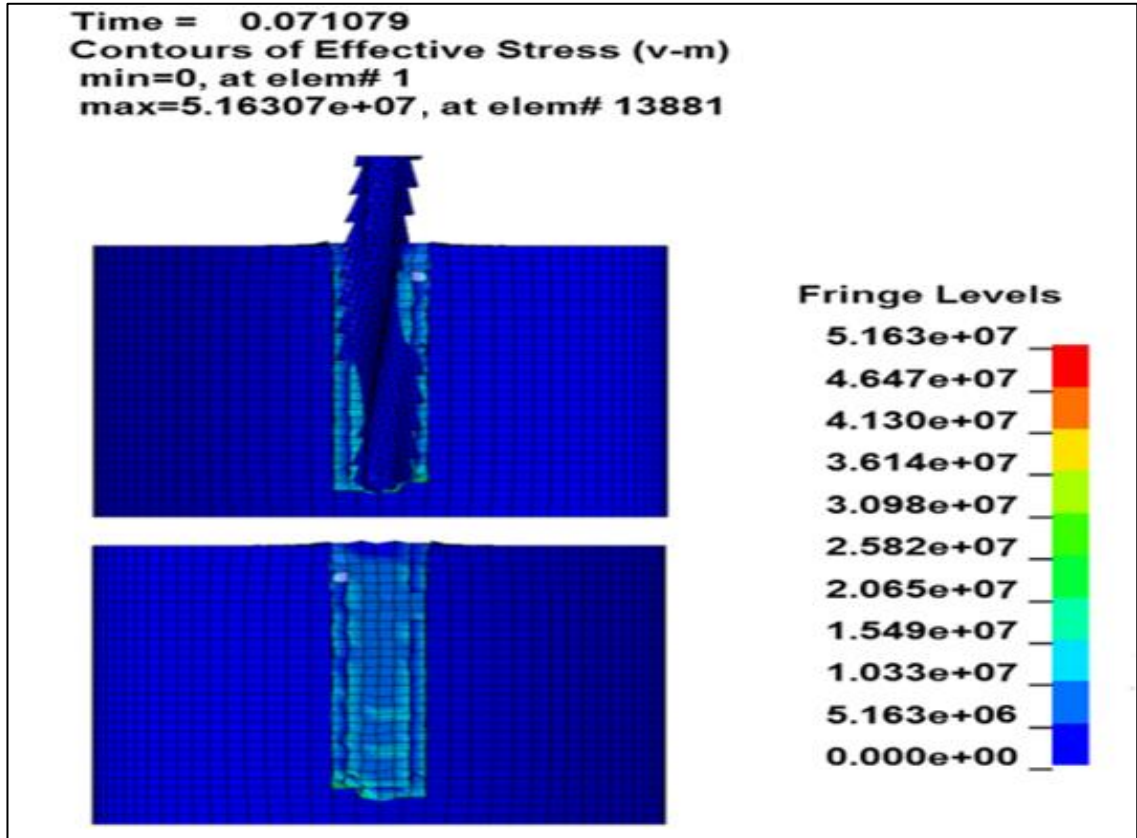


Şekil 5.46. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (İkinci Model)

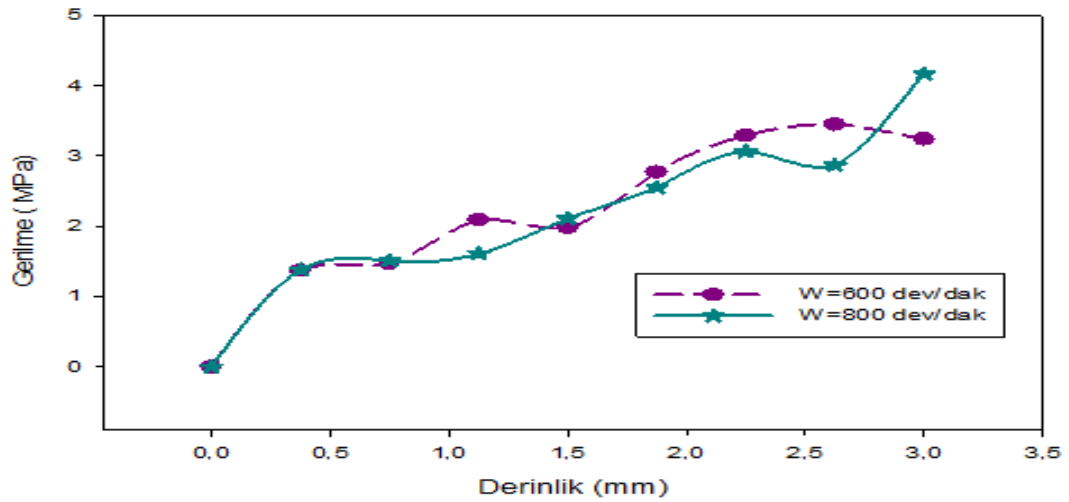
5.7.2.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar



Şekil 5.47. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (İkinci Model)

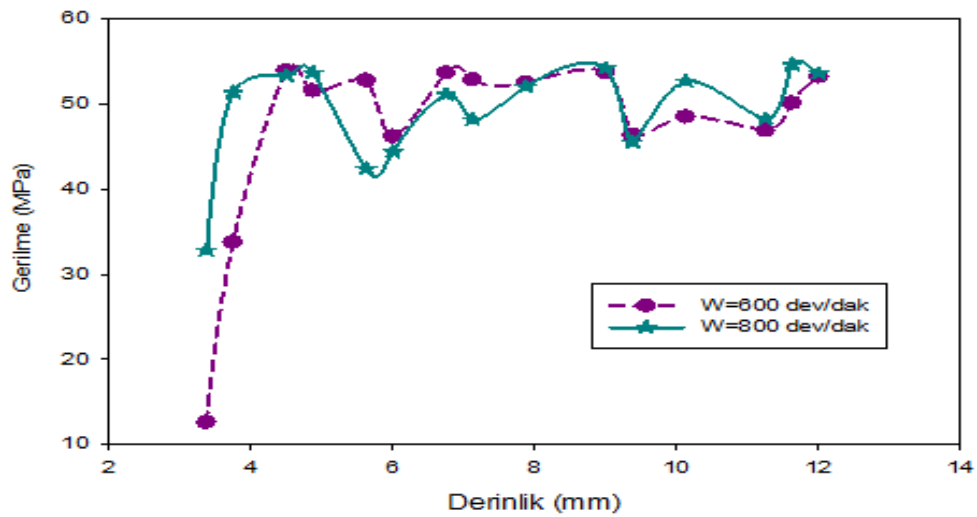


Şekil 5.48. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (İkinci Model)



Şekil 5.49. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

Şekil 5.49 da görüldüğü üzere; delici uç çene kemiğini kesmeye başladığı anda gerilme yükselmeye başlamıştır. Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum gerilme 4.25 MPa değerindedir. Hızın artması kortikal kemik üzerindeki gerilme değerini fazla etkilememiştir. Çene kemiği dayanım sınırlarına uygundur. Elastisite modülünden oldukça düşüktür.

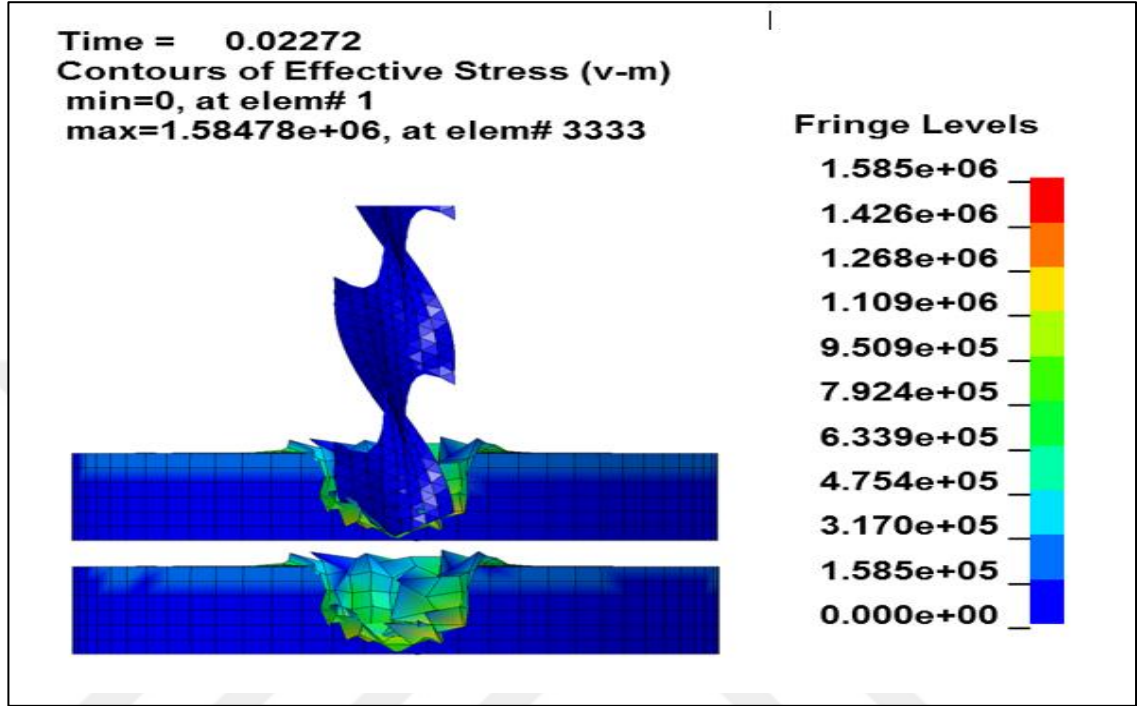


Şekil 5.50. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

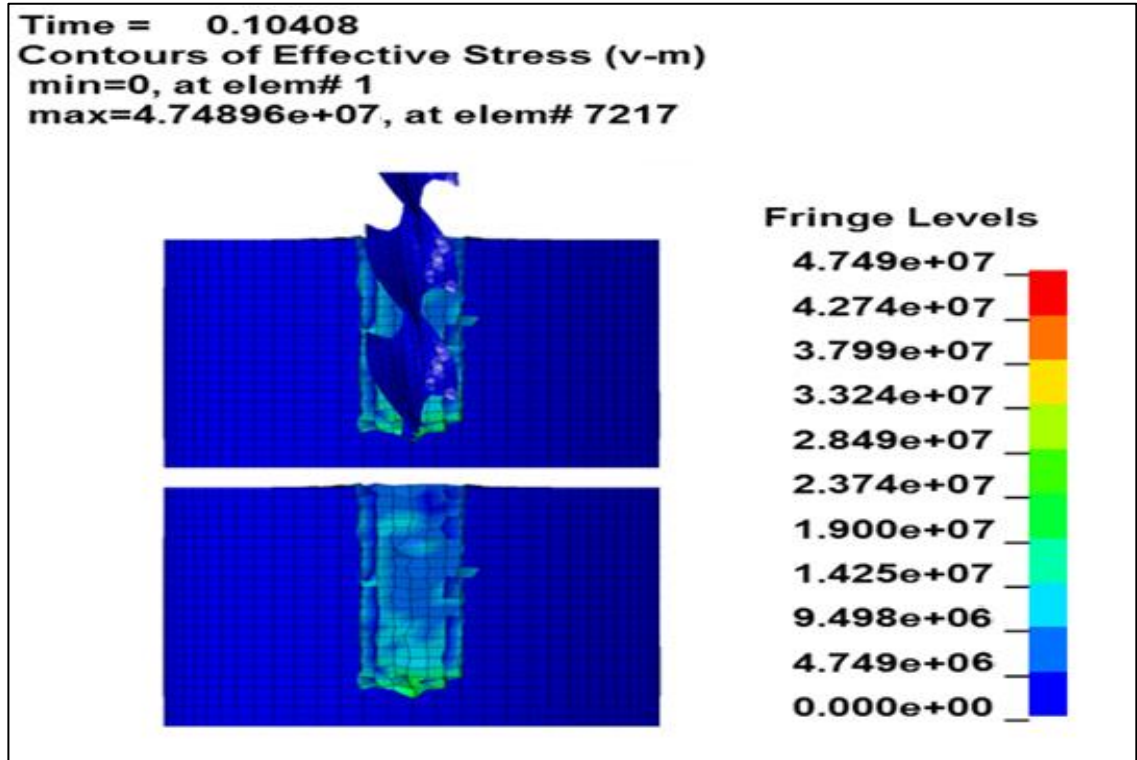
Şekil.5.50 de verilen grafiğe göre; trabekuler kemik üzerinde oluşan maksimum gerilme 54.6 MPa değerindedir. 600 dev/dak ile implant yuvası açılırken oluşan gerilme dağılımları 800 dev/dak ile implant yuvası açılırken oluşan gerilme dağılımlarına göre daha düşüktür. Gerilme değerleri çene kemiği dayanım sınırlarına uygundur. Elastisite modülünden oldukça düşüktür.

5.7.3. Üçüncü Model Delici Uç İçin Elde Edilen Gerilme Dağılımları

5.7.3.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar

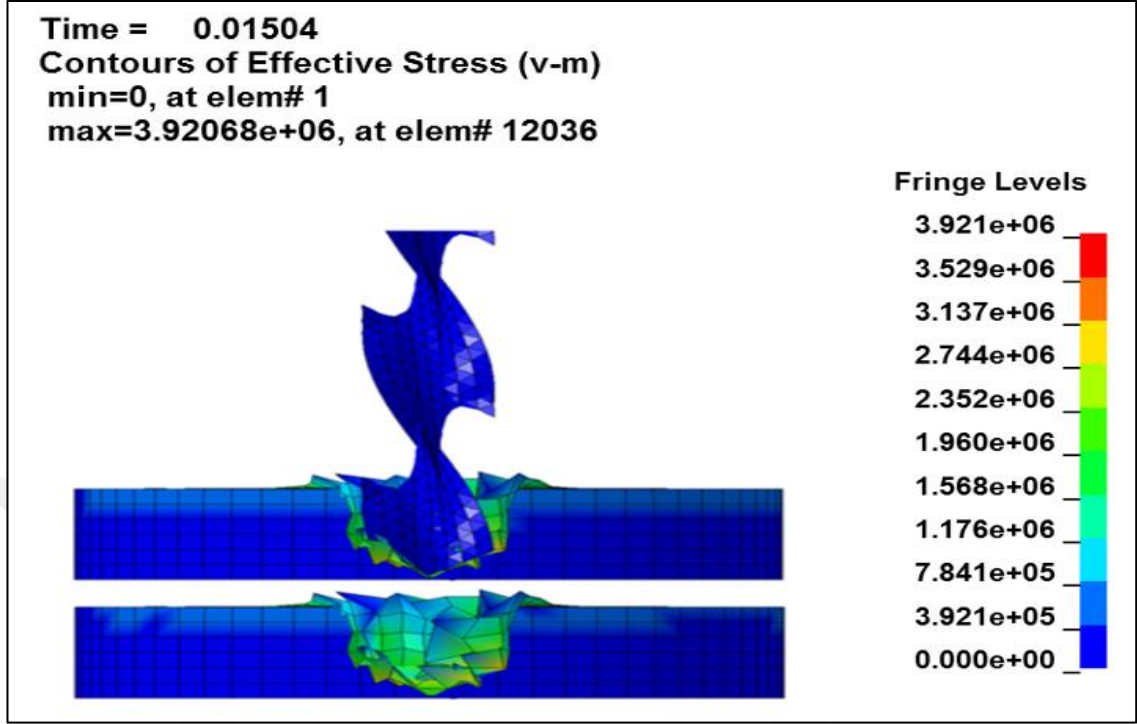


Şekil 5.51. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Üçüncü Model)

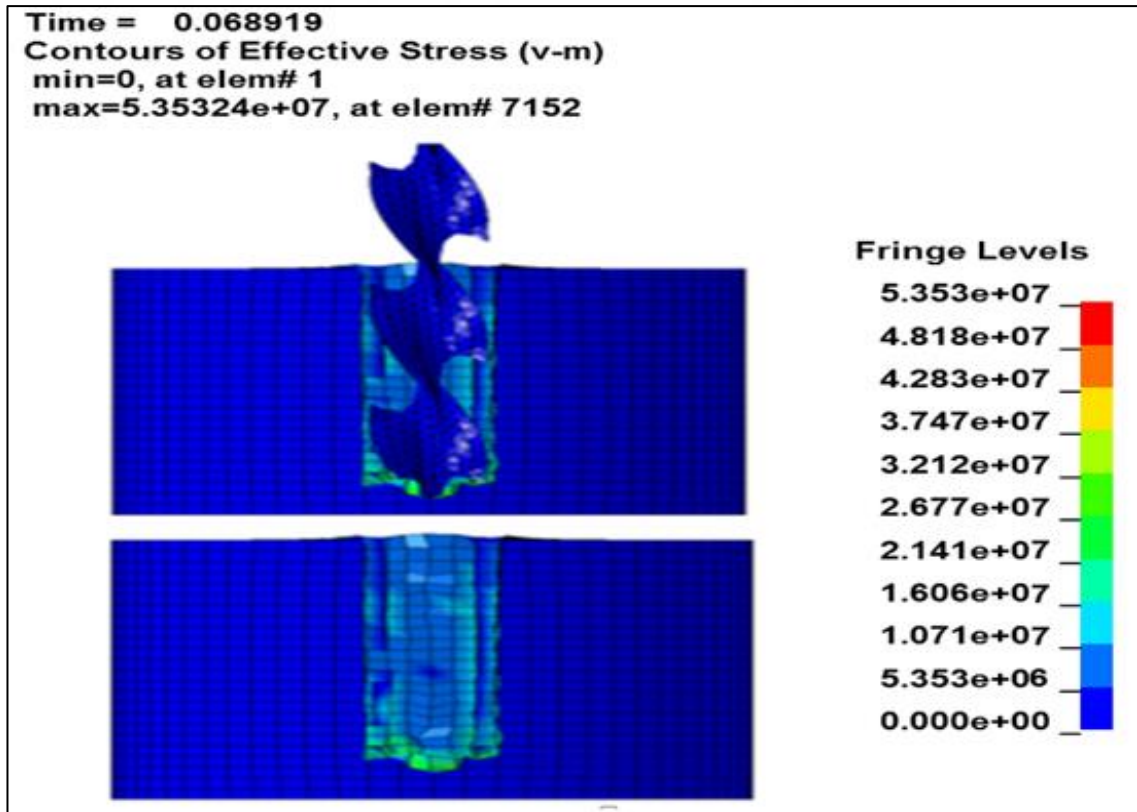


Şekil 5.52. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Üçüncü Model)

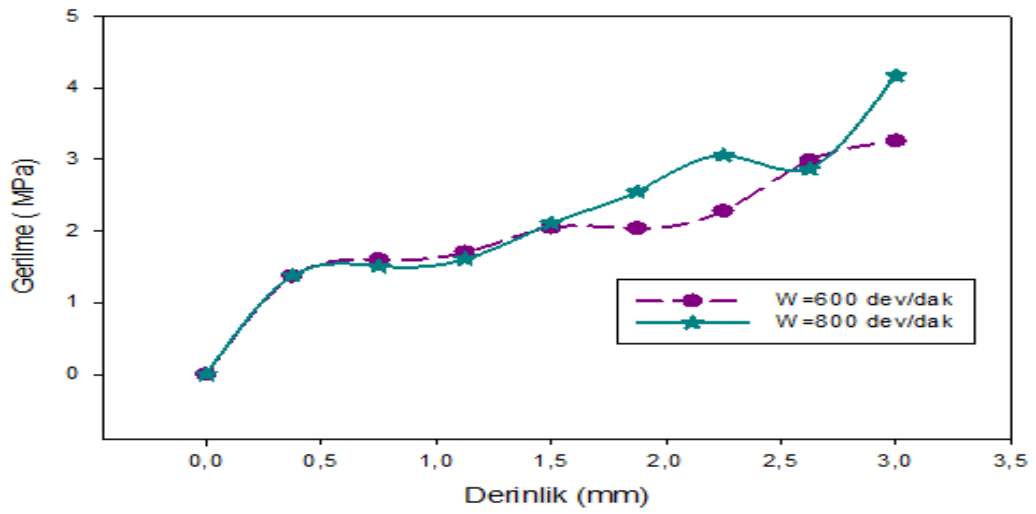
5.7.3.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar



Şekil 5.53. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Üçüncü Model)

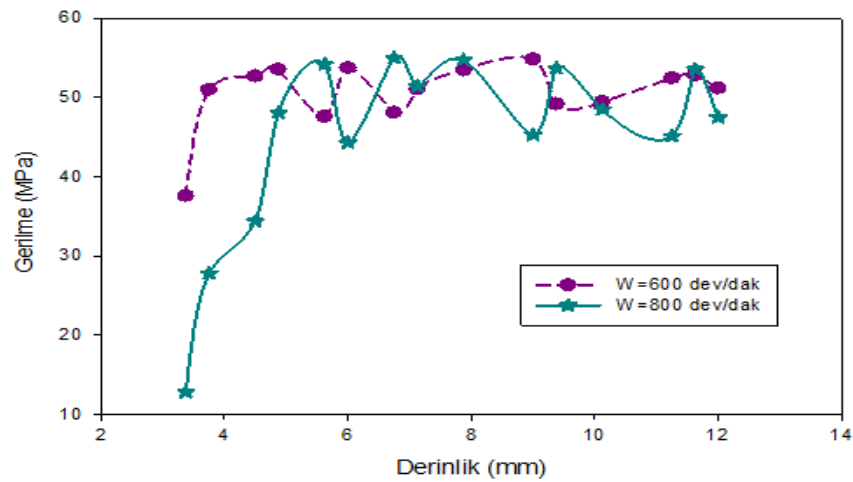


Şekil 5.54. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Üçüncü Model)



Şekil 5.55. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

Yukarıdaki grafiğe göre; delici uç çene kemiğini kesmeye başladığı anda gerilme yükselmeye başlamıştır. Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum gerilme 4.15 MPa değerindedir. Hızın artması kortikal kemik üzerindeki gerilme değerini fazla etkilememiştir. Çene kemiği dayanım sınırlarına uygundur.

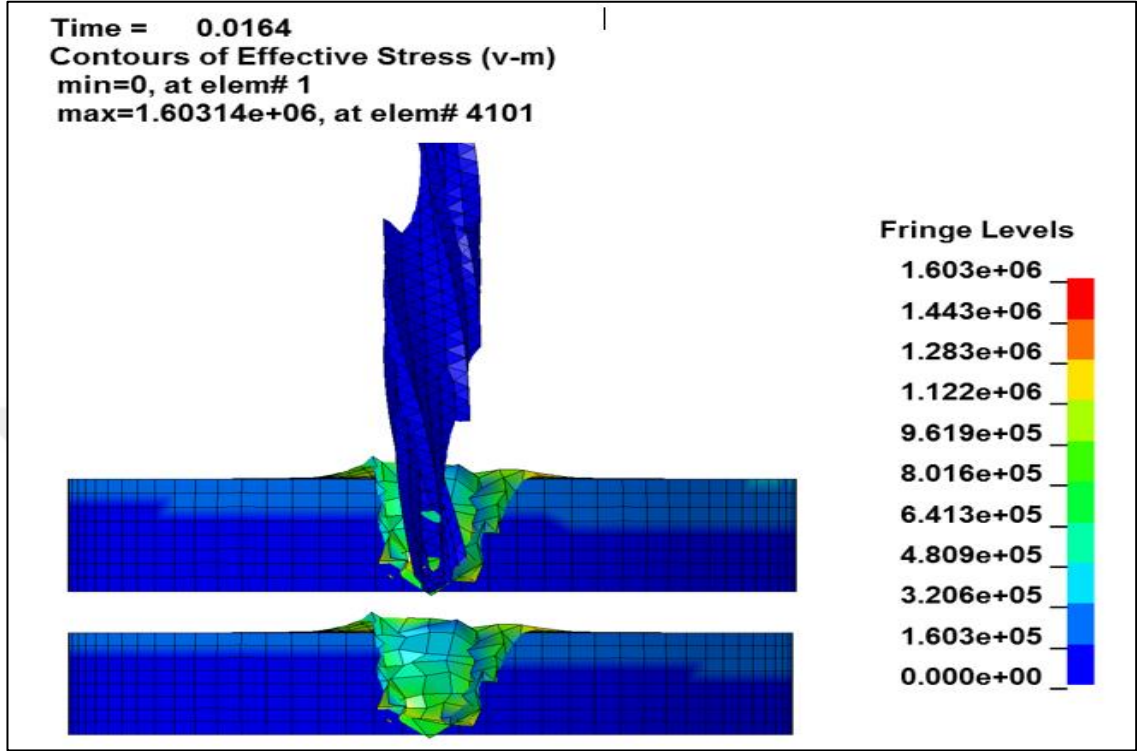


Şekil 5.56. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

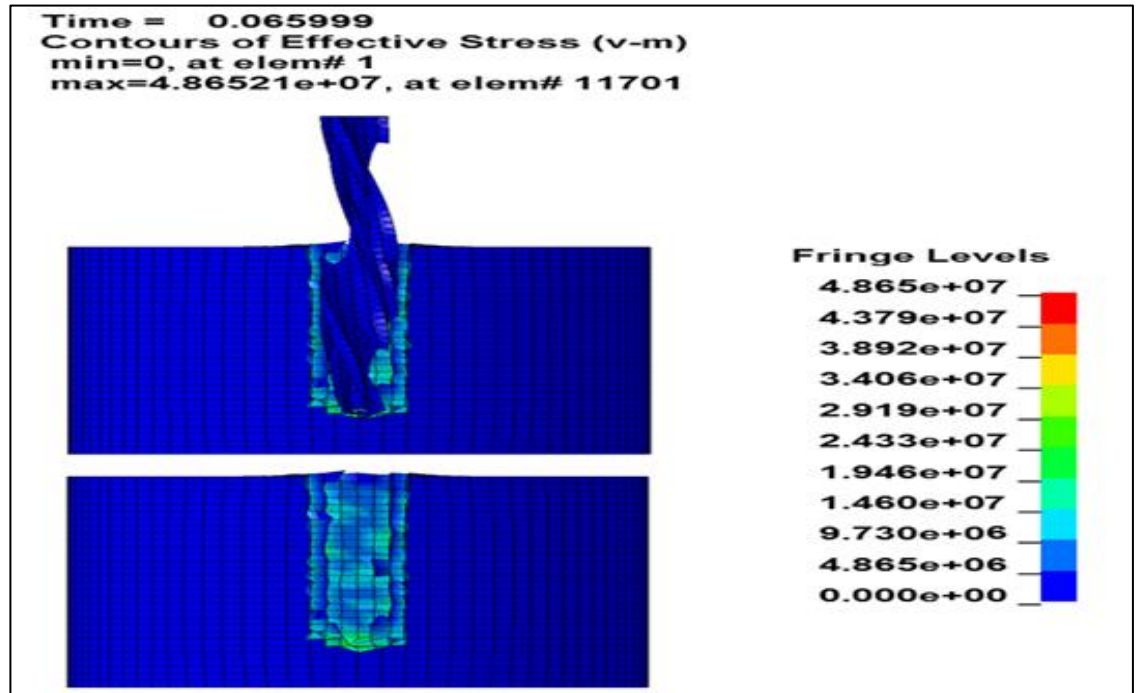
Şekil 5.56 da verilen grafiğe göre; trabekuler kemik üzerinde oluşan maksimum gerilme 55.01 MPa değerindedir. 600 dev/dak ile implant yuvası açılırken oluşan gerilme dağılımları 800 dev/dak ile implant yuvası açılırken oluşan gerilme dağılımlarına göre daha düşüktür. Gerilme değerleri çene kemiği dayanım sınırlarına uygundur. Elastisite modülünden oldukça düşüktür.

5.7.4. Dördüncü Model Delici Uç İçin Elde Edilen Gerilme Dağılımları

5.7.4.1. 600 dev/dak Dönme hızı ve 20 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar

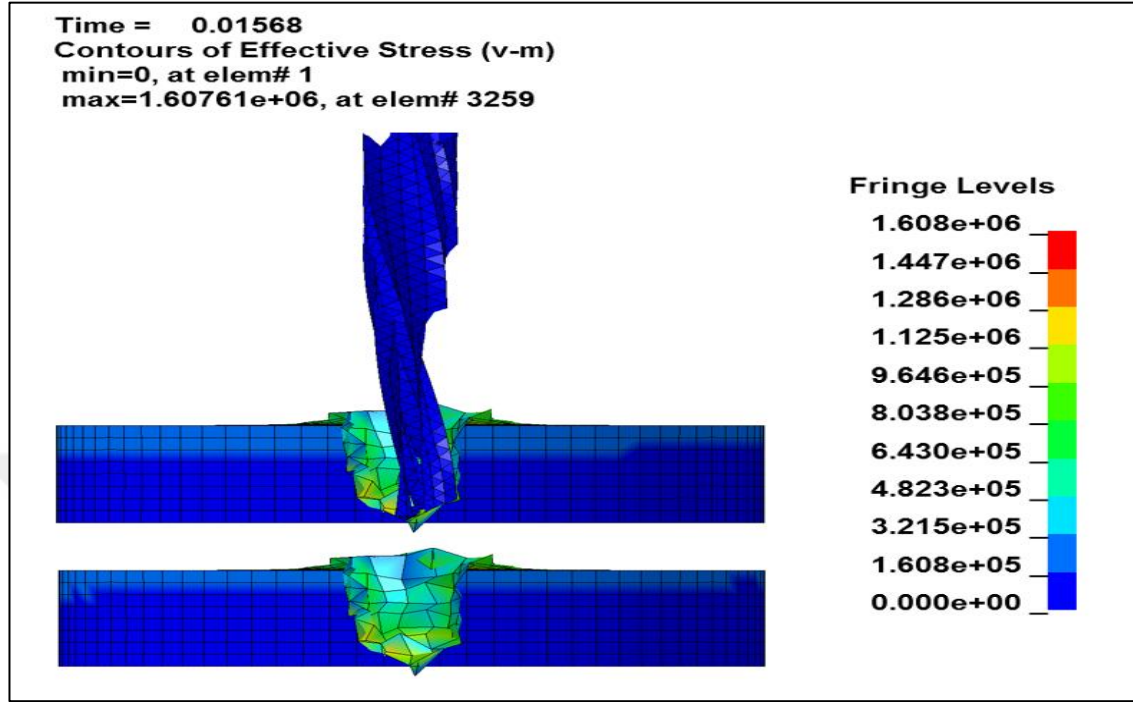


Şekil 5.57. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Dördüncü Model)

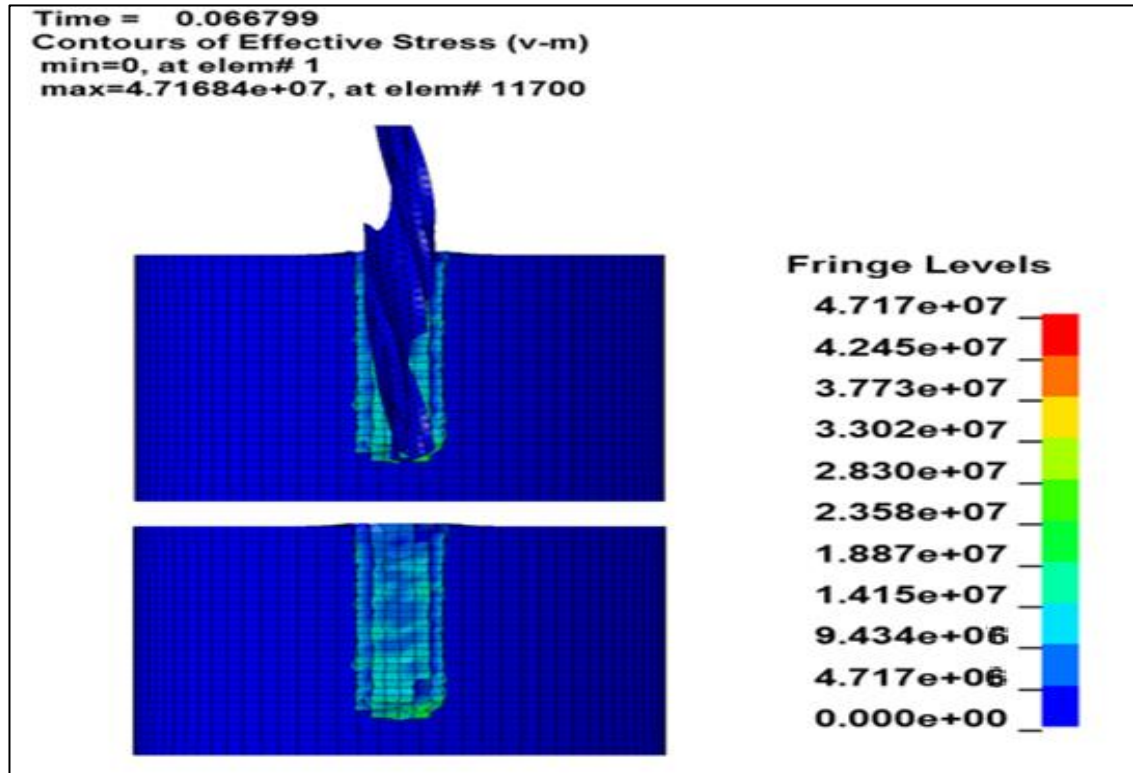


Şekil 5.5858. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Dördüncü Model)

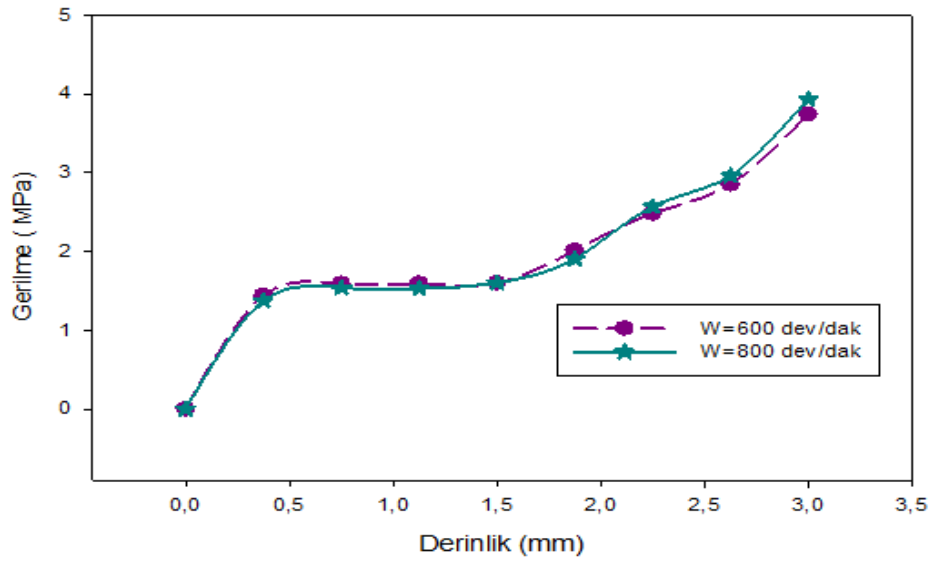
5.7.4.2. 800 dev/dak Dönme hızı ve 30 Nm Tork İçin Elde Edilen Sonuçlar



Şekil 5.59. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Dördüncü Model)

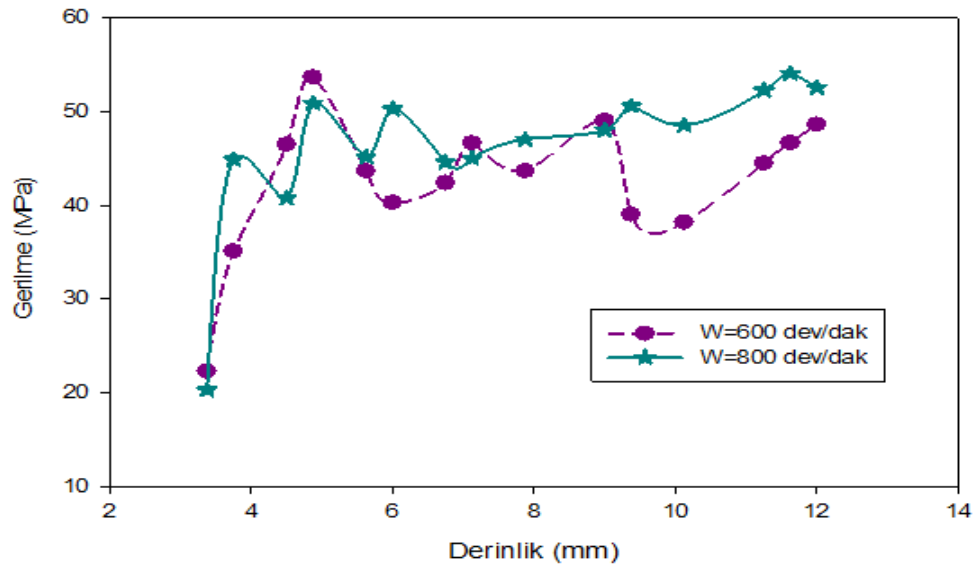


Şekil 5.60. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme Dağılımları (Dördüncü Model)



Şekil 5.61. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

Şekil.5.61 de verile grafikte delici uç çene kemiğini kesmeye başladığı anda gerilme yükselmeye başlamıştır. Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum gerilme 3.96 MPa değerindedir. Hızın artması kortikal kemik üzerindeki gerilme değerini fazla etkilememiştir. Çene kemiği dayanım sınırlarına uygundur. Elastisite modülünden oldukça düşüktür.

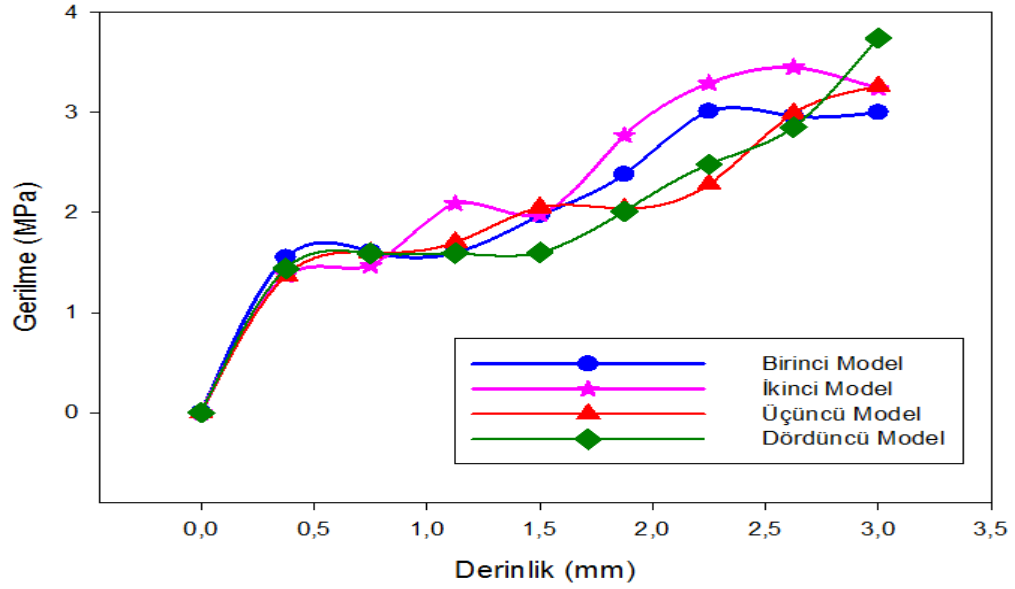


Şekil 5.62. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

Şekil.5.62 ye göre; trabekuler kemik üzerinde oluşan maksimum gerilme 54.8 MPa değerindedir. 600 dev/dak ile implant yuvası açılırken oluşan gerilme dağılımları 800 dev/dak ile implant yuvası açılırken oluşan gerilme dağılımlarına göre daha düşüktür.

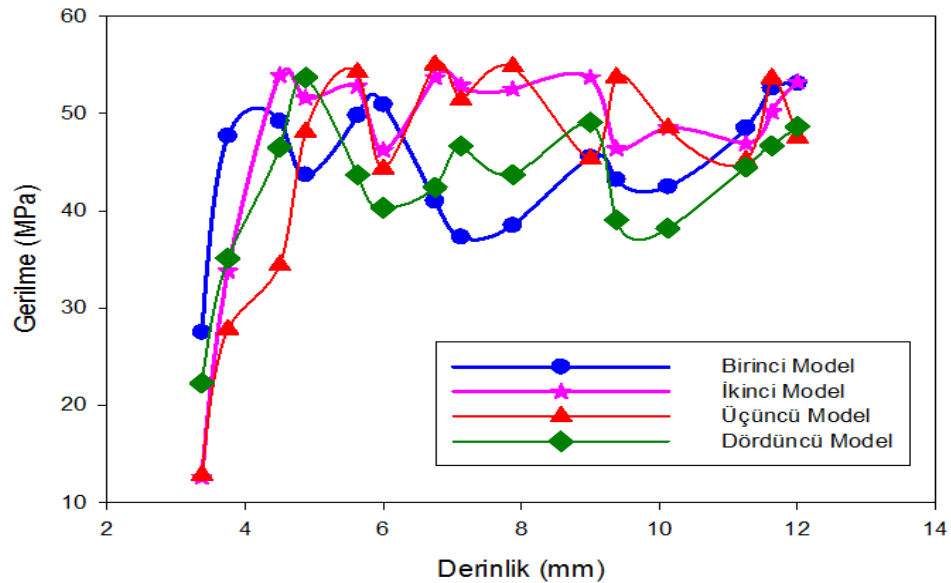
5.7.5. Oluşan Gerilmenin Markalara Göre Karşılaştırılması

5.7.5.1. W=600 dev/dak İçin Oluşan Gerilme Karşılaştırılması



Şekil 5.63. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

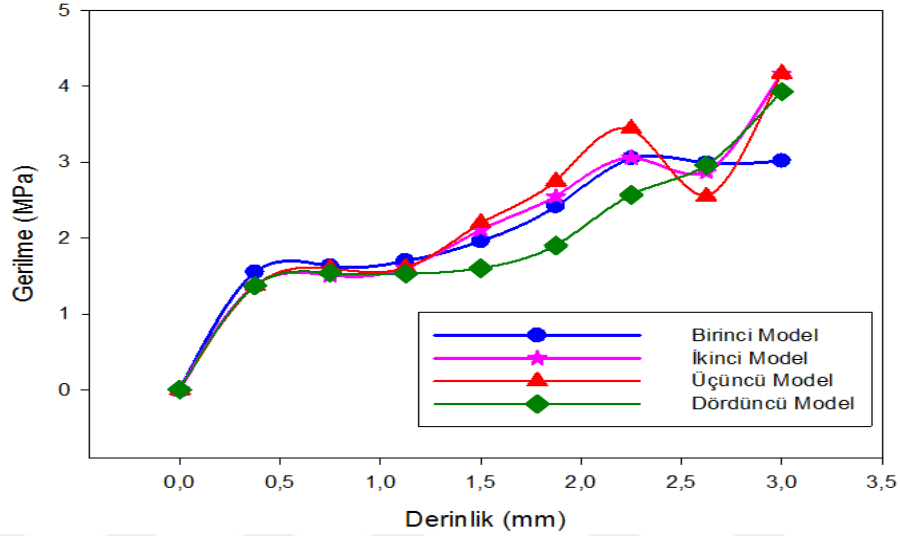
Şekil.5.63 te dört farklı modelin kortikal kemik üzerinde oluşturduğu gerilmelerin derinlikle değişim grafiği verilmiştir. Mekanik gerilme dağılımları ve maksimum gerilmeler birbirlerine yakın çıkmıştır. Aynı hızda benzer gerilme dağılımları gözlenmiştir. Yine de birinci model delici uç ile implant yuvası açılırken kortikal kemikte oluşan gerilmeler daha düşük seyretmiştir.



Şekil 5.64. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

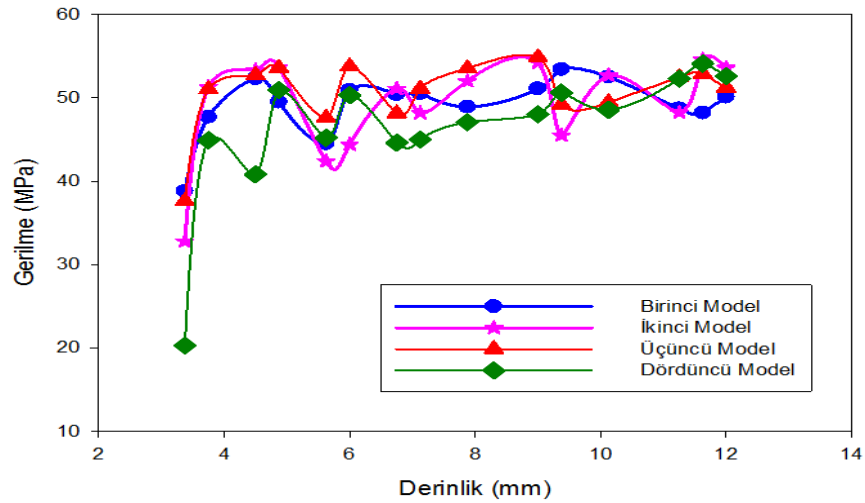
Şekil.5.64 te dört farklı modelin trabekuler kemik üzerinde oluşturduğu gerilmelerin derinlikle değişim grafiği verilmiştir. Aynı hızda benzer gerilme dağılımları gözlenmiştir. Yine de birinci model delici ucla implant yuvası açılırken trabekuler kemikte oluşan gerilme dağılımlarının daha düşük olduğu gözlenmiştir.

5.7.5.2. W=800 dev/dak İçin Oluşan Gerilme Karşılaştırılması



Şekil 5.65. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

Şekil.5.65 te dört farklı modelin kortikal kemik üzerinde oluşturduğu gerilmelerin derinlikle değişim grafiği verilmiştir. Aynı hızda benzer gerilme dağılımları gözlenmiştir. Yine de birinci model delici uç ile implant yuvası açılırken kortikal kemikte oluşan gerilmeler daha düşük seyretmiştir.



Şekil 5.66. Trabekuler Kemik Üzerinde Oluşan Gerilme - Derinlik Değişim Grafiği

Şekil 5.66 da dört farklı modelin trabekuler kemik üzerinde oluşturduğu gerilmelerin derinlikle değişim grafiği verilmiştir. Aynı hızda benzer gerilme dağılımları gözlenmiştir. Yine de birinci model delici uç ile implant yuvası açılırken trabekuler kemikte oluşan gerilme dağılımlarının daha düşük olduğu gözlenmiştir.



6. BÖLÜM

SONUÇLAR ve ÖNERİLER

6.1. Sonuç ve Öneriler

Osseoentegrasyon, canlı kemik dokusu ile saf titanyumdan yapılmış olan implant yüzeyi arasındaki doğrudan ve devamlı temas anlamına gelmektedir. Başarılı bir osseoentegrasyonun sağlanabilmesi birçok etmene bağlıdır. Bu faktörlerden en önemlisi implant bölgesinin primer iyileşmesidir. Sağlıklı kemik ve implant yuvasının hazırlanması primer iyileşme için önemli olduğundan kemikte oluşacak ısı ve mekanik zararların en aza indirilmesi gereklidir. İmplant yuvasının hazırlanması sırasında kullanılan delici uçlar mekanik zararların yanı sıra, ısı artışından dolayı kemik dokusu hasarına da sebep olabilirler. Kemiğin ısı iletiminin düşük olmasından dolayı implant yuvası açılan bölgede oluşan ısı hızlı bir şekilde dağıtılamamaktadır. Bu amaçla, bu çalışmada; soğutma yapılmadan klasik yöntemle dört farklı firmanın ön delici uç kullanılarak implant yuvası açılması esnasında çene kemiğinde meydana gelen ısı analizi sonlu elemanlar metodu kullanılarak ANSYS programında yapılmıştır. Ön delici uçlar SolidWorks programında tasarlanmıştır.

Ön delici uçlara iki farklı sınır koşulları uygulanmıştır. İlk olarak delici uçlara uygulanan 600 dev/dak dönme hızı ve 20 Nm Tork etkisi altında sayısal analizler yapılmıştır. İkinci olarak 800 dev/dak ve 30 Nm Tork etkisi altında analiz sonuçları elde edilmiştir. Analiz sonuçlarına göre Sıcaklık Dağılım konturleri ve Von Mises Stress Dağılım konturleri elde edilmiş, derinlik- sıcaklık değişim grafikleri çizilmiştir.

Yapılan bu çalışma sonucunda;

- Delici uçlardaki yiv yapısının implant yuvası açılması esnasında meydana gelen sıcaklık artışını nasıl etkilediği bulunmaya çalışılmıştır.
- Testere uç yiv yapısına sahip olan delici uç ile implant yuvası açılması esnasında; Kortikal kemik üzerinde 600 dev/dak için 38.8 °C 800 dev/dak için ise 39.8 °C maksimum sıcaklık meydana gelmiştir. Trabekuler kemik üzerinde ise 600 dev/dak için 57.96 °C 800 dev/dak için ise 58.14 °C maksimum sıcaklık artışı meydana gelmiştir. Derinlik arttıkça meydana gelen sıcaklık değişimi de artmıştır. Testere uç yiv yapısına sahip olan ve ısı iletim katsayısı daha yüksek olan delici uç ile implant yuvası açılması esnasında oluşan sıcaklık artışının diğer modellere göre daha düşük olduğu belirlenmiştir.
- Yiv açısı az olan delici uçta oluşan gerilme dağılımlarının diğer kesici uçlara göre daha düşük olduğu saptanmıştır. Yiv yapısı az olan model ile implant yuvası açılırken; Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum gerilme 3.96 MPa, Trabekuler kemik üzerinde oluşan maksimum gerilme 54.8 MPa değerindedir. Yiv açısı az olan delici uç ile implant yuvası açılması esnasında oluşan gerilme dağılımlarının diğer markalara göre daha düşük olduğu belirlenmiştir.
- Kesici uçların geometrik yapısının ısınmada etkisi tespit edilmiştir.
- Kesici uçlara uygulanan kaplama malzemelerinin çene kemiği ısınmasına nasıl etki ettiği incelenmiştir.
- Farklı kesme hızlarının çene kemiğinde oluşturduğu mekanik ve ısı gerilmeler bulunmuştur.

Yapılan bu çalışma açısından;

- Çene kemiği modelinin gerçek yapısına uygun tasarlanması yapılarak daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesi planlanmaktadır.
- Farklı kaplama malzemeleri kullanılarak ısı iletim katsayısı değerlerinin artırılması sonucunda oluşan sıcaklık artışlarının azaltılacağı tahmin edilmektedir.
- Cerrahi uygulama sırasında soğutucu akışkan olarak kullanılan serum sayesinde soğutma yapılarak sıcaklık değişiminin azaltılması öngörülmektedir.
- Farklı soğutucu akışkan kullanılarak soğutmanın daha iyi yapılması planlanmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Albrektsson, T., Eriksson, A., 1985. Thermally Induced Bone Necrosis in Rabbits: Relation to Implant Failure in Humans. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, **195**, 311-312.
2. Lundskog, J., 1972. Heat and Bone Tissue. An Experimental Investigation of the Thermal Properties of Bone and Threshold Levels for Thermal Injury. **Journal of Plastic and Reconstructive Surgery**, **9**, 1-80.
3. Eriksson, R. A., Albrektsson, T., 1983. Temperature Threshold Levels for Heat-Induced Bone Tissue Injury: a Vital-Microscopic Study in the Rabbit. **The Journal of Prosthetic Dentistry, Goteborg**, **50**(1), 101-107.
4. Eriksson, R. A., Adell, R., 1986. Temperatures During for the Placement of Implants Using the Osseointegration Technique. **Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**, **44**(1), 4-7.
5. Sharawy, M., Misch, C. E., Weller, N., Tehemar, S. T., 2002. Heat Generation During Implant Drilling: The Significance of Motor Speed. **Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**, **60**(10), 1160-1169.
6. Cordioli, G., Majzoub, Z., 1997. Heat Generation During Implant Site Preparation: An in Vitro Study. **Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**, **12**(2), 186-193.
7. Mısır, A. F., 2008. İmplant Yuvası Açılmasında Oluşan Isının In-Vitro Değerlendirilmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Doktora Tezi, Samsun, 89s
8. Şener, B.C., Dergin, G., Gürsoy, B., Keleşoğlu, E., Slih, I., 2009. Effects Of Irrigation Temperature On Heat Control İn Vitro At Different Drilling Depths. **Clinical Oral Implants Research**, **20**, 294-298.
9. Matthews, L. S., Hirsch, C., 1972. Temperatures Measured in Human Cortical Bone When Drilling. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, **54**(2), 297-308
10. Brisman, D.L., 1996. The Effect of Speed, Pressure, and Time on Bone Temperature During the Drilling of Implant Sites. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, **11**(1), 35-37.
11. Hobkirk, J. A., Rusiniak, K., 1977. Investigation of Variable Factors in Drilling Bone. **Journal of Oral Surgery**, **35**(12), 968-973.

12. Abouzgia, M. B., James, D. F., 1997. Temperature Rise During Drilling Through Bone. **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, 12(3), 342-353.
13. Oliveira, N., Alaejos, F., Mareque, A.J., Ferres, B.E., Hernandez, P.F., Alfaro, 2011. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clinical Oral Implant Research*, 7(1)
14. Yacker, M. J., Klein, M., 1996. The Effect of Irrigation on Osteotomy Depth and Bur Diameter. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, 11(5), 634-638.
15. Tehemar, S. H., 1999. Factors Affecting Heat Generation During Implant Site Preparation: A Review of Biologic Observations and Future Considerations. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, 14(1), 127-136.
16. Benington, I. C., Biagionni, P. A., Crossey, P. A., Sheridan, S., Lamey, J., 1996. Temperature Changes in Bovine Mandibular Bone During Implant Site Preparation: an Assessment Using Infra-Red Thermography. **Journal of Dentistry**, 24(4), 263-267.
17. Haider, R., Watzek, G., Plenck, H. Jr., 1993. Effects of Drill Cooling and Bone Structure on IMZ Implant Fixation. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, 8(1), 83-91.
18. Peterson, L. T., 1952. Principles of Internal Fixation with Plates and Screws, A.M.A. **Archives of Surgery**, 64(3), 345-354.
19. Stanczyk, M. , Telega, J. J., 2002. Modelling Of Heat Transfer In Biomechanics- A Review Part II. Orthopedics. **Polish Academy of Sciences, Institute Of Fundamental Tecnological Research**, 4, 3-7
20. Nicayenzi, B., Shah, S., Schemitsch, E.H., Bougherara, H., Zdero, R., 2011. The Biomechanical effect of changes in cancellous bone density on synthetic femur behaviour, Department of Mechanical Engineering, Ryerson Universty, Toronto, Canada,1050-1060

21. Er, N., 2012., Farklı Yüzey Özelliklerine Sahip Dental İmplant Drillerinin KemikteOluşturdukları Isınma Etkilerinin Değerlendirilmesi, Erciyes Üniversitesi, Doktora Tezi, Kayseri, 107s
22. Aydın, Ç., 2001. İmplantolojide Biyomekanik. **Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi**, **11**, 90-95
23. Parr, Gr., Gardner, L.K., Toth, R.W., 1985. Titanium: The Mystery Metal of Implant Dentistry. Dental Materials Aspects. **Journal of Prosthetic Dentistry**, **54**(3),410-414.
24. Ring, M.E., 1995. A thousand years of dental implants, A definitive history **Compendium Continuing Education in Dentistry**, **16**, 1060-1069.
25. <http://www.implant-tedavisi.com> (Erişim Tarihi: Temmuz 2015)
26. <http://www.hekimim.com> (Erişim Tarihi: Temmuz 2015)
27. Mish, C.E., 1993. Occlusal Consideration for Implant Supported Prosthesis. **Contemporary Implant Dentistry**, **4**, 12-16
28. Sakaguchi, R.L., Borgersen, S.E., 1995. Nonlinear Contact Analysis of Preload in Dental Implant Screws **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, **10**(3), 295.
29. Zarb, G.A., Albrektsson, T., 1991. Osseointegration: A requiem for the periodontal Ligament (guess editorial) **International Journal of Periodontics Restorative Dentistry**, **11**, 88-91.
30. Sancaklı, E., 2006. Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
31. <http://www.istanbulimplantoloji.com> (Erişim Tarihi: Ağustos 2015)
32. Kıpırdı, S., 2013. Farklı İmplant - Abutment Bağlantılarının Çiğneme Kuvvetleri Altında Yorgunluk, Kırılma Dayanımlarının In-Vitro Olarak İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul, 145s.

33. Balık, A., 2007. Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD. Bitirme Tezi, İstanbul, 110s.
34. Sertgöz, A., 2005. Temel İmplantoloji. **Implantr**, 64-69.
35. Topkaya, T., 2013. Dental İmplant Destekli Protezlerde İmplant Sayısının ve Yerleşim Şeklinin Sonlu Elemanlar Metoduyla Analizi. Fırat Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi, Elazığ, 94s
36. Sykaras N., Iacopino AM., Marker AV., Triplett RG., Woody RD., 2000. Implant Materials, Designs, And Surface Topographies: Their Effect On Osseointegration. A Literature Review. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, 15, 675-690.
37. <http://www.istanbulimplantoloji.com> (Erişim Tarihi: Eylül 2015)
38. Aras, E., 1994. Subperiosteal ve Kemik İçi İmplant Uygulamaları. **Oral İmplantoloji Dergisi**, 1-1,36-40.
39. Aras, E., 1992. Çötört S, Öztürk B, Uran Y., Subperiosteal ve Kemik İçi İmplant Uygulamaları, **Oral İmplantoloji Dergisi**, 8(94), 4-10.
40. Albrektsson T., Zarb D., Worthington P., Eriksson A. R., 1986. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, 1(1):11-25.
41. Carlsson L., Rostlund T., Albrektsson T. Branemark P.I., 1986. Osseointegration of Titanium Implants. **Acta Orthopédica**, 57, 285-289.
42. Türker M, Yücetaş S., 1997. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Ankara, **Atlas**, 453-485.
43. Assif, D., Marshak, B., Horowitz, A., 1996. Analysis of Load Transfer and Stress Distribution by an Implant Supported Fixed Partial Denture. **Journal of Prosthodont**, 75, 285-92.
44. Tashkanki, EA., Lang, BR., Edge, MJ., 1996. Analysis of Strain at Selected Bone Sites of a Cantilevered Implant-Supported Proshhesis. **Journal of Prosthetic Dentistry**, 76, 158-164.

45. Misch, CE., 2005. Dental Implant Prosthetics, **1st ed, Mosby, St.Louis Missouri**, 32-41
46. Albrektsson, T., Wemerberg, A., 2005. The impact of oral implants-past and future. 1966-2042. **Journal of Canadian Dental Association**, **71**(5):27.
47. De Jonge, LT., Leeuchwenburg, SC., Wolke, JG., Jonson, JA., 2008. Organic-Inorganic Surface Modifications For Titanium Implant Surfaces. *Pharmaceutical Research*, **25**(10):2357-9.
48. Sadowsky, SJ., 1997. The Implant- Supported Prosthesis for Edentulous Arch: Design considerations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, **78**, 28-33.
49. Brandt, H. H., 1996. "Nominelle Zuordnung". In **Brand Hans H Einführung in die Implantologie München**, 5-13.
50. Gül, E.B., 2009. Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantlarla Desteklenen Barlı Tutucularda Kemikteki Gerilme Dağılımının İncelenmesi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
51. Bozkaya, D., Muftu, S., Muftu, A., 2004. Evaluation Of Load Transfer Characteristics Of Five Different Implants In Compact Bone At Different Load Levels By Finite Elements Analysis. **Journal of Prosthetic Dentistry**, **92**, 523-30.
52. Koca, O.L., Eskitascioglu, G., Usumez , 2005. A. Three-Dimensional Finite Element Analysis Of Functional Stresses In Different Bone Locations Produced By Implants Placed In The Maxillary Posterior Region Of The Sinus Flor. **Journal of Prosthetic Dentistry**, **93**, 38-44.
53. Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H., and Miyakawa, O.,1998. Influence Of Restoration Type On Stress Distribution In Bone Around Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis, **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, **13**, 82-90.
54. Kim, Y., Oh, T.J., Misch, C.E., Wang, H.L.,2005. Occlusal Considerations İn Implant Therapy: Clinical Guidelines With Biomechanical Rationale. **Clinical Oral Implants Research**, **16**, 26-35.

55. Horch, R. A., Gochberg, D.F., Nyman, J.S., Does, M. D., 2011. Non-invasive Predictors of Human Cortical Bone Mechanical Properties: T2-Discriminated ¹H NMR Compared with High Resolution X-ray. **Plos One**,5s.
56. Bevill, G., Easley¹, S.K., Keaveny, T.M., 2008. Side-Artifact Errors İn Yield Strength And Elastic Modulus For Human Trabecular Bone And Their Dependence On Bone. **The Journal of Neuroscience License to Publish Form** 15s
57. Tunalı, B., 2000. Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji. 2. baskı Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti İstanbul.
58. Davodi A., Nishimura R., Beumer J., 1997. An İmplant Supported Fixedremovable Prosthesis With A Milled Tissue Bar And Hader Clip Retention As A Restorative Option For The Edentulous Maxilla. . **Journal of Prosthetic Dentistry**, **78**, 212-217.
59. <http://www.adanatoprakdis.com> (Erişim Tarihi: Ekim 2015)
60. <http://www.dentalsepet.com> (Erişim Tarihi: Ekim 2015)
61. Çayıröğlu, İ., Bilgisayar Destekli Tasarım ve Analiz Ders Notları, Karabük Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Karabük
62. Küçükciçibıyık, E., 2005. Farklı Çiğneme Durumlarında Mandibula Kemisinin Gerilme Analizi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul, 129s.
63. Güler, D., 2014. Krestal Kemik Kayıplarına Bağlı Greft Uygulamalarının Dental İmplantlar Üzerinde Oluşturduğu Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.
64. Adıgüzel Ö., 2010. Sonlu Elemanlar Analizi : Derleme Bölüm I: Diş hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları, **Dicle Dişhekimliği Dergisi**, 11,1.
65. Geng, J.P., Tan, K.B.C., Liu, G.R., 2001. Application Of Finite Element Analysis In Implant Dentistry: A Review Of The Literature. **Journal of Prosthetic Dentistry** **85**, 585-598.

66. Gümüş, H.Ö., 2007. 3 Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve 2 Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Streslerin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
67. Hancı, M., Bozdağ, E., Arpacı, A., 2000. Biyomekanik, Logos Yayıncılık, İstanbul
68. Mackerle, J., 2004, Finite Element Modelling and Simulations in Dentistry: A Bibliography. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, 7(5), 277- 303.
69. Smith, W. F., 2005, Malzeme Bilimi ve Mühendisliği, 860s.
70. Liang, H., Fredriksen, N.L., Benson, B.W., 2004. Lingual Vascular Canals Of The Interforaminal Region Of The Mandible: Evaluation With Conventional Tomography. **Dentomaxillofacial Radiology**, 33(3), 40-41.
71. Lamas-Pelayo, J., Peñarrocha-Diago, M., Martí-Bowen, E., Peñarrocha- Diago, M., 2008, Intraoperative Complications During Oral Implantology. **Medicina Oral Patologia Oral Cirugia Bucal**, 13(4), E239-43.
72. Isaacson, T.J., 2004. Sublingual Hematoma Formation During Immediate Placement of Mandibular Endosseous Implants. **Journal of the American Dental Association**, 135, 168-172.
73. Kraut, R.A., Chahal, O.. 2002. Management Of Patients With Trigeminal Nevre Injuries After Mandibular İmplant Placement. **Journal of the American Dental Association**, 133, 1351-1354.
74. Kim, S.G., 2000. Implant-Related Damage To An Adjacent Tooth: A Case Report. **Implant Dentistry**, 9(3), 278-80.
75. Raghoobar, G.M., Stellingsma, K., Batenburg, H.K., Vissink, A., Groningen, 2000. Etiology And Management Of Mandibular Fractures Associated With Endosteal Implants In The Atrophic Mandible. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, 89, 533-39.

76. Jung, J.H., Choi, B.H., Jeong, S.M., Li, J., Lee, S.H., Lee, H.J., 2007. A Retrospective Study Of The Effects On Sinus Complications Of Exposing Dental Implants To The Maxillary Sinus Cavity. **Oral Surgery, Oral Medicine Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics** **103**, 623-25.
77. Felisati, G., Lozza, P., Chiapasco, M., Borloni, R., 2007. Endoscopic Removal Of An Unusual Foreign Body In The Sphenoid Sinus: An Oral Implant. **Clinical Oral Implants Research**, **18**, 776-780.
78. Fields, R.T., Schow, S.R., 1998. Aspiration And Ingestion Of Foreign Bodies In Oral And Maxillofacial Surgery: A Review Of The Literature And Report Of Five Cases. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, **56**, 1091-1098.
79. İmroğlu, H.İ., Tosun, Z., Kaymaz, İ., Sever, C., Akdağ, O., Selimoğlu, M.N., 2014, Yeni Bir Tmj İmplant Tasarımı, **Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi**, **2**(3), 199-210s.
80. Davidson, S.R.H., James D.F. ,2000. Measurement Of Thermal Conductivity Of Bovine Cortical Bone. **Medical Engineering and Physics**, **22**, 741-747
81. Huiskes, J., 1980, Some Fundamental Aspects Of Human Joint Replacement. **Acta Orthopaedica**, **185**, 44-108.
82. Alam, K., Mitrofanov, A.V., Silberschmidt, V.V., 2010, Thermal Analysis Of Orthogonal Cutting Of Cortical Bone Using Finite Element Simulations. **International Journal of Experimental and Computational Biomechanics**, **1**, 3.
83. Clattenburg, R., Cohen, J., 1975, Thermal Properties of Cancellous Bone, **Journal of Biomedical Materials Research**, **9**, 169-1825s
84. <http://silver.neep.wisc.edu/~lakes/BoneTrab.html> (Erişim Tarihi: Kasım 2015)
85. Kopperdah, D.L., Keaveny, T.M., 1998, Yield Strain Behavior Of Trabecular Bone, **Journal of Biomechanics** **31**, 601-608s.
86. Tüfekçi, K., Kayacan, R., Kurbanoglu, C., 2014, Gama Radyasyonu ile Sterilize Edilmiş Kortikal Kemiğin Dinamik Yük Altında Mekanik Davranışlarının İncelenmesi, **Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi**, **2**(3), 299-302s.

87. <http://www.asm.matweb.com> (Erişim Tarihi: Ekim 2015)
88. <http://www.matweb.com> (Erişim Tarihi: Ekim 2015)
89. <http://www.tasarimveimalat.com> (Erişim Tarihi: Ekim 2015)
90. Kakaç, S., 1998. Isı Transferine Giriş-I. Tıp ve Teknik Yayıncılık, 58/315



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Buket TURGUT

Uyruğu: Türkiye (TC)

Doğum Tarihi ve Yeri: 10 Ocak 1990, Kocasinan

Tel: +90 352 207 66 66 / 32058

email: bcinar@erciyes.edu.tr

Yazışma Adresi: Erciyes Üniversitesi Mhendislik Fakültesi Makine Mühendisliği
Bölümü 38039 Melikgazi / Kayseri

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Lisans	EÜ Mühendislik Fak. Makine Müh. Bölümü	2012
Lise	Behice Yazgan Kız Lisesi(YDA)	2007

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2014- Halen	Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Müh. Böl.	Araştırma Görevlisi
2014-2014	Gaziosmanpaşa Üniversitesi Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi Makine Müh. Böl.	Araştırma Görevlisi

YABANCI DİL

İngilizce