



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KEMİK TİPLERİNDEKİ REZORPSİYON
MİKTARLARININ İMPLANT ÇEVRESİNDE OLUŞAN
STRESLERE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Levent ACAR

Samsun

Ekim-2018



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KEMİK TİPLERİNDEKİ REZORPSİYON
MİKTARLARININ İMPLANT ÇEVRESİNDE OLUŞAN
STRESLERE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Levent ACAR

**Danışman
Prof. Dr. Bora ÖZDEN**

**Samsun
Ekim-2018**

Bu çalışma, PYO.DIS.1904.18.004 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, sabır ve anlayış ile bana her konuda destek olan, tezimin hazırlanma süresince karşılaştığım her soruna çözüm getiren ve yol gösterici katkılarını esirgemeyen danışman hocam Prof. Dr. Bora ÖZDEN'e,

Klinik eğitimimde büyük emeği olan, kendileriyle çalışmaktan zevk aldığım bilgi ve tecrübelerinden çok şey öğrendiğim hocalarım Prof. Dr. Mahmut SÜMER ve Doç. Dr. Burcu BAŞ'a,

Eğitim hayatım boyunca engin tecrübelerinden, bilgi birikimlerinden faydalandığım, her zaman anlayışlı ve güler yüzlü olan Ondokuz Mayıs Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Tanıdığım ilk günden itibaren iyi günde beraber sevindiğim, kötü günümde desteğini her zaman hissettiğim ve hayatım boyunca yanımda olmasını istediğim Duygu Hazal GÜLER'e,

Ondokuz Mayıs Üniversitesi'nde geçirdiğim süre boyunca her zaman birbirimize destek olduğumuz, sevgi ve anlayışla hep yanımda olan asistan arkadaşlarım Vugar QURBANOV, Hasan ÖZTÜRK ve Damla TORUL'a,

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda birlikte çalışma imkânı bulduğum asistan arkadaşlarıma, klinik ve ameliyathane personeline,

Yaşamımın her döneminde sevgi, saygı, sabır ve inançla bana destek olan; büyük bir emekle beni bugünlere getiren sevgili aileme,

TEŞEKKÜRLERİMLE...

ÖZET

FARKLI KEMİK TİPLERİNDEKİ REZORPSİYON MİKTARLARININ İMLANT ÇEVRESİNDE OLUŞAN STRESLERE ETKİSİNİN SONLU ELEMENLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Amaç: Kemik yoğunluğu ve rezorpsiyon miktarları, implantların klinik ömrünü belirleyen en önemli değişkenlerdir. Bu çalışmanın amacı; 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılarak, 4 farklı kemik tipindeki rezorpsiyon şekillerinin implant çevresindeki stres dağılımına etkisini araştırmaktır.

Materyal ve Metot: Bu çalışmada 3 boyutlu sonlu eleman modelinde, ikinci premoları eksik olan dört farklı yoğunlukta mandibula kesiti ve 4,1x10 mm boyutlarında vida şeklindeki implant üst yapılarıyla birlikte kullanıldı. İmplant çevresinde toplam dokuz kemik rezorpsiyon modeli oluşturuldu. Bunlar; rezorpsiyon olmayan (Kontrol grubu) model ve dört farklı rezorpsiyon derinliğinin (1-2-4-6mm) iki farklı horizontal rezorpsiyonla (2-4mm) birleştirildiği sekiz farklı rezorpsiyon modelidir. Dik ve açısız kuvvetler oklüzal yüzeylere santral fossadan (200N) ve bukkal tüberkül tepesinden (100N) uygulandı.

Bulgular: İmplant boyununun kortikal kemikle temas ettiği modellerde stresler implant boyununun etrafındaki açısız kemik tabakasında dairesel şekilde lokalizedir. Spongios kemikteki stresler, defekt sınırının kortikal kemik içerisinde kaldığı modellerde çok düşüktür. Bu durum kemik defeklerinde implantla temas eden kortikal kemik varlığının, implantların biyomekanik performansını arttırdığını gösterir. Ancak defekt sınırının spongios kemikte olduğu modellerde kortikal kemikteki stresler düşüktür. Kuvvet dengesini sağlamak için spongios kemikteki streslerin arttığı gözlenmiştir ve bu durumun marjinal kemik kaybında artışa neden olabileceği düşünülmektedir. İki yükleme koşulunda da defekt sınırının kortikal-spongios kemik birleşiminde bulunduğu modellerde, defekt genişliğindeki artışın kortikal, spongios kemik ve implantlardaki stresleri önemli oranda arttırdığı görülmüştür.

Sonuç: Kemik rezorpsiyonu ilerledikçe, açısız yük altında spongios kemikteki ve implanttaki stres artışı implantın kaybına yol açabilir.

Anahtar Kelimeler: Kemik rezorpsiyonu; Dental implant; Sonlu elemanlar analizi

Levent ACAR, Uzmanlık Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi-Samsun, Ekim-2018

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF RESORPTION PATTERNS IN DIFFERENT BONE TYPES ON STRESSES AROUND THE IMPLANT WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

Aim: Bone density and resorption are the most important variables that determine the long-term clinical survival of implants. The aim of this study was to investigate the effect of different resorption patterns in 4 different bone qualities on stress distribution around implant, using 3-dimensional finite element analysis.

Material and Methods: A 3-dimensional finite element model of a mandibular section in four different quality with missing second premolar and a 4.1x10-mm screw-shape dental implant with its superstructures were used in this study. A total of nine bone resorption models with an implant were created: a nonresorption (Control group) model and eight variations, in which four different resorption depths (1-2-4-6 mm) were combined with two horizontal (2-4 mm) resorption. Axial and buccolingual forces were applied to the occlusal node at central fossa (200 N) and tip of buccal cusp (100 N).

Results: In the models where the implant neck is in contact with the cortical bone, the characterization of the stresses is similar and the stresses are localized in the angular bone layer around the implant neck. The stresses in the spongiöse bone are very low in models in which the defect margin remains within the cortical bone. This indicates that presence of cortical bone contacting the implant, even in a bone defect, improves the biomechanical performance of implants. But stress in cortical bone is lower in models with defect margin in spongiöse bone. In order to maintain the balance, it was observed that the stresses in the spongiöse bone increased significantly and so on this condition may cause progressive marginal bone loss. Both loading conditions, in the models where the defect margin is at the cortical-spongiöse bone junction, it is seen that the increase in defect width increases the stress in cortical, spongiöse bone and implants.

Conclusion: As bone resorption progresses, the increasing stresses in the cancellous bone and implant under lateral load may result in implant failure.

Keywords: Bone resorption; Dental implant; Finite element analysis

Levent ACAR, Expertise Thesis
Ondokuz Mayıs University-Samsun, October-2018

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
2B	: İki Boyutlu
3B	: Üç Boyutlu
F	: Kuvvet
g	: Gram
GPa	: Gigapaskal
HRT	: Hormon Replasman Tedavisi
ISQ	: İmplant Stabilite Katsayısı (Implant Stability Quotient)
kg	: Kilogram
mm	: Milimetre
Mpa	: Megapaskal
N	: Newton
Pmaks	: Maksimum principal stres
Pmin	: Minimum principal stres
SEA	: Sonlu Eleman Analizi
Ti6Al4V	: Titanyum-aluminyum-vanadyum alaşımı
ε	: Gerinim
μm	: Mikrometre
σ	: Asal gerilimler
σ1	: Maksimum Asal Stres
σ2	: İntermediate Asal Stres
σ3	: Minimum Asal Stres
τ	: Kesme tipi stresler

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Dental İmplantın Tanımı ve Tarihçesi	2
2.2. İmplantların Sınıflandırılması	3
2.3. İmplant Geometrisi	3
2.3.1. İmplant Çapı	4
2.3.2. İmplant Uzunluğu	5
2.3.3. İmplant Yiv Tasarımı.....	6
2.4. Osseointegrasyon	8
2.5. Kemik Dokusunun Kalitesi.....	8
2.6. Dental İmplantların Materyal Özellikleri	11
2.7. Yüzey Özellikleri	12
2.8. Marjinal Kemik Kaybı Oluşumunda Etkili Olan Faktörler	12
2.8.1. Yaş	13
2.8.2. Cinsiyet	13
2.8.3. Diyabet.....	13
2.8.4. Hipo-hipertiroidizm	14
2.8.5. Osteoporoz	15
2.8.6. Sigara Kullanımı	16
2.8.7. Bruksizm, Parafonksiyonel Hareketler	17
2.8.8. Kötü Oral Hijyen	17
2.8.9. Peri-implantitis.....	18
2.9. Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler.....	21
2.10. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi	24
2.10.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminde Temel Kavramlar	27
3. MATERYAL VE METOT.....	30
3.1. İmplant ve Kemik Modellerin Oluşturulması	30

3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi	31
3.1.2. İmplantın ve Dayanağın Modellenmesi	32
3.1.3. İmplant Üstü Kuronun Modellenmesi	33
3.1.4. Kemik Defektlerinin Modellenmesi	34
3.2. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Aktarılması	36
3.3. Düğüm ve Eleman Sayıları	37
3.4. Sınır Koşulları	38
3.5. Yükleme Koşulları	38
3.6. Modellerin Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi	39
4. BULGULAR.....	40
4.1. Açısal Yüklemede Oluşan Streslerin Defekt Derinliklerine Göre Değerlendirilmesi.....	40
4.1.1 G0 Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	40
4.1.2. G1 _A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	45
4.1.3. G2 _A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	50
4.1.4. G3 _A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	55
4.1.5. G4 _A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	61
4.2. Açısal Yüklemede Oluşan Streslerin Kemik Tiplerinde Değerlendirilmesi.....	65
4.2.1. D1 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	65
4.2.2. D2 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	68
4.2.3. D3 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	70
4.2.4. D4 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	72
4.3. Dik Yüklemede Oluşan Streslerin Defekt Derinliklerine Göre Değerlendirilmesi	75
4.3.1. G0 Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	75
4.3.2. G1 _A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	80

4.3.3. G2 _A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	85
4.3.4. G3 _A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	90
4.3.4. G4 _A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	95
4.4. Dik Yüklemede Oluşan Streslerin Kemik Tiplerinde Değerlendirilmesi	100
4.4.1. D1 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	100
4.4.2. D2 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	103
4.4.3. D3 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi	105
4.4.4. D4 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi	108
5. TARTIşMA	111
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	123
KAYNAKLAR	125
ÖZGEÇMİş	141

1. GİRİŞ

Modern diş hekimliğinde, diş eksikliklerinin dental implant destekli protezlerle giderilmesi kabul görmüş ve yaygın biçimde kullanılmakta olan bir tedavi seçeneğidir. İmplant uygulamaları başarılı bir tedavi seçeneği olarak bilinmesine rağmen peri-implant bölgede gelişen marjinal kemik kaybının miktarı dental implantların uzun dönem başarısını belirleyen en önemli kriterlerden biridir (Sakka ve Coulhard, 2011). İmplant çevresinde gözlenen kemik kaybının nedenlerinin biyomekanik ve biyolojik faktörler olduğu belirtilmiştir (Esposito ve ark.,1998). İmplantların biyomekanik performansını test etmek, implantın stabilitesinin veya osseoentegrasyonunun ağız ortamında değerlendirilmesindeki zorluklar nedeniyle güçtür. Bu nedenle ağız içindeki biyomekanik koşulların değerlendirilmesi için in-vitro çalışmalar kullanılmaktadır (DeTolla ve ark., 200; Piccioni ve ark., 2013).

Çalışmamızda tercih ettiğimiz sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometrilerin bulunduğu problemlere analitik çözümler sağlayabilen bilgisayar tabanlı sayısal bir çözüm yöntemidir. Sonlu eleman analizi her tür yapının modellenebilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırının bulunmaması, stres dağılımlarının ve yer değiştirmelerin bir arada elde edilebilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi gibi özellikleri sayesinde son yıllarda diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir (Bathe, 2007; Jianping ve ark., 2008; Şenel ve ark., 2010).

Bu çalışmanın amacı; iki farklı şiddetteki ve yöndeki yükleme altında, farklı kemik yoğunluklarında oluşturulan kemik defekt modellerinde dental implant ve çevresinde oluşan streslerin araştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantın Tanımı ve Tarihçesi

İmplant sözcüğü Latince “in=içerisine, içinde” ve “planto=ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur ve anlam olarak “bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisim olarak ifade edilir (Granat, 1959). Diş hekimliğinde implantasyon; diş kayıpları sonucunda oluşan fonksiyonel ve fonetik bozuklukların ilk haline benzer olarak iadesinin sağlanması amacıyla, biyolojik uyumluluğu olan materyallerin her iki çenenin dışsız bölgelerine cerrahi tekniklerle yerleştirilmesi işlemidir (Guzel ve ark., 2006). Dental implantlar, mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen kemik içinden veya üzerinden sabit veya hareketli protezlere destek ve retansiyon sağlayan alloplastik materyallerdir.

Modern anlamda dental implantların tarihi incelendiğinde, geçen yüzyılın başlarına kadar olan gelişmelerin, çoğunlukla transplantasyon ve reimplantasyon üzerine olduğu görülmektedir. Fakat transplantasyon ve reimplantasyon işlemlerinin başarısız olması, implantasyon yaklaşımını gündeme getirmiştir. Strock, 1938 yılında ilk defa içi dolu vida şeklinde implantı ve 1940 yılında ise endodontik implantı geliştirmiştir. Aynı yıllarda Dahl, implantları kemik içine değil, kemik üzerine yerleştirerek ilk subperiosteal implantları geliştirmiştir (Derome, 1973). Formiggini 1947’de, içi boş vida şeklinde implantları, Sollier ve Chercheve ise 1953’te kemik içi implantın boyunun uzatılarak kemiği geçmesi ve çıkan ucunun vidalarla sabitlenmesi düşüncesiyle transosseoz implantları tanımlamışlardır. Tramonte’nin 1961 yılında geliştirdiği içi dolu vida şeklindeki implantların günümüzdeki bikortikal implantların temelini oluşturduğu düşünülmektedir. 1968 yılında ise Linkow, alveol kemiğin genişlik boyutunu da değerlendirerek yeni bir implant dizaynı olan blade implantları geliştirmiştir (Derome, 1973; Guzel ve ark., 2006).

Branemark ve ark., (1977) implantolojiye farklı bir bakış açısı getirerek implantların dizaynı yerine kemik içindeki bağlantısını tanımlayan “osseointegrasyon” kavramını ortaya atmış, implantlar üzerinde uzun dönemli yapılan ilk klinik çalışmayı yayınlamışlardır. Osseointegrasyon kavramıyla birlikte, titanyum implantlarda birinci jenerasyon olan makineyle işlenmiş düz yüzeyli implantlar, daha sonraki yıllarda yerini

ikinci jenerasyon implantlara bırakmış ve yüzey özellikleri üzerine çalışılmaya başlanmıştır (Albrektsson, 2000; Jokstad, 2003).

Teknolojik gelişmeler sayesinde bugün farklı materyallerden üretilen, farklı yüzey özelliğine sahip, çeşitli boyut ve tasarımda 2000'in üzerinde implant markası bulunmaktadır (Jokstad, 2003).

2.2. İmplantların Sınıflandırılması

Çene kemiğine yerleştirilen implantlar yerleştirme tekniklerine göre endodontik, submukozal, subperiosteal (kemik üzeri) ve endosteal (kemik içi) implantlar olarak sınıflandırılır (Tunalı, 2000; Ulusoy ve Aydın, 2005).

1. Endodontik implant: Mevcut bir dişin kök kanalı boyunca ilerleyerek, çene kemiğine vidalanan implant çeşididir. Transradiküler implantlar veya endodontik stabilizörler olarak da adlandırılır.
2. Submukozal implant: Özellikle maksillada uygulanan ve total protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla yerleştirilen buton şeklindeki implant türüdür.
3. Subperiosteal implant: Aşırı kemik rezorpsiyonu gösteren vakalarda alveol kemiğine uyum sağlayacak iskelet yapıların, periostun altına yerleştirildiği implant türüdür.
4. Endosteal implant: İmplantın tamamının kemik içine yerleştirilerek, tüm implant boyunca fiksasyonun sağlandığı implant türüdür. Bu implantlar geometrilerine göre kök formunda (vida tipi), silindirik implantlar ve blade implantlar olarak alt sınıflara ayrılırlar. Günümüzde sıklıkla tercih edilen implant tipi gövde geometrisi kök formunda olanlardır.

2.3. İmplant Geometrisi

İmplant geometrisi, implantın bazı form özelliklerini tanımlar ve bu özellikler implantın kemik içindeki fonksiyonuna katkı sağlarlar. İmplant geometrisinde önemli olan bazı faktörler; çap, uzunluk ve yiv tasarımıdır (Şekil 2-1).



Şekil 2-1: İmplant geometrisinin genel yapısı

2.3.1. İmplant Çapı

İmplant çapı, en geniş implant yivi ile tam karşısındaki implant yivinin tepe noktaları arasındaki mesafe olarak tanımlanır (Lee ve ark., 2005). Dentisyonda anteriordan posteriora doğru gidildikçe artan okluzal kuvvetlerle birlikte doğal dişlerin çapı da artmaktadır. Klinik olarak istenen, posteriora doğru gidildikçe uygulanan implantların çaplarının da doğal diş çapına uygun olmasıdır (Misch, 2005). Geniş çaplı olarak değerlendirilebilecek implantlar ilk kez 1993 yılında tanıtılmış ve zayıf kemik kalitesi, yetersiz kemik yüksekliği, osseointegre olmamış veya kırılmış implantların immediyat tedavisinde kullanılmak amacıyla üretilmişlerdir (Olate ve ark., 2010).

İmplant çapındaki artış, oluşacak gerilme değerlerinin azalmasını sağlar. Gerilmeler daha çok implantın boyun bölgesinde toplandığından geniş çaplı implantların kullanılması gelen kuvvetlerin daha iyi dağıtılmasını sağlar. İmplant boynu etrafındaki kortikal kemikte gerilimin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu önleyerek implantların başarı oranını artırır (Baggi ve ark., 2008). İmplantın çevresinde ortaya çıkan gerilmelerin en çok krestal kemikte görülmesi nedeniyle, çap krestal bölgedeki gerilmenin azaltılmasında uzunluğa göre daha etkili bir faktördür (Misch, 1993). İmplantların çapında yapılacak 0,25 - 0,5mm'lik bir artış, yüzey alanında % 5-10 ila % 10-15'lik bir artışa sebep olmaktadır. Bu nedenle anatomik koşullar elverişli olduğu sürece geniş çaplı implant kullanımı, tedavi başarısını olumlu yönde etkileyecek önemli faktörlerden biridir (Misch, 2005).

Literatürdeki 3 boyutlu (3B) sonlu elemanlar analizi çalışmalarının sonuçlarına göre implant çapındaki artışın kemik modellerindeki stres dağılımında azalmaya neden olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, implant uzunluğundaki artışla karşılaştırıldığında çevre kemiğe dağılan streslerdeki azalmanın, çaptaki artış kadar önemli olmadığı belirlenmiştir (Himmlova ve ark., 2004; Ohyama ve ark., 2017; Petrie ve Williams; 2017).

Maksimum implant stabilitesini sağlayabilmek için ideal implant çapının, alveoler krette bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın temasta olacak şekilde seçilen implant çapı olduğu savunulmuştur (Lee ve ark.; 2005). Ancak implant çapının özellikle 5mm'den fazla olduğu durumlarda implant yuvasının hazırlanması sırasında kemiğin fazla ısınmasına bağlı olarak implant-kemik ara yüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (English ve ark., 2000). 3,75 mm çapındaki implantların başarısızlık oranı %5, 4 mm çapındaki implantların başarısızlık oranı %3 ve 5 mm çapındaki implantların başarısızlık oranı %18 olarak belirtilmiştir. (Ivanoff ve ark., 1999).

Geniş çaplı implant kullanımının bir diğer avantajı da protetik parçaların yerleştirilmesinde yüksek tork kullanılabilmesine izin vermesidir. Farklı torklarda sıkılan dayanakların (abutment) siklik döngüsel yüklemesinde, tork değerini 30 N-cm'nin üzerine çıkarmanın, abutment-implant stabilitesi ve vida gevşemesini azaltmak için önemli olduğu sonucuna varılmıştır (Siamos ve ark., 2002).

2.3.2. İmplant Uzunluğu

İmplant uzunluğu, implant platformu ve apeksi arasındaki mesafe olarak tanımlanır. İmplantolojide, implant uzunluğu ve başarı oranı arasında belirgin bir doğrusal ilişki kanıtlanamasa da, yapılan çalışmaların bazılarında kısa boylu implantların istatistiksel olarak daha az başarılı olduğu gösterilmiştir (Block, 1990). Aşırı kemik kayıplarında, ağızda birçok bölgedeki anatomik kısıtlamalar nedeniyle ileri cerrahi işlemlerin yapılmasına gerek duyulur. Komplikasyon riskinin, tedavi süresinin ve ekstra maliyetlerin artışı, araştırmacıları mümkün olan en kısa implantların kullanımını araştırmaya yöneltmiştir (Misch, 1999).

Kısa implantlar, ilk kez Branemark sisteminde 1979 yılında 7 mm'lik implantlar için kullanılmış bir tanımdır (Tutak, 2013). Ancak literatürde yapılan

çalışmalara bakıldığında kısa implant tanımı yapılırken 5 mm'den 10 mm'nin altına kadar geniş bir aralıktan söz edilmektedir (Atieh, 2012). Özellikle son yıllarda sinüs yükseltme işlemlerine bir alternatif oluşturması açısından ve mandibulanın posterior bölgelerinin ileri rezorpsiyonlarında farklı yüzey özelliklerine sahip 4 mm boyundaki dental implantlar piyasaya sunulmuştur (Chen, 2011).

İmplant başarısı ile ilgili yapılan takip çalışmalarında, 7 mm uzunluğundaki implantların 3 senelik başarı oranını %66,7; 16 mm uzunluğundaki implantların ise %96,4 olarak bulunmuştur (Winkler ve ark., 2000). İmplant boy ve çapının erken dönem implant kaybına etkisinin incelendiği çalışmalarda, kısa implantların fonksiyonel yüklemenin ilk yılında belirgin bir istatistiksel fark gösterdiği belirtilmiştir (Olate ve ark., 2010; Pommer ve ark., 2011). Ancak, yeni üretilen implant sistemlerinde geliştirilen yüzey özelliklerinin artan yiv sayısı ve yiv derinliği ile implant yüzeyinin genişlemesine katkıda bulunduğu ve kısa implantların başarısının arttığı belirtilmiştir (Telleman ve ark., 2011).

Kısa implantlar ile standart uzunluktaki implantları karşılaştıran çalışmalarda benzer marjinal kemik kayıpları ve sağkalım oranları bildirilmiştir (Randow, 1999; Anitua ve Orive, 2010; Felice ve ark., 2010; Rossi ve ark., 2010). Benzer şekilde kısa implantlar ve sinüs tabanı yükseltme işlemiyle birlikte uygulanan uzun implantların sağkalım oranları ve stabilite değerleri (ISQ) karşılaştırıldığında, gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı ancak üçüncü yılın sonunda uzun implantlarda daha yüksek ISQ değerleri görüldüğü bildirilmiştir (Schincaglia, 2015; Bechara ve ark., 2016).

Kısa dental implantların standart implantlarla (≥ 10 mm) benzer uzun dönem sağkalım oranları gösterdiğini bildiren çalışmalar olmasına rağmen (Pommer ve ark., 2011; Deporter, 2013), meydana gelen başarısızlıklar karşılaştırıldığında kısa dental implantların genel olarak standart implantlardan 2,5 yıl daha erken başarısız olduğu bildirilmiştir (Hagi ve ark., 2004). Dolayısıyla kısa implantların başarısını etkileyen faktörlerin belirlenmesi açısından implantların protetik yüklemelerinden sonraki dönemde takipleri önemlidir.

2.3.3. İmplant Yiv Tasarımı

Dental implantlarda yiv tasarımı, fonksiyonel kuvvetlerin implantı çevreleyen kemik dokusuna iletilmesinde biyomekanik açıdan önemli bir yere sahiptir. Yivler;

primer stabiliteyi arttırmak, yüzey alanını arttırmak, implant-kemik ara yüzeyinde stres dağılımını sağlamak için implant tasarımında kullanılırlar. Yivlerin sayısının ve derinliğinin artırılması ile toplam yüzey alanı büyümekte ve toplam gerilim miktarları azaltılabilmektedir (Misch, 1993; Ivanoff ve ark., 1999).

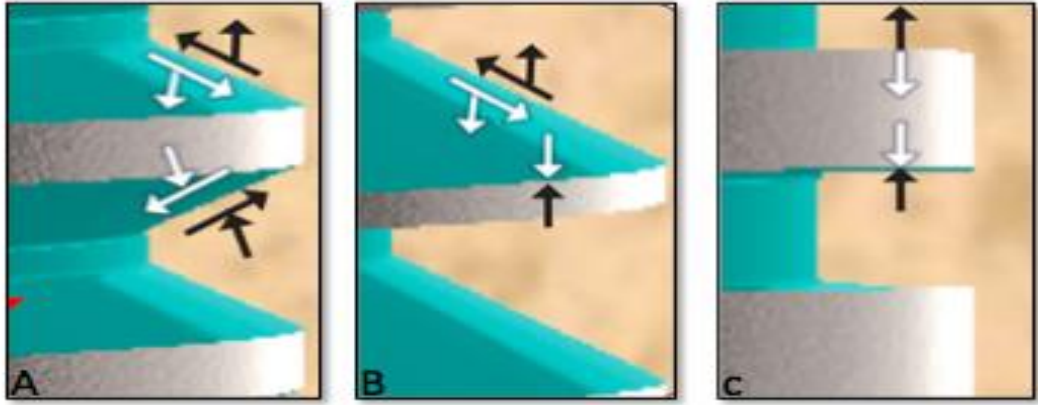
Dental implantlardaki fonksiyonel yüzey alanını belirleyen yivlerin genel tasarım özellikleri şunlardır (Misch, 2005):

1. Yiv Adımı (Thread pitch)
2. Yiv Derinliği (Thread depth)
3. Yiv Şekli (Thread shape)

1. Yiv Adımı (Thread Pitch): Belirli bir alandaki “yiv” sayısıdır. Birim alandaki yiv sayısının artması ile yiv adımı artmaktadır. Böylece implantın artan yüzey alanı ile beraber fonksiyonel temas alanı da artmaktadır (Misch, 2005; Ademhan, 2013).

2. Yiv Derinliği (Thread depth): İmplant yivinin en geniş çapı ile implant gövdesi arasındaki mesafedir (Misch, 2005; Ademhan, 2013). İmplant üzerindeki yivler, implant yüzey alanını artırarak makroretansiyon sağlarlar. Aynı zamanda primer stabilizasyona katkıda bulunarak osseointegrasyonu kolaylaştırırlar. Yivlerin implant yüzeyinde kullanılmalarının bir sebebi de implant-kemik ara yüzeyinde stres dağılımını sağlamaktır (Brunski, 1998).

3. Yiv Şekli (Thread Shape): Yiv şekilleri için çok farklı tasarımlar denenmiştir ancak günümüzde en çok “V” şekilli, köşeli ve açılı tasarımlar kullanılmaktadır (Misch, 2005; Ademhan, 2013) (Şekil 2-2). Fonksiyonel gerilmelerin kemik-implant ara yüzeyine iletilmesinde önemli role sahiptirler. Yiv geometrisinin en önemli amacı, implant üzerine gelen kuvvetleri temasta oldukları kemik dokusuna azaltarak iletmek ve kemik-implant ara yüzeyinde en yıkıcı tipte kuvvet olan kesme tipi gerilmelerin azaltılmasıdır. Araştırmacılar, keskin kenarlı yivlerin kemik-implant ara yüzünde yarattığı gerilme miktarının yuvarlak kenarlı yivlere oranla oldukça yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Misch, 2005). Kare yiv formu implantların makaslama tipi kuvvetlerde daha üstün olduğu belirtilmiştir (Chun ve ark., 2002). Yapılan bir hayvan deneyinde aynı vida adımı ve derinliğine sahip üç implant yiv formu kullanılmış ve kare yiv formunun iyileşme sonrasında geri çıkarma tork değerinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Steigenga, 2003).



Şekil 2-2: İmplantlarda sıklıkla kullanılan yiv geometrileri A: V formu B: Açılı yiv C: Kare formulu yiv

2.4. Osseointegrasyon

İlk olarak 1977 yılında Branemark ve ark. titanyum implantların yapısal olarak canlı kemikle kaynaştığını belirtmişler ve enflamasyon olmaksızın gerçekleşen bu fenomeni “osseointegrasyon” olarak adlandırmışlardır. Birkaç yıl sonra “osseointegrasyon” canlı kemik ile implant arasında kemik rejenerasyonu ve remodelasyonu ile gerçekleşen, ışık mikroskopunda kemikle implant arasında gözlenen direkt temas olarak tanımlanmıştır (Albrektsson ve ark., 1981). Başarılı bir şekilde osseointegre olmuş implantların uzun yıllar dokular tarafından herhangi bir reaksiyona neden olmaksızın idamesini sürdürebildiği gösterilmiştir. İlerleyen yıllarda “osseointegrasyon” kavramına klinik bir yaklaşım da eklenerek “alloplastik materyallerin asemptomatik rijit fiksasyon sağlaması ve bu fiksasyonun fonksiyonel yüklemeler altında kemikte devamlılığını koruması” şeklinde tanım genişletilmiştir (Zarb ve ark., 1991).

2.5. Kemik Dokusunun Kalitesi

Dişsiz alandaki kemiğin kalitesi; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üst yapının yüklenmesi aşamasında belirleyici bir faktördür (Misch, 2005). Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için implantı çevreleyen kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olmasının yanı sıra yeterli kemik kalitesinin de olması gereklidir. Günümüzde kabul gören 2 kemik sınıflaması vardır. Bunlardan biri Lekholm ve Zarb (1985) sınıflaması diğeri ise Misch (1999) sınıflamasıdır.

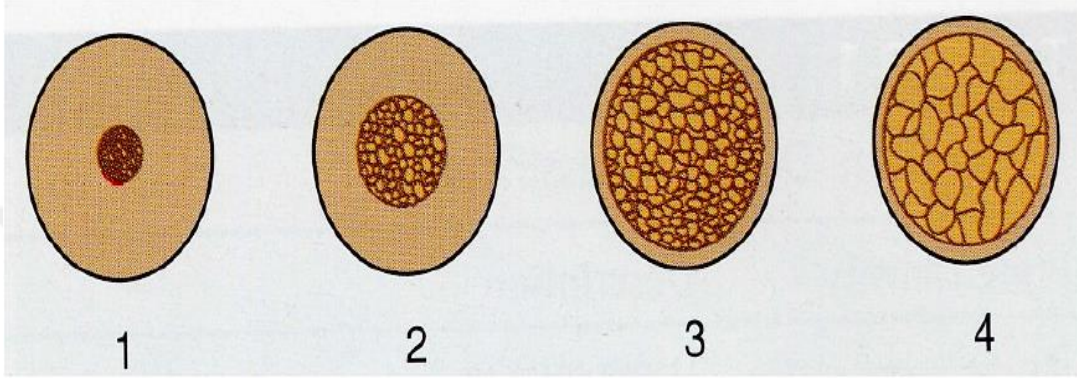
Lekholm ve Zarb'ın yaptığı sınıflamada kemik 4 farklı kaliteye sahiptir:

Tip I: Ağırlıklı olarak homojen kortikal kemiği ifade eder.

Tip II: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği ifade eder.

Tip III: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder.

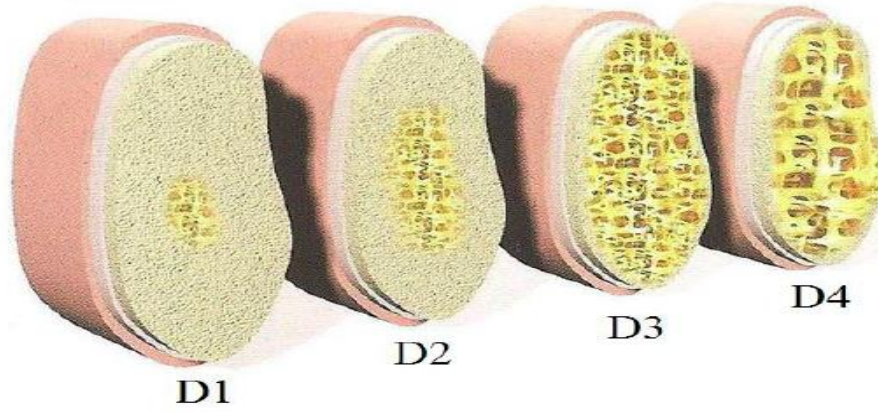
Tip IV: Pöröz (düşük yoğunlukta) trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder (Şekil 2-3).



Şekil 2-3: Lekholm ve Zarb (1985)'a göre kemik sınıflaması

Misch ise, kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptığı sınıflamada kemik kalitesini 4 gruba ayırmış ve çenelerdeki bölgesel dağılımını yüzde olarak belirtmiştir (Şekil 2-4), (Tablo 2-1).

- D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur.
- D2 kemik: Kret tepesinde yoğundan kalın poröze doğru kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongiöz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibulada, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür. D2 tipi kemik alt çenede en çok görülen kemik tipidir.
- D3 kemik: Kret tepesinde ince pöröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongiöz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksillada, posterior ve anterior mandibulada görülür.
- D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur ve kemiğin tamamı ince spongiöz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.



Şekil 2-4: Misch (1999)'e göre kemik sınıflaması

Tablo 2-1: Kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı (Misch, 2005)

Kemik Tipi	Anterior Maksilla	Posterior Maksilla	Anterior Mandibula	Posterior Mandibula
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

İmplantların başarısında düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran pek çok araştırma vardır. Bu araştırmalarda implantların kısa ve uzun dönem kaybı düşük yoğunluklu kemikte daha fazla bulunmuştur (Misch, 1990; van Steenberghe ve ark., 1990; Jaffin, 1991; Fugazzotto, 1993). Klinik çalışmalarda mandibular anterior bölgedeki implantlar maksiler anterior bölgedeki implantlara göre %10 daha başarılı bulunmuştur (Adell ve ark., 1981). En fazla başarısızlık oranı ise posterior maksillada bulunmuştur (Block ve ark., 1996).

İmplantlar üzerine yapılan bir çalışmada sadece üç yivi ile kortikal kemiğe tutunan bir implantın, tamamen trabeküler kemikle sarılmış implanta göre daha yüksek oranda implant-kemik teması sağladığı, ayrıca bu implantı yerinden çıkarıcı kuvvetlerin daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Sennerby ve ark., 1992). Tip IV kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde implantların başarısızlık oranı %35 olarak rapor edilmiştir (Jaffin ve Berman, 1991; Truhlar ve ark., 1997).

2.6. Dental İmplantların Materyal Özellikleri

İdeal dental implant materyalinin sahip olması gereken özellikleri şu şekildedir:

- Biyouyumlu olmalı, konak dokuya toksik ya da alerjen etki göstermemelidir.
- Protetik fonksiyon için yeterli mekanik dayanıklılıkta olmalıdır.
- İmplant çevresindeki kemik ve yumuşak dokuya adapte olabilmeli, kemikle uyumlu elastisiteye sahip olmalıdır.
- Protetik restorasyonlara gelen okluzal yükleri ve stresleri alveoler kemiğe dağıtabilmelidir.
- Peri-implant bölge mikrobiyal floraya karşı dirençli olmalıdır.
- Kolay sterilize edilebilmelidir.
- Radyolojik kontroller açısından radyopak olmalıdır.
- Ekonomik olmalıdır.
- Korozyona uğramamalıdır (Edgerton ve ark., 1993; Legeros ve ark., 1993; Santavirta, 1999; Newman ve ark., 2011).

Günümüzde kullanılan implantların hiçbiri bu kriterlerin tümünü birden sağlayamamaktadır. Günümüzde kullanılan dental implantların çoğu titanyum veya titanyum alaşımlarından (Ti-6Al-4V) üretilmektedir. Ticari saf titanyum içerdiği interstisyel eleman (karbon, oksijen, nitrojen ve hidrojen) miktarına bağlı olarak 4 sınıfa ayrılır. İnterstisyel elemanlar titanyumun mekanik özelliklerini geliştirir. Grade 5 titanyum (% 6 Alüminyum ve % 4 Vanadyum içeren titanyum alaşımı) ticari saf titanyum ile benzer osseointegrasyon özelliği ile birlikte daha iyi çekme ve kırılma dayanımı sağlamaktadır. Mekanik, fiziksel özellikleri ve korozyona direnci açısından biyouyumluluğu en iyi olan biyomateryallerden birisidir ve dental implantların üretiminde kullanılmaktadır. Son yıllarda dental implant materyali olarak seramik malzemelerin kullanımı da gündeme gelmiştir. Zirkonyum dioksit, periyodik tabloda titanyuma yakın bir metaldir ve biyouyumlu zirkon implantlar dişe yakın renkleri nedeniyle estetik olma avantajına sahiptir. Ancak rutin kullanıma girmeleri için uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

2.7. Yüzey Özellikleri

İmplant ile kemiğin bağlantısında implant tasarımı ve geometrisi makro retansiyona katkıda bulunurken, yüzey özellikleri kemik–implant temas yüzeyini arttırarak mikro retansiyona etki eder. İmplant yüzeyi boyun ve gövde olarak ikiye ayrılmaktadır. Boyun kısmında bakterilerin adezyonunu ve buna bağlı olarak peri-implantitis gelişimini engellemek için genellikle parlak yüzeyler tercih edilirken, gövde kısmında osseointegrasyon oranını ve osteoblast adezyonunu arttırmak amacıyla pürüzlü yüzeyler tercih edilmektedir (Lumbikanonda ve Sammans, 2001; Canalis ve Delany, 2002). Artan pürüzlülük ile histolojik incelemelerde; daha yüksek düzeyde osseointegrasyon değerleri elde edilmesi, çeşitli kaplama tekniklerinin geliştirilmesine neden olmuştur. Titanyum plazma sprej ve hidroksiapatit kaplamalar yaygın olarak kullanılmış ancak hidroksiapatit kaplamaların implant yüzeyinden ayrıldığını gösteren çalışmalar kaplamalara olan ilgiyi yüzey aşındırıcı tekniklere yöneltmiştir (Jones ve ark., 1999; Proussaefs ve ark., 2001). Günümüzde birçok implant sistemi kumlama ve asitle pürüzlendirme tekniklerini genel yüzey özelliği olarak tercih etmektedir (Scacchi ve ark., 2000; Buser ve ark., 2004).

2.8. Marjinal Kemik Kaybı Oluşumunda Etkili Olan Faktörler

Modern diş hekimliğinde, diş eksikliklerinin dental implant destekli protezlerle giderilmesi kabul görmüş ve yaygın biçimde kullanılmakta olan bir tedavi şeklidir. Dental implantolojide peri-implant bölgede gelişen marjinal kemik kaybının miktarı dental implantların uzun dönem başarısını belirlemede en önemli kriterlerden birisidir. Klinik olarak implant uygulamalarını takiben oluşan kemik kayıpları uygulamanın ilk yıllarında en fazla iken zamanla azalmaktadır (Jianying ve ark., 2007). Literatürde yapılmış araştırmalarda implant başarı kriterleri için, implant uygulamasını takiben ilk yılda meydana gelen kemik kaybı 0,4 ile 1,1 mm arasında, devam eden her yılda ise kemik kaybının 0 ile 0,2 mm aralığında olması gerektiği bildirilmiştir (Zarb ve Smith, 1990). Peri-implant bölgede gelişen ilerleyici marjinal kemik kaybının dental implantların uzun dönem başarısını olumsuz etkilediğinden araştırmacılar bu konuya odaklanmaktadır. Yapılan çalışmalarda yaş, cinsiyet, sistemik hastalıklar, sigara

kullanımı, parafonksiyonel alışkanlıklar, periodontal hastalıklar ve oral hijyen gibi faktörlerin marjinal kemik kaybı ile ilişkilendirilebileceği belirtilmektedir.

2.8.1. Yaş

Yaşın implant başarısını etkileyen bir faktör olup olmadığı birçok araştırmacı tarafından yıllardır tartışılmaktadır. Yaşlı bireylerin potansiyel olarak daha uzun iyileşme sürecine, daha fazla sistemik hastalıklara ve daha zayıf kemik yapısına sahip olduğu bildirilmektedir (Garg ve Winkler, 1997). İmplant tedavisinde yaşın, başarı için risk faktörlerinden biri olduğu ancak kontrendikasyon oluşturmayacağı belirtilmektedir. Yaşlanmadan çok yaşlılıkla birlikte ortaya çıkabilen osteoporoz, diyabet gibi sistemik hastalıklar ile azalan lokal kemik kalitesi ve miktarının implantın başarısı için daha önemli olduğu vurgulanmaktadır (Kazunori ve Masahiro, 2009).

2.8.2. Cinsiyet

Cinsiyetin implant başarısını etkileyen bir faktör olup olmadığı konusunda net bir görüş birliğine varılamamıştır. Yapılan çalışmaların bazılarında kadınların erkeklere göre daha fazla implant kaybı yaşadıklarını ve cinsiyetin implant başarısında risk faktörü olduğu belirtilirken (Strietzel ve Lange, 2004; Zupnik ve Kim, 2011), bazı çalışmalar ise tam tersi olarak erkeklerin kadınlara göre daha fazla implant başarısızlığına sahip olduğunu bildirmektedir (Hguchi ve Folmer, 1995; Deluca ve Habsha, 2006; Wagenberg ve Froum, 2006). İmplantlardaki marjinal kemik kaybını tespit etmek için implant uygulandıktan sonra 6, 12, 24 ve 36 hafta sonra radyografi alınmış ve bunun sonucunda da yaşlı ve kadın hastalarda kemik kaybının arttığı rapor edilmiştir (Mumcu ve ark., 2011; Negri ve ark., 2014). İsviçre’de 2002 yılında yapılan bir çalışmada kadınların daha düzenli diş fırçaladıkları ve rutin olarak diş hekimi kontrolüne gittikleri tespit edilmiştir. Erkeklerin kadınlara göre daha az ağız bakımı yapmalarının implant başarısızlık oranlarının artmasına neden olduğu belirtilmiştir (Coda Berteau ve Staehlin, 2007).

2.8.3. Diyabet

İmplant başarısı ve marjinal kemik kaybında diyabet risk faktörü oluşturma şüphesi ile birçok araştırmacı tarafından araştırılmıştır. 2012 yılında yayınlanan Köln

ABC risk skorlamasına göre implant tedavisinde kontrol altında olan diyabet orta risk, kontrol altında olmayan diyabet ise yüksek risk oluşturmaktadır (Al-Nawas ve ark., 2012). Bu çalışmanın verilerine göre, cerrahi öncesi ve sonrasında iyi bir glisemik kontrolün sağlanması implantların osseoentegrasyonunu garanti altına almakta ve yumuşak dokunun iyileşmesindeki gecikmeyi önlemektedir. Kontrol altına alınmış diyabet dental implant uygulanması için kontrendikasyon oluşturmamakta ve sağlıklı bireylerle benzer oranlarda başarı elde edilebilmektedir.

Diyabetin kontrol altına alınmamış olduğu bireylerde enfeksiyona yatkınlığın arttığı, yara iyileşmesinde sorunların ortaya çıktığı, periodontal hastalıkların daha fazla görüldüğü bilinmektedir (Olson ve Shernoff, 2000). Bu yüzden bu hastalarda dental implant uygulamasında yüksek başarısızlık oranları görülmektedir (Balshi ve Wolfinger, 1999). Bazı araştırmacılar ise diyabetin kontrol altında olsa dahi normal hastalara göre üç kat daha fazla başarısızlık riski taşıdığını bildirmektedir (Moy ve ark., 2005).

Tip 2 diyabetli hasta popülasyonun HbA1c değerlerine göre dört gruba ayrıldığı çalışmada (%6'dan az, %6-8, %8-10 ve %10'dan fazla) son iki grupta, başlangıç değerlerine kıyasla 2. ve 4. haftada implant stabilitesinde anlamlı bir düşüş olduğu ayrıca; bu iki grupta gecikmiş iyileşme ve çalışma başlangıcına göre 16. haftada stabilitede anlamlı bir artış görülmediği belirtilmiştir. Aksine, iyi glisemik kontrolü yansıtan iki düşük HbA1c gruplarında bu komplikasyonların gözlenmediği belirtilmiştir (Oates ve ark., 2000).

Diyabetin implant başarısızlık oranları, post operatif enfeksiyonlar ve marjinal kemik kayıpları üzerine etkisinin araştırıldığı sistematik derleme ve meta analiz çalışmasında, marjinal kemik kayıplarında diyabetli hastalarda istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde edilmesine rağmen, implant başarısı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (Chrcanovic ve ark., 2014).

2.8.4. Hipo-hipertiroidizm

Tiroid bezi hastalıkları en fazla görülen endokrin hastalıklarından birisidir. Tiroid hormonunun osteoblast yapımı, osteoblast diferansiyonu ve kemik remodelasyonunun artışında rol oynayan büyüme faktörü I üretiminin artmasında direkt olarak etkili olduğu kabul edilmektedir (Malo ve de Araujo Nobre, 2015). Tiroid

hormonlarının serum seviyelerindeki düşüş ve artışı olarak tanımlanan hipotiroidizm ve hipertiroidizm, osteoblast ve osteoklast aktivitesini değiştirerek kemik turn-overında bozulmalara neden olur (Little, 2006a; Bland, 2000).

Yapılan hayvan çalışmalarında, tiroid hormonlarının titanyum implantların etrafındaki kortikal kemik iyileşmesini etkilediği ancak kansellöz kemiğin hormonal seviyedeki değişikliklere daha az duyarlı olduğu bildirilmektedir. Hipotiroidizmde, implant yivlerinde daha az ve implant yüzeyine yakın bölgede daha kalitesiz kemik oluşumu tespit edilirken, hipertiroidizmde çok daha fazla yeni kemik dokusu tespit edilmiştir. Tiroid hormonunun yüksek serum seviyeleri karşılaştırıldığında, hipertiroidde hipotiroide göre kemik-implant bağlantısının artmış olduğu belirtilmiştir (Feitosa ve ark., 2008). Yapılan bir çalışmada ilaçlarla kontrol altında olan tiroid rahatsızlığı olan hastalarla, tiroid rahatsızlığı olmayanlar arasında implant başarı oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı ancak hipotiroidli hastalarda daha fazla yumuşak doku komplikasyonu ve kemik kaybı gözlemlendiği belirtilmiştir (Attard ve Zarb, 2002). Tiroid rahatsızlığı olanlarda marjinal kemik kaybı ile birlikte %25 oranında peri-implantitis gözlemlendiği bildirilmektedir (Shcherbakov ve ark., 2008).

2.8.5. Osteoporoz

Osteoporoz, kemikteki protein örgüsünün azalmasıyla ortaya çıkan, kemik kalitesi ve kemik yapısının bozulması ve azalması sonucu kemiklerin çok kolay kırılabilmesine neden olan; yaş ile birlikte ve kadınlarda ortaya çıkma ihtimali daha yüksek olan bir iskelet hastalığıdır (Consensus, 1993). Trabeküler kemikte damarlanma kortikal kemikten daha fazla olduğundan metabolik değişikliklerden daha çabuk etkilenir. Bu yüzden maksillanın, mandibulaya göre daha fazla etkilendiği düşünülmektedir (Von Wowern ve Gotfredsen, 2001).

Von Wavern ve Gotfredson (2001), hastaların alt çenesine implantların yerleştirildiği ve 5 yıl boyunca izlendiği çalışmalarında, osseoentegrasyonun tüm implantlarda gerçekleştiği fakat osteoporotik hastalarda marjinal kemik kaybının önemli derecede fazla olduğunu bildirmişlerdir. Östrojen seviyesinin implant başarısına etkisini değerlendirdiklerinde, östrojen tedavisi almayan post menopozal kadınlarda maksillar implantlardaki başarısızlık oranının (%13,6) premenopozal kadınlardan (%6,3) anlamlı

oranda fazla olduğunu ancak östrojen tedavisi alan post menopozal kadınlardan istatistiksel olarak farklılık göstermediğini belirtmişlerdir. Bu sonuçlar, menopozla ilişkili östrojen eksikliğinin ve sonuçta meydana gelen kemik değişikliklerinin, maksillada implant başarısızlığı için risk faktörü oluşturabileceğini düşündürmektedir (August ve ark., 2001). Hormon replasman tedavisi (HRT) uygulanan osteoporotik kadınlarda implant kayıp riskinin daha fazla olduğu rapor edilmektedir (Moy ve ark., 2005). Hastanın yaşının, cinsiyetinin, kadın hastalarda menopozun (menopoz öncesi, sonrası ve hormon tedavisi esnasında) implantların osseoentegrasyonu ve marjinal kemik kaybı üzerine etkilerinin araştırıldığı bir çalışmada yaşın, cinsiyetin ve menopozun implantın başarı oranını ve marjinal kemik kaybını anlamlı olarak etkilemediğini, ancak HRT'nin osseoentegrasyon ve marjinal kemik kaybı için risk faktörü oluşturabileceği rapor edilmiştir (Koszuta ve ark., 2015).

2.8.6. Sigara Kullanımı

Son yıllarda yapılan çalışmalarda sigara kullananlarda sistemik vazokonstriksiyon, kan perfüzyonunda azalma, platelet agresyonunda artma ve polimorfonükleer lökosit disfonksiyonunun tespit edildiği böylece implantın iyileşme periyodunu ve başarısını etkilediği, operasyon sonrası enfeksiyon riskini artırdığı ve marjinal kemik kaybına neden olduğu savunulmaktadır (Cryer ve Haymond, 1976; Kenney ve Kraal, 1993). Sigara kullanımının olumsuz etkilerini ortaya koyan birçok klinik çalışma vardır. 540 hastada 2194 implantın 6 yıllık takiplerinin incelendiği çalışmada sigara kullanmayan grupta %4, sigara kullanan grupta ise %11,28 implant kaybı olduğu bildirilmiştir (Bain ve Moy, 1993). Sigara kullanımının implant başarısına, post operatif enfeksiyona ve marjinal kemik kaybına etkilerini değerlendirmek için yaptıkları literatür taraması ve meta analiz çalışmasında sigara kullananlara uygulanan 19,836 implantın 1259'nun kaybedildiği (%6,35), sigara kullanmayanlara uygulanan 60,464 implantın 1923'nün kaybedildiği (%3,18) bildirilmiştir. Sigara kullanımının implant başarısızlık riskini iki katına çıkardığını, post operatif enfeksiyon riskini ve marjinal kemik kayıp miktarlarını etkilediği rapor edilmiştir (Chrcanovic ve ark., 2015).

Marjinal kemik kaybını, implant sağkalımını ve implant başarısını sigara kullanan ve kullanmayan hastalarda karşılaştırmak için yapılan diğer bir çalışmada 161

hastaya 646 implant uygulanmış. Hastalar sigara tüketimine göre içmeyenler, orta derecede içenler ve yoğun sigara içenler olarak 3 gruba ayrılmış ve ortalama 3,8 yıl takip edilmiştir. Sigara kullananlarda daha fazla marjinal kemik kaybı olduğu ve sigara kullanımının maksillayı mandibulaya göre daha fazla etkilediği bildirilmiştir (Nitzan ve ark., 2005). 300 hastaya uygulanan 1106 implantta sigara kullananlar ve kullanmayanlar arasındaki marjinal kemik kaybının en az 2 yıllık takip ile değerlendirildiği çalışmada ise sigara kullananların maksillasında istatistiksel olarak anlamlı ($0,74 \pm 1,07$ mm ve $0,33 \pm 0,65$ mm) marjinal kemik kaybı rapor edilirken mandibulada ($0,25 \pm 0,65$ mm ve $0,22 \pm 0,50$ mm) sigara kullanımının anlamlı bir fark yaratmadığı bildirilmiştir (Vervaeke ve ark., 2012).

2.8.7. Bruksizm, Parafonksiyonel Hareketler

Bruksizm, uyku sırasında veya uyanıkken dişlerin kenetlenmesiyle karakterize çiğneme kaslarının hareket bozukluğudur. Bruksizm ve parafonksiyonel alışkanlıklar nedeniyle oluşan aşırı oklüzal yüklerin uzun dönemde vertikal kemik boyutunu azaltabileceği ve implantlar üzerinde olumsuz etkilere neden olabileceği düşünülmektedir (Klineberg, 1994). Bruksizm ve implant başarısızlığı arasında doğrudan bir ilişki olmamasına rağmen, implanta gelen aşırı yüklerin implant parçalarında kırıklara ve kemik kaybına neden olabileceği belirtilmiştir (Jacobs and De Laat, 2000; Wannfors ve ark., 2000). İmplant yapımından bir yıl sonra bruksizimli hastalarda %41, bruksizmi olmayan hastalarda %12 implant kayıp oranı bildirilmiştir (Glauser ve ark., 2001). Ancak implant uygulanan bruksizimli ve bruksizmi olmayan hastalarda marjinal kemik kaybında önemli bir farklılık olmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (Malo ve ark., 2011; Ji ve ark., 2012; Schneider ve ark., 2012).

2.8.8. Kötü Oral Hijyen

Oral hijyenin kötü olması implant cerrahisi uygulamalarında ana başarısızlık nedenlerinden biri olarak kabul edilmektedir. Peri-implant hastalıklarındaki risk faktörlerini araştıran çalışmalarda kötü oral hijyeninin peri-implant hastalık oluşturma riskini artırdığı rapor edilmektedir (Heitz-Mayfield, 2008). Ağız bakımını kötü yapan bireylerde, tıpkı doğal dişlerde olduğu gibi implant bölgesinin boyun kısmına ve implantın pürüzlü yüzeyine daha kolay yapışan bir plak tabakası meydana gelir. İmplant

çevresinde oluşan enflamasyon kontrol altına alınmazsa, marjinal kemik kaybına ve sonuç olarak implant başarısızlığına yol açabilir. Zayıf oral hijyeni olan hastalara uygulanan implantlarda önemli miktarda marjinal kemik kaybı meydana geldiği ve kötü oral hijyenin, marjinal kemik kaybı üzerinde sigara içenlerde sigara içmeyenlere göre üç kat fazla etki gösterdiği belirtilmiştir (Lindquist ve ark.,1997; Kourtis ve ark., 2004).

2.8.9. Peri-implantitis

Günümüz diş hekimliğinde dental implantlar yüksek başarı oranlarıyla kullanılmasına rağmen, implantların çoğunluğunda implant çevresi hastalıklara rastlanmaktadır. Bu biyolojik komplikasyonlardan en önemlileri peri-implant mukozitis ve peri-implantitistir (Lindhe, 2008; Busenlechner ve ark., 2014).

Peri-implant mukozitis, klinik ve radyografik olarak destek kemikte kayıp olmadan implant etrafındaki yumuşak dokulardaki inflamasyon olarak tanımlanır. Peri-implant mukozitis başlangıç lezyonudur ve hasta bakımı veya periodontal tedavi ile geri dönebilir. Peri-implantitis, implant çevresindeki yumuşak dokuların inflamasyonu ve kemikte rezorpsiyon ile karakterize enflamatuvar bir durum olarak tanımlanır. Peri-implantitis, doğal dişlerin etrafındaki periodontitisten daha agresif ve ilerleyici özellik gösterebilir. Tedavi edilmeyen hastalıklar implantların kaybına yol açabilir (Iacono ve ark., 2000; Sanz ve ark., 2012).

Peri-implantitis etiolojisinde rol alan faktörler: bakteriyel biyofilm tabakası, periodontal hastalık hikayesi, sigara kullanımı, bazı sistemik hastalık ve durumlar (osteoporoz, radyasyon terapisi, diabet gibi), genetik faktörler, implant yüzeyinin dizaynı, başarısız kemik augmentasyon prosedürleri ve deskuamatif gingivitistir (Heitz-Mayfield, 2008). Son yıllarda protetik restorasyonların simantasyonundan sonra temizlenmeden kalan siman artıklarının yada alt yapı ile uyumsuz üst yapı varlığının da peri-implantitis gelişmesinde önemli etkenler olabileceği bildirilmiştir (Thomas, 2009; Pesce ve ark., 2015).

Peri-implantitisin derecesini ve şiddetini tanımlamak için evrensel olarak kabul görmüş bir sınıflandırma sistemi olmadığından, çoğu klinik yayın kendi kriterlerine göre hastalık durumunu tanımlamaktadır ve gerek peri-implant mukozitis gerekse de peri-implantitis prevelansı tam olarak ortaya konamamıştır. Literatürdeki çalışmalarda hastalık prevelansı ile ilgili çok farklı veriler ortaya konmuştur. Atieh ve ark. (2013)

peri-implant mukozitis oranının hasta bazında %63,4 implant bazında %30,7 olduğunu, peri-implantitis oranının ise hasta bazında %19 ve implant bazında %9,6 olduğunu bildirmişlerdir. Daubert ve ark. (2015) peri-implant mukozitis oranını implant bazında %33, hasta bazında ise %48 olarak, peri-implantitis oranını ise implant bazında %16 hasta bazında %26 olarak tespit etmişlerdir. Schwarz ve ark. (2017) ise 512 implantı değerlendirdikleri araştırmalarında implant bazında peri-implant mukozitis oranını %35,6 ve peri-implantitis oranını ise %7,6 olarak bildirmişlerdir.

Froum ve ark. tarafından 2012 yılında peri-implantitisin klinik ve radyolojik değerlendirmelerine bağlı olarak bir sınıflandırma yapılmıştır. Bu sınıflamada peri-implantitis 3 gruba ayrılmıştır (Tablo 2-2).

Tablo 2-2: Froum (2012)'un peri-implantitis sınıflaması

Peri-implantitis Sınıflaması	
Başlangıç seviyesi	Cep Derinliği > 4 mm Sondalamada kanama ve/veya supurasyon Kemik yıkımı implant uzunluğunun %25'inden daha azdır
Orta seviye	Cep Derinliği > 6 mm Sondalamada kanama ve/veya supurasyon Kemik yıkımı implant uzunluğunun %25'i ile %50'si arasındadır
İleri seviye	Cep Derinliği >8 mm Sondalamada kanama ve/veya supurasyon Kemik yıkımı implant uzunluğunun % 50'sinden fazladır

Peri-implant bölgedeki kemik defekt şekillerinin değerlendirmesi:

Peri-implantitis hastalarında kemik defektleri incelenerek sınıflandırılmıştır. Buna göre defekt tipleri 2 ana sınıf altında toplanabilir: kemik içi komponente sahip sınıf 1 defektler ve implantın yivlerinin açığa çıktığı horizontal kemik kaybıyla karakterize sınıf 2 defektler (Schwarz ve ark., 2007), (Şekil 2-5).

Sınıf 1 defektler 5 alt gruba ayrılmıştır:

1a – bukkal dehisens

1b – bukkal dehisens + kemik içi komponent

1c – bukkal dehisens + çanak kemik kaybı

1d – bukkal dehisens + lingual dehisens + çanak kemik kaybı

1e – çevresel kemik kaybı

1e- çevresel kemik defektinin hem insanlarda (%55,3) hem de hayvanlarda (%86,6) en çok görülen defekt tipi olduğu belirtilmiştir (Schwartz, 2007; Madi ve ark., 2014).

Sınıf Ia: Bukkal dehisens



Sınıf Ib: Bukkal dehisens + kemik içi komponent



Sınıf Ic: Bukkal dehisens + çanak kemik kaybı



Sınıf Id: Bukkal ve lingual dehisens + çanak kemik kaybı



Sınıf Ie: Çevresel kemik kaybı



Sınıf II: Horizontal kemik kaybı



Şekil 2-5: Schwarz ve ark. (2010)'nın peri-implant defekt sınıflaması

2.9. Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler

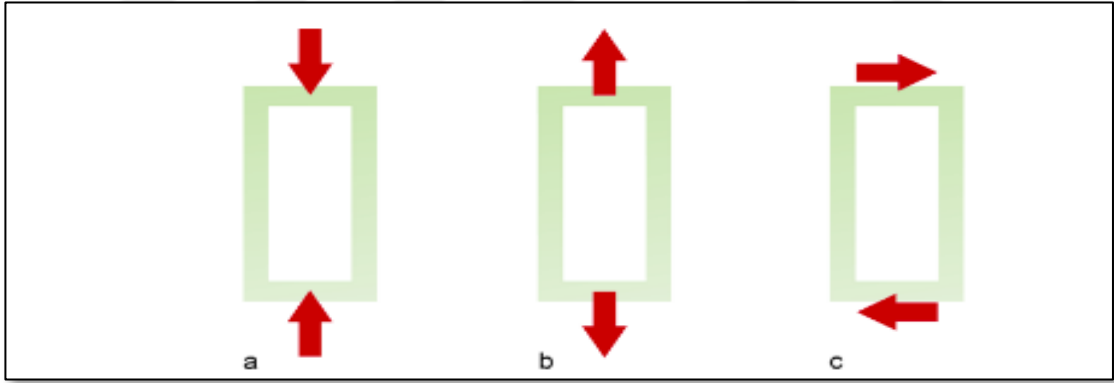
Stres analizleri sırasında bazı teknik terimler kullanılmakta olup bu terimlerin tanımlanmasının konunun anlaşılması açısından faydalı olacağı düşünülmektedir.

Kuvvet

Kuvvet, cisimlerin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen etkiye denir. Kuvvet; doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir. Kuvvetin birimi Newton (N) olarak ifade edilmektedir (Caputo ve Standlee, 1987; Kuhlberg ve Nanda, 2005).

Gerilim (Stres)

Bir cisme dışarıdan uygulanan bir kuvvete karşı, cisim içerisinde gelişen, birim alanında oluşturduğu tepkiye gerilim denir. Bir yapının içindeki gerilim birim yüzeydeki kuvvet olarak bilinmektedir. Gerilim, birim kuvvetin birim alan ya da uzunluğun karesine oranıyla ifade edilir (Inan, 2001). Dış hekimliğindeki araştırmalarda, incelenen boyutlar genellikle milimetre (mm) olarak tanımlandığı için gerilim birimi “megapaskal” (Mpa veya N/mm^2) olarak belirtilmektedir (Misch, 2007).



Şekil 2-6: Cisimlerde oluşan gerilim tipleri A: Sıkışma gerilmesi B: Çekme gerilmesi C: Kesme gerilmesi

Kuvvet uygulaması sonucu cisimde üç tip gerilme oluşabilmektedir (Şekil 2-6). Çoğunlukla kuvvet uygulanan cisimlerde tek tip gerilme yerine bu üç gerilmenin bir arada bulunduğu, bileşik gerilme durumları meydana gelmektedir. Bu gerilme tipleri:

- Sıkışma Gerilmesi (Compressive Stress): Cismi sıkıştırmak amacıyla, aynı doğrultuda ve farklı yönde iki kuvvetin oluşturduğu stres tipidir.

- Çekme Gerilmesi (Tensile Stress): Aynı doğrultuda fakat ters yöndeki iki kuvvetin cismi gererek, bütünlüğünü bozmaya çalışması ile oluşan gerilme tipidir.
- Kesme “Makaslama” Gerilmesi (Shear Stress): Farklı düzlemde yer alan ve ters yönde iki paralel kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Kuvvetler cismin üzerinde etkili oldukları bölgeyi zıt yönde kaymaya zorlar (Baran, 1991).

Üç boyutlu elemanlarda, kesme gerilimlerinin “0” olduğu durumda asal gerilim değerleri elde edilir. Kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde asal gerilim değerleri önemlidir.

- Maksimum Asal Gerilim (Pmaks) pozitif bir değer olup, en yüksek gerilme stresini ifade eder.
- Minimum Asal Gerilim (Pmin) ise negatif değerdir ve en yüksek sıkışma gerilimini ifade eder.

Bir stres elemanında hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, stres elemanı o stres tipinin etkisi altında kabul edilir. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stresi değeri (Pmaks) 100 Mpa, sıkışma değeri (Pmin) – 40 Mpa ise, o düğüm noktasında gerilme stresi (Pmaks) daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir (Stegarioiu ve ark., 2004).

Şekil Değişirme, Gerinim (Strain):

Bir cisme kuvvet uygulandığında boyutta meydana gelen değişiminin orijinal boyuta oranı olarak tanımlanmaktadır. “Gerinim (ϵ) = Boyuttaki Değişim / İlk Boyut” şeklinde hesaplanır. Bütün cisimler, uygulanan kuvvetler altında şekil değişimine yani elastik veya plastik deformasyona uğramaktadır. Gerilim ve gerinim birbirinden tamamen farklı nicelikler olmasına rağmen, bir cisim üzerinde kuvvet karşısında gerilim oluştuğunda gerinim de oluşmaktadır. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil sadece büyüklüktür ve “%” (Yüzde) olarak ifade edilir (Adıgüzel, 2011; Sakaguchi ve Powers, 2011). İmplantın yüklenmesi sırasında oluşan ve fizyolojik sınırlardaki yükler karşısında kemik kendi yapısını değiştirme yeteneğine sahiptir. Trabeküler kemikte meydana gelen 100 mikro gerinimdeki düşük yükler kemik rezorpsiyonuna neden olabilir. Fizyolojik yükler ise (100-3000 mikro gerinim) kemiğin remodelasyonunu sağlar. 3000 mikro gerinimin üzerindeki fizyolojik yükler, kemik

yapısında yıkıcı etkiye sahip olarak “fibrotik remodelasyon” sürecini başlatır (Şahin ve ark., 2002).

Hooke Kanunu

Robert Hooke tarafından tanımlanan “Hooke Kanunu” belirli gerilme sınırları içerisinde cisimdeki gerinimin, gerilim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür. Bir başka deyişle bir maddenin bozulmasının, bozulmaya sebep olan kuvvetle yaklaşık doğru orantılı olduğunu açıklar.

Gerinim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit (sert), düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar (Rho ve ark., 1993; Inan, 2001).

Elastisite modülü (Young Modülü)

Yük altındaki cismin moleküllerinin birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir. Bu değer arttıkça, materyalin dayanıklılığı yani cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç artmaktadır. Aynı miktardaki yükler uygulanmış iki ayrı materyalden elastisite modülü yüksek olan, elastisite modülü düşük olana oranla daha az deforme olmaktadır (Inan, 2001).

Poisson Oranı

Elastik sınırlar içerisinde lateral gerilmenin aksiyel gerilmeye oranı Poisson Oranı (ν) olarak tanımlanır. Yani Poisson Oranı, bir eksendeki gerilim ile bu gerilimin diğer eksenlerde oluşturacağı deformasyonu ilişkilendiren katsayıdır. Bir cisme çekme kuvveti etki ettiğinde, yükün geldiği yönde bir boy uzaması, yüke dik olan diğer boyutlarda ise bir boy kısalması görülmektedir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşmaktadır. Bir yöndeki uzama diğer eksenlerde kısalma ile sonuçlanacağı için negatif değer taşır, ancak mutlak değer içinde kabul edilir (Bueche ve Jerde, 1994; Adıgüzel, 2010).

Poisson Oranı = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi

Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres)

Von Mises gerilmesi; çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde

kullanılan bir değerdir. Von Mises stresi, cisim üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen cismin çekme dayanıklılığını verir. Bu değerler analizlerde genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilmektedir. Von Mises gerilmesi, üç asal gerilim değeri kullanılarak aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır (Adıgüzel, 2010).

$$\sigma = [((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2]^{1/2}$$

2.10. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi yöntemi, belirli bir geometriye sahip yapılarda meydana gelen stresleri analiz eden sayısal bir çözüm yöntemidir. Canlı dokular ve organların kuvvetler karşısında nasıl bir davranış sergilediğini tespit etmek gerilim analizi yapmak çok güç, maliyeti yüksek, riskli ve bazen de imkansızdır. Bu durum stres analiz çalışmalarını canlı dokuların bilgisayar ortamındaki modelleri üzerinde yapmaya itmiştir (Van Staden ve ark., 2006; Adıgüzel, 2010).

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde yıllardan beri kullanılmaktadır. Bu yöntem ilk defa 1960'ların başlarında havacılık ve uzay endüstrisindeki yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş ve o zamandan beri statik analiz, akışkanlar mekaniği, ısı iletimi ve elektromanyetik analiz gibi birçok mühendislik alanında ve diş hekimliğinde faydalı ve başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (Ergatoudis ve ark., 1968; Rzemieniecki, 1969). Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının arttırılması ve dental yapılarda oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır (Van Staden ve ark., 2006). Günümüzde dental materyaller (diş ve katmanları, amalgam, kompozit rezinler ve simanlar, metaller ve seramik sistemleri, post ve kanal dolgusu malzemeleri), oral ve maksillofasiyal yapıların mekaniği ve cerrahisi (maksilla ve mandibula kırıkları, fiksasyonu ve osteotomileri, temporomandibular eklem mekaniği, periodonsiyum, implant materyalleri), ortodontik tedavi ve apareyler, dental restorasyonlar ve osseoentegrasyon gibi birçok alanda kullanılmaktadır (Mackerie, 2004). Bu yöntemde basitçe, biyomekanik açıdan incelenmek istenen cisim belirli sayıda elemanlara

bölünerek, analitik şekilde modellenir ve bu küçük parçalar üzerinde analizler gerçekleştirilir.

Sonlu eleman analizi çeşitli bilgisayar programları ile yapılmaktadır. Bu programlar ile gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarları sayısal değer olarak görülebilmektedir. Ayrıca elde edilen verilerin kolayca anlaşılıp yorumlanabilmesi için renkli görüntülerin alınması da mümkün olmaktadır. İstenilen bölgelerden alınan kesitlerde her renk bir değer aralığını göstermektedir. Renk aralığına denk gelen değerler ise görüntülerde yer alan bir skala ile gösterilmektedir (Jianping ve ark., 2008).

Sonlu elemanlar metodunda karmaşık sistem, idealize edilmiş bir “ağ (mesh)” ile tanımlanır. Bu yapıyı elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Ağı oluşturan çizgilerin kesim noktaları, “düğüm noktaları” olarak adlandırılır. Bu ağı belirleyen çizgilerin arasında oluşan, iki veya üç boyutlu eleman, “sonlu elemandır” (Veziroglu ve Yılmaz, 2008).

Sonlu elemanlar stres analizi metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara bazı verilerin girilmesi gereklidir. Bu veriler aşağıda sıralanmıştır:

- Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar
- Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi
- Elemanların poisson oranı ve elastisite modülü değerleri
- Modele uygulanan kuvvetler
- Geometrinin (modelin) sınır şartları
- Yapılacak olan analizin tipi

Sonlu eleman analizinde gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesinde en önemli etkenlerden biri, incelenecek cismin geometrisine oldukça yakın model hazırlama işlemidir (Hughes, 2000). Matematiksel modellerin doğruluğu, seçilen eleman tipine, eleman sayısına ve eleman davranışıyla ilgili yapılan kabullere bağlıdır. Eleman sayısının artması bilinmeyenlerin sayısının artmasına neden olurken sonuçların doğruluğunu arttırmaktadır (Van Staden ve ark., 2006).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları:

1. Karmaşık geometriye sahip katı cisimler gerçeğe yakın modellenebilir.
2. İstenilen sayıda malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir.

3. Gerilme dağılımları ve yer değiştirmeleri hassas bir şekilde elde edilebilir.
4. Uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin ve geometrisinin kolayca değiştirilmesi sayesinde analizin hızlıca tekrarlanması mümkündür.
5. Girişimsel olmayan (non-invaziv) bir metottur.
6. Sınır şartları kolayca uygulanabilir.
7. Uygulanan kuvvetlerin cismin herhangi bir noktasında oluşturduğu stresler ayrı ayrı ölçülebilir.
8. Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir (Sonugelen ve Artunç, 2002; Adıgüzel, 2010).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları:

1. Programların maliyeti çok yüksek ve patentlidir. Bu sebepten dolayı kullanılan programlar lisanslı olmalıdır ve bu programlara sık sık güncelleme yapılmalıdır.
2. Kullanılacak malzemelerin özellikleri ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi tamamen kullanıcıya bağlıdır bu nedenle sonuçlar, farklı değerler kullanılan araştırmalarda değişkenlik gösterebilir.
3. Programların kullanımı için özel eğitim ya da profesyonel destek gerekebilir.
4. Lineer elastik bir stres analiz yöntemidir. Gerçekte canlı ve cansız yapılar, yük altında belli bir sınıra kadar elastik, daha sonra plastik deformasyon gösterirler. Diş hekimliğinde uygulanan kuvvet miktarları, ancak elastik deformasyon oluşturacak sınırlar içerisindedir.
5. Dişhekimliği alanında yapılan çalışmalarda kullanılan yapılar, homojen ve izotropik yapılar olarak kabul edilir. İzotropik yapıların özellikleri bütün doğrultularda aynıdır ancak hiçbir materyal % 100 homojen ve izotropik değildir.
6. Modellemede çözüm sürecini gerçekleştirebilmek için, belirli varsayımlar yapılması gerekmektedir. Kemik-implant temasının %100 olduğu varsayılmaktadır. Ancak histomorfometrik veriler hiçbir zaman kemik-implant temasının %100 olmadığını belirtmektedir.

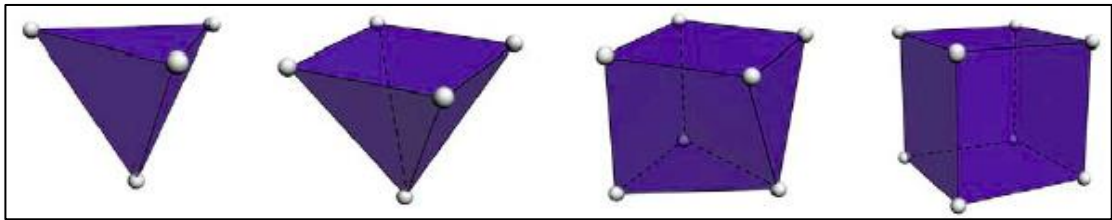
7. Kemik ve implantlar karmaşık yapılardır ve doğru bir şekilde üç boyutlu modele aktarılmaları zordur. Üç boyutlu modellemelerde, iki boyutlu modellemelere göre gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir.
8. Hesaplanan değerler kesin olarak alınmamalı ve yapıların gerilim altındaki stres dağılımları değerlendirilmelidir (Geng ve ark., 2001; Van staden ve ark., 2006; Lin ve ark., 2009).

2.10.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminde Temel Kavramlar

Sonlu elemanlar yönteminin daha iyi anlaşılabilmesi ve uygulanabilmesi için bazı temel kavramların bilinmesi gereklidir. Sonlu elemanlar modeli, iki boyutlu (2B) veya üç boyutlu (3B) olarak oluşturulabilir. 3B modelleme, dental yapılara ve dokulara ait daha kesin sonuçlar verdiği için daha sıklıkla kullanılmaktadır (Geng ve ark., 2001; Caglar, 2003, Adıgüzel, 2010).

Eleman

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, eleman olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar düğümler ile birbirine bağlanmaktadır (Adıgüzel, 2010). Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmektedir. Elemanlar geometrilerine göre; üçgen, paralelkenar ve dörtgen olarak, boyutlarına göre; tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik elemanlar olarak sınıflandırılmaktadır (Şekil 2-7). Eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında ve eleman boyutunun da 150-300 μm olması gerektiği bildirilmiştir. 300 μm 'den daha büyük eleman boyutunun kullanımı aldatıcı sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir (Teixeira ve ark., 1998; Sato ve ark., 1999).



Şekil 2-7: Üç boyutlu farklı eleman tipleri

Ağ Yapısının Oluşturulması

Düğüm noktaları ve elemanların koordinatları, ağ oluşturma işlemiyle oluşturulur. Ağ oluşturulması programlar tarafından otomatik olarak yapılabildiği gibi bilgisayar kullanıcısı da ağ üretebilmektedir. Bilgisayar kullanıcısı aracılığıyla girilen bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğümleri ve elemanları sıralamakta ve numaralandırılmalarını sağlamaktadır. Modelin en iyi şekilde elde edilmesi küçük parçalara bölünmesiyle olmaktadır (Geng ve ark., 2001; Adıgüzel, 2010). Ağ oluşturmada modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Ağ oluşturma işleminden sonra, cismin hangi bölgeden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı artırılarak, eleman tipi değiştirilerek, ağ üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden ağ oluşturulabilmektedir (Geng ve ark., 2001; Adıgüzel, 2010).

Sınır Koşulları

Modelin hangi bölgeden sabitlendiğini ve kuvvetin, modelin hangi bölgesinden uygulandığını gösterir (Geng ve ark., 2001; Adıgüzel, 2010) .

Geometri ve Katı Modelleme

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için ilk aşama, kullanılacak tüm materyallerin bilgisayar ortamına aktarılarak modellenmesidir. Katı modellemenin ana amacı, görüntünün dışında cisme ait iç ve dış geometrinin aynı şekilde bilgisayar ortamına yansıtılmasıdır. Böylelikle ağırlık ve moment gibi değerler hesaplanabilmekte veya farklı kesitler alınarak cisme ait iç geometrik form detaylı bir şekilde incelenebilmektedir. Cisimlerin katı modellenmesi için bilgisayar destekli tasarım programları kullanılır. Modelleme için hızlı veri, iletişim ve işlem gücüne sahip iyi özellikteki bilgisayarlara gereksinim vardır. Modelleme bir, iki veya üç boyutlu olarak yapılabilir. 3B modelleme analizde gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır (Geng ve ark., 2001; Adıgüzel, 2010). Mekanik özelliklerin belirlenmesinde elastisite modülü ve poisson oranı kullanılırken uygulanacak kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı yükleme koşulları tanımlanırken belirlenir.

Sonuçların Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında gerilme, sıkışma ve Von Mises streslerinin dağılımı ve miktarlarına bakılarak değerlendirme yapılır. Analiz sonuçlarında negatif ve pozitif değerler elde edilir. Pozitif değerler gerilme tipi stresleri

ve negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir. Bir stres elemanında belirgin bir ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisindedir (Hughes, 2000; Van Staden, 2006).

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler iki başlıkta incelenir:

1. Normal Stresler (gerilme ve sıkışma stresleri, σ ile sembolize edilir)
2. Kesme Tipi Stresler (τ ile sembolize edilir) (Bueche ve Jerde, 1994).

Sıkışma tipi kuvvetler kemik-implant ara yüzeyinde daha sıkı bir ilişki oluşmasına sebep olurken, gerilme ve kesme tipi kuvvetler ise kemik-implant ara yüzeyinde nesnelere birbirinden uzaklaşmasına sebep olan yıkıcı kuvvetlerdir. Dental implant-protez sisteminde en iyi tolere edilen kuvvetler sıkışma tipi kuvvetlerdir.

Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bu koşullar altındaki normal streslere "Principle Stress" (Asal Stres) denir.

Principle Stres (Asal Stres) üç çeşitir:

- Maksimum Asal Stres (Maximum Principle Stress): En yüksek gerilme stresini ifade eden pozitif bir değerdir. Genellikle P_{maks} olarak kısaltılır, simgesi (σ_1)'dir
- Ara Asal Stres (Intermediate Principle Stress) (σ_2): Ara asal stres değerini gösterir.
- Minumum Asal Stres (Minumum Principle Stress): En yüksek sıkışma stresini ifade eden negatif bir değerdir. Genellikle P_{min} olarak kısaltılır ve simgesi (σ_3)'dir (Bueche ve Jerde, 1994; 189).

Sonlu elemanlar analizinde, sonuçlar varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla elde edilmektedir. Bu nedenle istatistiksel analizler yapılmamaktadır. Önemli olan, elde edilen stres değerlerinin ve stres dağılımlarının nasıl değerlendirileceğinin ve karşılaştırılacağının bilinmesidir.

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışmada, dört farklı yoğunluğa sahip kemik modeli içerisine yerleştirilen dental implantların çevresinde dokuz farklı kemik defekti modellendi ve çiğneme kuvvetlerine maruz bırakılarak kortikal kemik, trabeküler kemik ve implant üzerinde oluşan stresler incelendi. Araştırma, 3B sonlu elemanlar analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi. Bu yöntemde sınır koşulları belirlenerek sadece mandibular 2. premolar diş bölgesini içine alan kemik modeli kullanıldı.

3.1. İmplant ve Kemik Modellerin Oluşturulması

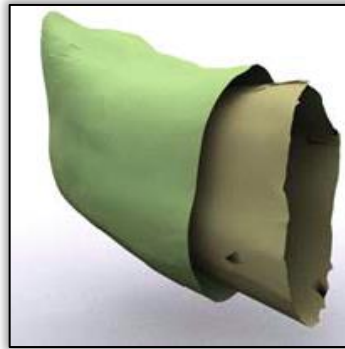
Çalışmada dört farklı yoğunluktaki mandibula kemiğinin, titanyum implantların, dayanakların ve kuron yapısının geometrik modelleri oluşturuldu. Modelleme aşamasında 3B ağ yapısının düzenlenmesi ve homojen hale getirilmesi, 3B katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8,D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı bulunan 3B tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3B modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı (Şekil 3-1).



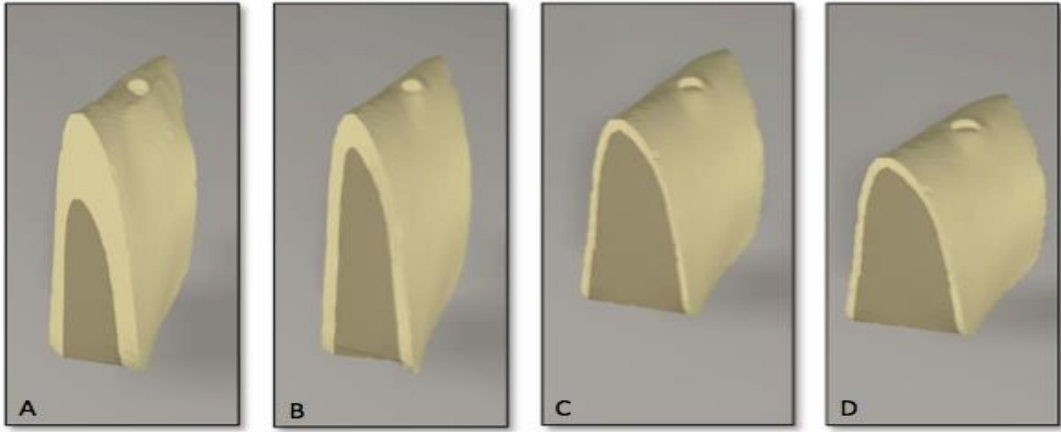
Şekil 3-1: Activity 880 optik tarayıcısının görünümü

3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi

Dört farklı tipteki kemik dokusunun modellenmesi için erişkin bir hastanın çene kemiği, Sobotta anatomi atlası ve daha önce bu konuyla ilgili yapılmış çalışmalar referans alınarak, Lekholm ve Zarb (1975) sınıflamasına uyumlu olacak şekilde oluşturuldu (Paulsen ve Jens, 2013). Modellenen kemik dokusu 3B-Doctor yazılımına aktarıldı ve burada sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. Elde edilen model, 3B-Doctor yazılımından stl formatında dışa aktarıldı. İlk aşama tamamlandığında oluşturulan modelin sadece dış yüzeyi, yani kortikal kemik bilgisayar ortamında tanıtılmış durumdadır. Trabeküler kemiğin oluşturulması için alt çene modelinde oluşturmak istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (D1 kemikte kret tepesinden 5 mm, bukkal ve lingualden 2 mm; D2 kemikte bütün bölgelerden 2 mm; D3 ve D4 kemikte ise bütün bölgelerden 1 mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlendi ve kemik modelinde ikinci aşamaya geçildi (Şekil 3-2). Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlandı. Bu şekilde mandibulada kortikal ve spongioz kemik modele taşındı (Şekil 3-3). Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlandı. Mandibulanın tümünün analizi işlem süresini arttıracığı için çalışmada incelenmesi istenen bölge, Boolean yöntemi ile çıkarıldı (Şekil 3-4). Bu işlemde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamakta ve analizin doğruluğunu değiştirmemektedir.



Şekil 3-2: Çalışılacak mandibula kesiti üzerinde kortikal ve spongioz kemiğin tabakalandırılması



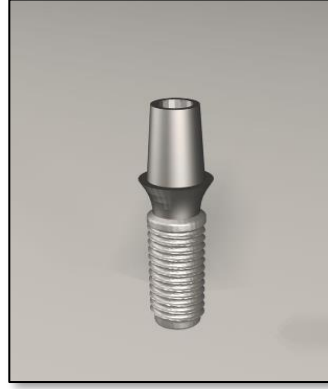
Şekil 3-3: Analizde kullanılan 4 farklı mandibula kesiti A: D1 B: D2 C: D3 D: D4



Şekil 3-4: Elde edilen 3B mandibula üzerinde kesiti alınacak posterior bölgenin belirlenmesi ve boolean işlemi

3.1.2. İmplantın ve Dayanağın Modellenmesi

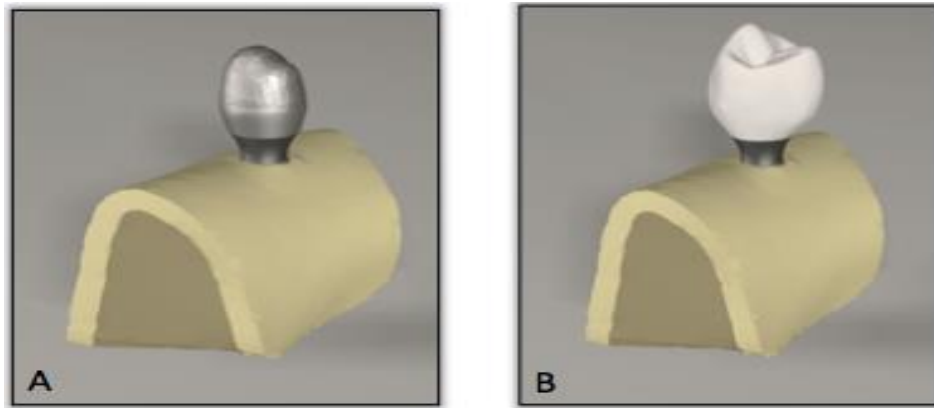
Bu çalışmada kullanımı planlanan dental implantlar, alt çenede 2. premolar diş bölgesine gelecek şekilde ve bu bölgedeki kemik anatomisine dikkat edilerek mandibula alt sınırına dik olacak şekilde yerleştirildi. Dental implantın ve dayanağın tasarımında Straumann markasının verileri referans alındı (ITI; Institut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) (Şekil 3-5).



Şekil 3-5: Straumann 4,1/10 mm implant ve 5 mm dayanak uzunluğunun 3B görüntüsü

3.1.3. İmplant Üstü Kuronun Modellenmesi

İmplant üstü kuronun modellenmesi sırasında alt yapı materyali olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya), üst yapı materyali olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) kullanıldı. Metal kalınlığı 0,8 mm; porselen kalınlığı kuron boyutu dikkate alınarak en az 2 mm olarak hazırlandı. Kuron modellenmesinde Wheeler Diş Anatomi Atlası'ndan yararlanıldı (Ash, 1993) (Şekil 3-6). Siman tabakası, tabakanın inceliğinden ve malzeme değerlerinin düşüklüğünden dolayı göz ardı edildi.



Şekil 3-6: D2 kemikte 2. premolar dişin modellenmesi A) metal alt yapı B) porselen üst yapı

3.1.4. Kemik Defektlerinin Modellenmesi

İmplant çevresinde oklüzalden bakıldığında implantın bütün duvarlarını saran toplam dokuz adet kemik defekt modeli oluşturuldu. Bunlar rezorpsiyon olmayan (Kontrol grubu) model ve dört farklı rezorpsiyon derinliğinin (1-2-4-6 mm) iki farklı yatay rezorpsiyonla (2-4 mm) birleştirildiği sekiz farklı rezorpsiyon modelidir (Şekil 3-7). Bu defektler hem insanlarda (%55,3) hem de hayvanlarda (%86,6) peri-implantitiste en sık görülen defekt tipi olan çevresel kemik defektinde oluşturuldu (Schwartz, 2007; Madi ve ark., 2014). Geometrik modelleme sonucunda 4 farklı kemikte 9 farklı defekt modeli oluşturuldu. Modellere iki farklı doğrultuda kuvvet uygulanarak analiz sayısı 72'ye ulaşmıştır.

G0 : Defekt derinliği ve genişliği 0 mm olan kontrol grubu

G1_A : Defekt derinliği 1 mm defekt genişliği 2 mm olan grup

G1_B : Defekt derinliği 1 mm defekt genişliği 4 mm olan grup

G2_A : Defekt derinliği 2 mm defekt genişliği 2 mm olan grup

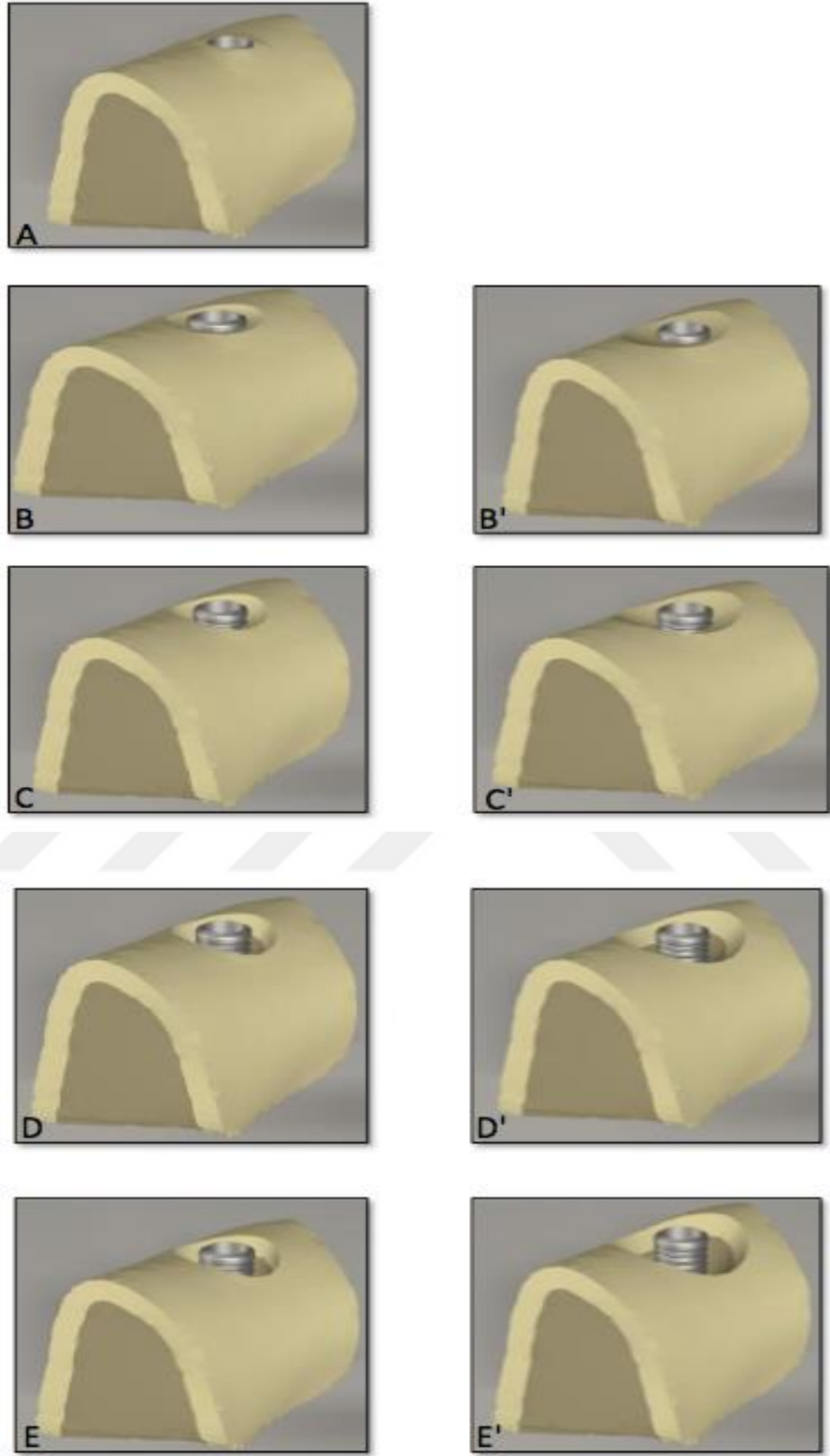
G2_B : Defekt derinliği 2 mm defekt genişliği 4 mm olan grup

G3_A : Defekt derinliği 4 mm defekt genişliği 2 mm olan grup

G3_B : Defekt derinliği 4 mm defekt genişliği 4 mm olan grup

G4_A : Defekt derinliği 6 mm defekt genişliği 2 mm olan grup

G4_B : Defekt derinliği 6 mm defekt genişliği 4 mm olan grup



Şekil 3-7: D2 kemikte 3B mandibula modeli üzerindeki implant ve 9 kemik defektinin görünümü (A: G0, B-B': G1_{A/B}, C-C': G2_{A/B}, D-D': G3_{A/B}, E-E': G4_{A/B})

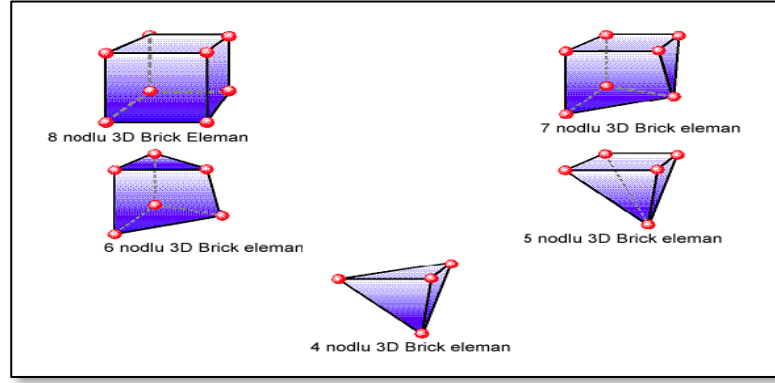
3.2. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Aktarılması

Hazırlanan tüm 3B modeller, Rhinoceros yazılımında birleştirildikten sonra analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., ABD) yazılımına aktarıldı. Stl formatı 3B modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır ve düğümlerin koordinat bilgilerini saklaması sayesinde farklı programlarda veri kaybı olmadan kullanıma olanak sağlamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirilen mandibula modellerinde stres analizi için materyallerin fiziksel özelliklerini tanımlayan elastisite modülü ve poisson oranı değerlerinin programa yüklenmesi gerekmektedir (Tablo 3-1).

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları (Eskitascioglu ve ark., 2004; Sevimay ve ark., 2005; Arun Kumar, 2013)

Materyal	Elastik modülü (GPa)	Poisson Oranı
Titanyum (implant, abutment, vida)	110	0,35
Kortikal kemik	13,7	0,3
Spongioz kemik (D1, D2, D3)	1,37	0,3
Spongioz kemik (D4)	1,1	0,3
Cr-Co alaşım	218	0,33
Feldspatik porselen	82,8	0,35

Modeller meşleme işleminde Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 3-8).



Şekil 3-8: Farklı düğüm sayılı brick eleman tipleri

3.3. Düğüm ve Eleman Sayıları

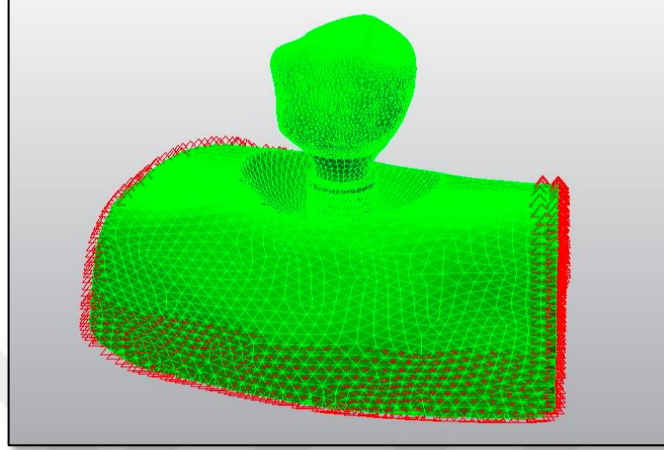
Modelin hassas ve tutarlı stres analizi gösterebilmesi için kullanılan eleman sayısı, hesaplama kabiliyeti göz önünde bulundurularak yüksek tutuldu. Mandibuladaki düğüm ve eleman sayıları aşağıda verilmiştir (Tablo 3-2).

Tablo 3-2: Deney gruplarındaki düğüm ve eleman sayıları

DEFEKT TIPLERİ	KEMİK TIPLERİ					
	D1		D2		D3/D4	
	<u>Düğüm</u> <u>Sayısı</u>	<u>Eleman</u> <u>Sayısı</u>	<u>Düğüm</u> <u>Sayısı</u>	<u>Eleman</u> <u>Sayısı</u>	<u>Düğüm</u> <u>Sayısı</u>	<u>Eleman</u> <u>Sayısı</u>
G0	29072	143200	28226	138425	27907	136190
G1A	29739	144839	28796	140027	28239	136279
G1B	29465	143753	28486	139485	28162	136269
G2A	29532	141776	28486	136249	28065	133722
G2B	29142	139999	28160	134734	27801	132540
G3A	28711	134115	27880	129223	27432	127011
G3B	28328	132317	27408	127550	27027	124998
G4A	27784	126002	27540	121407	26696	120160
G4B	27276	123544	26576	119886	26239	117622

3.4. Sınır Koşulları

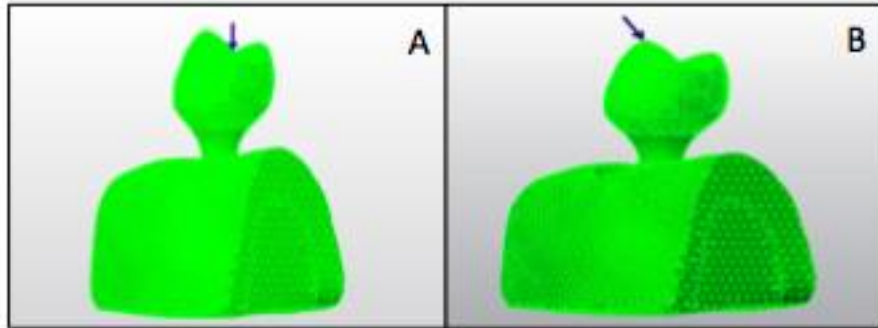
Model mandibulanın arka ve alt bölgesinden hareket etmeyecek şekilde sabitlendi. Yan bölgesinden de simetrik olacak şekilde sabitlendi (Şekil 3-9).



Şekil 3-9: 3B mandibula modelinin periferde tüm noktalardan sabitlenmiş görünümü

3.5. Yükleme Koşulları

İmplant üzerine yapılan kuron restorasyonuna gelen çiğneme kuvvetlerini taklit etmek amacıyla yükler iki farklı açıda verildi. Birinci yükleme koşulunda 200 N'luk kuvvet implantın üzerine yapılan kuron restorasyonun santral fossasına dik gelecek şekilde uygulandı. İkinci yükleme koşulunda 100 N'luk kuvvet implant uzun aksına 30°'lik açı yapacak şekilde kuronun bukkal tüberkülünün tepesinden uygulandı (Şekil 3-10).



Şekil 3-10: Sabitlenmiş modele kuvvet uygulanması A) dik yönde 200N B) 30° açıyla 100N

3.6. Modellerin Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Tüm stres değerleri, renk ve miktar skalaları ile gösterilmektedir. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir Şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.



4. BULGULAR

Bu çalışmada, açısız ve dik yükleme koşulu altında; farklı kemik tiplerinde implant ve kemiğin kortikal ve spongios bölgeleri ayrı ayrı ele alınarak biyomekanik performansları stres analizi ile incelenmiştir. Bunlara ek olarak kemik rezorpsiyon derinliği ve genişliğinin, kemik ve implantta oluşturacağı stresler ve streslerin yoğunlaştığı bölgeler araştırılmıştır.

4.1. Açısız Yüklemede Oluşan Streslerin Defekt Derinliklerine Göre Değerlendirilmesi

100 N kuvvet kordonun üstünden bukkal tüberkülün tepe noktasından 30° açıyla uygulanmıştır. Farklı derinlikteki kemik rezorpsiyonlarının, kemiğin kortikal ve spongios bölgesinde oluşturduğu asal gerilimler ve implantta oluşturduğu Von Mises stresler Tablo 4-1, 4-2, 4-3, 4-4, 4-5’de verilmiştir. Kortikal ve spongios kemikteki en büyük ve en düşük asal gerilimler (σ_1 - σ_3) her deney tasarımında bukkal, lingual, distal ve mezial yönlerde incelenmiş ve stresin en yüksek olduğu noktadan sayısal değerler alınmıştır.

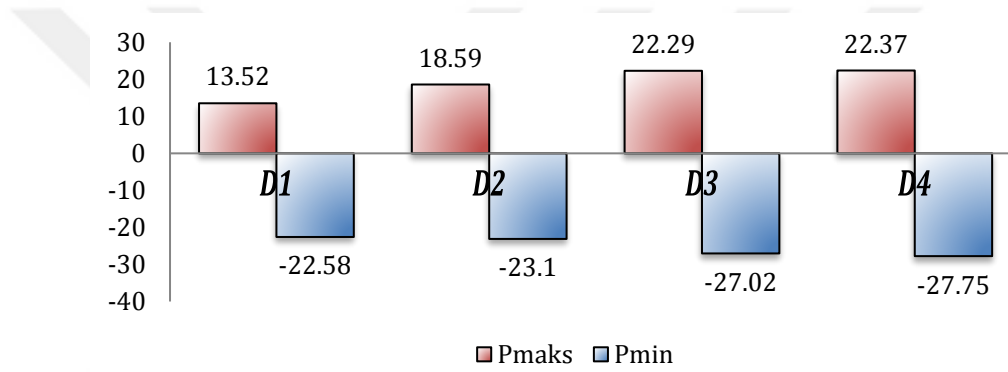
4.1.1 G0 Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

Kemik rezorpsiyonunun olmadığı kontrol grubunda farklı yoğunluktaki kemik tiplerinde, kortikal ve spongios kemikte oluşan asal gerilimler ve implantta oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-1; Şekil 4-1, 4-2, 4-3, 4-4, 4-5).

Tablo 4-1: G0 grubundaki asal gerilimler ve Von Mises stresler

	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
D1	13,52	-22,58	0,82	-0,18	159,14
D2	18,59	-23,10	1,39	-0,96	161,84
D3	22,29	-27,02	1,73	-1,50	185,28
D4	22,37	-27,75	1,76	-1,80	186,03

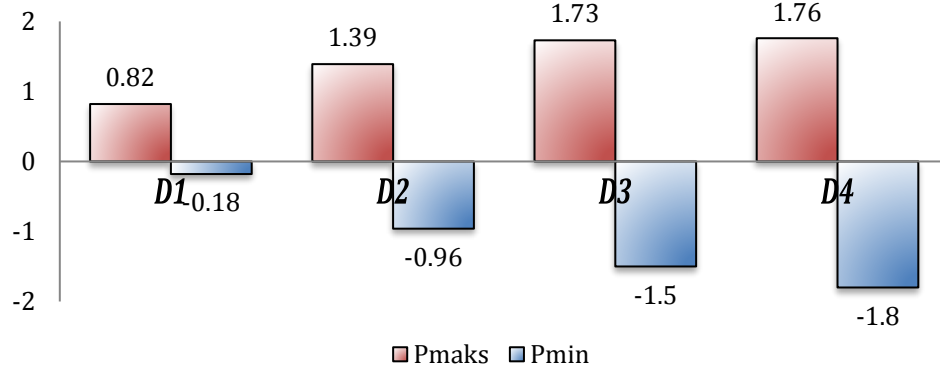
G0 grubunda kortikal kemikte oluşan asal gerilimler



Şekil 4-1: G0 grubunda kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler (Pmaks, Pmin). D1, D2, D3, D4: Farklı kemik yoğunluklarını göstermektedir.

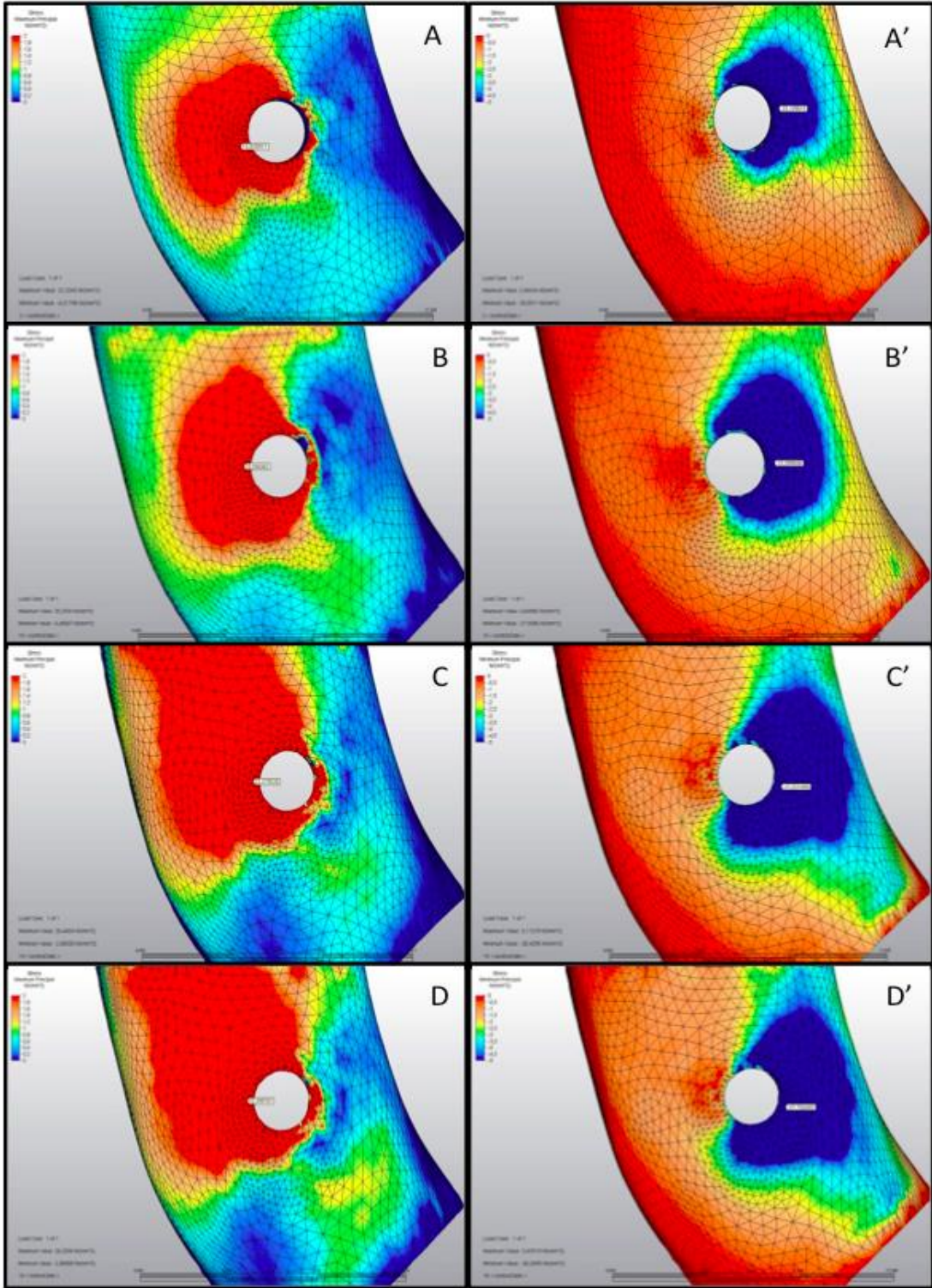
Kontrol grubu modellerinde gerilme stresleri yük uygulanan tarafta (bukkalde), sıkışma stresleri ise yük uygulanan tarafın karşısında (lingual) yoğunlaşmıştır. D1 kemikten D4 kemiğe doğru hem kortikal kemikteki streslerin hem de streslerin horizontal yöndeki dağılımının arttığı gözlenmiştir. Sıkışma streslerinin gerilme streslerinden yüksek olduğu görülmüştür.

G0 grubunda spongiöz kemikte oluşan asal gerilimler

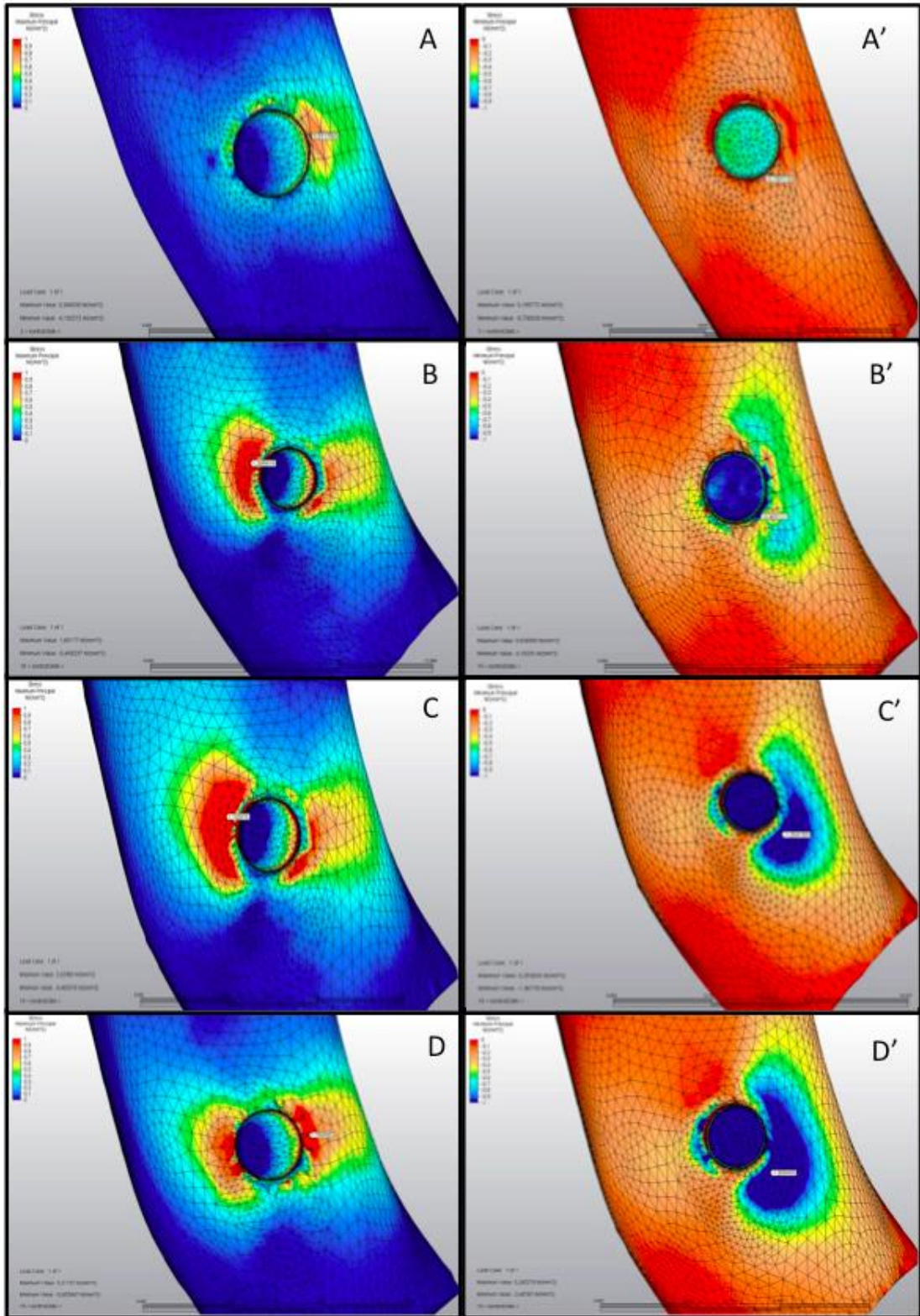


Şekil 4-2: G0 grubunda spongiöz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

Kontrol grubu modellerinde gerilme stresleri bukkolingual yönde yoğunlaşmıştır. Kortikal kemikteki asal gerilmelerle karşılaştırıldığında streslerin çok daha düşük seviyelerde kaldığı görülmüştür. Sıkışma stresinin, kontrol grubundaki tüm modellerde yük uygulanan tarafın karşısında (lingual) yoğunlaştığı gözlenmektedir. Sıkışma ve gerilme streslerinin D1 kemikten D4 kemiğe doğru arttığı görülmüştür.



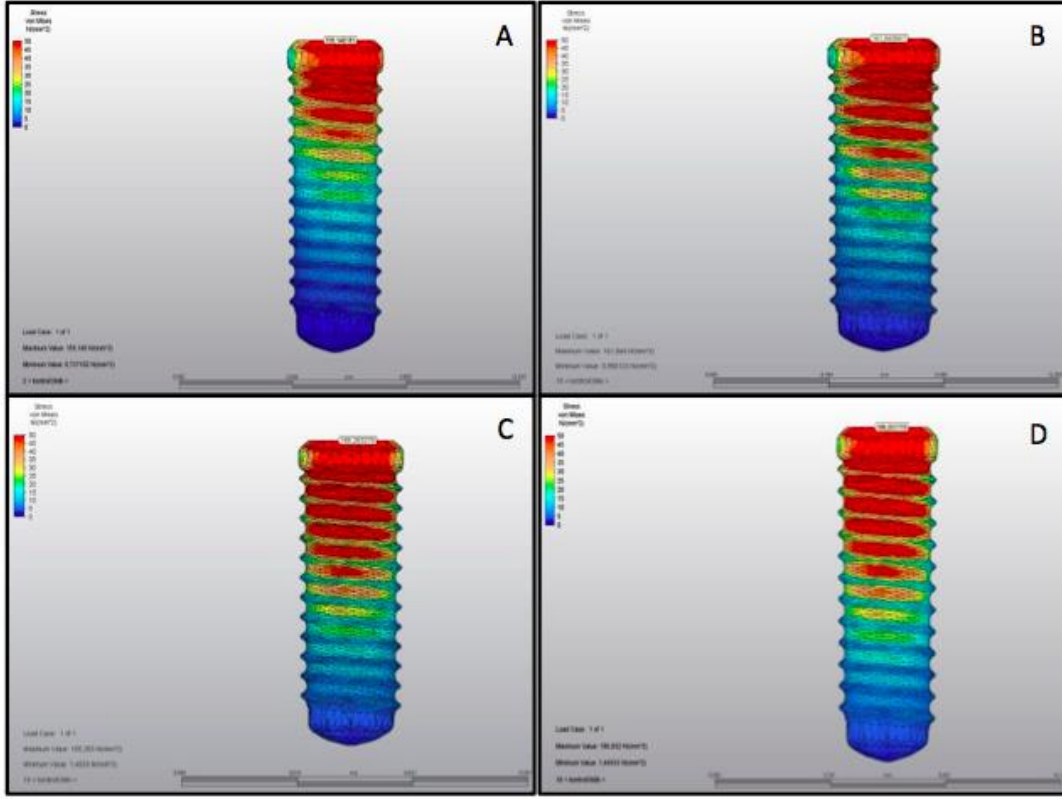
Şekil 4-3: G0 grubunda kortikal kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4



Şekil 4-4: G0 grubunda spongiöz kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4

G0 grubunda implantta oluşan Von Mises stresler

Kontrol grubunda, implantlarda oluşan Von Mises stresleri karşılaştırıldığında değerlerin D4>D3>D2>D1 şeklinde olduğu görülmüştür. Streslerin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Kemik yoğunluğu azaldıkça implant üzerindeki stresin apikal yönde dağılımının arttığı görülmektedir.



Şekil 4-5: G0 grubunda implantlarda oluşan Von Mises stresleri A: D1 B: D2 C: D3 D: D4

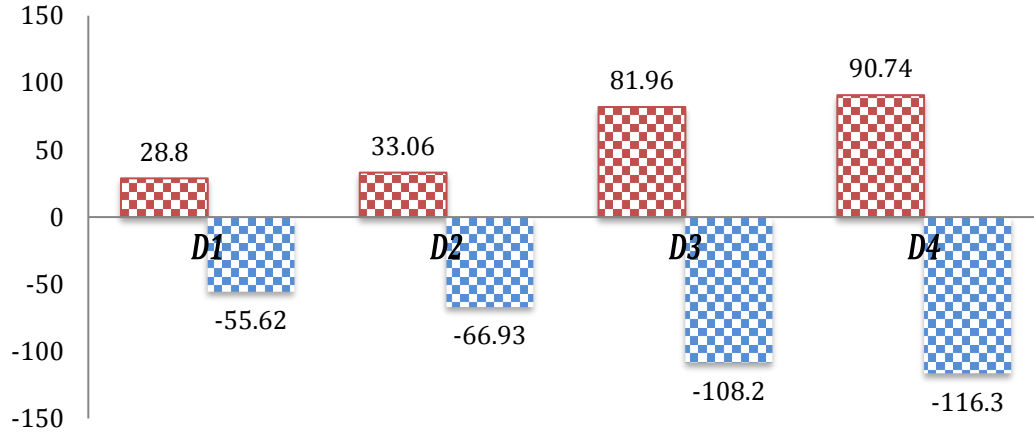
4.1.2. G1A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

Defekt derinliğinin 1 mm, genişliğinin 2 mm olduğu model grubunda farklı yoğunluktaki kemik tiplerinde, kortikal ve spongioz kemikte oluşan asal gerilimler ve implantta oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-2; Şekil 4-6, 4-7, 4-8, 4-9, 4-10).

Tablo 4-2: G1_A grubundaki asal gerilimler ve Von Mises stresler

	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
D1	28,80	-55,62	1,26	-0,36	188,29
D2	33,06	-66,93	3,16	-1,96	200,62
D3	81,96	-108,2	14,05	-8,73	178,59
D4	90,74	-116,3	12,54	-7,82	179,01

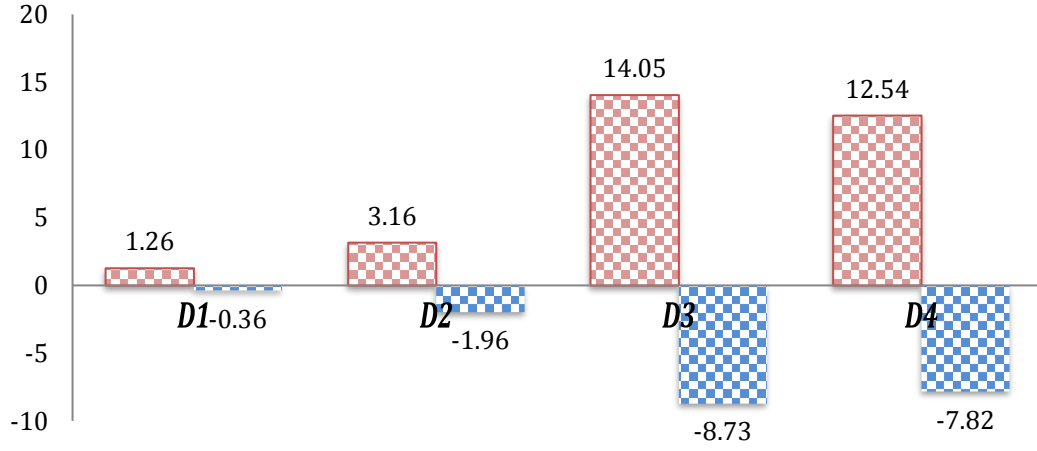
G1_A grubunda kortikal kemikte oluşan asal gerilimler



Şekil 4-6: G1_A grubunda kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

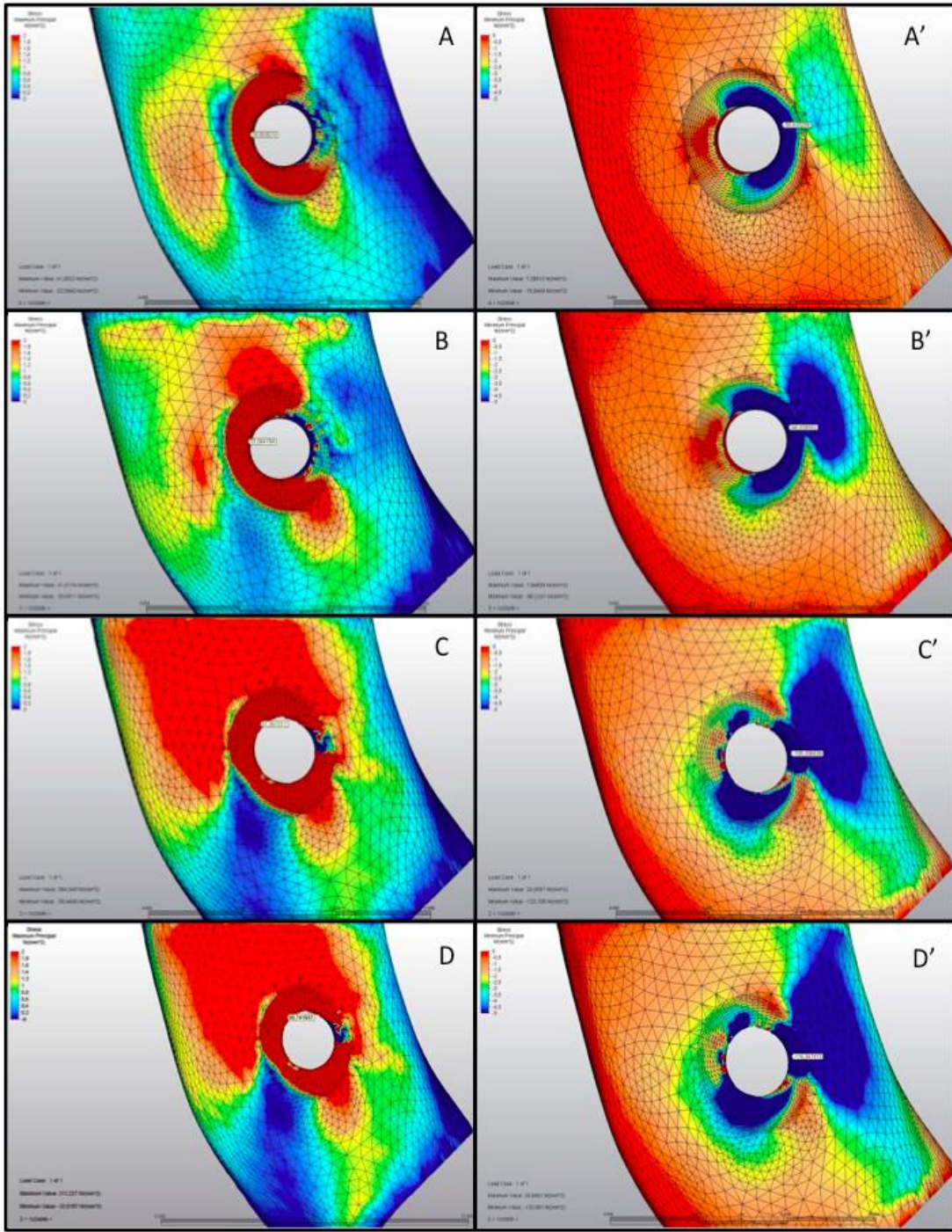
G1_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde, kortikal kemikte oluşan asal gerilimlerin çok daha yüksek olduğu görülmüştür. D3 ve D4 kemikteki stres artışları oldukça fazladır. Özellikle de D4 kemikteki stresler oldukça fazladır. Kemik kalitesi azaldıkça kortikal kemikte oluşan gerilme ve sıkışma streslerinin arttığı, implantın boyun bölgesindeki açılal kortikal kemiği çepeçevre sardığı görülmüştür. Sıkışma streslerinin gerilme streslerinden yüksek olduğu görülmüştür.

G1_A grubunda spongioz kemikte oluşan asal gerilimler

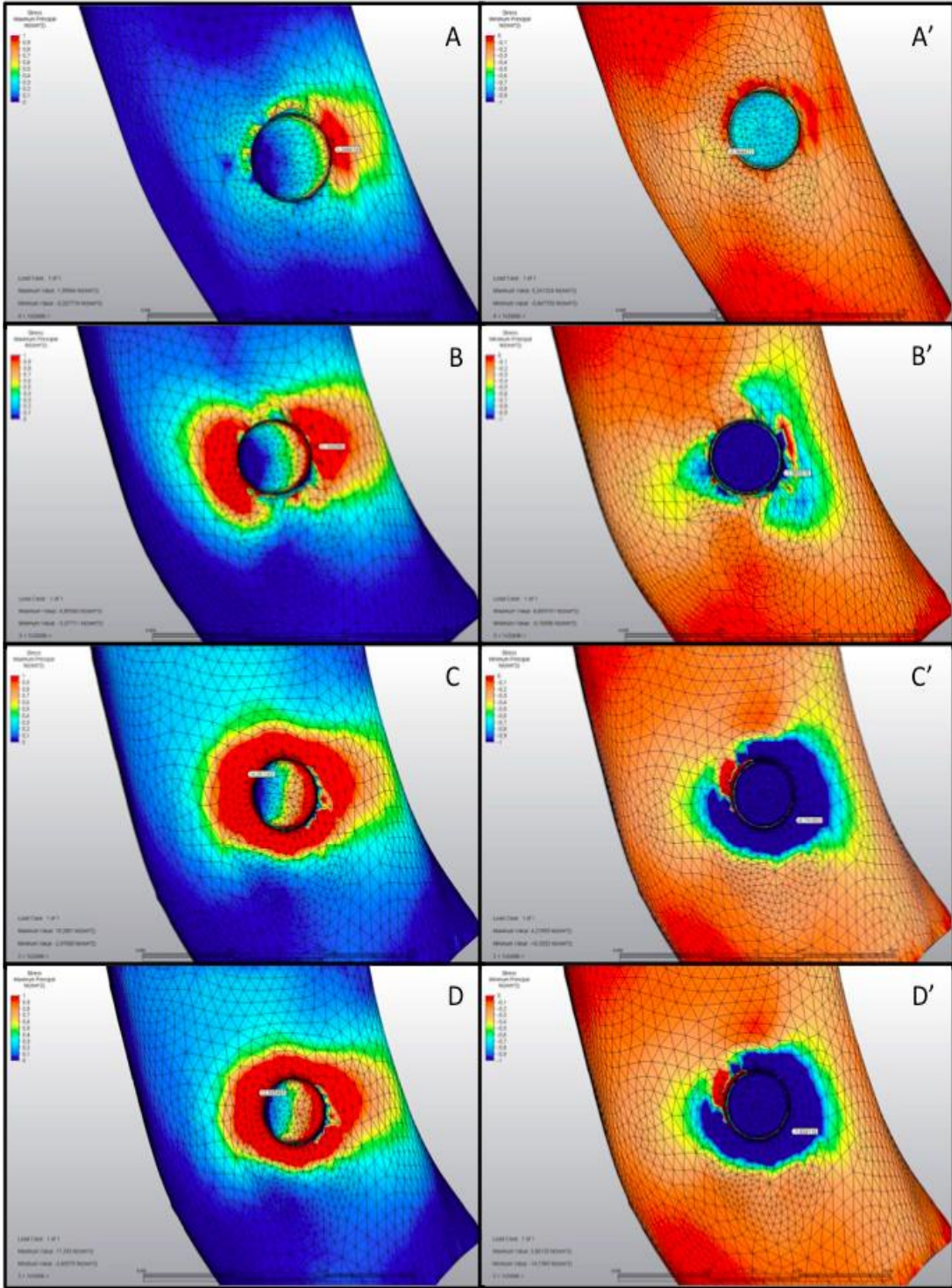


Şekil 4-7: G1_A grubunda spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

G1_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde spongioz kemikte oluşan asal gerilimlerin daha yüksek olduğu görülmüştür. D3 ve D4 kemikteki stres artışları oldukça fazladır. G1_A grubunda kemik kalitesinin azalması, spongioz kemikte oluşan gerilme ve sıkışma streslerini arttırmaktadır. D4 kemik D3 kemiğe göre daha zayıf kemik kalitesine sahip olduğu için kortikal kemikte çok daha fazla strese maruz kalmıştır. D3 kemiğin kalitesi daha iyi olduğu için stresler kortikal ve spongioz kemikte daha homojen dağılmıştır ve bu yüzden spongioz kemikteki stresler D4 kemiğe göre daha yüksek çıkmıştır.



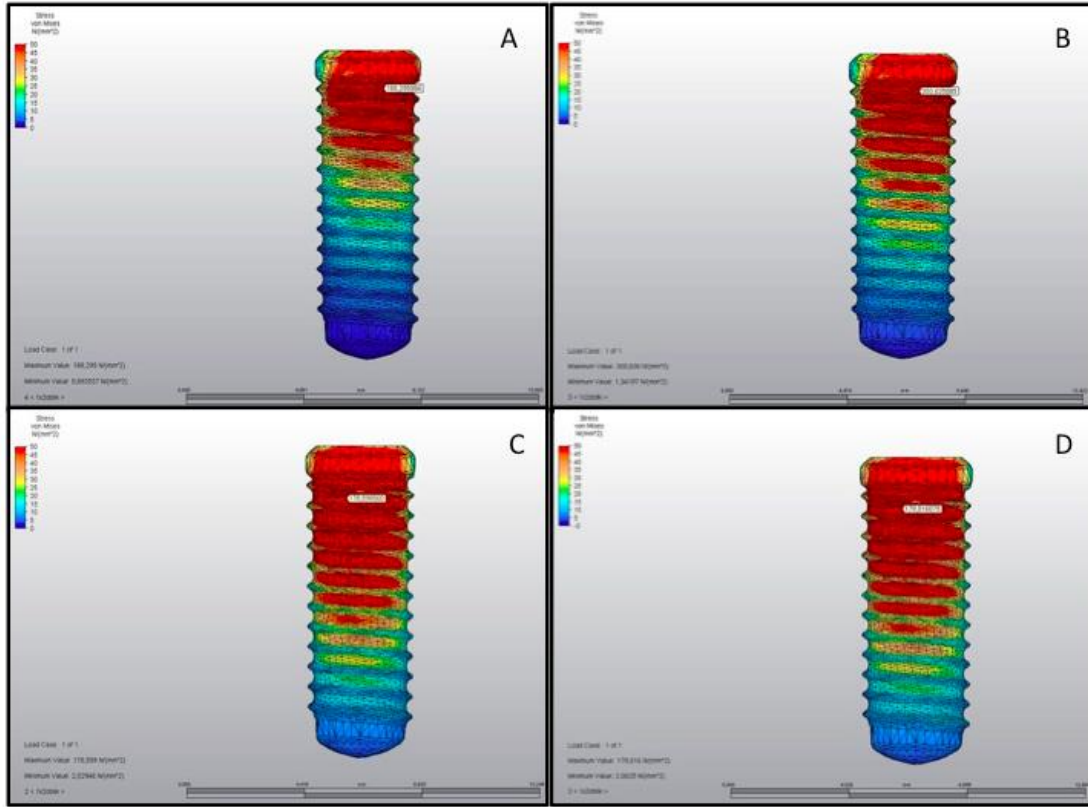
Şekil 4-8: G1_A grubunda kortikal kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A,A': D1; B,B': D2; C,C': D3; D,D': D4



Şekil 4-9: G1_A grubunda spongiöz kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4

G1A grubunda implantta oluşan Von Mises stresler

G1A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde implantta oluşan Von Mises streslerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. İmplantta en fazla stres D2 kemikte gözlenirken bunu D1, D4 ve D3 izler. D3 ve D4 kemikte defekt sınırı kortikal-spongioz kemik birleşiminde olduğu için spongioz kemiğin etkisi daha fazladır ve kortikal kemik içindeki defektlere göre daha az stres yaratır. Stresin yoğunlaştığı noktanın kontrol grubuna göre apikale kaydığı görülmüştür. Stres dağılımı da kemik yoğunluğu azaldıkça implantın apikaline doğru artmıştır ve implant üzerinde stresten etkilenmeyen bölgeler azalmıştır.



Şekil 4-10: G1_A grubunda implantlarda oluşan Von Mises stresleri A: D1 B: D2 C: D3 D: D4

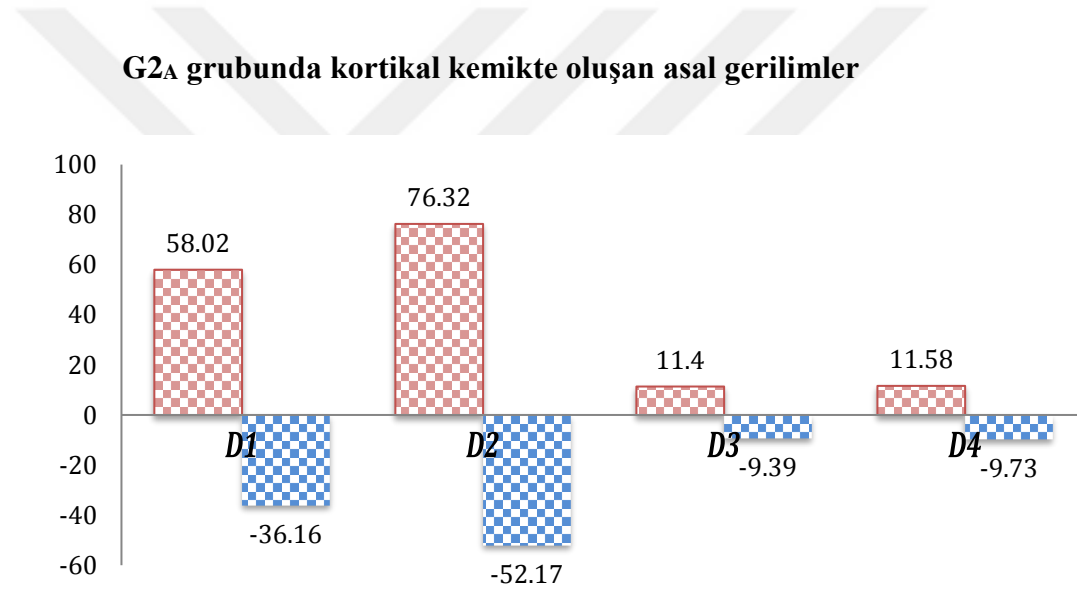
4.1.3. G2_A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

Defekt derinliğinin 2 mm, genişliğinin 2 mm olduğu model grubunda farklı yoğunluktaki kemik tiplerinde, kortikal ve spongioz kemikte oluşan asal gerilimler ve

implantta oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-3; Şekil 4-11, 4-12, 4-13, 4-14, 4-15).

Tablo 4-3: G2_A grubundaki asal gerilimler ve Von Mises stresler

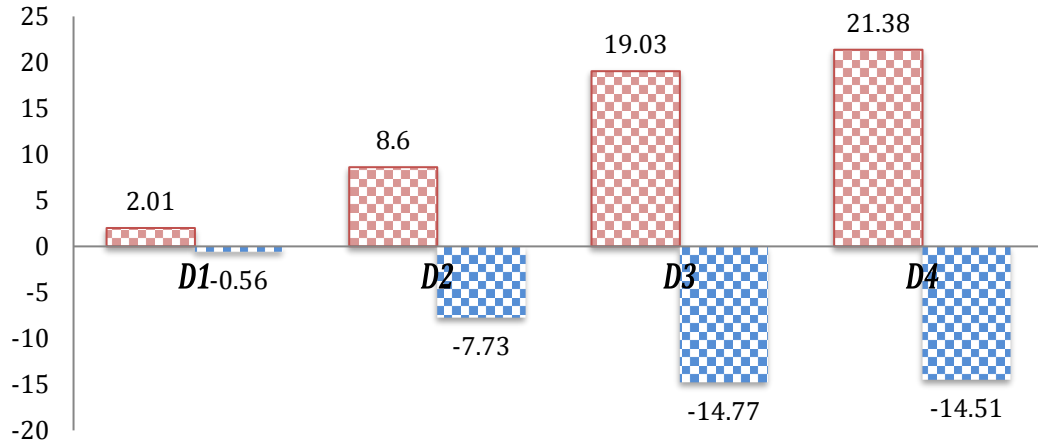
	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
D1	58,02	-36,16	2,01	-0,56	263,89
D2	76,32	-52,17	8,60	-7,73	298,85
D3	11,40	-9,39	19,03	-14,77	240,63
D4	11,58	-9,73	21,38	-14,51	239,99



Şekil 4-11: G2_A grubunda kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

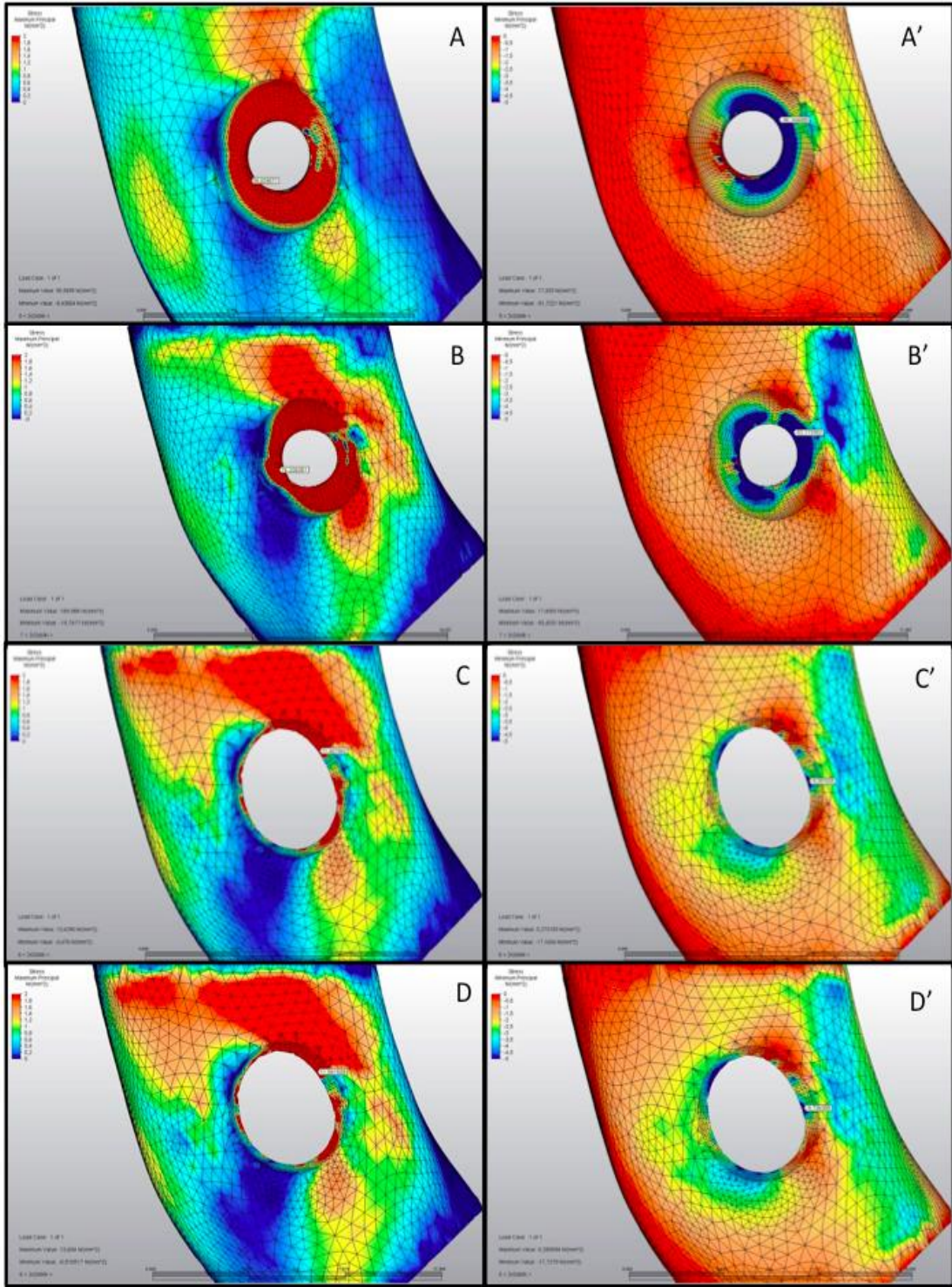
G2_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında D1 ve D2 kemikte oluşan asal gerilimlerin çok daha yüksek olduğu görülmüştür. D2 kemikte defekt sınırı kortikal-spongioz kemik birleşiminde kaldığı için gerilme ve sıkışma streslerinin yüksek olduğu görülmüştür. D3 ve D4 kemikte defekt sınırı spongioz kemik içinde kaldığı için oluşan streslerin D1 ve D2 kemiğe göre çok düşük olduğu görülmüştür. Gerilme streslerinin sıkışma streslerinden büyük olduğu görülmüştür. D1 ve D2 kemikte stresin implantın boyun bölgesindeki açısız kortikal kemiği çevrelediği ve stresin horizontal dağılımının arttığı görülmüştür.

G2_A grubunda spongiöz kemikte oluşan asal gerilimler

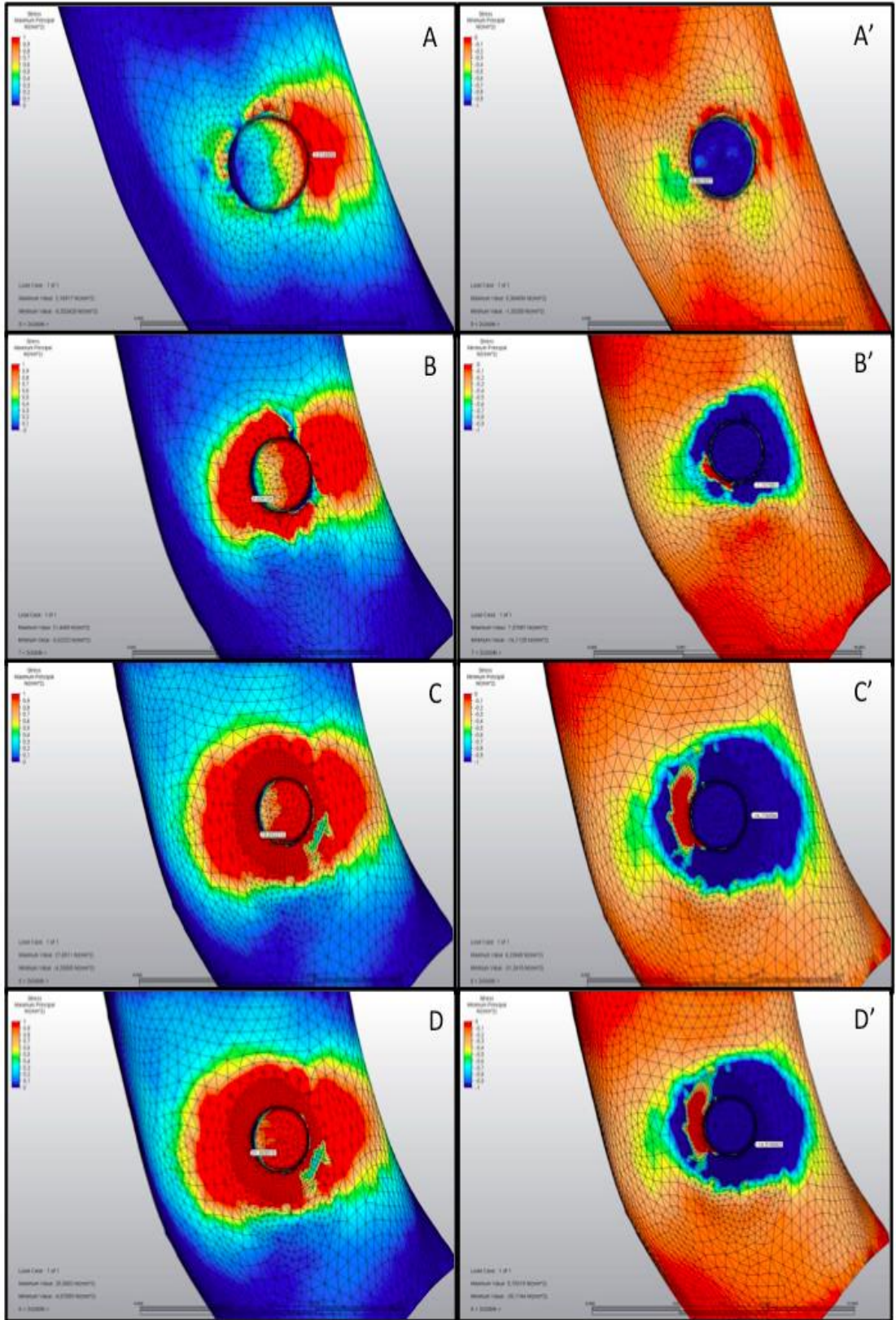


Şekil 4-12: G2_A grubunda spongiöz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

G2_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde oluşan asal gerilimlerin çok daha yüksek olduğu görülmüştür. D2 kemikte defekt sınırı kortikal-spongiöz kemik birleşiminde kaldığı için streslerin D1 kemiğe göre yüksek olduğu görülmüştür. D3 ve D4 kemikte defekt sınırı spongiöz kemik içinde kaldığı için kortikal kemikteki stresler çok azdır. Kuvvet dengesini sağlamak için spongiöz kemikteki stresler D1 ve D2 kemiğe göre çok daha fazladır. Gerilme streslerinin sıkışma streslerinden büyük olduğu görülmüştür. Spongiöz kemikteki stresler implantın etrafında dairesel olarak lokalizedir ve kemik kalitesi azaldıkça streslerin horizontal yöndeki dağılımı artmaktadır.



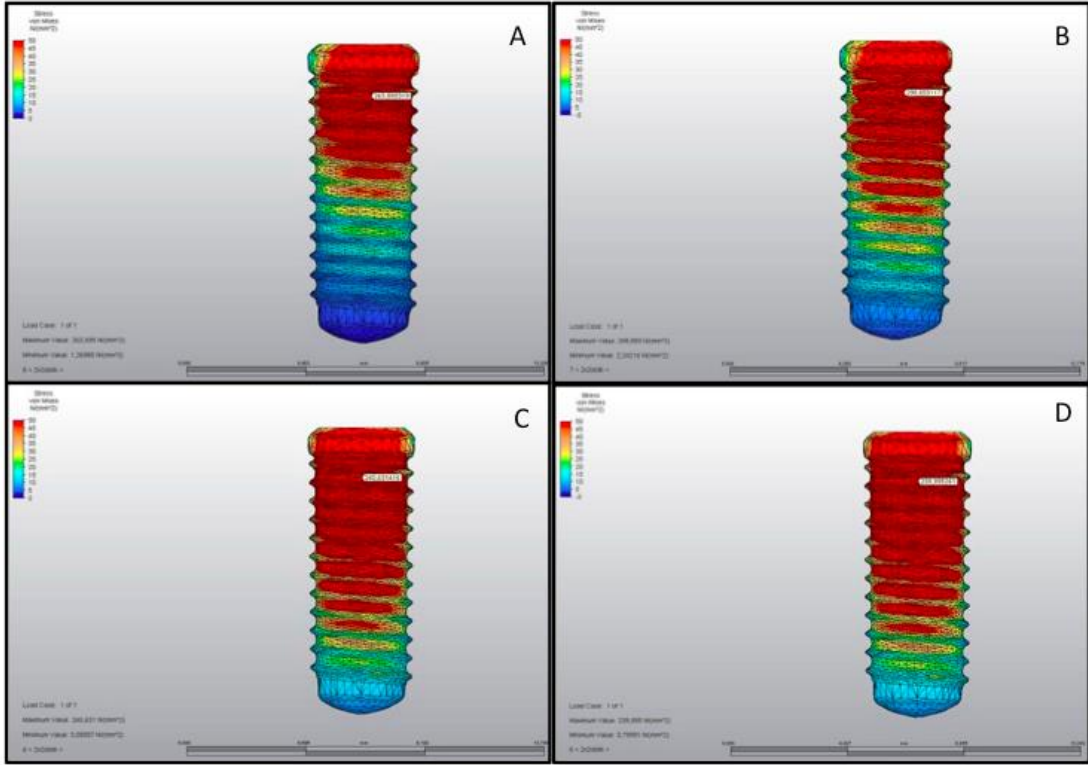
Şekil 4-13: G2_A grubunda kortikal kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4



Şekil 4-14: G2_A grubunda spongios kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4

G2_A grubunda implantta oluşan Von Mises stresler

G2_A grubu G₀ grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde implantta oluşan Von Mises streslerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. İmplantta en fazla stres D2 kemikte gözlenirken bunu D1, D3 ve D4 izler. D3 ve D4 kemikte defekt sınırı spongioz kemiktedir ve spongioz kemiğin yapısal özelliğinden dolayı üzerinde oluşan stresler, kortikal kemik içindeki defektlere göre daha az stres yaratır. Stresin yoğunlaştığı noktanın kontrol grubuna göre apikale kaydığı görülmüştür. Stres dağılımı da kemik yoğunluğu azaldıkça implantın apikaline doğru artmıştır ve implant üzerinde stresten etkilenmeyen bölgeler daha da azalmıştır.



Şekil 4-15: G2_A grubunda implantlarda görülen Von Mises stresleri A: D1 B: D2 C: D3 D: D4

4.1.4. G3_A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

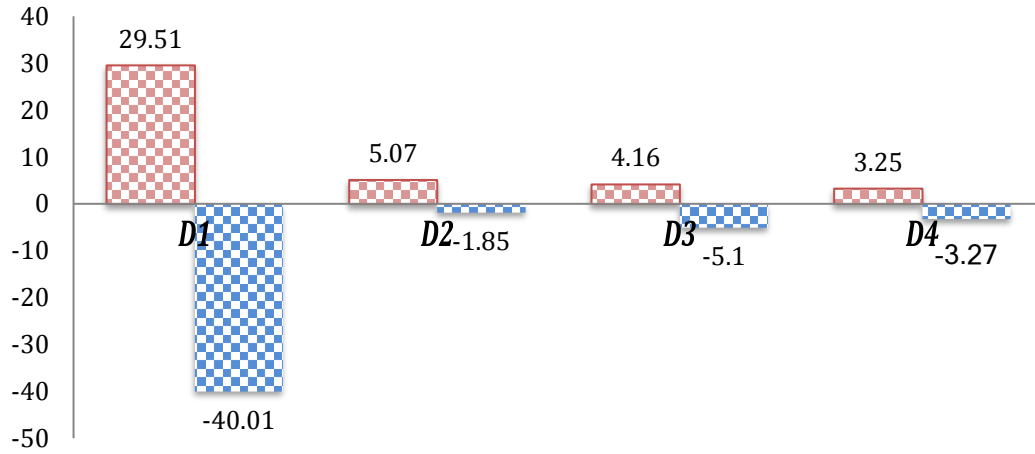
Defekt derinliğinin 4 mm, genişliğinin 2 mm olduğu model grubunda farklı yoğunluktaki kemik tiplerinde, kortikal ve spongioz kemikte oluşan asal gerilimler ve

implantta oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-4; Şekil 4-16, 4-17, 4-18, 4-19, 4-20).

Tablo 4-4: G3_A grubundaki asal gerilimler ve Von Mises stresler

	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	
D1	29,51	-40,01	4,35	-1,45	266,69
D2	5,07	-1,85	15,91	-19,29	241,20
D3	4,16	-5,10	24,06	-17,81	241,13
D4	3,25	-3,27	15,89	-16,73	241,64

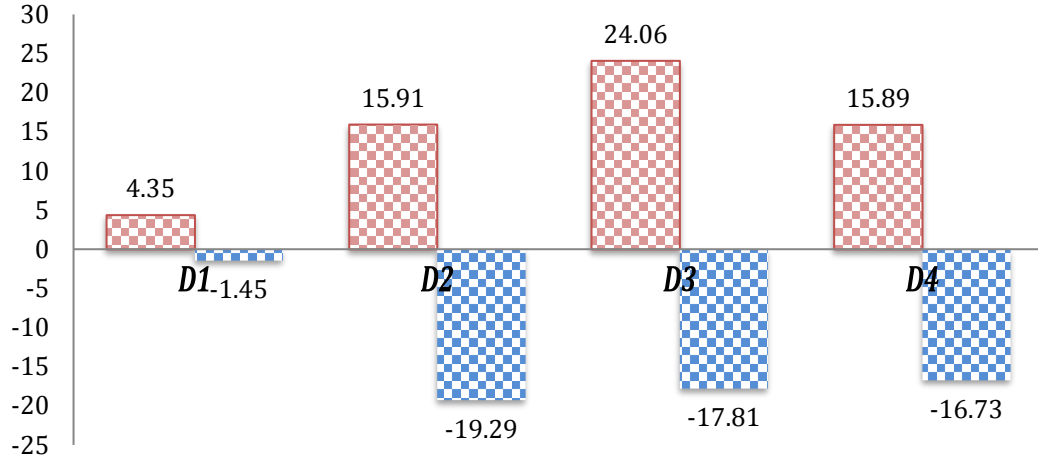
G3_A grubunda kortikal kemikte oluşan asal gerilimler



Şekil 4-16: G3_A grubunda kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

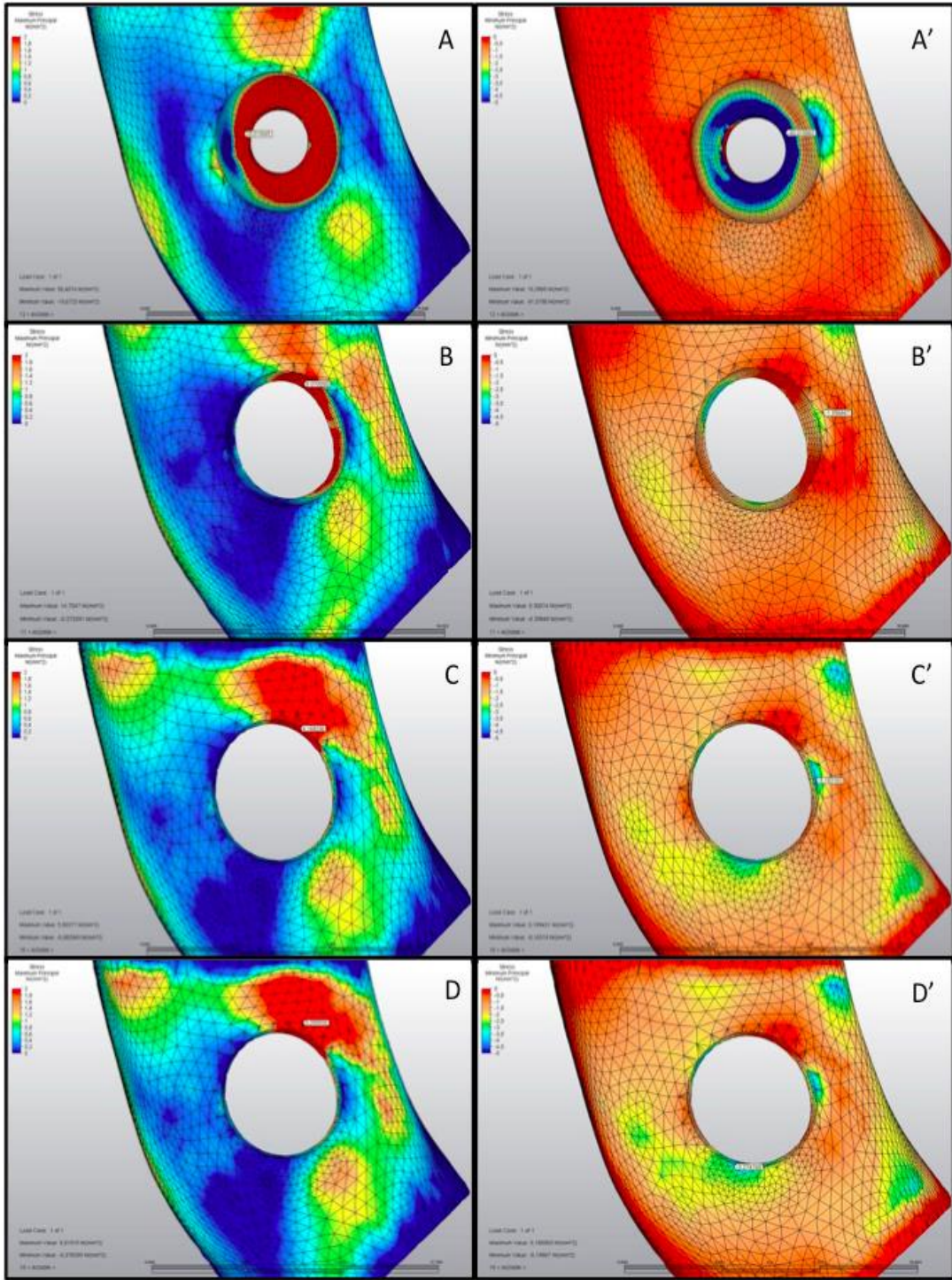
G3_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında D1 kemik hariç bütün kemiklerde oluşan asal gerilmelerin çok daha düşük olduğu görülmüştür. D1 kemikte defekt sınırı kortikal kemik içinde olduğu için kortikal kemikte stres artışı olmaktadır. D2, D3 ve D4 kemikteki stresler benzerdir.

G3_A grubunda spongioz kemikte oluşan asal gerilimler

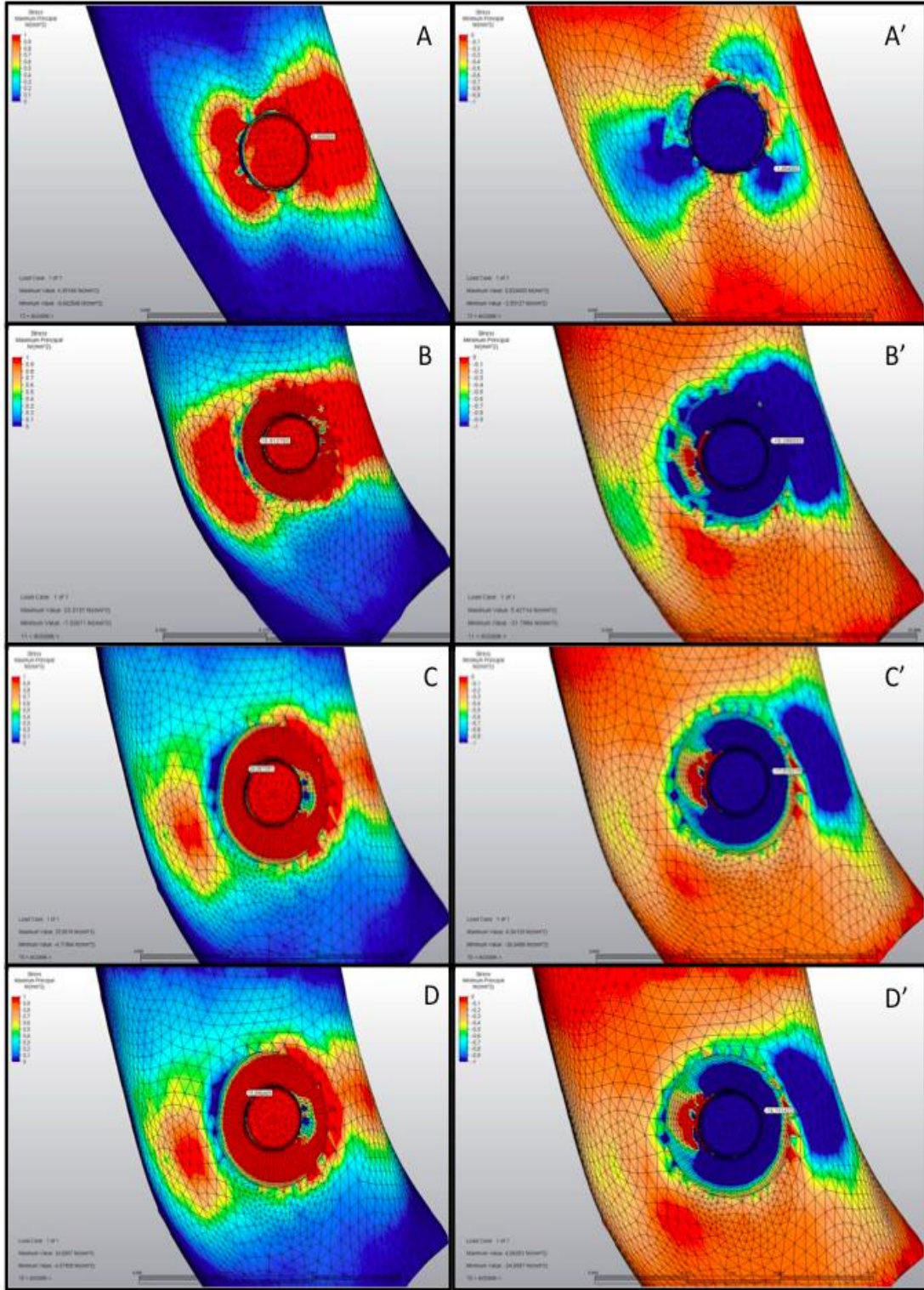


Şekil 4-17: G3_A grubunda spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

G3_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde oluşan asal gerilimlerin çok daha yüksek olduğu görülmüştür. D1 kemikte defekt sınırı kortikal kemik içinde olduğu için spongioz kemikte oluşan gerilme ve sıkışma streslerinin çok düşük olduğu görülmüştür. D2, D3 ve D4 kemikte defekt sınırı spongioz kemik içinde kaldığı için kortikal kemikteki stresler çok azdır. Kuvvet dengesini sağlamak için spongioz kemikteki stresler artar ve bu değer D1 kemiğe göre çok daha fazladır. Spongioz kemikteki stresler implantın etrafında açısal defektte dairesel şekilde lokalizedir.



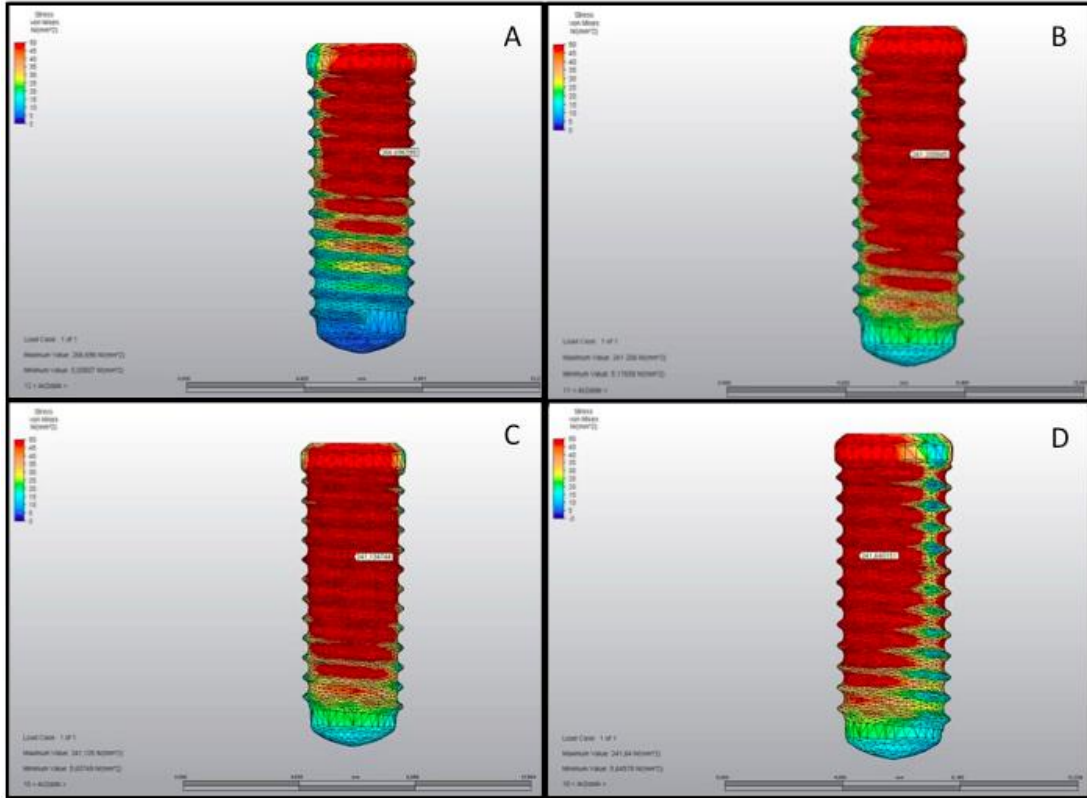
Şekil 4-18: G3_A grubunda kortikal kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4



Şekil 4-19: G3_A grubunda spongiöz kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4

G3_A grubunda implantta oluşan Von Mises stresler

G3_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde implantta oluşan Von Mises streslerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. İmplantta en fazla stres D1 kemikte gözlenirken diğer kemik tiplerinde benzer bulunmuştur. D1 kemikte defekt sınırı kortikal kemikte olduğu için stresin daha yüksek olduğu görülmüştür. D2, D3 ve D4 kemikte defekt sınırı spongios kemiktedir ve spongios kemiğin yapısal özelliğinden dolayı üzerinde oluşan stresler kortikal kemik içerisindeki defektlere göre daha azdır. Stresin yoğunlaştığı noktanın kontrol grubuna göre implantın ortasına kaydığı görülmüştür. Stres dağılımı da kemik yoğunluğu azaldıkça implantın apikaline doğru artmıştır. Özellikle de D2, D3 ve D4 kemikte bütün implant boyunca kırmızıyla gösterilen yoğun stres alanları izlenmiştir.



Şekil 4-20: G3_A grubunda implantlarda oluşan Von Mises stresleri A: D1 B: D2 C: D3 D: D4

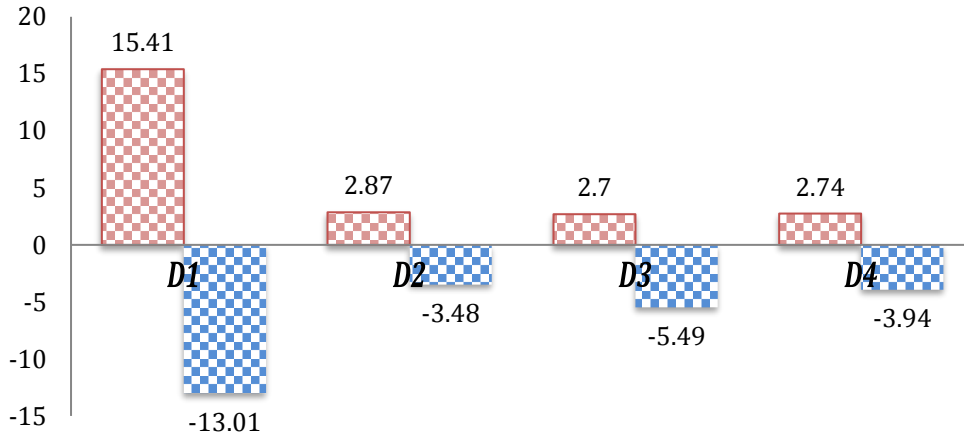
4.1.5. G4_A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

Defekt derinliğinin 6 mm, genişliğinin 2 mm olduğu model grubunda farklı yoğunluktaki kemik tiplerinde, kortikal ve spongioz kemikte oluşan asal gerilimler ve implantta oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-5; Şekil 4-21, 4-22, 4-23, 4-24, 4-25).

Tablo 4-5: G4_A grubundaki asal gerilimler ve Von Mises stresler

	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant Von Mises
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	
D1	15,41	-13,01	9,66	-20,66	252,73
D2	2,87	-3,48	19,01	-43,69	251,15
D3	2,70	-5,49	17,73	-30,14	248,31
D4	2,74	-3,94	17,48	-19,02	248,32

G4_A grubunda kortikal kemikte oluşan asal gerilimler

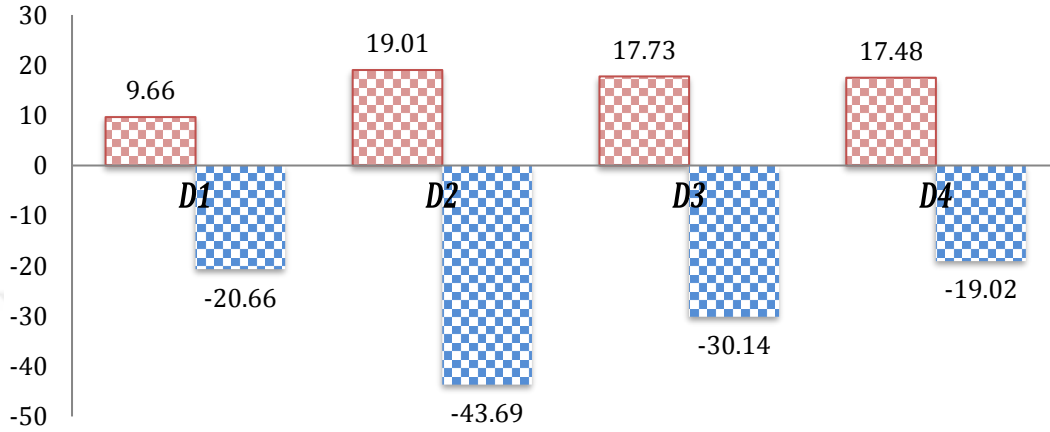


Şekil 4-21: G4_A grubunda kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

G4_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemikler tiplerinde defektler spongioz kemik içinde kaldığı için oluşan asal gerilimlerin çok daha düşük olduğu görülmüştür. D1 kemikte defekt sınırı kortikal-spongioz kemik sınırına yakın olduğu

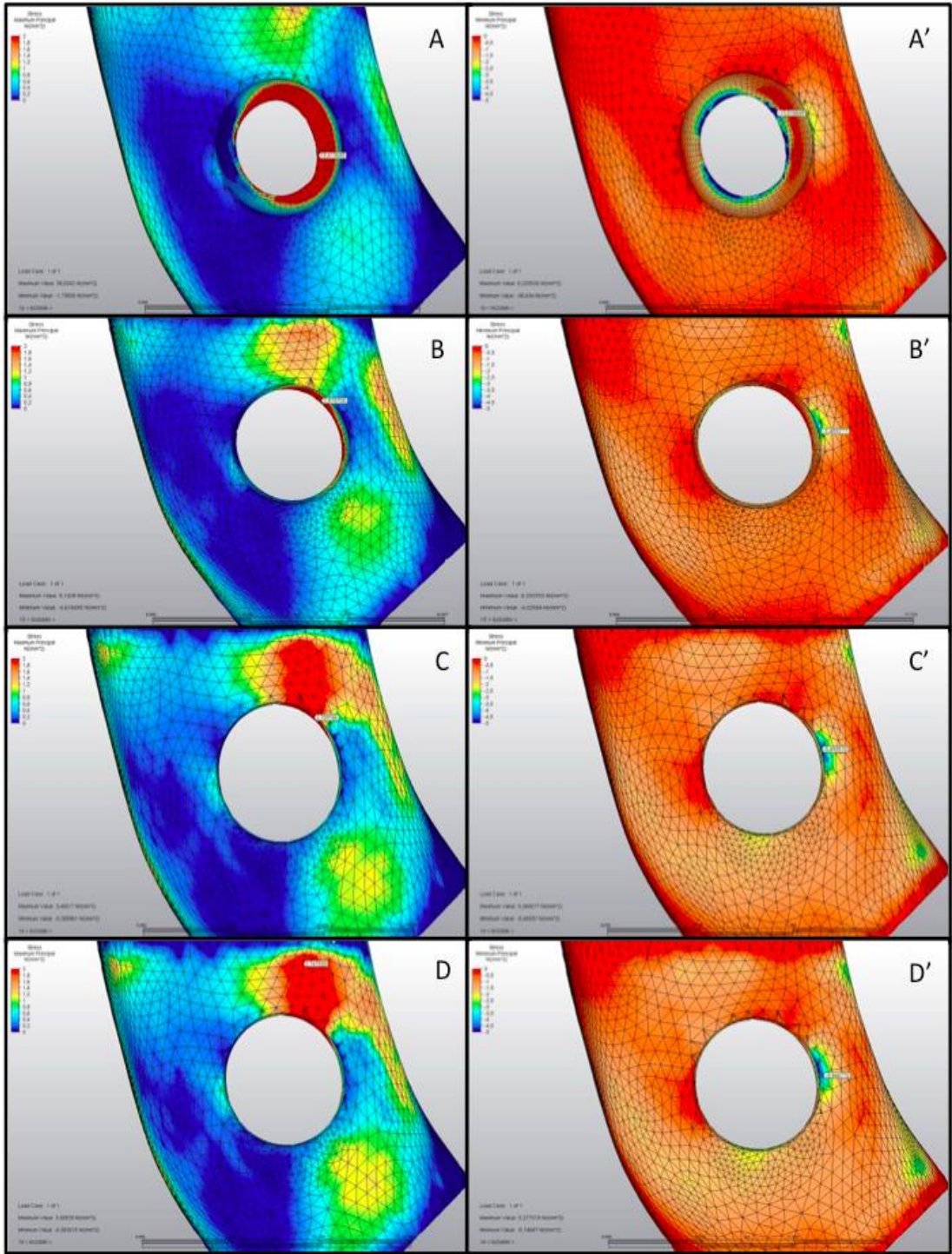
için gerilme ve sıkışma streslerinin yüksek olduğu görülmüştür. D2, D3 ve D4 kemikteki stresler benzerdir.

G4_A grubunda spongioz kemikte oluşan asal gerilimler

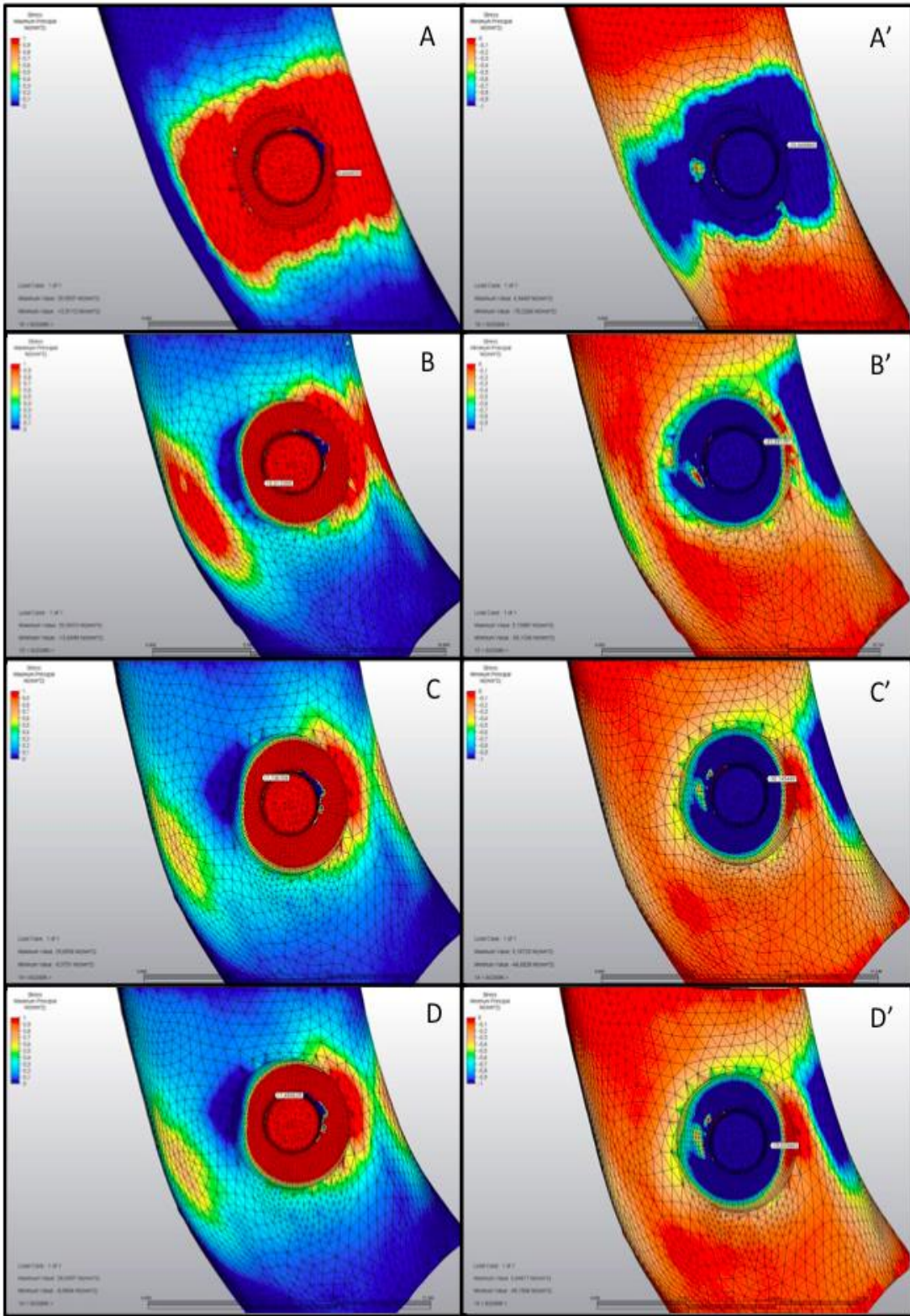


Şekil 4-22: G4_A grubunda spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

G4_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde oluşan asal gerilimlerin çok daha yüksek olduğu görülmüştür. D1 kemikte defekt sınırı kortikal-spongioz kemik sınırına yakın olduğu için oluşan gerilme ve sıkışma stresinin kortikal kemikteki streslere yakın olduğu görülmüştür. Diğer kemik tiplerinde ise stresin, kortikal kemikteki streslere göre çok daha yüksek olduğu görülmüştür. Kemik kalitesi azaldıkça streslerin azaldığı görülmüştür. Spongioz kemikteki stresler implantın etrafındaki açısız defekte dairesel şekilde lokalizedir. Sıkışma streslerinin gerilme streslerinden yüksek olduğu görülmüştür.



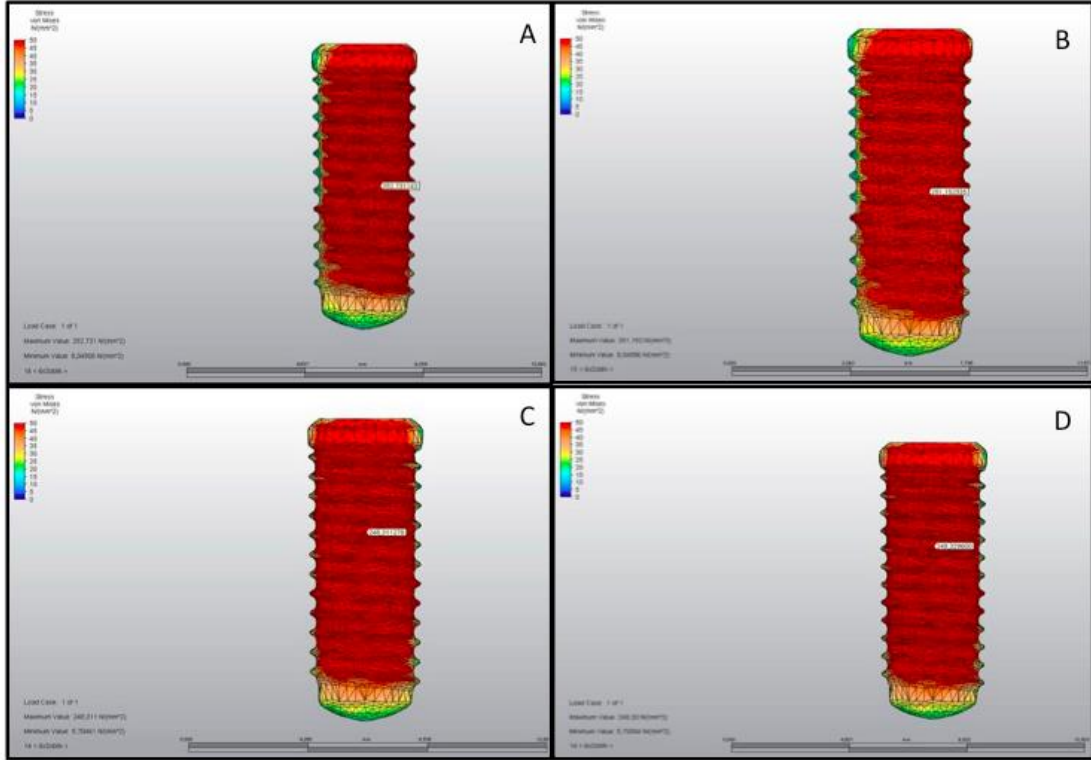
Şekil 4-23: G_{4A} grubunda kortikal kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4



Şekil 4-24: $G4_A$ grubunda spongiöz kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4

G4A grubunda implantta oluşan Von Mises stresler

G4A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde implantta oluşan Von Mises streslerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. İmplanttaki streslerin bütün kemik tiplerinde benzer olduğu görülmüştür. Stresin yoğunlaştığı noktanın kontrol grubuna göre implantın ortasına kaydığı görülmüştür. Bütün kemiklerde implant boyunca kırmızıyla gösterilen yoğun stres alanları izlenmiştir.



Şekil 4-25: G4_A grubunda implantlarda oluşan Von Mises stresleri A: D1 B: D2 C: D3 D: D4

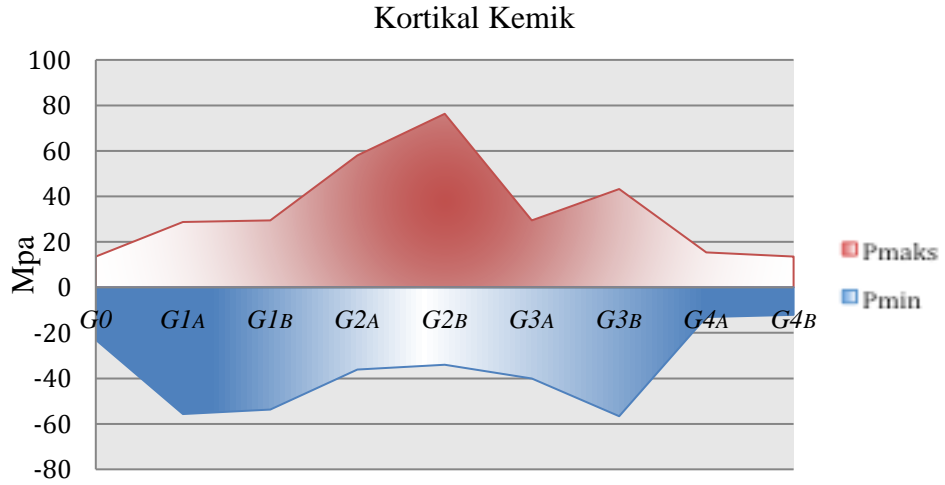
4.2. Açısal Yüklemede Oluşan Streslerin Kemik Tiplerinde Değerlendirilmesi

4.2.1. D1 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

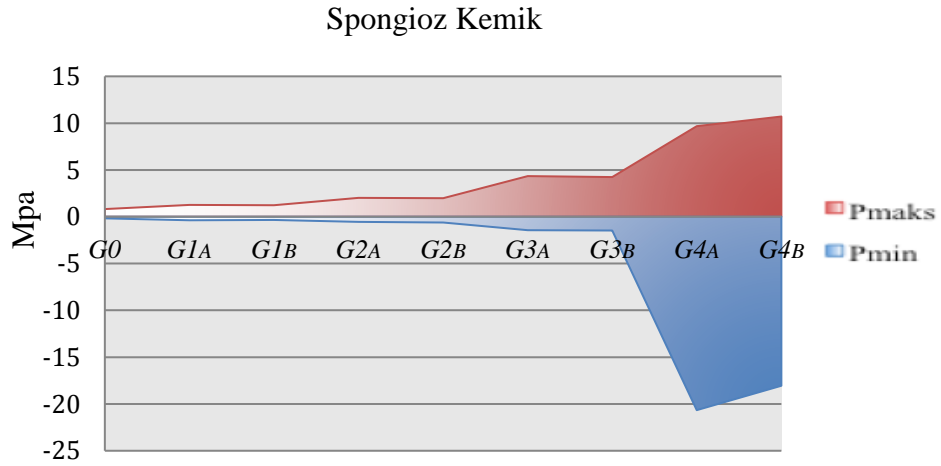
D1 kemikte defekt derinlik ve genişlik artışının kortikal, spongioz kemik ve implantta oluşturdukları stres değişimleri incelenmiştir (Tablo 4-6; Şekil 4-26, 4-27, 4-28).

Tablo 4-6: D1 kemikte farklı derinlik ve genişlikteki asal gerilimler ve Von Mises stresler

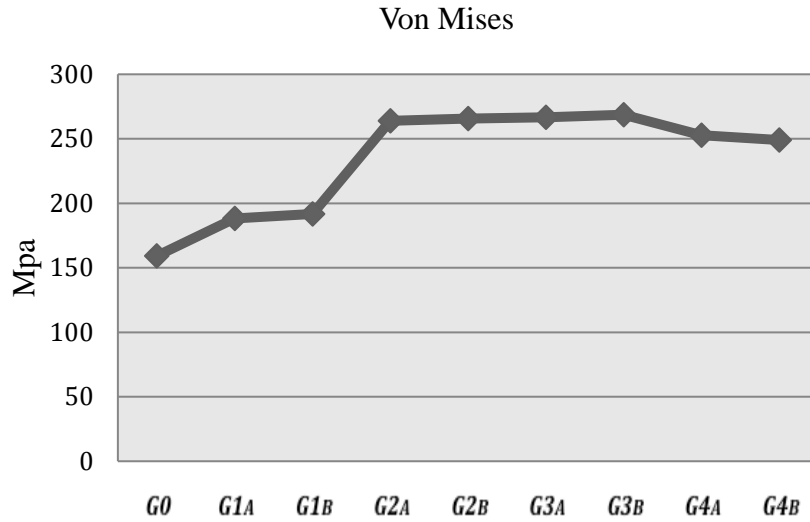
	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
G0	13,52	-23,10	0,82	-0,18	159,14
G1A	28,80	-55,62	1,26	-0,36	188,29
G1B	29,49	-53,75	1,22	-0,35	191,81
G2A	58,02	-36,16	2,01	-0,56	263,89
G2B	76,32	-34,07	1,97	-0,63	265,58
G3A	29,51	-40,01	4,35	-1,45	266,69
G3B	43,25	-56,65	4,24	-1,46	268,65
G4A	15,41	-13,01	9,66	-20,66	252,73
G4B	13,58	-12,06	10,71	-18,04	248,99



Şekil 4-26: Defekteki derinlik ve genişlik artışının kortikal kemikteki asal gerilimlere etkisi



Şekil 4-27: Defekteki derinlik ve genişlik artışının spongioz kemikteki asal gerilmelere etkisi



Şekil 4-28: Defekteki derinlik ve genişlik artışının implantta oluşan Von Mises streslere etkisi

Kortikal kemikte oluşan stres yoğunluğundaki değişiklikler D1 kemikte marjinal kemik kaybı ilerlemesi ile korelasyon göstermemiştir. En yüksek stres değeri 2 mm'lik kemik defektinde gözlenirken defekt derinliği arttıkça stres miktarı azalmıştır. Defekt sınırı spongioz kemiğe ulaştığı için kortikal kemikte oluşan stresler azalır, oluşan streslerdeki dengeyi sağlamak için spongioz kemikte oluşan stresler artmaya başlar. Defekt sınırının kortikal kemik içinde kaldığı defekt tiplerinde implantta oluşan stresler defekt derinliği arttıkça artmaktadır. Defekt genişliğinin artması özellikle 4

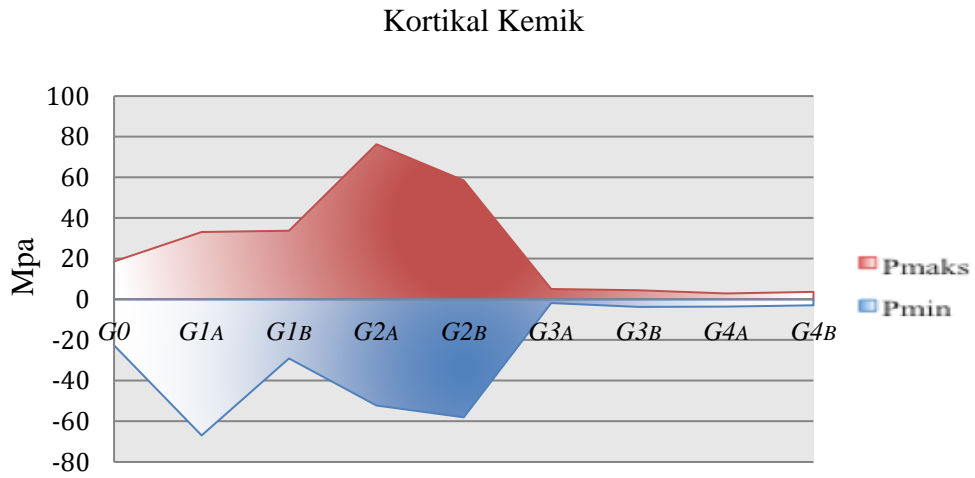
mm'lik kemik defektinde yani kortikal-spongioz kemik sınırına yakın bölgede kortikal kemikte oluşan asal gerilimleri ve implanttaki Von Mises stresleri arttırmaktadır. Diğer gruplardaki değişimler arasında korelasyon kurulamamıştır.

4.2.2. D2 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

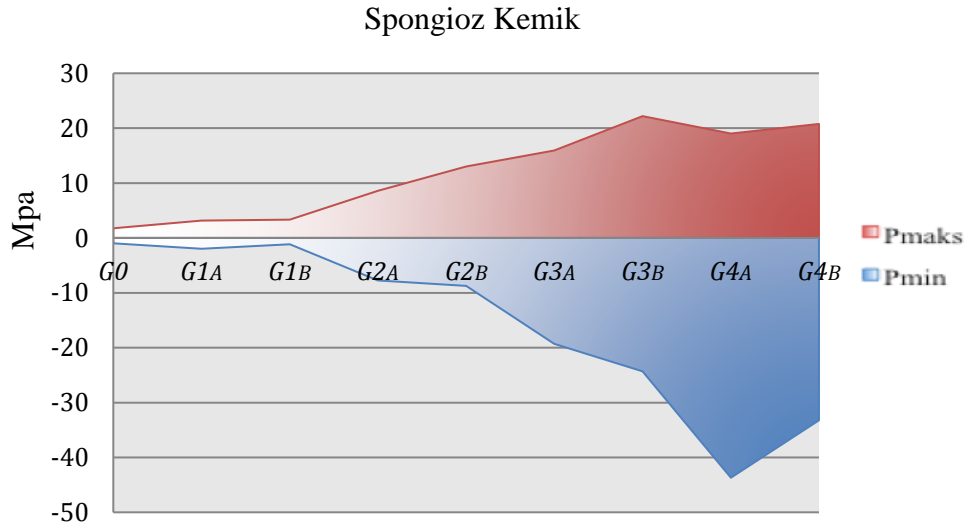
D2 kemikte defekt derinlik ve genişlik artışının kortikal, spongioz kemik ve implantta oluşturdukları stres değişimleri incelenmiştir (Tablo 4-7; Şekil 4-29, 4-30, 4-31).

Tablo 4-7: D2 kemikte farklı derinlik ve genişlikteki asal gerilimler ve Von Mises stresler

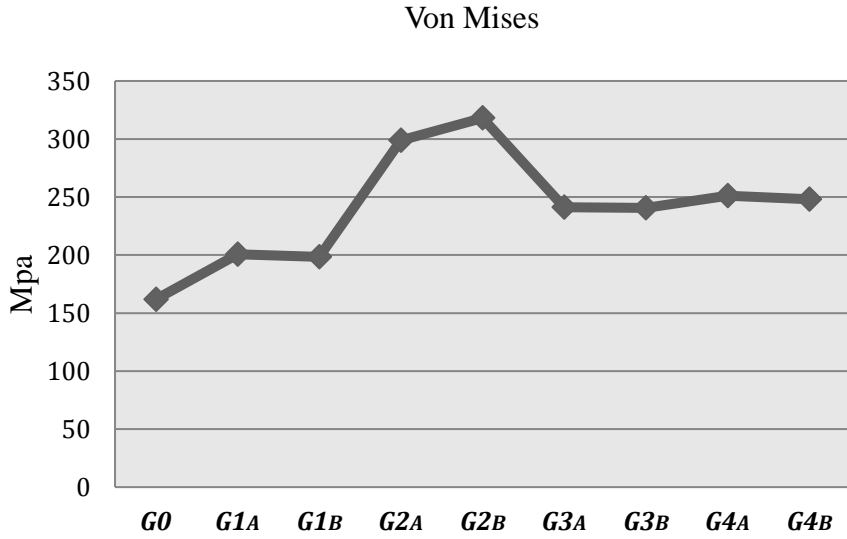
	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant Von Mises
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	
G0	18,59	-22,58	1,76	-0,96	161,84
G1A	33,06	-66,93	3,16	-1,96	200,62
G1B	33,73	-29,10	3,31	-1,13	198,47
G2A	76,32	-52,17	8,60	-7,73	298,85
G2B	58,54	-58,11	13,03	-8,72	318,03
G3A	5,07	-1,85	15,91	-19,29	241,20
G3B	4,46	-3,74	22,19	-24,34	240,65
G4A	2,87	-3,48	19,01	-43,69	251,15
G4B	3,64	-2,85	20,78	-33,22	248,03



Şekil 4-29: Defektteki derinlik ve genişlik artışının kortikal kemikteki asal gerilimlere etkisi



Şekil 4-30: Defekteki derinlik ve genişlik artışının spongioz kemikteki asal gerilimlere etkisi



Şekil 4-31: Defekteki derinlik ve genişlik artışının implantta oluşan Von Mises streslere etkisi

Stres yoğunluğundaki değişiklikler kortikal ve trabeküler kemikte marjinal kemik kaybı ilerlemesi ile korelasyon göstermiştir. Kortikal-spongioz kemik sınırına kadar olan defekt derinliklerinde (2 mm), defekt derinliği arttıkça kortikal ve spongioz kemikteki gerilme ve sıkışma streslerinin kademeli olarak arttığı görülmüştür. Defekt sınırı spongioz kemiğe geçtikten sonra kortikal kemikteki stresler defekt derinleştikçe azalmış, spongioz kemikteki stresler ise defekt derinliğiyle birlikte artış göstermişlerdir. İmplantta oluşan Von Mises stresleri de benzer şekilde defekt sınırı kortikal-spongioz

kemik birleşim noktasına kadar kademeli olarak artmıştır. Defektin spongioz kemiğe ulaştığı durumlarda spongioz kemiğin yapısal özelliklerinden dolayı implantta oluşan stresler kortikal kemiktekine göre bir miktar azalmıştır. Ancak spongioz kemik içindeki defekt derinliği arttıkça Von Mises stresleri artmaktadır. Defekt genişliğinin artması özellikle 2 mm kemik defektinde kortikal kemikte oluşan asal gerilmeleri ve implanttaki Von Mises streslerini farkedilir ölçüde etkilemiştir. Kortikal kemikteki gerilme stresleri azalmış sıkışma stressleri artmıştır. Spongioz kemikteki asal gerilmeler ve implanttaki Von Mises stresleri artmıştır. Diğer gruplardaki değişimler minimaldir ve göz ardı edilmiştir.

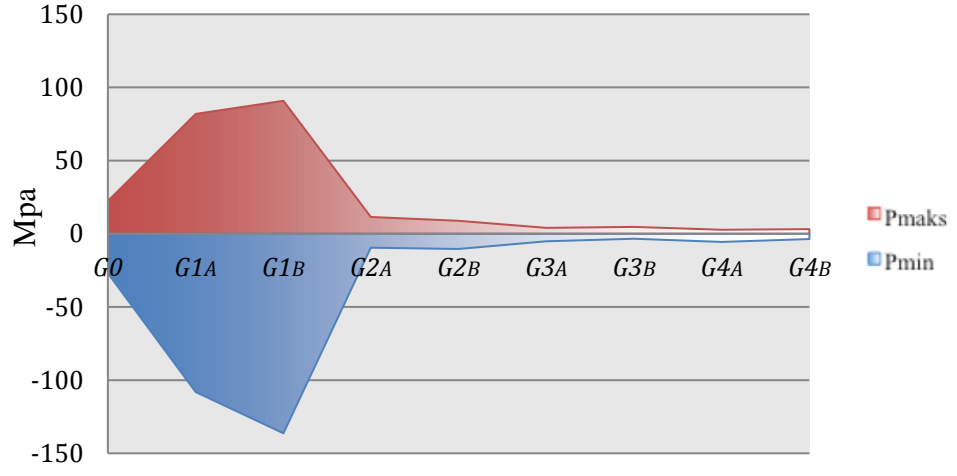
4.2.3. D3 Kemikte Asal Gerilmelerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

D3 kemikte defekt derinlik ve genişlik artışının kortikal, spongioz kemik ve implantta oluşturdukları stres değişimleri incelenmiştir (Tablo 4-8; Şekil 4-32, 4-33, 4-34).

Tablo 4-8: D3 kemikte farklı derinlik ve genişlikteki asal gerilmeler ve Von Mises stresler

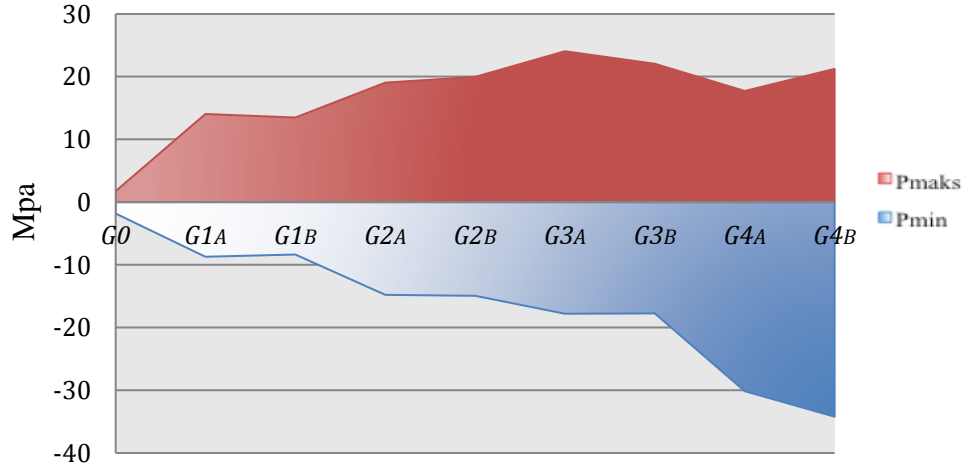
	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
G0	22,37	-27,02	1,73	-1,80	185,28
G1A	81,96	-108,20	14,05	-8,73	178,59
G1B	90,87	-136,31	13,49	-8,34	177,89
G2A	11,40	-9,39	19,03	-14,77	240,63
G2B	8,92	-10,28	19,99	-14,95	241,21
G3A	4,16	-5,10	24,06	-17,81	241,13
G3B	4,65	-3,34	22,08	-17,74	241,06
G4A	2,70	-5,49	17,73	-30,14	248,31
G4B	3,18	-3,60	21,26	-34,21	248,36

Kortikal Kemik

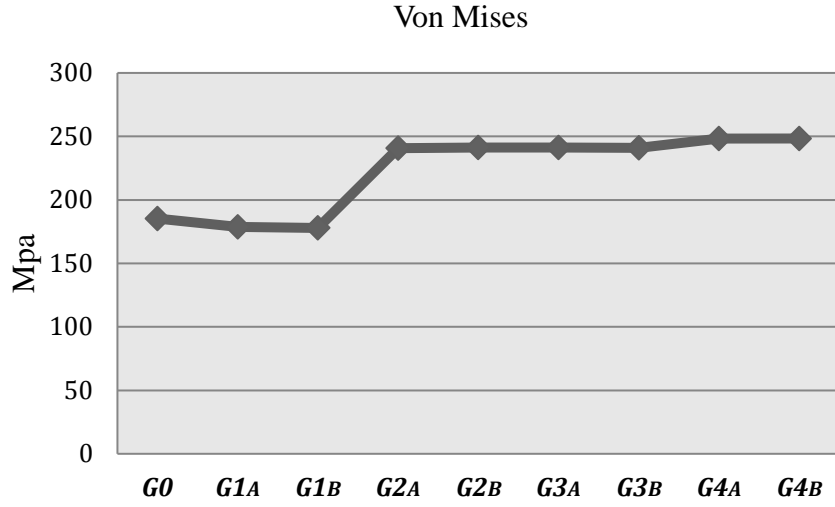


Şekil 4-32: Defektteki derinlik ve genişlik artışının kortikal kemikteki asal gerilimlere etkisi

Spongios Kemik



Şekil 4-33: Defektteki derinlik ve genişlik artışının spongios kemikteki asal gerilimlere etkisi



Şekil 4-34: Defekteki derinlik ve genişlik artışının implantta oluşan Von Mises streslere etkisi

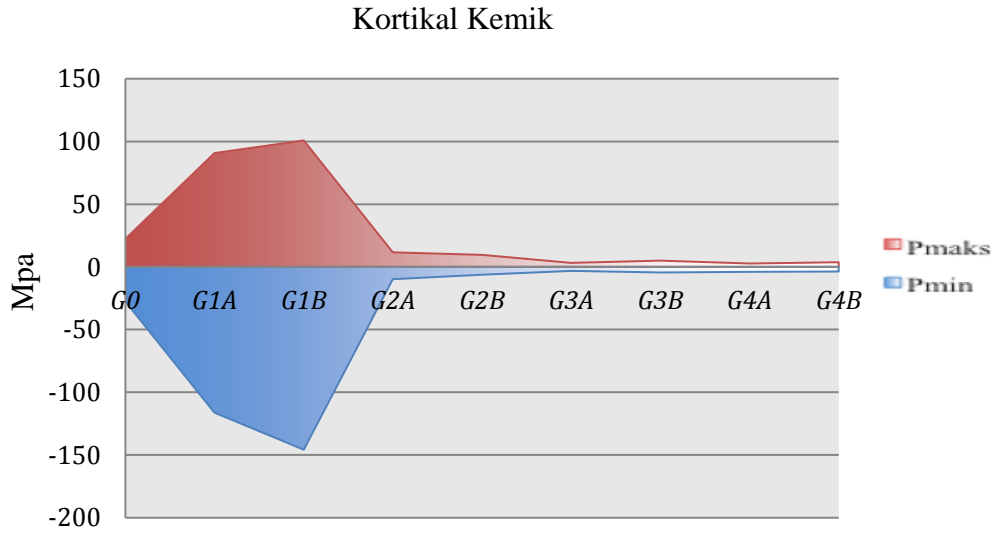
Stres yoğunluğundaki değişiklikler kortikal ve trabeküler kemikte marjinal kemik kaybı ilerlemesi ile korelasyon göstermiştir. Kortikal-spongioz kemik sınırına kadar olan defekt derinliklerinde defekt derinliği arttıkça kortikal ve spongioz kemikteki gerilme ve sıkışma streslerinin kademeli olarak arttığı görülmüştür. Defekt sınırı spongioz kemiğe geçtikten sonra kortikal kemikteki stresler defekt derinleştikçe azalmış, spongioz kemikteki stresler ise defekt derinliğiyle birlikte artış göstermiştir. İmplantta oluşan Von Mises stresleri de benzer şekilde spongioz kemik içindeki defekt derinliği arttıkça artmaktadır. Defekt genişliğinin artması özellikle 1mm kemik defektinde yani kortikal-spongioz kemik sınırında kortikal kemikte oluşan asal gerilmeleri farkedilir ölçüde etkilemiştir. Kortikal kemikteki gerilim ve sıkışma stresleri artmıştır. Diğer gruplardaki değişimler minimaldir ve göz ardı edilmiştir.

4.2.4. D4 Kemikte Asal Gerilmelerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

D4 kemikte defekt derinlik ve genişlik artışının kortikal, spongioz kemik ve implantta oluşturdukları stres değişimleri incelenmiştir (Tablo 4-9; Şekil 4-35, 4-36, 4-37).

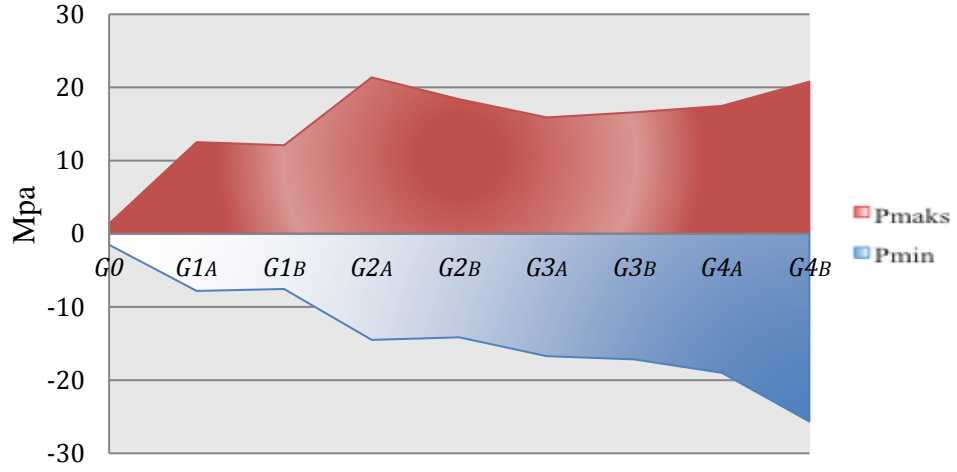
Tablo 4-9: D4 kemikte farklı derinlik ve genişlikteki asal gerilimler ve Von Mises stresler

	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
G0	22,29	-27,75	1,39	-1,50	166,03
G1A	90,74	-116,34	12,54	-7,82	179,01
G1B	100,79	-145,74	12,10	-7,53	178,31
G2A	11,58	-9,73	21,38	-14,51	239,99
G2B	9,48	-6,15	18,40	-14,14	240,53
G3A	3,25	-3,27	15,89	-16,73	241,64
G3B	4,93	-4,57	16,61	-17,18	241,57
G4A	2,74	-3,94	17,48	-19,02	248,32
G4B	3,78	-3,73	20,81	-25,66	248,37



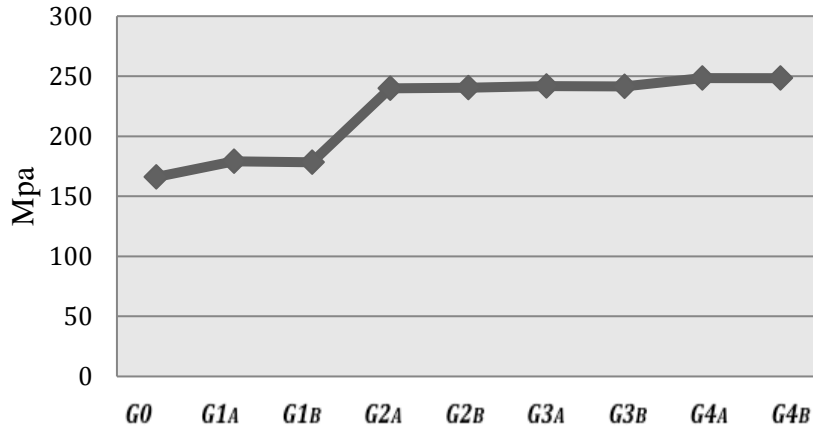
Şekil 4-35: Defekteki derinlik ve genişlik artışının kortikal kemikteki asal gerilimlere etkisi

Spongioz Kemik



Şekil 4-36: Defektteki derinlik ve genişlik artışının spongioz kemikteki asal gerilimlere etkisi

Von Mises



Şekil 4-37: Defektteki derinlik ve genişlik artışının implantta oluşan Von Mises streslere etkisi

Stres yoğunluğundaki değişiklikler kortikal ve trabeküler kemikte marjinal kemik kaybı ilerlemesi ile korelasyon göstermiştir. Kortikal-spongioz kemik sınırına kadar olan defekt derinliklerinde defekt derinliği arttıkça kortikal ve spongioz kemikteki gerilme ve sıkışma streslerinin kademeli olarak arttığı görülmüştür. Defekt sınırı spongioz kemiğe geçtikten sonra kortikal kemikteki stresler defekt derinleştikçe azalmış, spongioz kemikteki stresler ise defekt derinliğiyle birlikte artış göstermişlerdir. İmplantta oluşan Von Mises stresleri de benzer şekilde defekt derinliği arttıkça

artmaktadır. Defekt genişliğinin artması özellikle 1 mm kemik defektinde kortikal kemikte oluşan asal gerilimleri farkedilir ölçüde etkilemiştir. Kortikal kemikteki gerilim stresleri azamış, sıkışma stresleri artmıştır. Diğer gruplardaki değişimler minimaldir ve göz ardı edilmiştir.

4.3. Dik Yüklemede Oluşan Streslerin Defekt Derinliklerine Göre Değerlendirilmesi

200 N kuvvet kuronun üzerinden santral fossadan dik olarak uygulanmıştır. Farklı derinlikteki kemik rezorpsiyonunun kemiğin kortikal ve spongios bölgesinde oluşturduğu asal gerilimler ve implantta oluşan Von Mises stresleri Tablo 4-10, 4-11, 4-12, 4-13, 4-14'de verilmiştir. Kortikal ve spongios kemikteki en büyük ve en düşük asal gerilimler (σ_1 - σ_3) her deney tasarımında bukkal, lingual, distal ve mesial yönlerde incelenmiş ve stresin en yüksek olduğu noktadan sayısal değer alınmıştır.

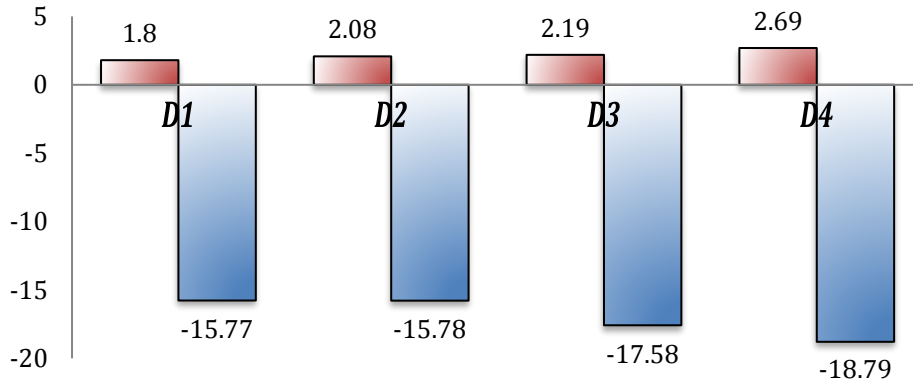
4.3.1. G0 Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

Kemik rezorpsiyonunun olmadığı kontrol grubunda farklı yoğunluktaki kemik tiplerinde, kortikal ve spongios kemikte oluşan asal gerilimler ve implantta oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-10; Şekil 4-38, 4-39, 4-40, 4-41, 4-42).

Tablo 4-10: G0 grubundaki asal gerilimler ve Von Mises stresler

	Kortikal Kemik		Spongios Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
D1	1,80	-15,77	1,13	-0,24	101,52
D2	2,08	-15,78	1,68	-0,83	105,16
D3	2,19	-17,58	1,18	-1,21	108,69
D4	2,69	-18,79	1,20	-1,05	110,24

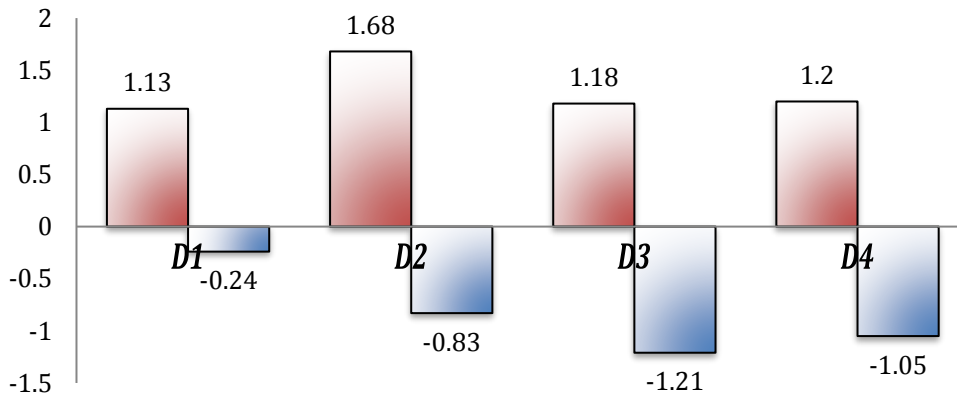
G0 Grubunda kortikal kemikte oluşan asal gerilimler



Şekil 4-38: G0 grubunda kortikal kemikteki maksimum ve minumum asal gerilimler

Kontrol grubu modellerinde gerilme ve sıkışma stresleri implantın çevresindeki kortikal kemikte çevresel şekilde lokalizedir. Kemik yoğunluğu azaldıkça gerilme streslerinin meziodistal yönde, sıkışma streslerinin ise lingual yönde yayılım gösterdiği görülmüştür. Gerilim ve sıkışma stresleri karşılaştırıldığında sıkışma streslerinin gerilme streslerinin çok üstünde olduğu ve kemik kalitesi azaldıkça sıkışma stresinin ve bu streslerin horizontal dağılımının arttığı görülmüştür.

G0 grubunda spongios kemikte oluşan asal gerilimler

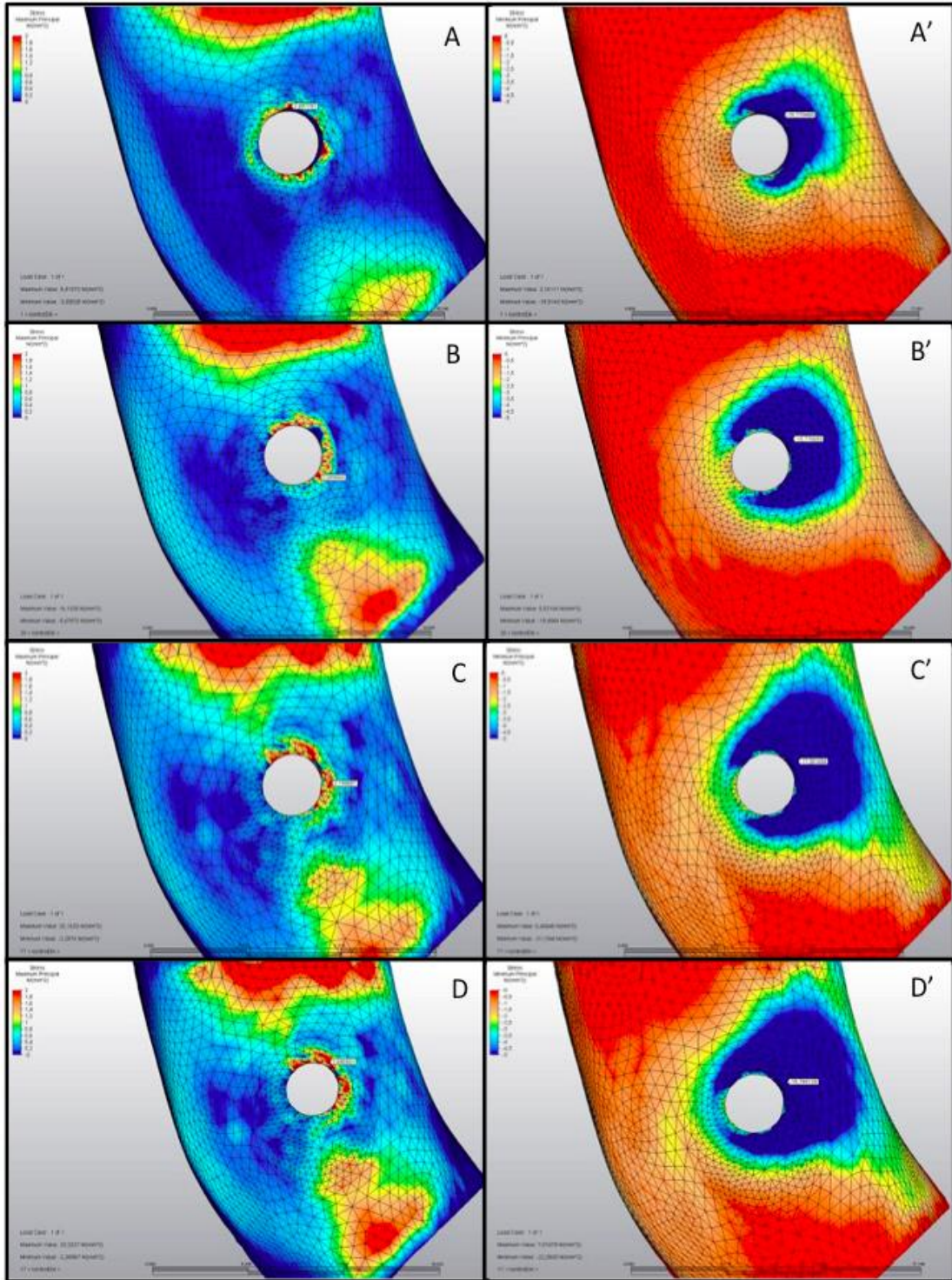


Şekil 4-39: G0 grubunda spongios kemikteki maksimum ve minumum asal gerilimler

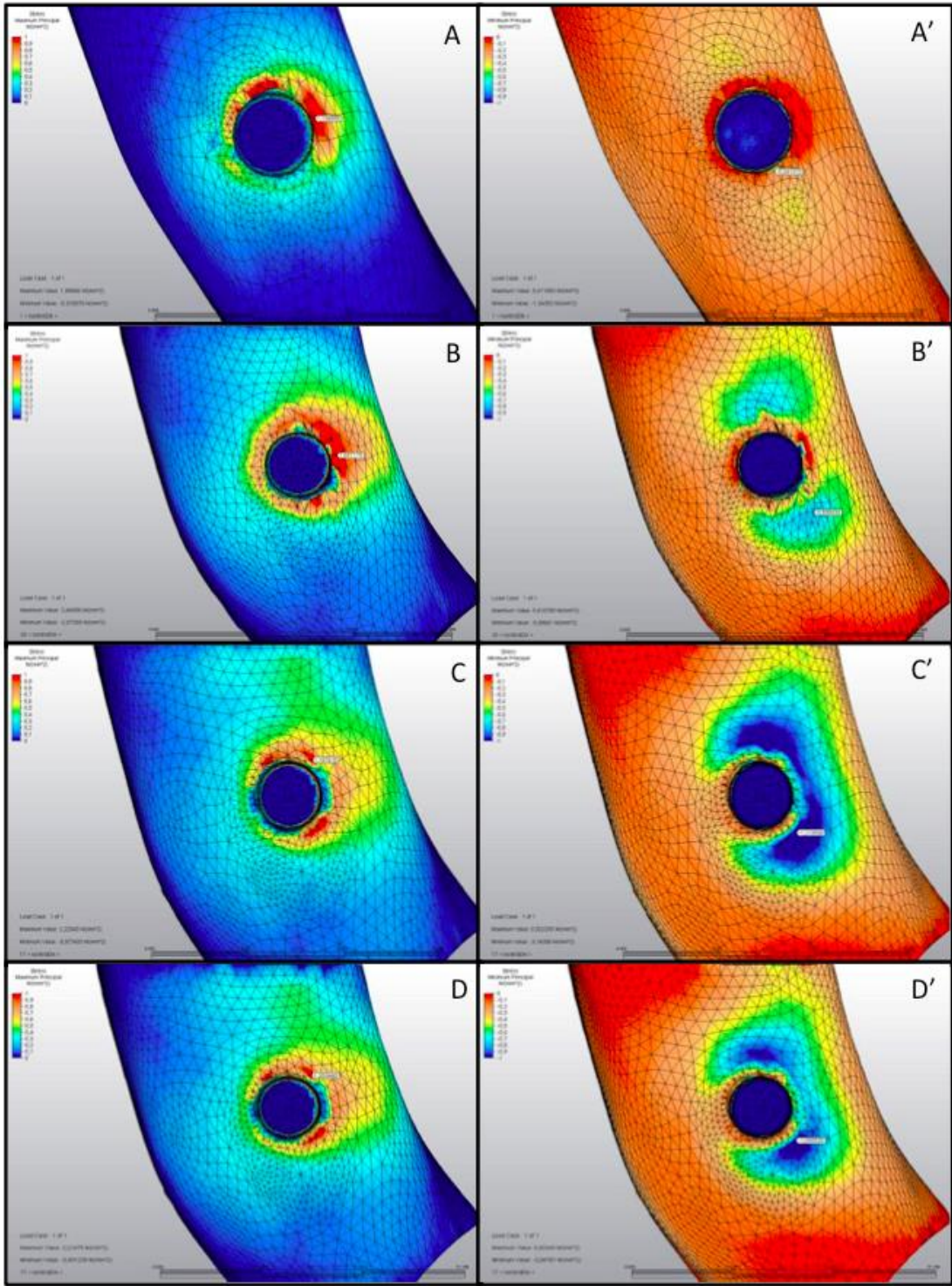
Kontrol grubu modellerinde gerilme stresleri implantın çevresinde dairesel şekilde yoğunlaşmıştır. Kortikal kemikteki sıkışma stresleri ile karşılaştırıldığında streslerin çok daha küçük seviyelerde kaldığı ancak gerilim streslerinin benzer olduğu

görülmüştür. Sıkışma stresinin, kemik yoğunluğu azaldıkça implant çevresinde meziodistal yönde yayılım gösterdiği gözlenmektedir. Kontrol grubunda, gerilme ve sıkışma stresleri karşılaştırıldığında genel olarak gerilim streslerinin daha yüksek olduğu görülmüştür.





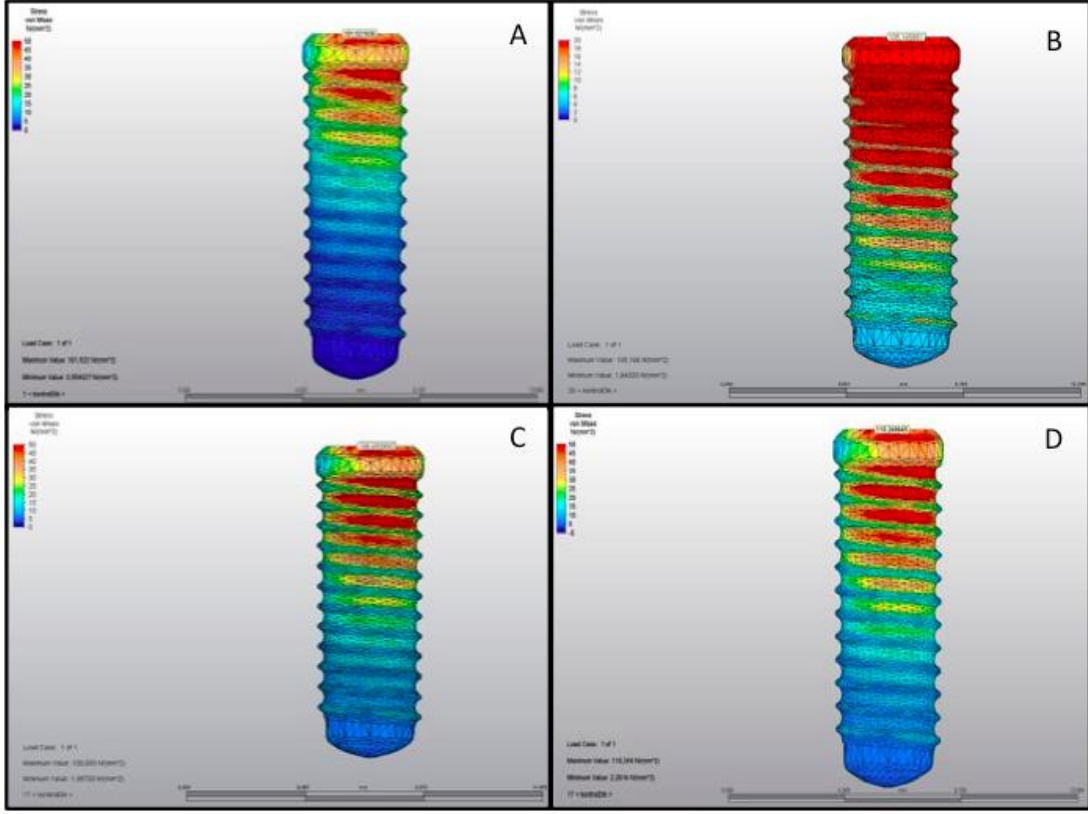
Şekil 4-40: G0 grubunda kortikal kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4



Şekil 4-41: G0 grubunda spongiöz kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4

G0 grubunda implantta oluşan Von Mises stresler

Kontrol grubunda implantlarda oluşan Von Mises stresleri karşılaştırıldığında sıralamasının $D4 > D3 > D2 > D1$ şeklinde olduğu görülmüştür.



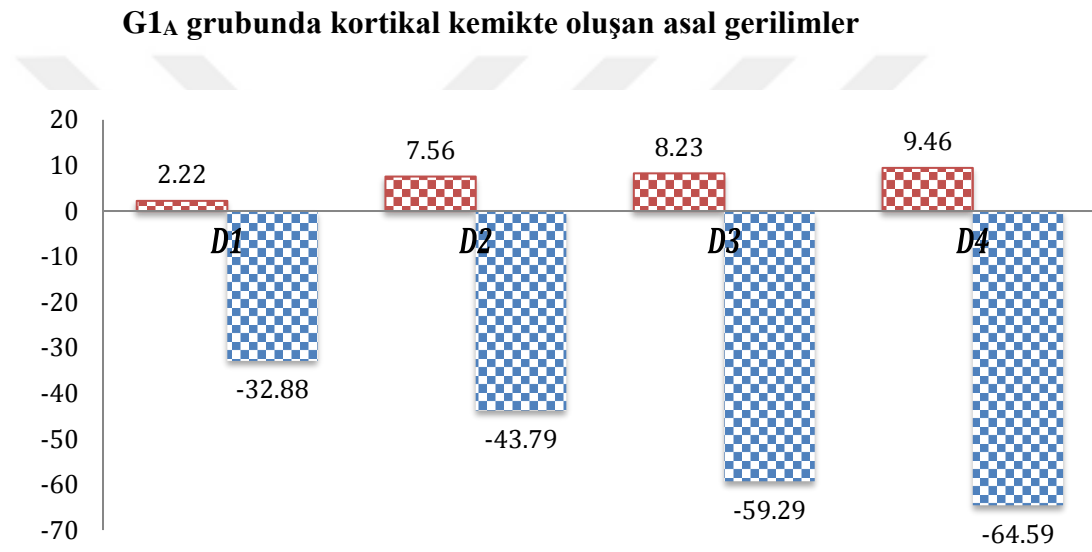
Şekil 4-42: G0 grubunda implantlarda görülen Von Mises stresleri A: D1 C: D2 C: D3 D: D4

4.3.2. G1A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

Defekt derinliğinin 1 mm, genişliğinin 2 mm olduğu model grubunda farklı yoğunluktaki kemik tiplerinde, kortikal ve spongiöz kemikte oluşan asal gerilimler ve implantta oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-11; Şekil 4-43, 4-44, 4-45, 4-46, 4-47).

Tablo 4-11: G1_A grubundaki asal gerilimler ve Von Mises stresler

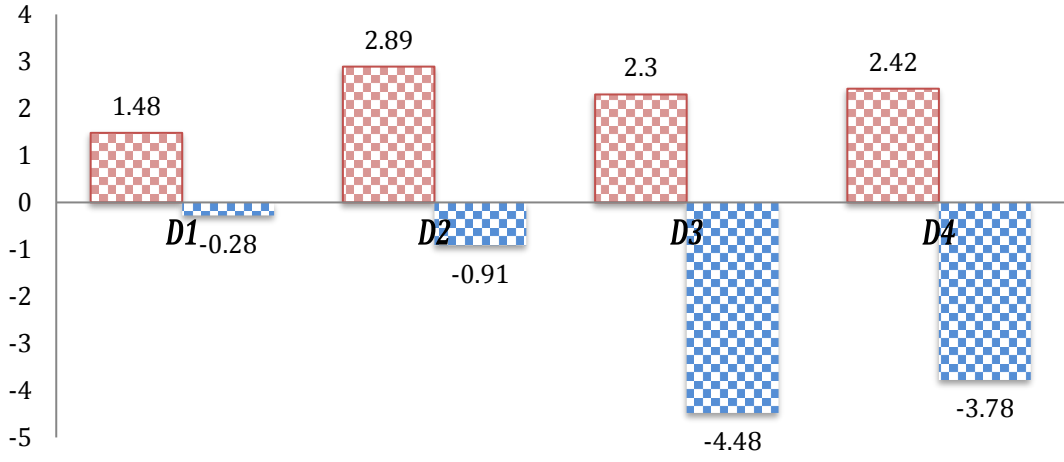
	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
D1	2,22	-32,88	1,48	-0,28	107,78
D2	7,56	-43,79	2,89	-0,91	120,45
D3	8,23	-59,29	2,30	-4,48	105,14
D4	9,46	-64,59	2,42	-3,78	103,64



Şekil 4-43: G1_A grubunda kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

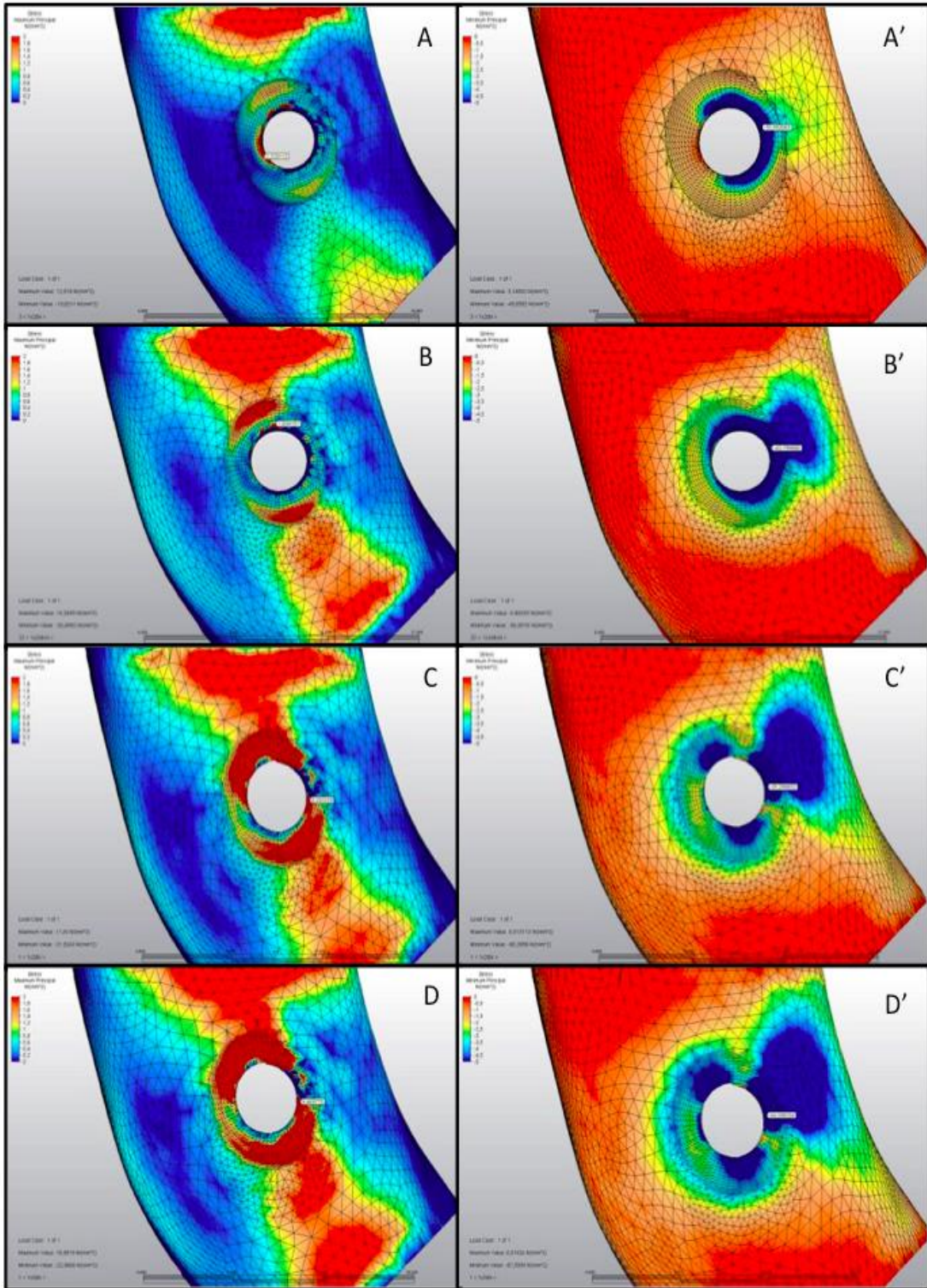
G1_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde kortikal kemikte oluşan asal gerilimlerin özellikle de sıkışma streslerinin çok daha yüksek olduğu görülmüştür. D3 ve D4 kemikteki stres artışları oldukça fazladır. Özellikle de D4 kemikteki stresler oldukça fazladır. Kemik kalitesi azaldıkça kortikal kemikte oluşan gerilme ve sıkışma streslerinin arttığı, implantın boyun bölgesindeki açılma kemiği çevre sardığı ve stresin meziodistal yayılımının arttığı görülmüştür. Sıkışma streslerinin gerilme streslerinden çok daha yüksek olduğu görülmüştür.

G1_A grubunda spongioz kemikte oluşan asal gerilimler

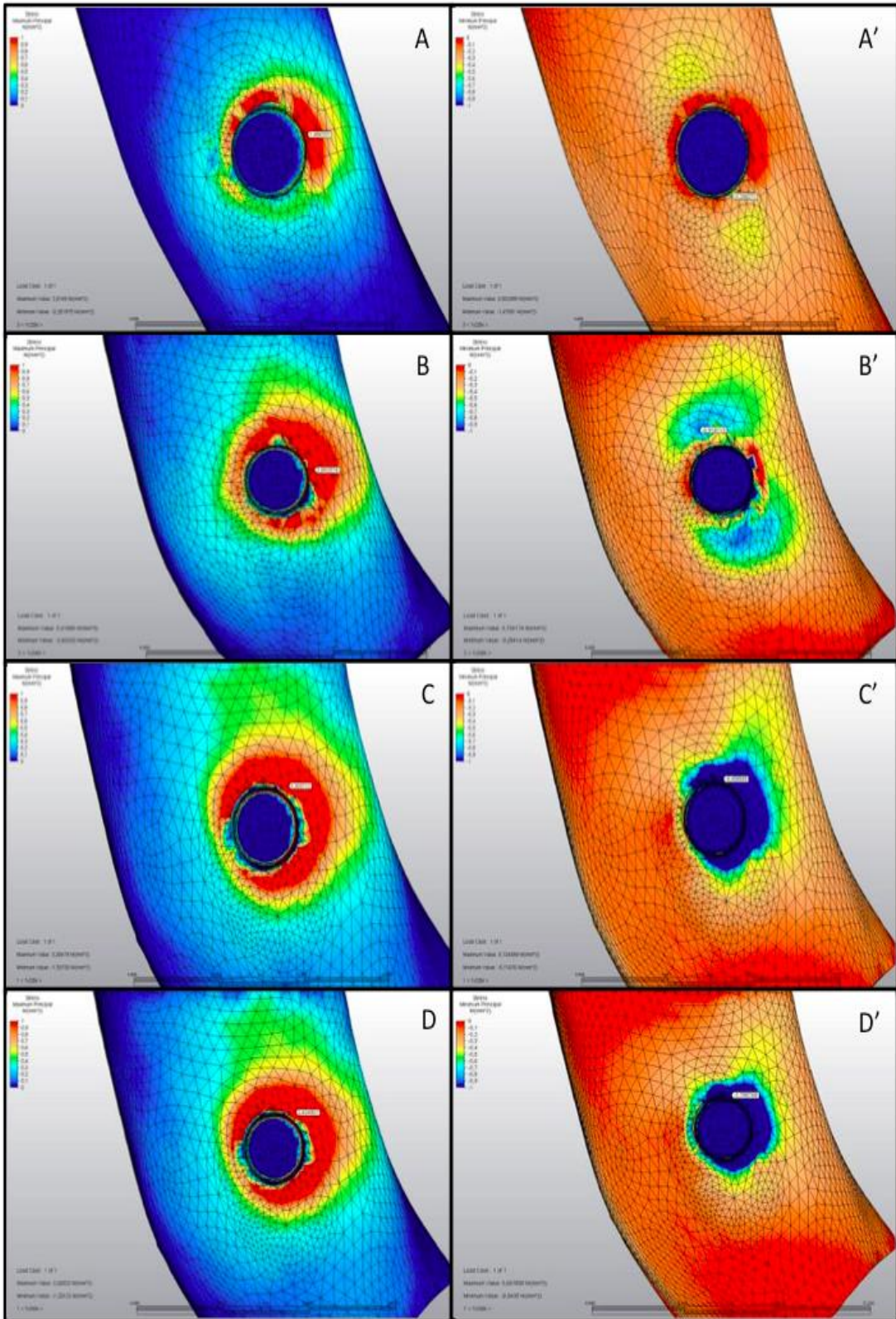


Şekil 4-44: G1_A grubunda spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

G1_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde spongioz kemikte oluşan asal gerilimlerin daha yüksek olduğu görülmüştür. D4 kemik D3 kemiğe göre daha zayıf kemik kalitesine sahip olduğu için kortikal kemikte çok daha fazla streslere maruz kalmıştır. D3 kemiğin kalitesi daha iyi olduğu için stresler kortikal ve spongioz kemikte daha homojen olarak dağılmıştır ve bu yüzden spongioz kemikteki stresler D4 kemiğe göre daha yüksek çıkmıştır. Bütün stresler implantın etrafında dairesel olarak lokalizedir.



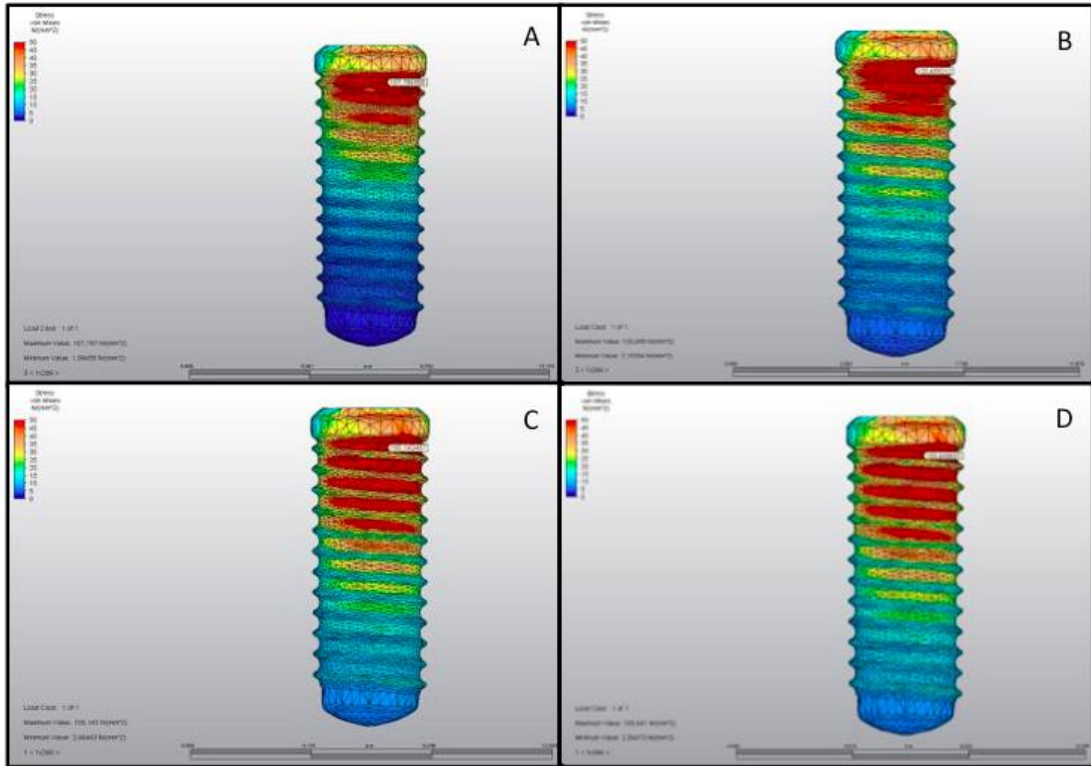
Şekil 4-45: G1_A grubunda kortikal kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4



Şekil 4-46: G1_A grubunda spongios kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4

G1A grubunda implantta oluşan Von Mises stresler

G1A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde implantta oluşan Von Mises streslerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. İmplantta en fazla stres D2 kemikte gözlenirken bunu D1, D3 ve D4 kemik izler. D3 ve D4 kemikte defekt sınırı kortikal-spongioz birleşim hattındadır ve spongioz kemiğin yapısal özelliğinden dolayı oluşan stresler, kortikal kemik içindeki defektlere göre daha az stres yaratır. D2 kemikte yüksek stres implant üzerinde küçük bir alanda gözlenirken, D3 ve D4 kemikteki daha düşük stresler implant üzerinde daha geniş bölgede etki gösterir. Stresin yoğunlaştığı noktanın kontrol grubuna göre apikale kaydığı görülmüştür ve implant üzerinde stresten etkilenmeyen bölgeler azalmıştır.



Şekil 4-47: G1A grubunda implantlarda görülen Von Mises stresleri A: D1 B: D2 C: D3 D: D4

4.3.3. G2A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

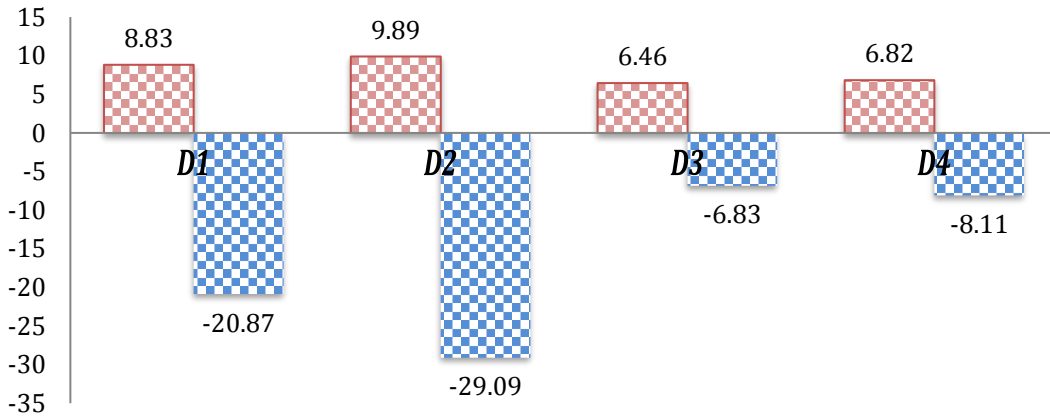
Defekt derinliğinin 2 mm, genişliğinin 2 mm olduğu model grubunda farklı yoğunluktaki kemik tiplerinde, kortikal ve spongioz kemikte oluşan asal gerilimler ve

implantta oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-12; Şekil 4-48, 4-49, 4-50, 4-51, 4-52).

Tablo 4-12: G2_A grubundaki asal gerilimler ve Von Mises stresler

	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
D1	8,83	-20,87	1,94	-0,37	141,37
D2	9,89	-29,09	2,42	-1,82	163,09
D3	6,46	-6,83	3,42	-7,51	133,51
D4	6,82	-8,11	3,72	-7,19	133,27

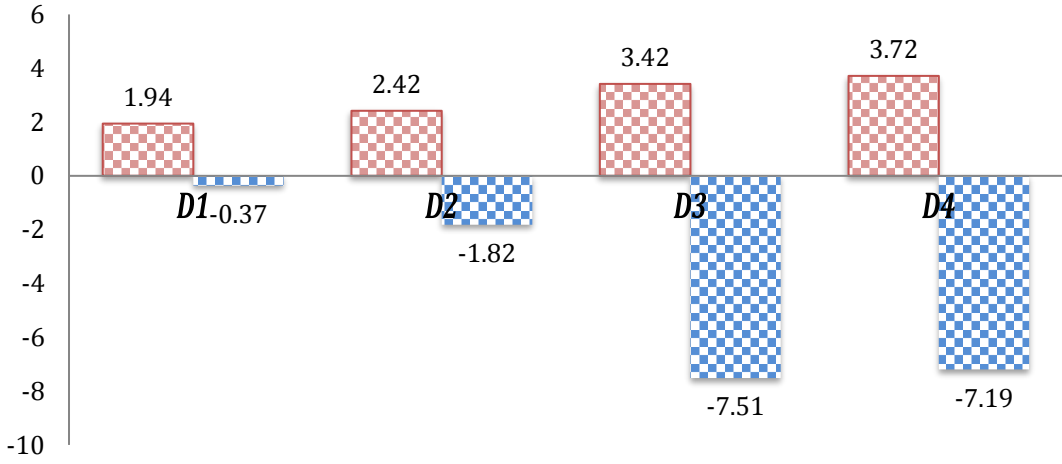
G2_A grubunda kortikal kemikte oluşan asal gerilimler



Şekil 4-48: G2_A grubunda kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

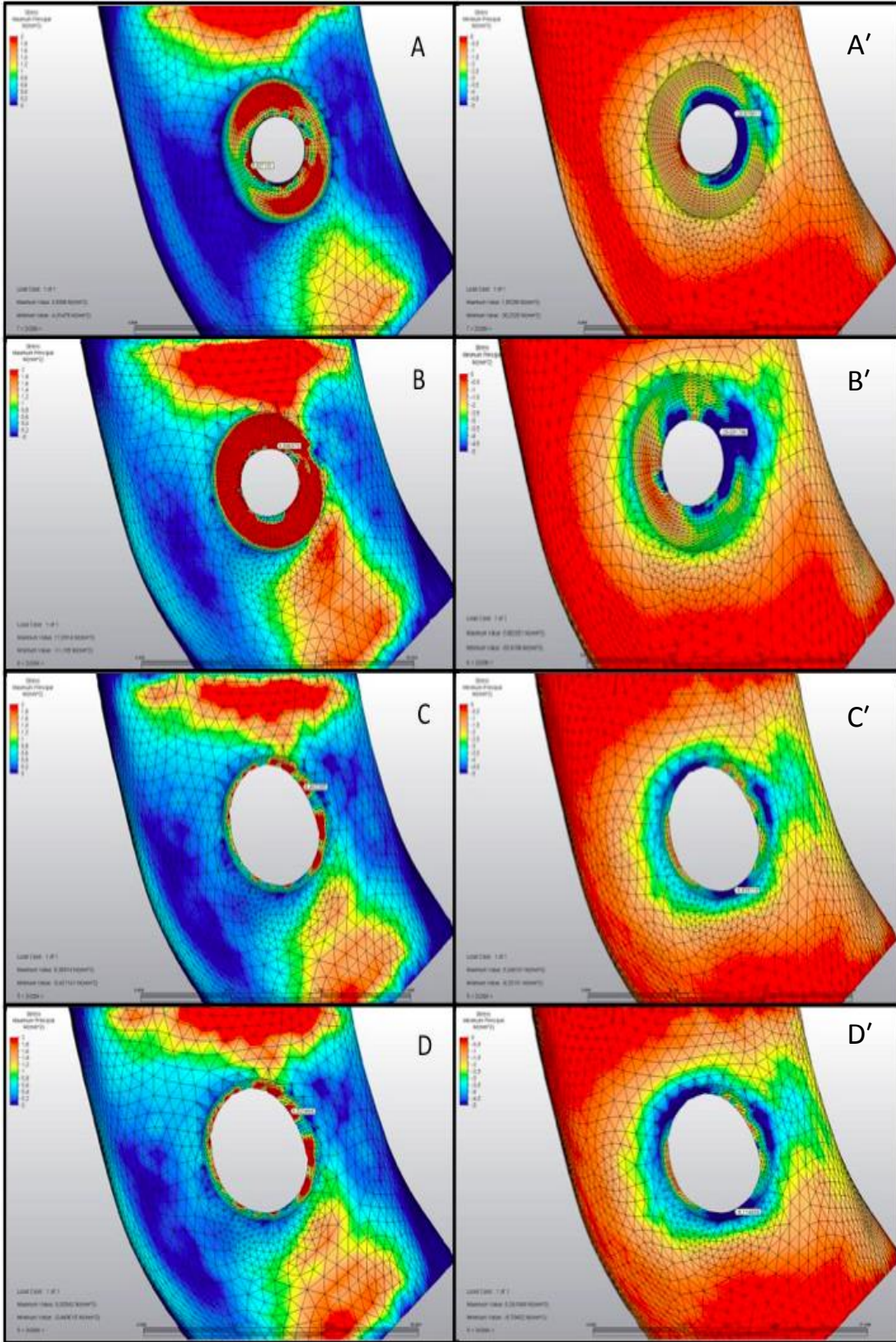
G2_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında D1 ve D2 kemikte oluşan asal gerilimlerin çok daha yüksek olduğu görülmüştür. D2 kemikte defekt sınırı kortikal-spongioz kemik sınırında kaldığı için gerilim ve sıkışma streslerinin yüksek olduğu görülmüştür. D3 ve D4 kemikte defekt sınırı spongioz kemik içinde kaldığı için oluşan streslerin D1 ve D2 kemiğe göre düşük olduğu görülmüştür. Sıkışma streslerinin gerilme streslerinden büyük olduğu görülmüştür. D1 ve D2 kemikte stresin, implantın boyun bölgesindeki açısız kortikal kemiği çevrelediği ve stresin horizontal yayılımının arttığı görülmüştür.

G2_A grubunda spongioz kemikte oluşan asal gerilimler

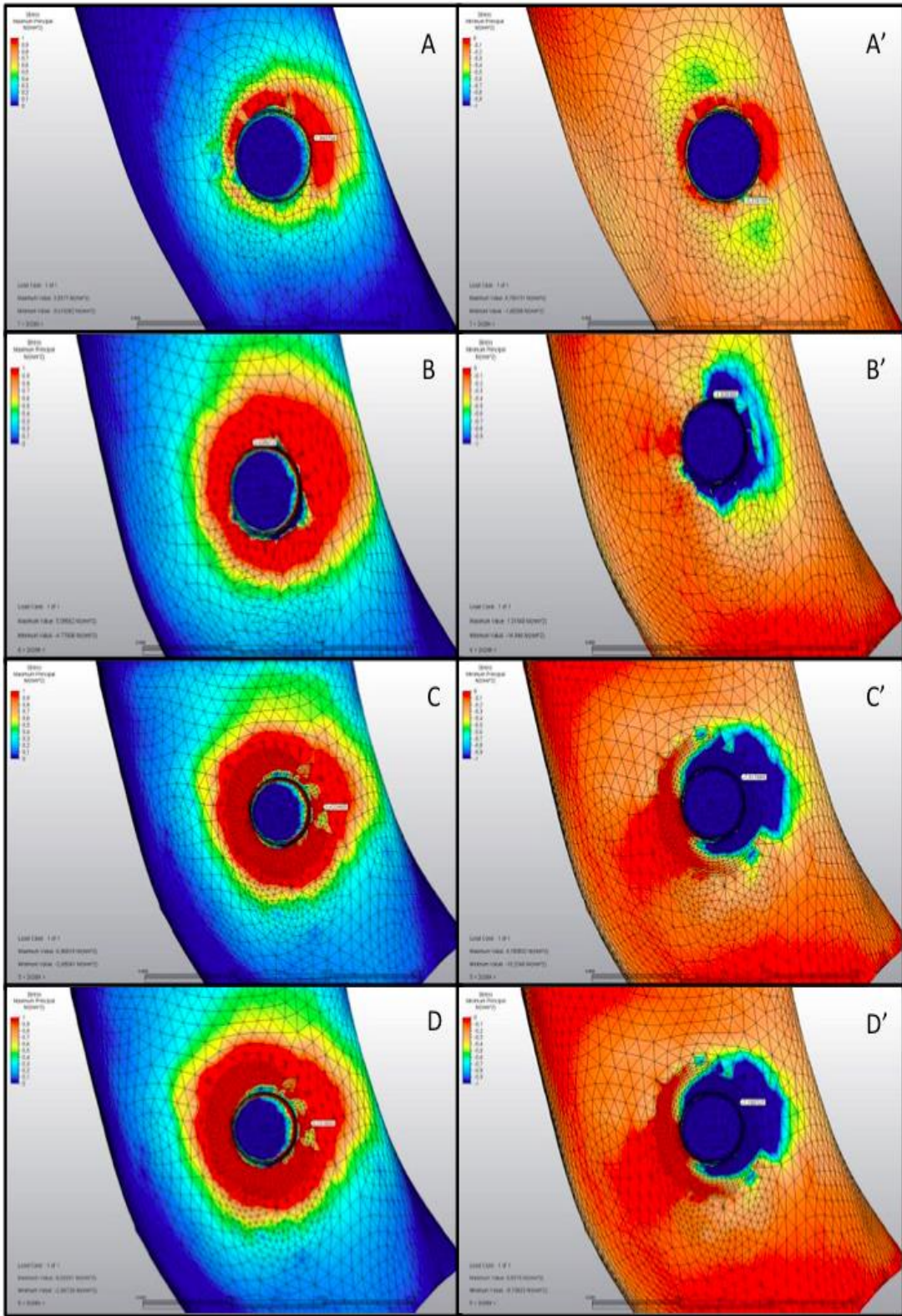


Şekil 4-49: G2_A grubunda spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

G2_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde oluşan asal gerilimlerin çok daha yüksek olduğu görülmüştür. D2 kemikte defekt sınırı kortikal-spongioz kemik sınırında kaldığı için streslerin D1 kemiğe göre yüksek olduğu görülmüştür. D3 ve D4 kemikte defekt sınırı spongioz kemik içinde kaldığı için kortikal kemikteki stresler çok azdır. Kuvvet dengesini sağlamak için spongioz kemikteki stresler D1 ve D2 kemiğe göre çok daha fazladır. Kemik kalitesinin azalması spongioz kemikte oluşan gerilim ve sıkışma streslerini arttırmıştır. Spongioz kemikteki stresler implantın etrafında dairesel olarak lokalizedir.



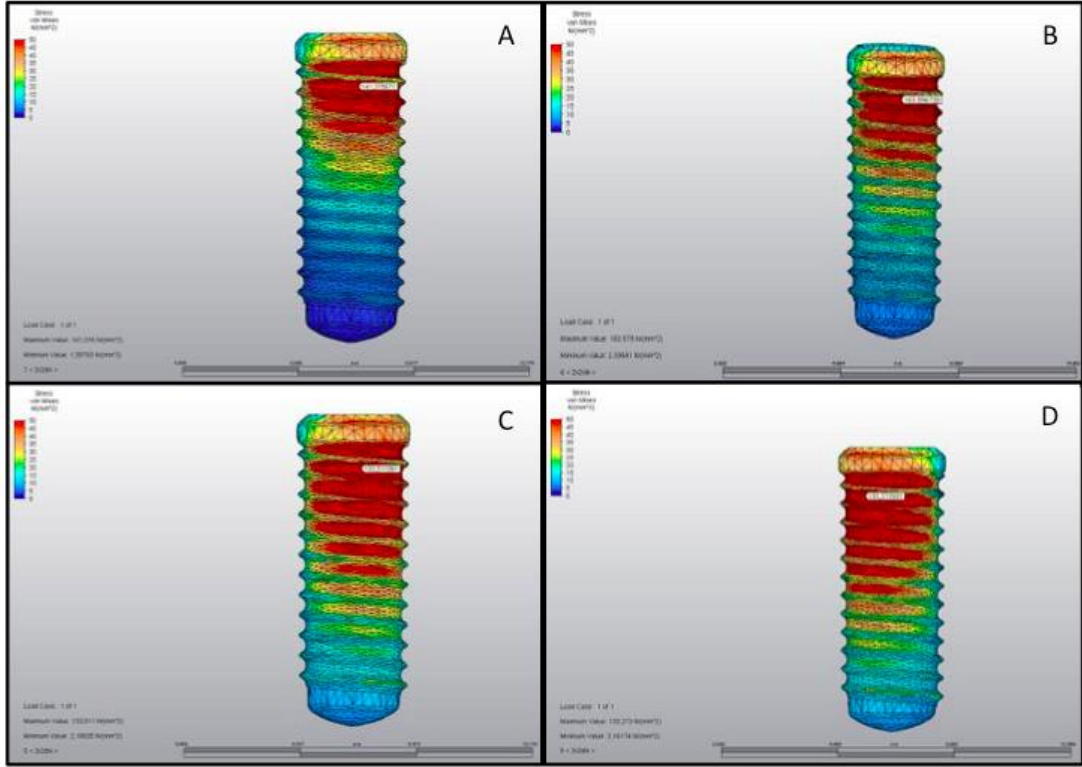
Şekil 4-50: G2_A grubunda kortikal kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4



Şekil 4-51: G2_A grubunda spongios kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4

G2A grubunda implantta oluşan Von Mises stresler

G2A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde implantta oluşan Von Mises streslerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. İmplantta en fazla stres D2 kemikte gözlenirken bunu D1, D3 ve D4 izler. D3 ve D4 kemikte defekt sınırı spongioz kemiktedir ve kortikal kemik içindeki defektlere göre daha az stres yaratır. D2 kemikte yüksek stres implant üzerinde küçük bir alanda gözlenirken, D3 ve D4 kemikteki daha düşük stresler implant üzerinde daha geniş bölgede etki gösterir. Stresin yoğunlaştığı noktanın kontrol grubuna göre apikale kaydığı görülmüştür ve kemik kalitesi azaldıkça implant üzerinde stresten etkilenen bölgeler artmıştır.



Şekil 4-52: G2A grubunda implarlarda görülen Von Mises stresleri A: D1 B: D2 C: D3 D: D4

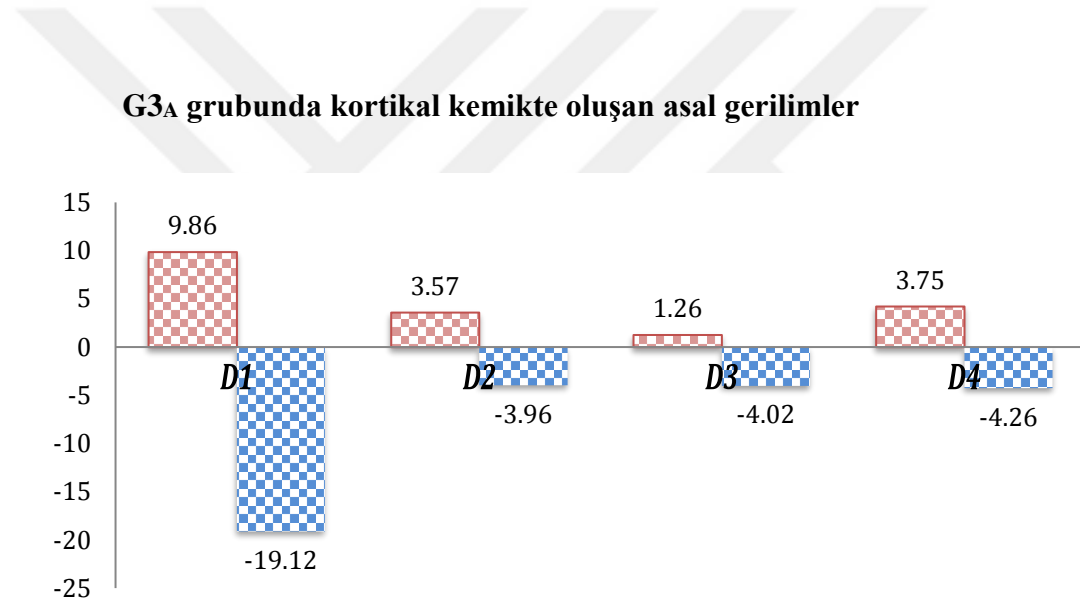
4.3.4. G3A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

Defekt derinliğinin 4mm, genişliğinin 2mm olduğu model grubunda farklı yoğunluktaki kemik tiplerinde, kortikal ve spongioz kemikte oluşan asal gerilimler ve

implantta oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-13; Şekil 4-53, 4-54, 4-55, 4-56, 4-57).

Tablo 4-13: G3_A grubundaki asal gerilimler ve Von Mises stresler

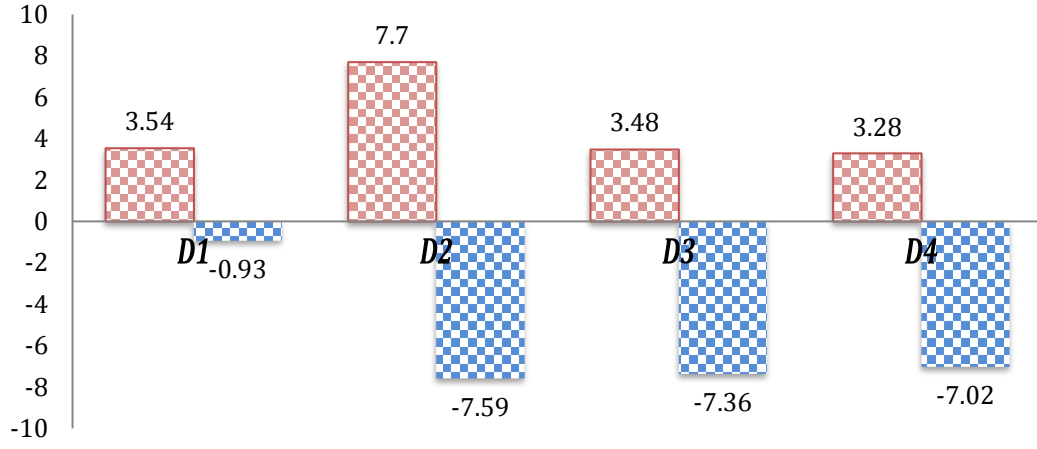
	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant Von Mises
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	
D1	9,86	-19,12	3,54	-0,93	125,65
D2	3,57	-3,96	7,70	-7,59	126,53
D3	1,26	-4,02	3,48	-7,36	126,48
D4	3,75	-4,26	3,28	-7,02	126,51



Şekil 4-53: G3_A modellerinde kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

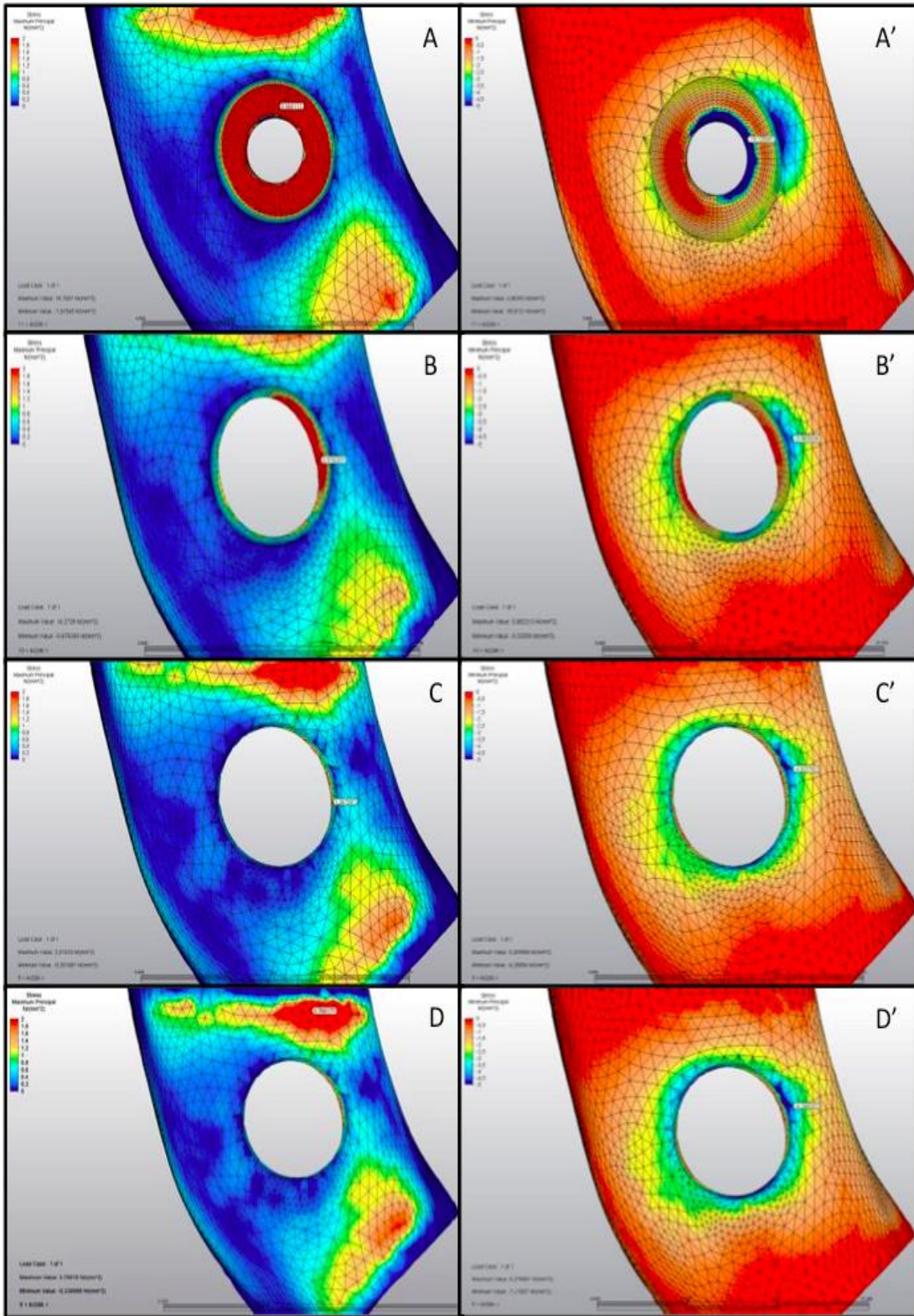
G3_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında D1 kemik hariç bütün kemiklerde oluşan asal gerilimlerin çok daha düşük olduğu görülmüştür. D1 kemikte defekt sınırı kortikal kemik içinde olduğu için kortikal kemikte stres artışı olmaktadır. D2, D3 ve D4 kemikteki stresler benzerdir. Bütün kemik tiplerinde sıkışma streslerinin gerilme streslerinden yüksek olduğu görülmüştür.

G3_A grubunda spongioz kemikte oluşan asal gerilimler

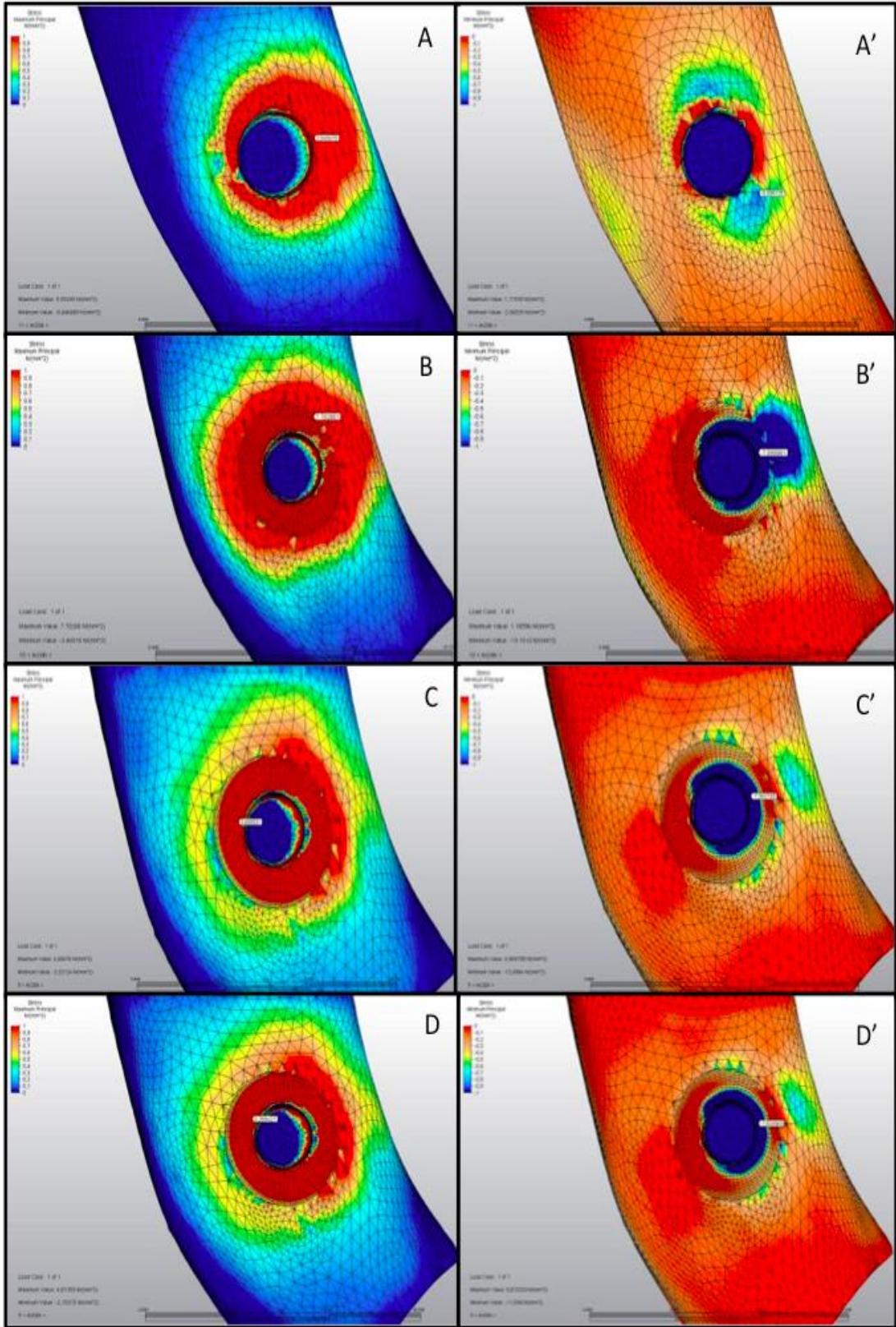


Şekil 4-54: G3_A grubunda spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

G3_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde oluşan asal gerilimlerin çok daha yüksek olduğu görülmüştür. D1 kemikte defekt sınırı kortikal kemik sınırında olduğu için spongioz kemikte oluşan sıkışma stresi daha düşüktür. Kemik kalitesi azaldıkça spongioz kemikteki stresler azalmaktadır. Spongioz kemikteki gerilme stresleri implantın etrafındaki açılal defektte dairesel şekilde lokalizedir.



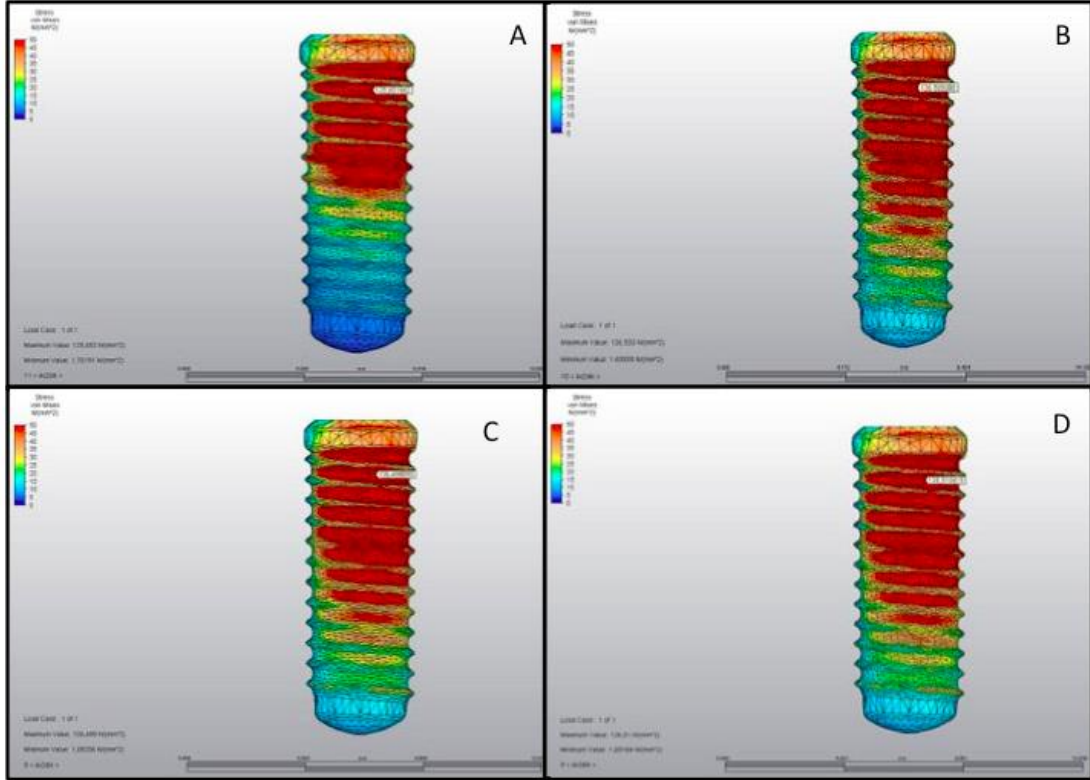
Şekil 4-55: G3_A grubunda kortikal kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4



Şekil 4-56: G3_A grubunda spongiöz kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4

G3A grubunda implantta oluşan Von Mises stresler

G3A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında implantta oluşan Von Mises streslerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. Bütün kemik tiplerinde implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri benzer bulunmuştur. Stres değerleri D1 kemikte daha küçük bir alanda lokalize iken diğer kemik tiplerinde yoğun stres alanları çok daha geniş bir alanı etkilemektedir.



Şekil 4-57: G3_A grubunda implantlarda görülen Von Mises stresleri A: D1 B: D2 C: D3 D: D4

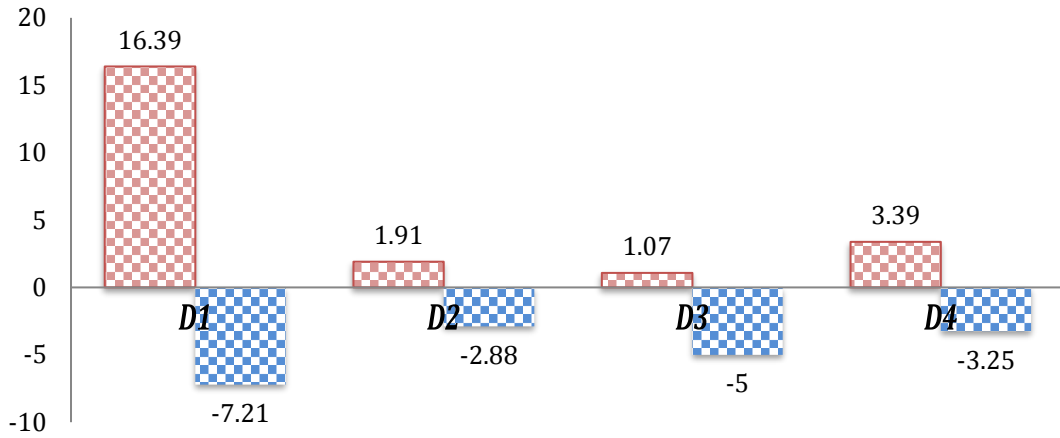
4.3.4. G4_A Grubunda Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

Defekt derinliğinin 6mm, genişliğinin 2mm olduğu model grubunda farklı yoğunluktaki kemik tiplerinde, kortikal ve spongios kemikte oluşan asal gerilimler ve implantta oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-14; Şekil 4-58, 4-59, 4-60, 4-61, 4-62).

Tablo 4-14: G4_A grubundaki asal gerilimler ve Von Mises stresler

	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
D1	16,39	-7,21	9,45	-5,70	126,79
D2	1,91	-2,88	4,83	-16,54	126,84
D3	1,07	-5,00	4,78	-16,65	126,81
D4	3,39	-3,25	4,14	-5,51	126,82

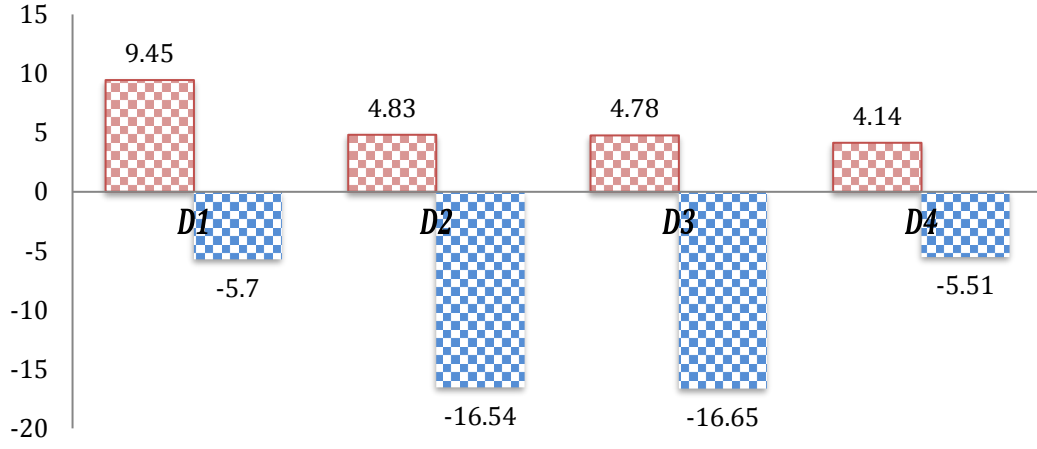
G4_A grubunda kortikal kemikte oluşan asal gerilimler



Şekil 4-58: G4_A grubunda kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

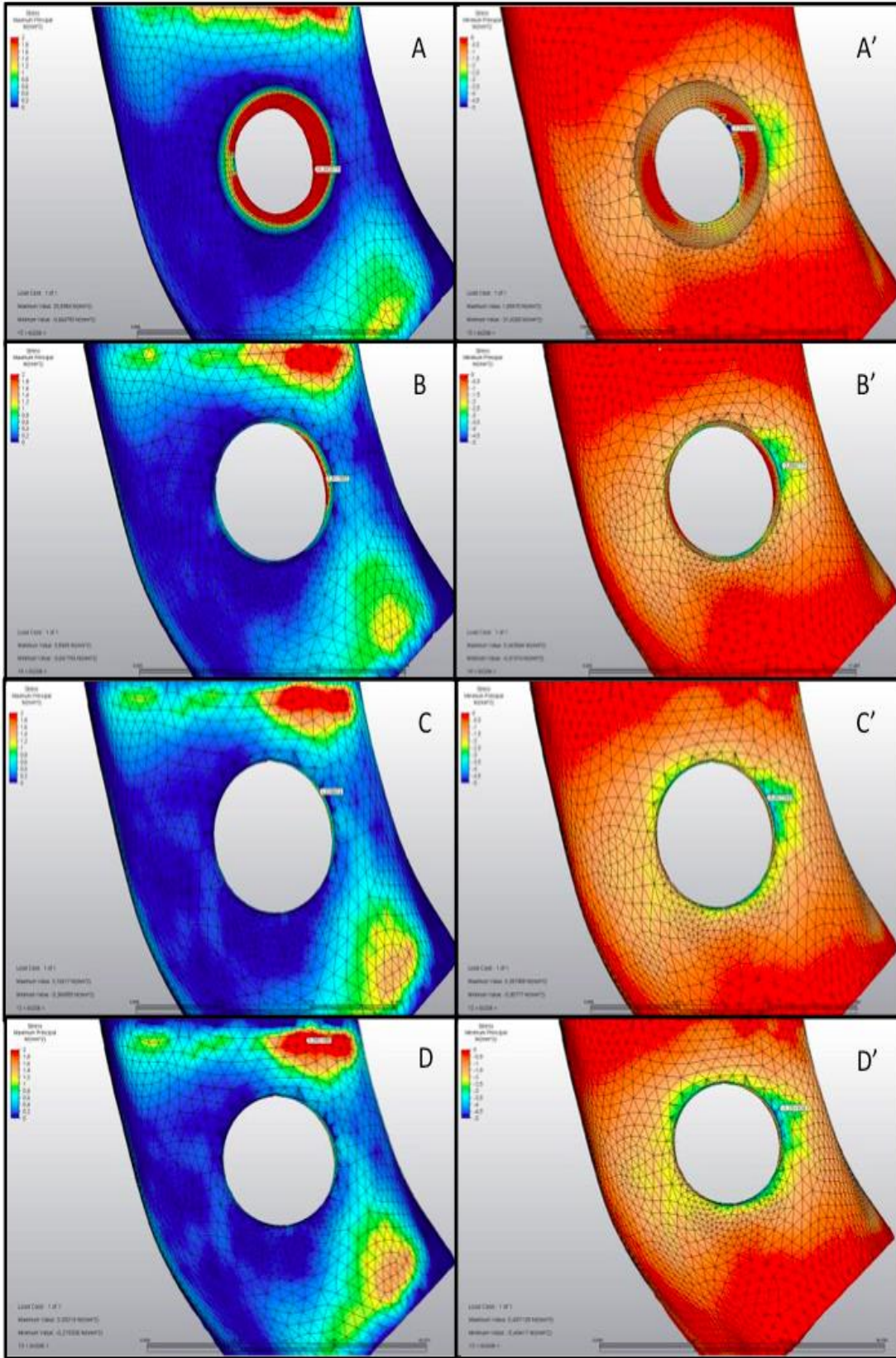
G4_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemiklerde defektler spongioz kemik içinde kaldığı için D1 kemikteki gerilme stresi hariç oluşan asal gerilimlerin çok daha düşük olduğu görülmüştür. D1 kemikte defekt sınırı kortikal-spongioz kemik sınırına yakın olduğu için gerilme ve sıkışma streslerinin diğer kemiklere göre yüksek olduğu görülmüştür. D2, D3 ve D4 kemikteki stresler benzerdir.

G4_A grubunda spongioz kemikte oluşan asal gerilimler

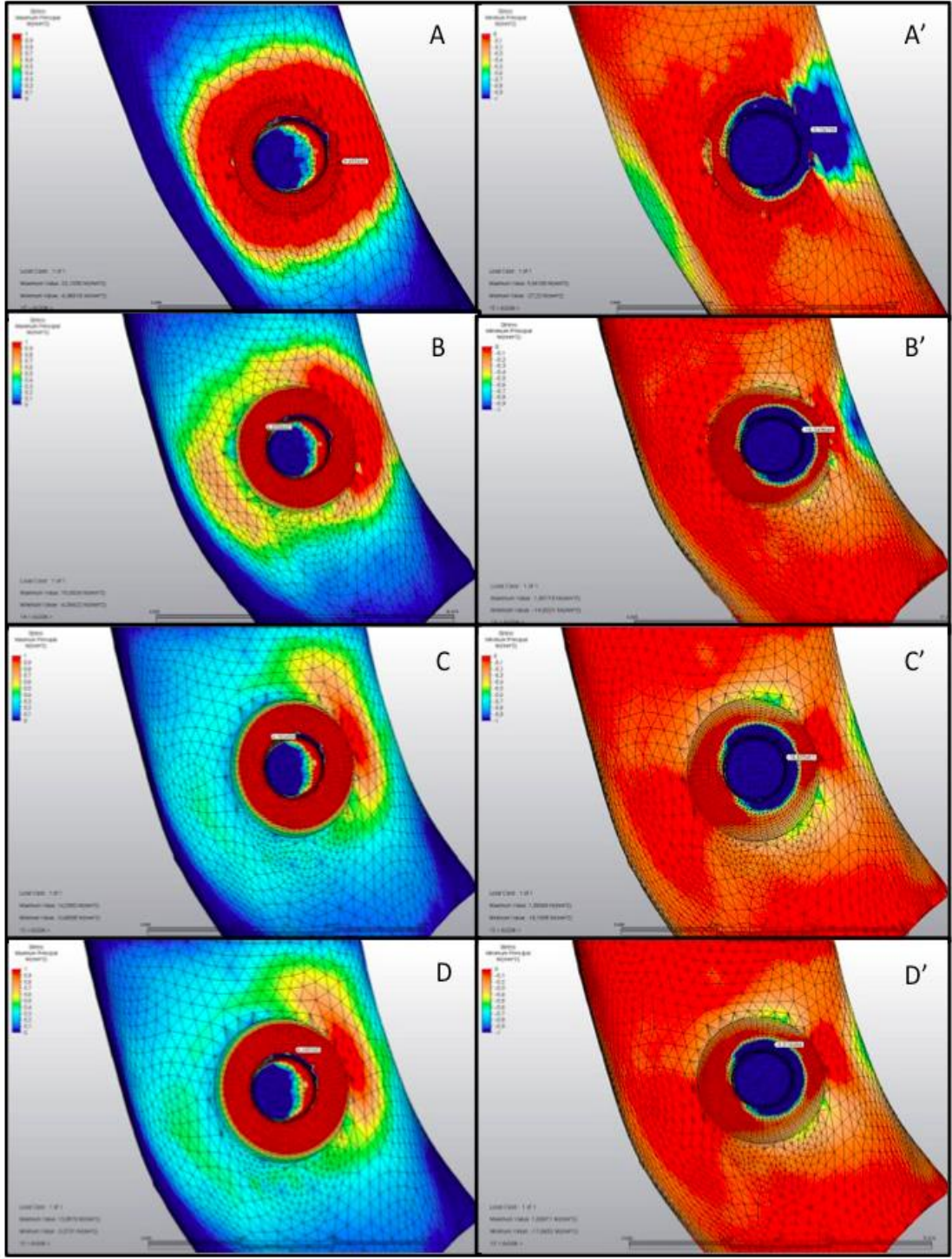


Şekil 4-59: G4_A grubunda spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilimler

G4_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde oluşan asal gerilimlerin çok daha yüksek olduğu görülmüştür. D1 kemikte defekt sınırı kortikal-spongioz kemik sınırına yakın olduğu için oluşan gerilme ve sıkışma stresinin kortikal kemikteki streslere daha yakın olduğu görülmüştür. Diğer kemik tiplerinde ise kortikal kemikteki streslere göre çok daha yüksek olduğu görülmüştür. Kemik kalitesi azaldıkça streslerin azaldığı görülmüştür. Spongioz kemikteki stresler implantın etrafındaki açısız defekte dairesel olarak lokalizedir.



Şekil 4-60: G4_A grubunda kortikal kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4

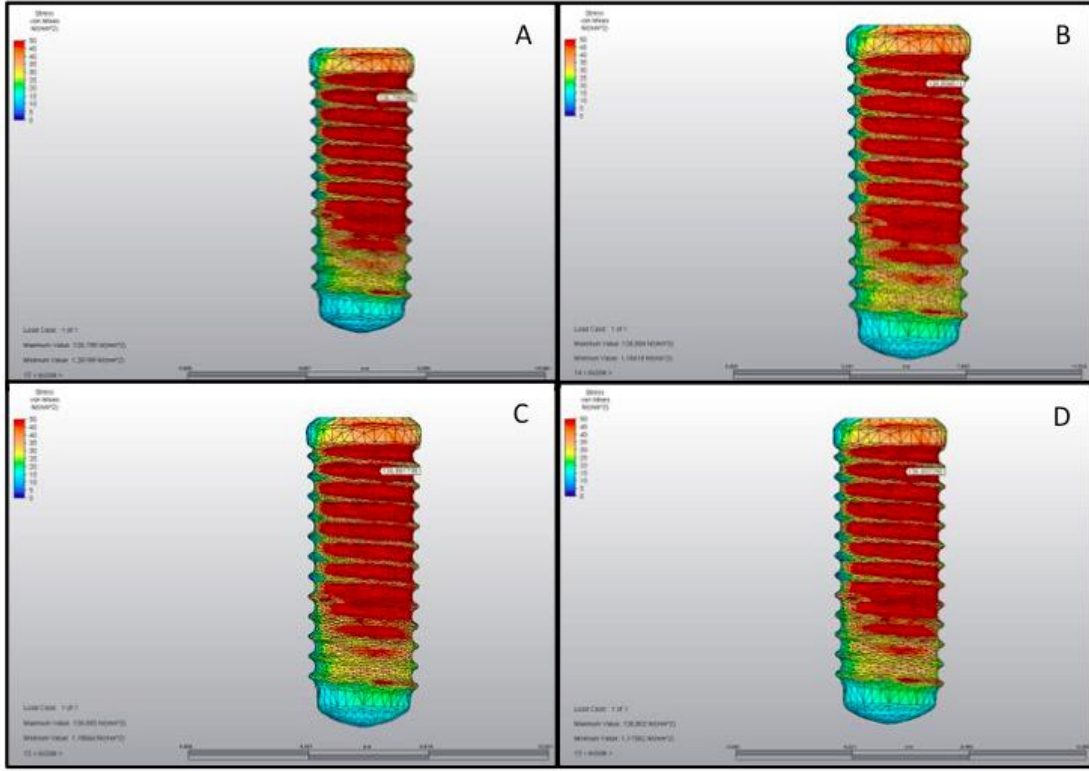


Şekil 4-61: G4_A grubunda spongiöz kemikteki Pmaks-Pmin değerleri: A-A': D1; B-B': D2; C-C': D3; D-D': D4

G4_A grubunda implantta oluşan Von Mises stresler

G4_A grubu G0 grubuyla karşılaştırıldığında bütün kemik tiplerinde implantta oluşan Von Mises streslerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. İmplanttaki streslerin

bütün kemik tiplerinde benzer olduğu görülmüştür. Bütün kemiklerde implant boyunca kırmızıyla gösterilen yoğun stres alanları izlenmiştir.



Şekil 4-62: G4_A defektlerde implantlarda görülen Von Mises stresleri A: D1 B: D2 C: D3 D: D4

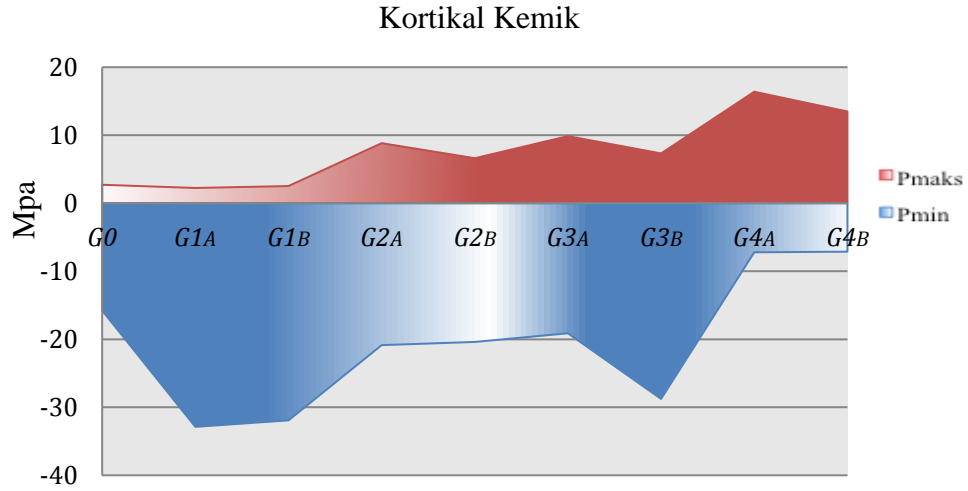
4.4. Dik Yüklemede Oluşan Streslerin Kemik Tiplerinde Değerlendirilmesi

4.4.1. D1 Kemikte Asal Gerilmelerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

D1 kemikte defekt derinlik ve genişlik artışının kortikal, spongiöz kemik ve implantta oluşturdukları stres değişimleri incelenmiştir (Tablo 4-15; Şekil 4-63, 4-64, 4-65).

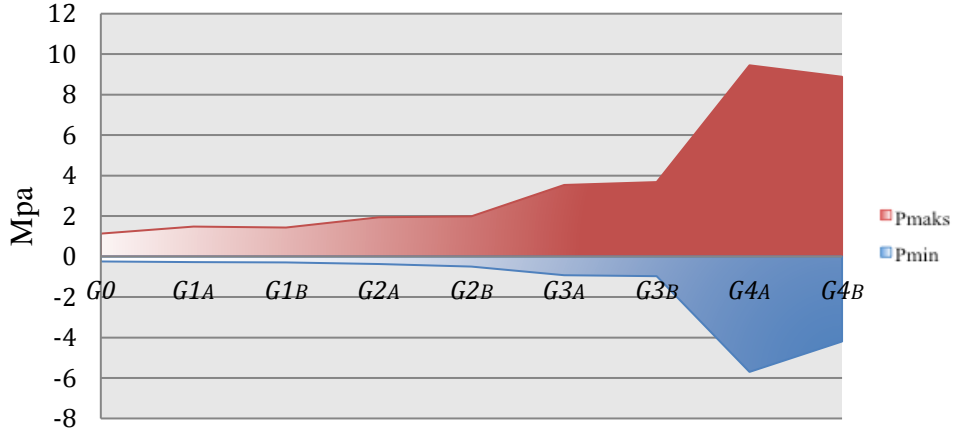
Tablo 4-15: D1 kemikte farklı derinlik ve genişlikteki asal gerilimler ve Von Mises stresler

	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
G0	2,70	-15,77	1,13	-0,24	101,52
G1A	2,22	-32,88	1,48	-0,28	107,78
G1B	2,52	-31,90	1,44	-0,29	109,89
G2A	8,83	-20,87	1,94	-0,37	141,37
G2B	6,60	-20,41	1,98	-0,49	142,27
G3A	9,86	-19,12	3,54	-0,93	125,65
G3B	7,34	-28,75	3,68	-0,97	125,71
G4A	16,39	-7,21	9,45	-5,70	126,79
G4B	13,49	-7,13	8,88	-4,19	126,79



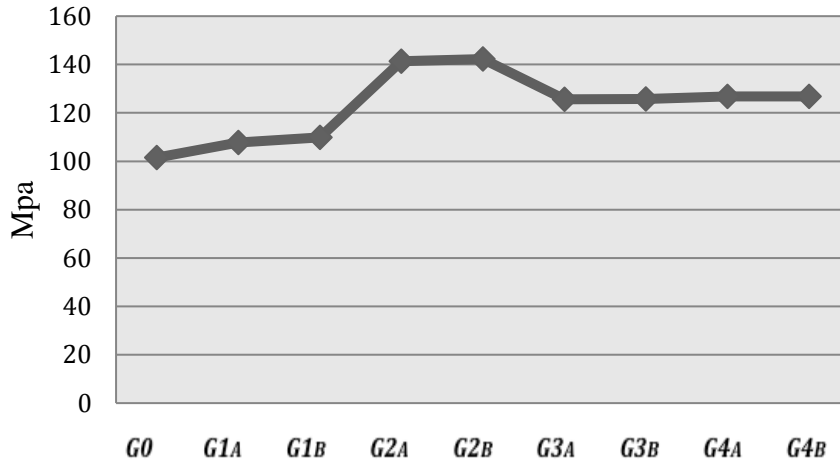
Şekil 4-63: Defekteki derinlik ve genişlik artışının kortikal kemikteki asal gerilimlere etkisi

Spongioz Kemik



Şekil 4-64: Defektteki derinlik ve genişlik artışının spongioz kemikteki asal gerilimlere etkisi

Von Mises



Şekil 4-65: Defektteki derinlik ve genişlik artışının implantta oluşan Von Mises streslere etkisi

Kortikal kemikte gerilim stresindeki değişiklikler D1 kemikte marjinal kemik kaybı ilerlemesi ile korelasyon göstererek defekt derinliği arttıkça artmıştır. Defekt sınırı spongioz kemiğe ulaştığında kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri anlamlı oranda azalır. Defekt genişliğinin artması kortikal kemikteki asal gerilimleri genellikle azaltmıştır. Spongioz kemikte oluşan gerilim ve sıkışma stresleri defekt derinliği arttıkça artmaya başlar. Özellikle de defektin spongioz kemiğe geçtiği G4 defektlerde stresler anlamlı oranda artar. Kemik defektlerinin implanta gelen stresleri arttırdığı

ancak 4 ve 6mm defektlerde defektin spongioz kemiğe yakınlığından dolayı bir miktar azalma gözlenmiştir. Bu gruplarda defekt genişliğinin artmasının da implanta gelen stresi arttırdığı gözlenmiştir.

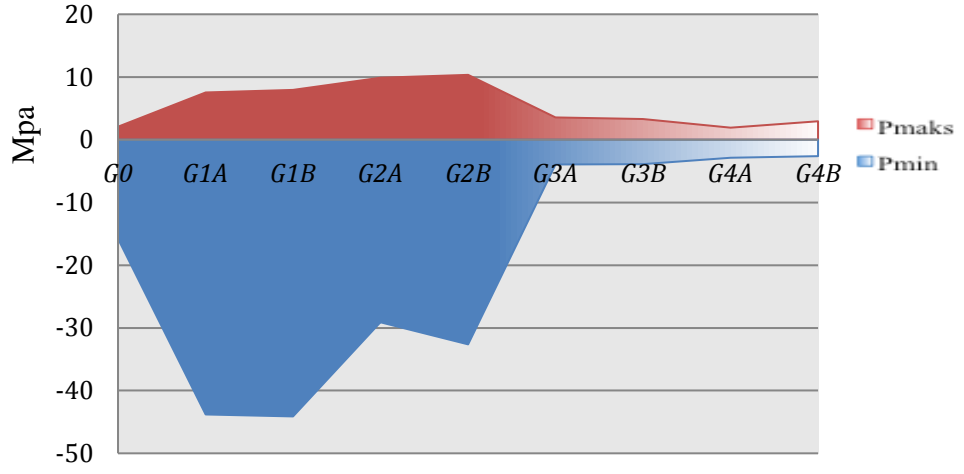
4.4.2. D2 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

D2 kemikte defekt derinlik ve genişlik artışının kortikal, spongioz kemik ve implantta oluşturdukları stres değişimleri incelenmiştir (Tablo 4-16; Şekil 4-66, 4-67, 4-68).

Tablo 4-16: D2 kemikte farklı derinlik ve genişlikteki asal gerilimler ve Von Mises stresler

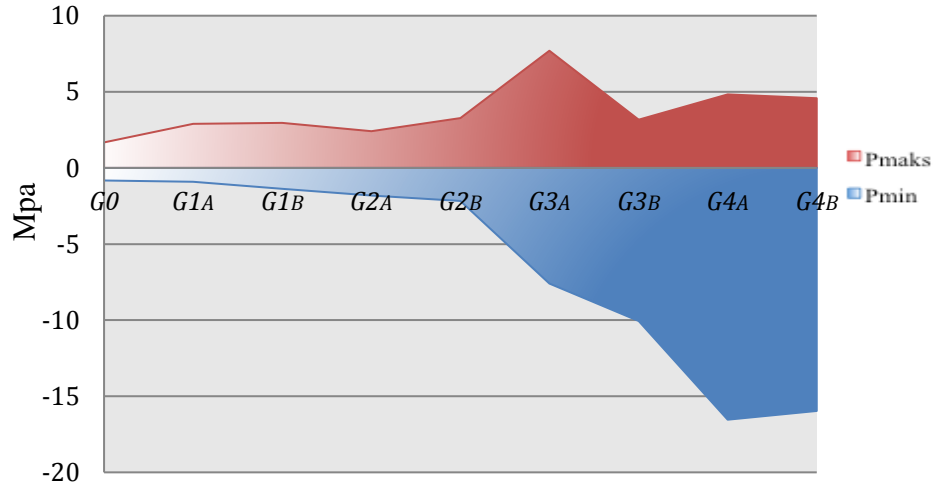
	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
G0	2,08	-15,78	1,68	-0,83	105,16
G1A	7,56	-43,79	2,89	-0,91	120,45
G1B	7,96	-44,12	2,96	-1,38	119,01
G2A	9,89	-29,09	2,42	-1,82	163,09
G2B	10,34	-32,64	3,27	-2,18	180,65
G3A	3,57	-3,96	7,70	-7,59	126,53
G3B	3,32	-3,92	3,17	-10,06	126,55
G4A	1,91	-2,88	4,83	-16,54	126,84
G4B	2,94	-2,64	4,57	-15,96	126,82

Kortikal Kemik

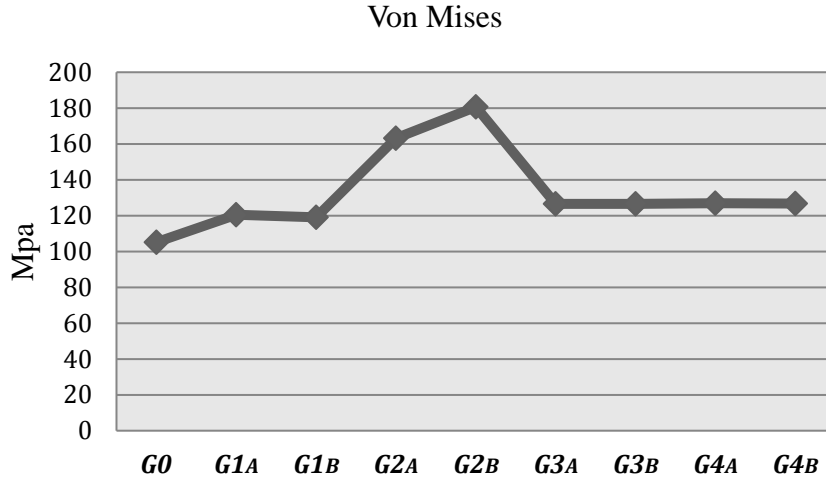


Şekil 4-66: Defektteki derinlik ve genişlik artışının kortikal kemikteki asal gerilimlere etkisi

Spongioz Kemik



Şekil 4-67: Defektteki derinlik ve genişlik artışının spongioz kemikteki asal gerilimlere etkisi



Şekil 4-68: Defekteki derinlik ve genişlik artışının implantta oluşan Von Mises streslere etkisi

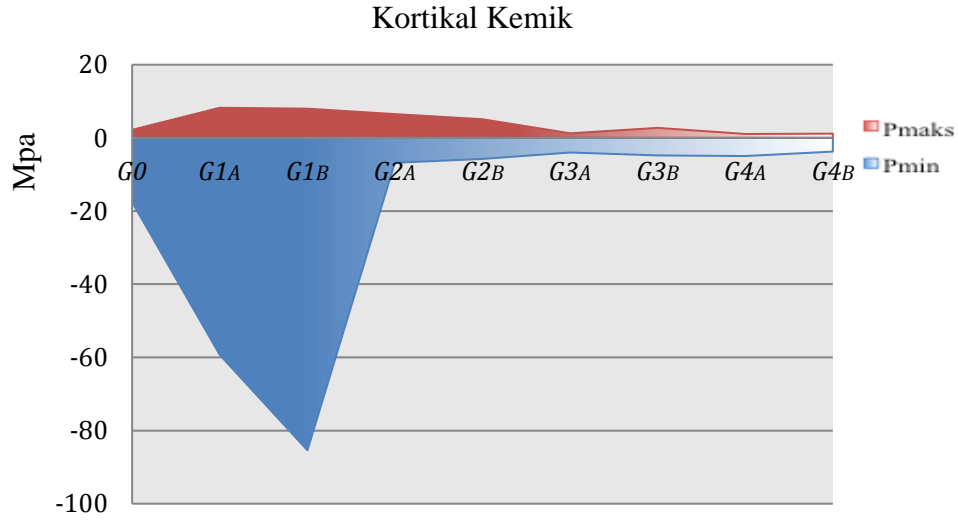
Defekt sınırı spongioz kemiğe geçtikten sonra kortikal kemikteki stresler defekt derinleştikçe azalmış, spongioz kemikteki stresler ise defekt derinliğiyle birlikte artış göstermişlerdir. İmplantta oluşan Von Mises stresleri de benzer şekilde defekt sınırı kortikal-spongioz kemik birleşim noktasına kadar kademeli olarak artmıştır. Defektin spongioz kemiğe ulaştığı durumlarda spongioz kemiğin yapısal özelliklerinden dolayı implantta oluşan stresler kortikal kemiktekine göre bir miktar azalmıştır. D2 kemik için kortikal-spongioz kemik sınırı bölgesi olan G2 defektlerde defekt genişliğinin artması implantta oluşan Von Mises streslerini anlamlı ölçüde arttırmıştır. Spongioz kemik içindeki defektlerde implantlarda oluşan stresler benzerdir.

4.4.3. D3 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

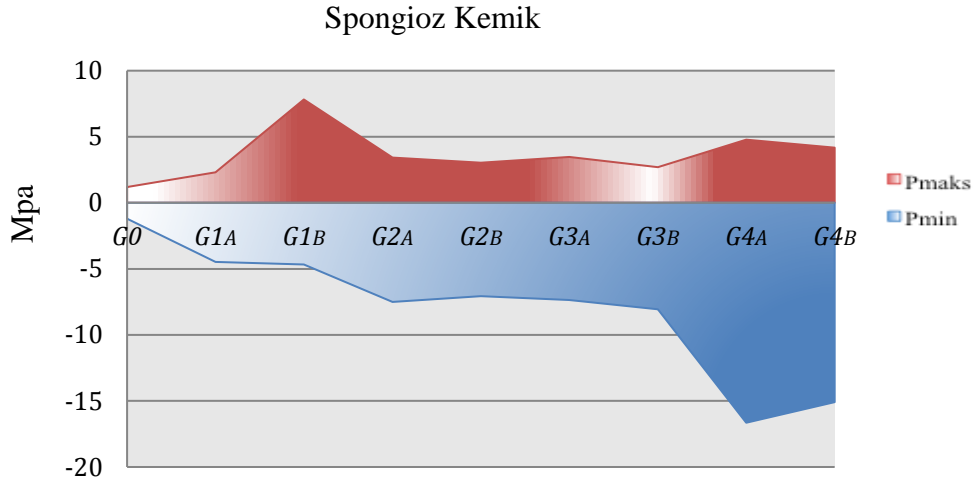
D3 kemikte defekt derinlik ve genişlik artışının kortikal, spongioz kemik ve implantta oluşturdukları stres değişimleri incelenmiştir (Tablo 4-17; Şekil 4-69, 4-70, 4-71).

Tablo 4-17: D3 kemikte farklı derinlik ve genişlikteki asal gerilimler ve Von Mises stresler

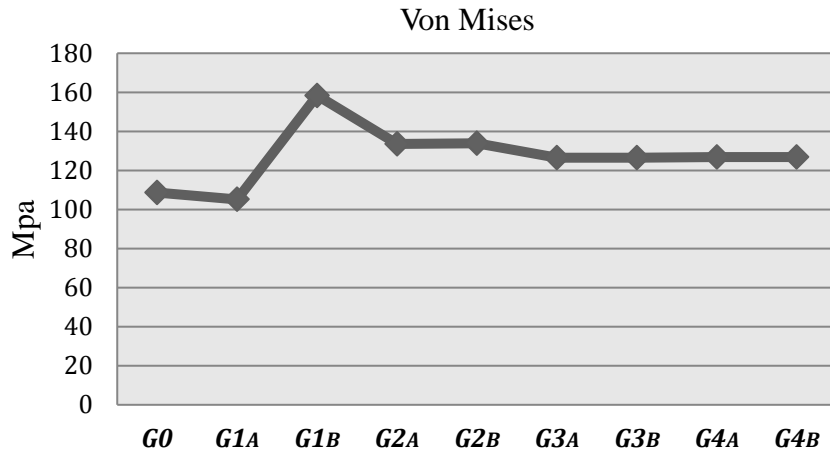
	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
G0	2,19	-17,58	1,18	-1,21	108,69
G1A	8,23	-59,29	2,30	-4,48	105,14
G1B	7,94	-85,39	7,82	-4,68	158,37
G2A	6,46	-6,83	3,42	-7,51	133,51
G2B	5,11	-5,76	3,03	-7,07	133,89
G3A	1,26	-4,02	3,48	-7,36	126,48
G3B	2,69	-4,83	2,69	-8,07	126,52
G4A	1,07	-5,00	4,78	-16,65	126,81
G4B	1,19	-3,72	4,18	-15,08	126,81



Şekil 4-69: Defektteki derinlik ve genişlik artışının kortikal kemikteki asal gerilimlere etkisi



Şekil 4-70: Defektteki derinlik ve genişlik artışının spongioz kemikteki asal gerilmelere etkisi



Şekil 4-71: Defektteki derinlik ve genişlik artışının implantta oluşan Von Mises streslere etkisi

Stres yoğunluğundaki değişiklikler kortikal ve trabeküler kemikte marjinal kemik kaybı ilerlemesi ile korelasyon göstermiştir. Kortikal-spongioz kemik sınırına kadar olan defekt derinliklerinde defekt derinliği arttıkça kortikal ve spongioz kemikteki gerilme ve sıkışma streslerinin kademeli olarak arttığı görülmüştür. Defekt sınırı spongioz kemiğe geçtikten sonra kortikal kemikteki stresler defekt derinleştikçe azalmış, spongioz kemikteki stresler ise defekt derinliğiyle birlikte artış göstermişlerdir. İmplantta oluşan Von Mises stresleri de spongioz kemik içindeki defektlerde benzerdir.

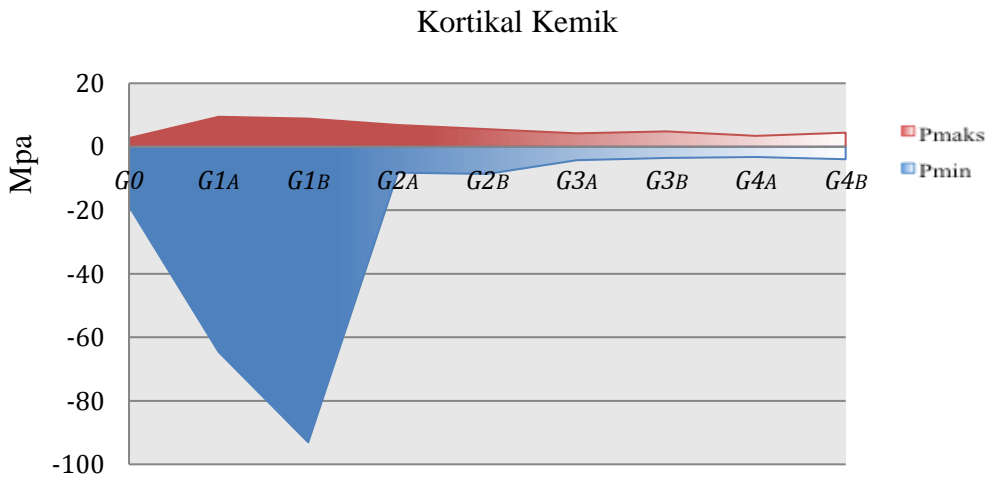
D3 kemik için kortikal-spongioz kemik sınırı bölgesi olan G1 defektlerde defekt genişliğinin artması implantta oluşan Von Mises streslerini anlamlı ölçüde arttırmıştır.

4.4.4. D4 Kemikte Asal Gerilimlerin ve Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

D4 kemikte defekt derinlik ve genişlik artışının kortikal, spongioz kemik ve implantta oluşturdukları stres değişimleri incelenmiştir (Tablo 4-18; Şekil 4-72, 4-73, 4-74).

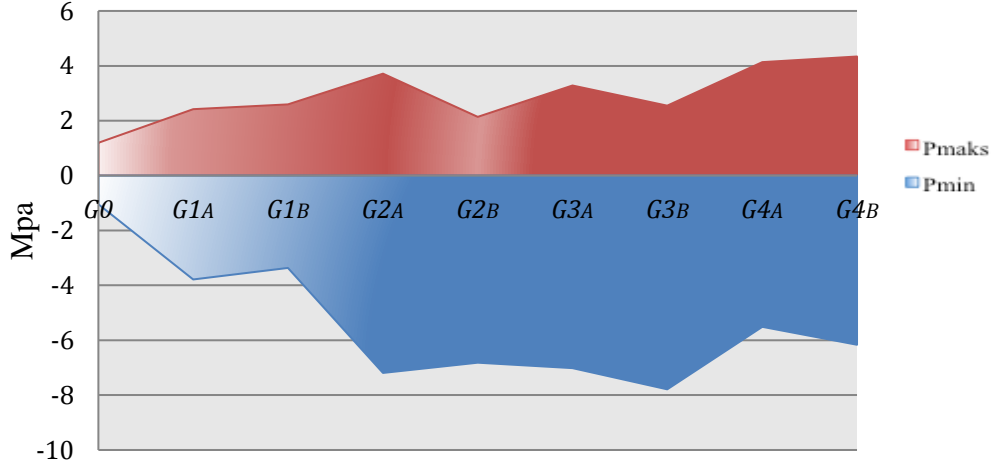
Tablo 4-18: D4 kemikte farklı derinlik ve genişlikteki asal gerilimler ve Von Mises stresler

	Kortikal Kemik		Spongioz Kemik		İmplant
	Pmaks	Pmin	Pmaks	Pmin	Von Mises
G0	2,69	-18,79	1,20	-1,05	110,24
G1A	9,46	-64,59	2,42	-3,78	103,64
G1B	8,83	-93,08	2,60	-3,36	171,98
G2A	6,82	-8,11	3,72	-7,19	133,27
G2B	5,59	-8,59	2,14	-6,82	133,63
G3A	3,75	-4,26	3,28	-7,02	126,51
G3B	4,85	-3,52	2,55	-7,79	126,52
G4A	3,39	-3,25	4,14	-5,51	126,82
G4B	4,43	-3,89	4,34	-6,16	126,81



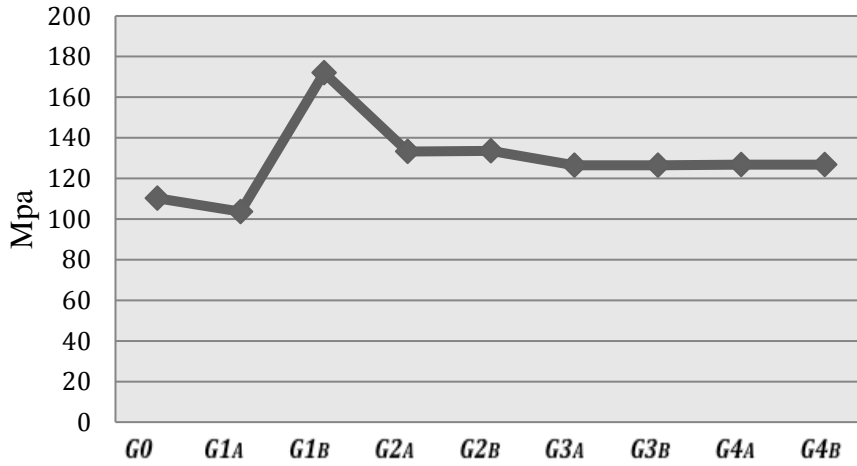
Şekil 4-72: Defektteki derinlik ve genişlik artışının kortikal kemikteki asal gerilimlere etkisi

Spongioz Kemik



Şekil 4-73: Defektteki derinlik ve genişlik artışının spongioz kemikteki asal gerilmelere etkisi

Von Mises



Şekil 4-74: Defektteki derinlik ve genişlik artışının implantta oluşan Von Mises streslere etkisi

Stres yoğunluğundaki değişiklikler kortikal ve trabeküler kemikte marjinal kemik kaybı ilerlemesi ile korelasyon göstermiştir. Kortikal-spongioz kemik sınırına kadar olan defekt derinliklerinde defekt derinliği arttıkça kortikal ve spongioz kemikteki gerilme ve sıkışma streslerinin kademeli olarak arttığı görülmüştür. Defekt sınırı spongioz kemiğe geçtikten sonra kortikal kemikteki stresler defekt derinleştikçe azalmış, spongioz kemikteki stresler ise defekt derinliğiyle birlikte artış göstermişlerdir. İmplantta oluşan Von Mises stresleri de spongioz kemik içindeki defektlerde benzerdir.

D4 kemik için kortikal-spongioz kemik sınırı bölgesi olan G1 defektlerde defekt genişliğinin artması implantta oluşan Von Mises streslerini anlamlı ölçüde arttırmıştır.



5. TARTIŞMA

Bu tez kapsamında; iki farklı şiddetteki ve yöndeki yüklemeler altında, dört farklı kemik tasarımı ve dokuz farklı kemik defekti değişkenlerine sahip dental implantın çevresinde oluşan stresler araştırılmıştır. Klinik çalışmalarda implantlar üzerine gelen yüklerin dağılımını incelemek oldukça güç hatta çoğunlukla imkansızdır. Bu nedenle gerilim analiz çalışmaları genellikle canlı dokuların cansız modeli üzerinde yapılır. Daha çok mühendislik alanında kullanılan bir stres analiz metodu olan sonlu elemanlar analizi (SEA); her tür cisme ve karmaşık yapılara uygulanabilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, gerilim dağılımlarının ve deplasmanların bir arada ve duyarlı olarak elde edilebilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi avantajları sebebiyle son yıllarda diş hekimliği ve dental implantoloji alanlarında sıklıkla tercih edilen bir araştırma yöntemi olmuştur. Klinik deneylerde bir çalışmanın bire bir şartlarda tekrarlanması neredeyse olanaksızken bu metodun arzu edildiği kadar tekrarlanabilmesi tekniğin önemli bir avantajıdır (Baran, 1991; DeTolla ve ark., 2000; Bathe, 2007; Jianping ve ark., 2008; Adıgüzel, 2010; Şenel ve ark., 2010).

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının dental implantoloji açısından güvenilirliğini test etmek için, literatürde in vitro ve in vivo çalışma yöntemleri kullanılarak implant ve çevresindeki dokuların gerilim değerleri incelenmiştir. Araştırmacılar elde edilen sonuçların yüksek oranda birbiriyle örtüşmesine dayanarak SEA yönteminin dental implantolojide güvenli bir şekilde kullanılabileceği ve stresin sayısal değerleri arasında farklılıklar olsa bile stresin hangi bölgede ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabileceği sonucuna varmışlardır (Akça ve ark., 2002; İpekçioğlu ve ark., 2003; Chu ve ark., 2011; Satpathy ve ark., 2015; Wu ve ark., 2016).

Literatürde dental implantlar ilgili yapılan çalışmalarda, kemik ve implantlarda oluşan stres dağılımlarının ölçülebilmesi için SEA yönteminden başka kırılğan vernik, gerilim ölçerler (strain gauge) ve fotoelastik yöntemler de yaygın olarak kullanılmaktadır. Kırılğan vernik yönteminde nümerik veri vermemesi, fotoelastik yöntemin stres konsantrasyonu ve yerleşimi ile ilgili nitelleyici bilgi sağlamasına karşın sınırlı sayısal (niceleyici) veri sağlaması ve gerçeğe uygun olmayan epoksi reçine tabanlı olması; gerilim ölçer yönteminde ise sadece gerilimlerin izlendiği alanlarda

ölçüm alınması ve derin bölgelerdeki stres verilerine ulaşamaması gibi dezavantajlarının olduğu bilinmektedir (Craig ve Powers, 2002). SEA’inde ise matematiksel bir model üzerinde, herhangi bir noktada ayrıntılı kantitatif veriler sağlanabildiği vurgulanmıştır (Clelland ve ark., 1995; Karl ve ark., 2009). Ayrıca diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında, SEA yönteminin daha tutarlı sonuç verdiği ve farklı değişkenlerde de çalışabildiği görülmüştür (Assuncao ve ark., 2009; Eser ve ark., 2009; Kupczik ve ark., 2010) Yaptığımız bu çalışmada yer alan modellerin klinik deneylerde aynı şartlar altında birebir karşılaştırılmasının oldukça zor olması, SEA metodunun güvenilirliğinin yapılan çalışmalarda kanıtlanmış olması ve pek çok araştırmacı tarafından tercih edilmesi nedeniyle bizim çalışmamızda da tercih edilmiştir.

Sonlu eleman analizi çalışmaları 2B veya 3B olarak yapılabilmektedir ancak 3B model hazırlanması zaman ve ekonomik açıdan zor olsa da, 2B modellemeye göre sonuçları etkileyebilecek bir takım avantajları mevcuttur. Özellikle modellenecek yapının anatomisinin çalışmamıza benzer şekilde düzensiz olduğu ve kuvvetin uygulandığı düzlemin simetrik olmadığı durumlarda, 3B modelde gerçeğe daha yakın modeller elde edilmesi ve model üzerinde bütün streslerin ayrıntılı şekilde gösterilebilmesi, sonuçların doğruluğu açısından olumlu etkiler sunmaktadır (İsmail ve ark., 1987; Meijer ve ark., 1993)

Meijer ve ark. (1993) yaptıkları çalışmada 2B analizin kısa sürede yapıldığını fakat klinik verileri yeterli düzeyde yansıtmadığını; 3B analizin gerçek bir değerlendirme olduğunu ve daha detaylı sonuçlar için tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. İsmail ve ark. (1987) da benzer şekilde 2B ve 3B SEA çalışmalarını kıyaslamışlar ve 3B analizin gerçeğe yakın sonuç verdiğini vurgulamışlardır. Literatürdeki pek çok çalışma gibi bizim çalışmamızda da hem modellemenin hem de analiz sonuçlarının klinik gerçeklere daha yakın olmasını istememiz sebebiyle 2B SEA yerine 3B SEA tercih edilmiştir.

Sonlu eleman analizi ile dental implantların mekanik davranışlarının araştırılmasındaki en önemli problem insan kemiğinin modellenmesidir. Çünkü doğal davranışın tüm detaylarının bilgisayar modeline aktarılması günümüz teknolojisi ile imkansızdır. Tüm canlı dokular gibi kemik de homojen değildir ve non-izotropiktir. Dokunun değişik bölgelerinde farklı özellikler göstermektedir. Dokunun non-homojen ve non-izotropik oluşu uygulanan kuvvet ile ortaya çıkan deformasyonların orantılı

olmamasına, sonucun non-linear olmasına yol açar (Cochran, 2000). Bununla beraber kemik ile implant arasındaki osseointegrasyonda hiç bir zaman %100 bağlantı olmadığı bilinmektedir (Meyer ve ark., 2001; Bidez ve ark., 2005).

Canlı dokularla ilgili farklılıklar günümüz teknolojisi ile bilgisayar ortamına aktarılamadığından SEA çalışmaları bir takım kabulleri ve varsayımları zorunlu kılmaktadır. Bunlar; kemiğin homojen, izotropik ve lineer-elastik kabul edilmesi, implant ve kemik arasında tam bir yapışmanın olduğu varsayımı şeklindedir (Holmes ve Loftus, 1996; Sato ve ark., 1999). SEA çalışmalarının diğer deneysel çalışma sonuçlarıyla kıyaslandığı araştırmalarda paralel sonuçlar elde edilmiş ve bu şekilde yapılan kabuller ve varsayımların analiz sonuçlarının gerçeğe yakınlığını anlamlı ölçüde etkilemediği gösterilmiştir (Keyak ve ark., 1993; İpekçioğlu ve Akça, 2002; Huang ve ark., 2005). Bu çalışmada da diğer pek çok SEA çalışmasında olduğu gibi kullanılan bütün malzemeler ve dokular lineer elastik, homojen ve izotropik, implantın ise tam olarak osseointegre olduğu kabul edilmiştir. (Toniollo ve ark., 2012; Demenko ve ark., 2014; Laster ve ark., 2014; Kaleli ve ark., 2017)

Daha önce yapılmış olan SEA çalışmalarının bazılarında basit bir dikdörtgen prizması şeklinde birbirinden farklı kemik boyutları tercih edilmiştir (Tada ve ark., 2003; Bozkaya ve ark., 2004; Geng ve ark., 2004; Himmlova ve ark., 2004; Kitamura ve ark., 2005; Akca ve Cehreli, 2006; Romeed ve ark., 2013; Ma ve ark., 2014). Bu yöntemle kemik modellemesi hızlı ve kolay olacak analiz süresini de kısaltacaktır; ancak sonuçların daha güvenilir ve gerçeğe yakın olabilmesi için ileri dijital görüntüleme metotları sayesinde kişiye özel modelleme ile birlikte kemik yoğunluğu değerleri de bilgisayar ortamına aktarılabilir (Keyak ve ark., 1990).

Biz de bu bilgiler ışığında çalışmamızda mandibular kemiği dikdörtgen prizması şeklinde modellemek yerine, anatomik koşulları daha iyi taklit edeceğini düşünerek, insan mandibula kemiğini taklit edecek şekilde modellenmesini sağladık. Bu şekilde yapılan çalışmanın, doğal dokuları daha iyi simüle etmesi sebebiyle sonuçların daha doğru çıkmasını sağladığını düşünmekteyiz.

Yapılan çalışmaların çoğunda genel bir uygulama olarak tüm mandibula yerine analizi yapılmak istenen bölgenin belli bir kesitinin alınmış ve modellenmiş olduğu görülmektedir (Petrie ve Williams, 2005; Baggi ve ark., 2008; Chou ve ark., 2010). Teixeira ve ark. (1998) modelleme aşamasında implanttan 4,2 mm'den uzağa yapılan

kemik modellemelerinin SEA sonuçlarını çok etkilemediğini belirtmişlerdir. Sato ve ark. (1997) da yaptıkları SEA çalışmasında implant ve çevresindeki kemikten 4,2 mm uzaklıktaki stres değerlerinde varyasyonlar olabileceğini ve bu mesafeden fazlasının ihmal edilebileceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda tarama ve modelleme sonrasında analizi hızlandırmak ve işlemi kolaylaştırmak adına mandibulanın tümünde inceleme yapmak yerine sadece gerekli bölge olan mandibular posterior alan kesit olarak “Boolean” işlemi ile çıkartılmıştır. Sınır koşulları verilirken ise kas ataçmanları dikkate alınmamış, mandibula bütününden kesit halinde alınan model, kemiğin üst yüzeyinden çıkarılmış kabul edilmiş ve üst yüzeyi hariç tüm yüzeylerinden fikse edilmiştir.

Sonlu elemanlar analiz yönteminin güvenilirliğinin hazırlanan sayısal modellerdeki eleman ve düğüm sayısı ile doğru orantılı olduğu ve eleman ve düğüm sayısı arttıkça gerçek modele en yakın geometri elde edildiği belirtilmektedir (Clelland ve ark., 1991; Meijer ve ark., 1993). Diğer yönden eleman ve düğüm sayıları arttıkça analiz süresi uzamaktadır. Bu sebeple literatürlerde yer alan çalışmaların çoğunda eleman ve düğüm sayıları sınırlı tutulmaktadır. Çalışmamızda oluşturulan modellerde kullanılan toplam düğüm noktası ve eleman sayısının diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında oldukça fazla olduğu görülmektedir (Bozkaya ve ark., 2004; Simşek ve ark., 2006; Veziroglu ve Yılmaz, 2008; Liang ve ark.; 2009).

Sonlu eleman analizi çalışmalarında amaç, yük uygulaması altında cismin bütünlüğünün ilk önce hangi noktada bozulacağını araştırılmasıdır. Çalışmamızda kemik gibi kırılabilir özellikteki dokuların stres değerlerini daha güvenilir biçimde veren Asal Stres değerlerinden yararlanılırken, titanyum gibi materyallerde daha güvenli sonuç veren Von Mises stres değerlerinden faydalanılmıştır (Van Staden, 2006; Jianping ve ark., 2008; Adıgüzel, 2010).

Stres analizlerinde matematiksel hesaplamalar sonucu elde edilen numerik değerler varyasyon göstermediğinden, sonuçların istatistiksel analizi yapılamaz ve bu sonuçlardan klinik uygulamalarda faydalanabilmek için sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenip yorumlanmalıdır (Van Staden ve ark., 2006; Jianping ve ark., 2008; Adıgüzel, 2010). Bu nedenle çalışmamızda elde edilen sonuçlar istatistiksel yöntemler ile değerlendirilmemiştir. Ancak elde edilen sonuçlar grup içinde ve gruplar arasında karşılaştırmalı olarak dikkatlice değerlendirilerek sonuçlar yorumlanmıştır.

Osseointegre olmuş bir implant ağız içinde statik ve dinamik yüklemelere maruz kalması sebebiyle doğal dişe oldukça benzer bir rol üstlenmektedir. Ancak doğal dişlerde bulunan periyodonsiyum implantlarda bulunmadığından ve kemikle tam bir ankiloz söz konusu olduğundan oklüzal kuvvetler direkt olarak çevre kemik dokuya iletilmektedir (Değerliyurt ve ark., 2010; Benaissa ve ark.; 2013). İmplantın aşırı yüklenmesinin marjinal kemik kaybı veya osseointegrasyonun kaybına yol açabildiği çeşitli çalışmalarda belirtilmiştir (Branemark ve ark., 1977; Tonetti ve Schmid, 1994; Swanberg ve Henry, 1995). Bu nedenle dental implantlar ve bunların üst yapılarına gelen çiğneme kuvvetleri implant başarısında oldukça önemli bir faktördür.

Doğal dentisyona sahip bireylerin çiğneme kuvvetlerinin tespiti için yapılmış farklı araştırmalar bulunmaktadır. Örneğin; Van Eijden ve ark. (1991) doğal dentisyonda kaninler bölgesinde ortalama ısırma kuvvetinin 469 ± 85 N aralığında olduğunu rapor etmiştir. Craig (2002) anterior dişlerde 222 N, premolarlarda 453 N ve molarlarda 390-880 N olarak bulmuştur. Ferrario ve ark. (2004) ise çiğneme kuvvetlerini anterior bölgede 94-146 N, birinci premolarlarda 179-254 N ve birinci molarlarda 234-306 N aralığında olduğunu bulmuşlardır. Mericske-Stern ve Zarb (1996) oklüzal kuvvetleri araştırmak için yaptıkları çalışmada maksimum ısırma kuvvetlerini birinci premolar bölgesinde ortalama olarak 200 N'dan daha düşük ve ikinci premolar ve molarlar bölgesinde 300 N olarak ölçmüşlerdir. İmplant üstü sabit protez taşıyan bireylerdeki çiğneme kaslarının fonksiyonları, doğal dişli bireyler ve köprü protezi taşıyan bireylerle aynı veya yakın özellikte olduğu bildirilmiştir (Haraldson ve ark., 1979).

Yapılan araştırmalarda çiğneme esnasında oluşan oklüzal kuvvetlerin, dişlerin üzerine hiçbir zaman tam olarak dik ya da horizontal olarak gelmediği ve bu nedenle bu iki kuvvetin birleşimi olan açısal kuvvetlerin, dinamik karakterdeki oklüzal yükleri daha iyi yansıttığı rapor edilmiştir (Tada ve ark., 2003; Ademhan, 2013). Açısal kuvvetler, hem vertikal kuvvetleri hem de horizontal kuvvetleri içermeleri sebebiyle, yıkıcı stres birikimlerini vertikal kuvvetlere göre daha belirgin şekilde oluştururlar. Bu nedenle açısal kuvvetler daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır (Ishigaki ve ark., 2003; Eskitascioglu ve ark., 2004). SEA çalışmalarında farklı büyüklükteki açısal kuvvetlerin 15, 30, 45, 60 ve 75 derece açılarla uygulandığı çalışmalar mevcuttur (Morneburg ve Proschel, 2002; Ikebe ve ark., 2005; Chang ve ark., 2012). Fakat bu

açılar içerisinde 30 derece ile kuvvet uygulanmasının ağız içi açısız yükleri en ideal şekilde taklit ettiği düşünülmektedir. SEA çalışmalarında çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için çok farklı kuvvet uygulamaları rapor edilse de bizim çalışmamızda kuvvet yönleri ve şiddetleri belirlenirken de Morneburg ve ark. (2002), Baggi ve ark. (2008), Faria ve ark. (2014), Ma ve ark. (2014), Kaleli ve ark. (2018) 'nın yaptığı çalışmalar referans alınarak aksiyal yönde 200 N ve bukkolingual yönde ise 30 derecelik açıyla 100 N'luk yükleme koşulları tercih edilmiştir. Ağız içindeki dinamik kuvvetlere en yakın durumu simüle ettiğimizi düşündüğümüz açısız yüklemelerde kortikal, spongios kemik ve implantta oluşan streslerin dik yüklemelerdeki streslerden çok daha fazla olduğu görülmektedir.

Yüklemenin dental implant, abutment veya kuronlar üzerinden yapılması sonuçların hassasiyetini etkilemekte ve çiğneme kuvvetlerinin kuronlar üzerinden uygulanması daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır (Hsu ve ark., 2007). Bu nedenle çalışmamızda yükler kuronlar üzerinden uygulanmıştır.

Porselen, oklüzal yüzeylerde yaygın olarak kullanılan bir materyaldir. Cibirka ve ark. (1992)'nin in vitro olarak yaptıkları bir çalışmada protezden çene kemiğine aktarılan kuvveti altın, porselen ve akrilik rezin oklüzal yüzeylerde karşılaştırmış ve bu üç madde arasında kuvvet emilimi oranı açısından önemli bir farka rastlamamıştır. Ancak Sertgöz ve ark.'nın (1997) bu konuyla ilgili yaptıkları çalışmada biyomekanik açıdan üst yapıda oklüzal yüzeyler için en uygun materyalin porselen olduğu belirtilmiştir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kuronlar metal destekli porselen şeklinde simüle edilmiştir.

Dental implantlardaki başarı oranının artması ve osseointegrasyon ile ilgili şüphelerin ortadan kalkması sebebiyle, farklı disiplinlerdeki araştırmacılar implantlarda gözlenen biyomekanik komplikasyonların araştırılmasına yönelmiştir. Kemik kalitesi implant başarısını etkileyen en önemli parametrelerden bir tanesidir. Ericsson ve ark. (1985) kemiğin ancak belirli bir kaliteye sahip olduğu durumda implant için iyi bir stabilizasyon sağlayabileceğini belirtmişlerdir. Eğer kortikal kemik yapı ince ve trabeküler kemik düşük yoğunluğa sahip ise stabilizasyonun azalacağını belirtmişlerdir. Almeida ve ark. (2015) 4 farklı kemik tipine sahip çenelerde yaptıkları çalışmada dik ve açısız yükleme sonucu oluşan stres dağılımını incelemişler ve analiz sonucunda en yüksek stres değerlerinin D3 ve D4 kemikte görüldüğünü, D2 ve D1 kemikte ise daha

düşük stres konsantrasyonları izlendiğini rapor etmişlerdir. Çeşitli yazarların yapmış oldukları benzer şekildeki çalışmalarda da kemik yoğunluğu azaldıkça kemikte ve implantta oluşan streslerin arttığı belirtilmiştir (Holmes ve Loftus, 1996; Sevimay ve ark., 2005; Lin ve ark., 2006). Bizim çalışmamızda da kontrol grubunda, kemik yoğunluğu azaldıkça kemikte ve implantta oluşan streslerin arttığı görülmüştür.

Farklı yapısal özellik gösteren kortikal ve spongioz kemiğin oranları bu çalışmadaki belirleyici parametrelerden biri olacaktır. Bu çalışmada kemik rezorpsiyonu gözlenmeyen kontrol grubu modellerinde implantın boyun kısımları kortikal kemik içinde, gövde kısmı ise spongioz kemik içinde kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Lekholm ve Zarb (1985) tarafından sınıflandırılan 4 farklı kemik tipi kemik yapının tasarımında kullanılmıştır. Sevimay ve ark. (2005), Arun Kumar G. ve ark. (2012), Pan Ma ve ark. (20014)'nın çalışmaları referans alınarak dört farklı kemik tipi modellenmiştir. Maksilla ve mandibulanın değişik bölgelerindeki kemik kalite ve miktarı farklılık göstermektedir (Corradi ve Genna, 2003). Biz de çalışmamızda karşılaştırmanın daha rahat yapılabilmesi için dört farklı kemiğin ortak olarak en çok bulunabileceği (Misch, 2005) bölge olan mandibular premolar bölgede çalışma yapmayı uygun bulduk.

İmplant kayıplarının olası sebepleri arasında yer alan kemik rezorpsiyonları, implantların uzun dönem başarılarını belirleyen en önemli parametrelerden bir tanesidir (Sakka ve Coulhard, 2011). Goodacre ve ark. (2003) implant yerleşimi sonrası 1. yılda kemik kaybının ortalama 0,9 mm olduğunu rapor etmişlerdir. Roos-Jansaker (2007) olası implant kayıplarının yaklaşık %8'inin ilerleyen kemik kayıplarına ($\geq 1,8$ mm) bağlı olduğunu rapor etmişlerdir. Wang C.F. ve ark. (2013) iki farklı kemik rezorpsiyon seviyesinde (3,0 mm ve 1,5 mm) gerçekleştirdikleri deneysel çalışmada 3,0 mm'lik kemik kaybında 1,5 mm'lik kemik kaybına göre implant ve dayanağının maksimum deformasyon ve kırılma gücünün 2 kat daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Manzoor B. ve ark. (2013) tarafından yapılan bir deneysel çalışmada da implant çevresinde 0-1,5-3 ve 4,5 mm olmak üzere farklı rezorpsiyon seviyelerinin implant-dayanak sistemine etkisi araştırmışlar ve kemik kaybının, implant-dayanak bütününe yük taşıma kapasitesini etkilediğini belirtmişlerdir.

Rezonans Frekans Testi, implant stabilitesini değerlendirmek için yaygın kullanılan ve invaziv olmayan bir ölçüm yöntemidir. Defekt derinliği, iyileşme süresi,

yüzey yapısı, implant şekli, implant uzunluğu, kemik kalitesi, marjinal kemik kaybı gibi faktörlerden etkilendiği belirlenmiştir. Monje ve ark. (2018) peri-implant bölgedeki ilerleyici kemik kaybının, implant stabilitesine etkisini araştırdıkları hayvan çalışmasında, stabilitenin kemik kaybı arttığında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gösterdiğini bildirmişlerdir. Shin ve ark. (2015) sığırın kosta kemiğine yerleştirdikleri implantlar çevresinde farklı defekt tipleri ve derinlikleri modelledikleri ve implant stabilitesine etkilerini araştırdıkları ex vivo çalışmada, defekt tipi ve derinliğin kalan kortikal kemik miktarını ve ISQ değerlerini etkilediğini belirtmişlerdir. Defekt büyüklüğü ve kortikal kemik kaybı arttıkça implant stabilitesinin ve ISQ değerinin azaldığını, özellikle kortikal kemiğin tamamının kaybedildiği durumlarda ISQ değerinde önemli oranda azalma olduğunu bildirmişlerdir. Yao ve ark. (2017) da defekt sınırının kortikal kemikten spongioz kemiğe geçtiği durumlarda implant stabilitesindeki azalmanın çok daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Sannerby ve ark. (2005) rezonans frekansı analizi (RFA), radyografi ve histolojiyi kullanarak peri-implantitisin başlangıcı ve tedavisi sırasında kemik doku ve implant stabilitesindeki değişimleri incelemişlerdir. Bu çalışma sonucunda marjinal kemik seviyesi ve implant stabilitesi arasında doğrusal bir ilişki olduğu belirtilmiştir.

Yapılan hayvan çalışmalarında ISQ değerlerinin düşük olması implantın hareket etmeye karşı direncinin düşük olduğunu göstermektedir. SEA yönteminde de kuvvet karşısında kemik direncinin düşük olduğu durumlarda özellikle de defekt sınırının spongioz kemiğe ulaştığı durumlarda spongioz kemikteki streslerin çok arttığı görülmüştür. Akça ve Cehreli (2006) implantlar etrafındaki ilerleyici marjinal kemik kaybının biyomekanik sonuçlarının SEA’inde değerlendirdiği çalışmasında; trabeküler kemikle çevrelenmiş bir implantın kemik içindeki yer değiştirme değerlerinin dikey yüklemeye karşılaştırıldığında, açısız yüklemeye yaklaşık on kat daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Aksine; defektin alt sınırında çok ince bir kortikal kemik tabakasının varlığının, krestal kemiğin biyomekanik performansını önemli ölçüde artırabileceği ve kemikteki stres, gerinim ve implanttaki deplasman miktarlarını azaltabileceğini belirtmişlerdir. Hudieb ve Kasugai tarafından 2010 yılında SEA kullanılarak yapılan çalışmada, implant yerleştirilmeden önce krestal kemik osteoplastisinin implant biyomekaniğine etkisi araştırılmıştır. Bıçak sırtı kemiğin aşamalı olarak uzaklaştırılmasının stres ve gerinim sonuçlarını iyileştirdiğini ancak alveolar kretin

düzleştirilmesinin ve/veya spongioz kemiğin açığa çıkarılmasının, peri-implant kemikteki gerinim ve sıkışma streslerinde belirgin bir artışa neden olduğu ve bundan dolayı yerleştirilen implantların ağızda kalış süresini etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda gerinim ve deplasman miktarları incelenmese de kemikteki stres artışının nedeninin yukarıdaki çalışmalara benzer durumdan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Kemik defektlerinde ISQ değerlerindeki azalma ile SEA'ndeki spongioz kemikteki stres miktarlarının artışı arasında benzer bir ilişki olabileceğini düşünmekteyiz.

Kitamura ve ark. 2005 yılında iki farklı horizontal ve açısal marjinal kemik rezorpsiyonunun implant çevresindeki strese etkisini SEA ile değerlendirmiş ve özellikle bukko-lingual yük altında, açısal defekt modellerinde kortikal kemikteki stresin azaldığını ve bunu kompanse etmek için süngerimsi kemikteki stresin, rezorpsiyon derinliği ile arttığını belirtmişlerdir. Ancak bütün modellerde, spongioz kemikteki streslerin, kortikal kemikten çok daha düşük olduğunu ve buna da iki kemik bileşeninin Young modülündeki farklılığın neden olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da defekt sınırının spongioz kemiğe geçmediği modellerde kortikal kemikteki gerilme ve sıkışma streslerinin spongioz kemikten çok daha yüksek olduğu görülmüştür. Ancak defekt sınırlarının spongioz kemikte olduğu modellerde genel olarak oluşan gerilme ve sıkışma streslerinin kortikal kemikteki streslerden daha yüksek olduğu görülmüştür.

Kitamura ve ark. (2003) yaptıkları SEA çalışmasında vertikal ve açısal kemik kayıplarının implant-kemik bağlantı yüzeyini azalttığı, ara yüzeylerdeki stresleri arttırdığı ve açısal kortikal kemik tabakanın kortikal kemikte belirgin stres azalmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda rezorpsiyon derinliğiyle birlikte stres değişimindeki farklılıklar, kemik yoğunluğunun implant boynu etrafındaki stres dağılımını etkileyebileceğini düşündürmektedir. D3 ve D4 kemikte 1mm'lik kemik defektlerinde bile kemikteki stresler sınır koşullarına oldukça yakındır ya da üzerindedir. D3 ve D4 kemiğin yoğun bulunduğu posterior maksillada implant yerleştirilmesinden sonra ilk yılda normal kabul edilen 1 mm kemik kaybının implantın başarısızlık riskini arttıracığı düşünülmektedir. Bu bölgelerde implant cerrahisi sırasında kortikal kemik greftleriyle kemik dokunun desteklenmesinin uygun olacağını düşünmekteyiz. Ayrıca bu bölgedeki implantların takibinin daha kısa aralıklarla

yapılması ve bu defektlerde yüklemelerin bir an önce kaldırılarak rejeneratif tedaviler uygulamanın doğru olacağını düşünmekteyiz.

Defektteki genişlik artışının implant ve çevre kemiğe etkisini araştırmak adına defekt genişliğini 2 ve 4 mm olarak belirlediğimiz çalışmamızda, özellikle defekt sınırının kortikal-spongioz kemik birleşim hattında olduğu modellerde defekt genişliğinin artması, kemikte ve implantta oluşan stresleri önemli oranda değiştirmiştir. Diğer defekt gruplarında genişlik artışının streslere etkisi daha minimaldir ve gruplar arasında korelasyon kurulamamıştır.

Yükleme koşullarında implantlara yapılan gerilim analizlerinde Von Mises streslerinin defekt sınırlarının, kortikal-spongioz kemik birleşimine kadar arttığı durumlarda kademeli olarak arttığı görülmüştür. İmplantın boyun bölgesinin spongioz kemiğe temas ettiği defekt modellerinde de defekt derinliği arttıkça implantta oluşan streslerin arttığı görülmüştür. Kemik kaybının olmadığı modellerde implantlarda oluşan streslerin boyun bölgesinde yoğunlaştığı ancak defekt derinliği arttıkça ve kemik yoğunluğu azaldıkça stres implantın apikaline doğru daha homojen dağılım gösterir. Defekt sınırının spongioz kemik içinde olduğu 4 ve 6 mm kemik defektlerinde implantta oluşan Von Mises streslerinin implantın tamamına yakınına etkilediği görülmüştür. Bu da orta derece peri-implantitis olarak sınıflandırılan 4 mm'lik kemik defektinde risk düzeyinin yüksek olduğunu düşündürmektedir. Peri-implantitiste marjinal kemik kaybı dışında implantın yerleştirildiği bölgenin kemik yoğunluğu da hastalığın şiddetini değerlendirirken göz önüne alınması önerilir. Dik yüklemelerde de implanttaki streslerin dağılımı benzer olduğu ancak açısız yüklemeye göre nispeten daha düşük değerler gösterdiği görülmüştür.

Modelleri oluşturulan implantların gövdesi titanyum malzemesinden yapılmıştır. Bu materyalin akma sınırı 480 Mpa iken kopma mukavemeti 550 Mpa'dır. Ancak çalışmamızdaki hiç bir modelde yükleme sırasında bu kritik değerlere ulaşılmamıştır. Bu sebeple implantın başarısında implantın kendisinden çok kemikte oluşan gerilimi ve gerinimi incelemek gerekmektedir. Dental implantlarda kuvvetin çok büyük bir kısmı doğrudan kemiğe iletilmekte bu da özellikle implantın boynunu saran kortikal kemik bölgesinde gerilimin yoğunlaşmasına sebep olmaktadır (Chun ve ark., 2002; Hansson ve Werke, 2003; Baggi ve ark., 2008). Bozkaya ve ark. (2004) tarafından aşırı yüklemelerin beş farklı kemik-implant sistemine olan etkisi SEA ile

incelenmiştir. Çiğneme hareketini temsil eden kuvvet aralığında ne kemikte ne de implanttaki akma sınırı olan gerilim değerlerine ulaşmamıştır. En yüksek gerilim dayanımının kortikal kemik için basmada 170 Mpa ve çekmede ise 100 Mpa olduğu rapor edilmiştir. Trabeküler kemik için ise bu değerler ortalama 10-15 Mpa olarak belirtilmiştir (Toniello, 2012). Bizim çalışmamızda D3 ve D4 kemikte açısız yüklemde 1 mm kemik defektinde kortikal kemikte oluşan gerilme ve sıkışma streslerinin bu değerlere yakın olduğu görülmektedir. Ayrıca defekt sınırının spongiöz kemikte olduğu D1 kemikte 6 mm, D2 kemikte 4-6 mm, ve D3-D4 kemikteki 2-4-6 mm defektlerde açısız yüklemde spongiöz kemikteki streslerin sınır koşullarının üzerinde olduğu görülmektedir. Bu durumda kemiğin aşırı yüklenmesi durumunu simüle ettiğimizi ve implant başarısı için ek bir risk faktörü oluşturduğumuzu düşünmekteyiz. Benzer klinik durumlarda artan streslerin kemik onarımı kapasitesinin azalmasına ve yük altında kemikte mikro çatlaklara yol açabileceği düşünülmektedir. Dolayısıyla, kemikte rezorpsiyon olabileceği öngörülmektedir.

Kitamura ve ark. (2003) kortikal kemikte meydana gelen gerilme ve sıkışma streslerinin yeri ve yönüne bakarak implantın hareket etme eğiliminin kortikal kemik tabakası tarafından önemli ölçüde engellendiğini ve kemik rezorpsiyonu ilerledikçe implantın hareket etme eğiliminin arttırdığını ve bundan dolayı stresin dağılımının bukkolingualden implant çevresindeki kemikte meziodistal yönde değiştiğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda, defekt sınırının spongiöz kemiğe geçmediği modellerde streslerin kortikal kemikte açısız kemik üzerinde yoğunlaştığı görülmektedir. Kemik yoğunluğunun azalması ve defekt derinliğinin artması kortikal kemikteki streslerin mesiodistal yönde dağılımını arttırdığı ve streslerin implant boyununun etrafındaki açısız kortikal kemik tabakasında dairesel şekilde lokalize olduğu görülmüştür. Spongiöz kemik içine uzanan defetlerde kortikal kemikteki stresler küçük bir alanda izlenmiştir.

İmplant gövdesinde, abutment vidasının altında bulunan bir boşluğun varlığı, bu seviyede minimum dirençli bir bölge oluşmasına neden olur (Morgan ve ark. 1993). Bu çalışmada, açısız yüklemde kemik rezorpsiyonunun ilerlemesi ile implantta oluşan stresler belirgin bir şekilde artmış ve implant duvarları boyunca yüksek stresler dağıtılmıştır. Bu nedenle, yüksek lateral okluzal yükleri olan hastalarda,

derin kemik defektlerinin implant kırığı riskinde artışa neden olabileceği düşünölmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamız sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar ve yapılan öneriler şu şekildedir;

1. Çalışmamızda oluşturulan gruplarının tamamında, açısız yüklemde oluşan stres değerleri dik yüklemde daha yüksek bulunmuştur.
2. Kemik rezorpsiyonu olmayan modellerde hem dik hem de açısız yüklemde kemik yoğunluğu azaldıkça kemikte ve implantta oluşan streslerin arttığı görülmektedir.
3. Defekt derinliğinin kortikal-spongioz kemik birleşimini geçmediği modellerde kortikal kemikte oluşan gerilme ve sıkışma streslerinin spongioz kemikten çok daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu durum streslerin büyük bir kısmının kortikal kemik tarafından karşılandığını göstermektedir. Bu da, kortikal kemik seviyesinin implant başarısı için önemli bir değişken olduğunu göstermektedir.
4. İki yükleme koşulunda da defekt sınırının kortikal-spongioz kemik birleşiminde bulunduğu modellerde genişlik artışı; kemik ve implant üzerindeki stresleri önemli ölçüde arttırdığı görülmüştür.
5. İmplant yüzeyine etki eden streslerin dağılımı defekt derinliği ve kemik yoğunluğuna bağlı olarak değişim gösterir. Derinlik arttıkça ve yoğunluk azaldıkça stres implantın apikaline doğru daha homojen dağılım gösterir.
6. Kortikal kemik içindeki defektlerde stresler dairesel şekilde küçük bir alanda lokalizedir. Streslerin bu şekilde belirli bir alanda yoğunlaşması uzun dönemde kemikte rezorpsiyonun hızlanmasına neden olabileceği düşünülmektedir.
7. Defekt sınırının spongioz kemikte olduğu durumlarda streslerin kemiğin dayanma kapasitesinin üzerine çıktığı görülmüştür ve bu durumun rezorpsiyonu hızlandıracağı düşünülmektedir. İmplant kaybının önlenmesi için bu streslerin bir an önce kaldırılması ve rejeneratif tedavilerle defekt bölgelerinin tamir edilmesi önerilmektedir.
8. 4 ve 6 mm kemik defektlerinde D1 kemik hariç bütün kemik tiplerinde implantta oluşan Von Mises streslerinin benzer olduğu ve implantın tamamına yakını benzer şekilde etkilediği görülmüştür. Peri-implantitis

hastalığının şiddeti belirlenirken marjinal kemik kaybı dışında implantın yerleştirildiği bölgenin kemik yoğunluğunun da göz önüne alınması önerilmektedir.

9. Herhangi bir nedenle implant çevresinde kemik kayıpları oluştuğunda, implant yüzeyinde ve onu destekleyen kemik dokularda stres miktarları ve yoğunlukları değişmektedir. Bu değişimin ön görülmesi implant sağkalım oranını arttıracaktır.
10. Çalışmamızda implant çevresinde en sık gözlenen defekt tipi modellenmiştir. Ancak kemik rezorpsiyon şeklinin değiştirilerek farklı rezorpsiyon modellerinde de araştırma yapılması önerilmektedir.

Farklı rezorpsiyon miktarlarının klinik olarak kullanımı yaygın olan implantların çevresinde oluşan streslere etkisinin değerlendirileceği daha fazla sayıda klinik ve analiz çalışmalarına ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10(6):387-416.
- Adıgüzel Ö. Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*. 2010;11(1):18-23.
- Akca K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2006;44(7):527-535.
- Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(2).
- Al-Nawas, Cacacci C, Duddeck D. Cologne ABC risk score for implant treatment, 7th European Consensus Conference of BDIZ EDI, Cologne, Germany. 2012.
- Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1981;52(2):155-170.
- Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *Journal of Clinical Periodontology*. 1991;18(6):474-481.
- Ali B, Meddah HM, Merdji A. Effects of overloading in mastication on the mechanical behaviour of dental implants. *Materials & Design*. 2013;47:210-217.
- Anitua E, Orive G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *Journal of periodontology*. 2010;81(6):819-826.
- Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(4):1173-1177.
- Ash MM. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion* ed. 7. Philadelphia: WB Saunders 1993;128-273
- Atieh MA, Alsabeeha NH, Faggion Jr CM, Duncan WJ. The frequency of peri-implant diseases: a systematic review and meta-analysis. *Journal of periodontology*. 2013;84(11):1586-1598.
- Atieh MA, Zadeh H, Stanford CM, Cooper LF. Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012;27(6).

- Attard NJ, Zarb GA. A study of dental implants in medically treated hypothyroid patients. *Clinical implant dentistry and related research*. 2002;4(4):220-231.
- August M, Chung K, Chang Y, Glowacki J. Influence of estrogen status on endosseous implant osseointegration. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2001;59(11):1285-1289.
- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;100(6):422-431.
- Bain CA, Moy PK. The association between the failure of dental implants and cigarette smoking. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993;8(6).
- Balshi TJ, Wolfinger GJ. Dental implants in the diabetic patient: a retrospective study. *Implant Dent*. 1999;8(4):355-359.
- Baran NM. Finite element analysis on microcomputers. Place, McGraw-Hill, Inc., Published 1988.
- Bathe K-J. Finite element procedures. Place, Klaus-Jurgen Bathe, Published 2006.
- Bechara S, Kubilius R, Veronesi G, Pires JT, Shibli JA, Mangano FG. Short (6-mm) dental implants versus sinus floor elevation and placement of longer (≥ 10 -mm) dental implants: a randomized controlled trial with a 3-year follow-up. *Clinical Oral Implants Research*. 2017;28(9):1097-1107.
- Bertea PC, Staehelin K, Dratva J, Stutz EZ. Female gender is associated with dental care and dental hygiene, but not with complete dentition in the Swiss adult population. *Journal of public health*. 2007;15(5):361-367.
- Bidez M, Misch C. *Clinical biomechanics in implant dentistry*. 2005.
- Bland R. Steroid hormone receptor expression and action in bone. *Clinical Science*. 2000;98(2):217-240.
- Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(5).
- Block MS, Kent JN, Finger IM. Use of the Integral implant for overdenture stabilization. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1990;5(2).
- Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):523-530.

- Branemark P-I. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.* 1977;16.
- Brunski J. Biomechanical considerations in dental implant design. *The International journal of oral implantology: implantologist.* 1988;5(1):31.
- Bueche FJ, Jerde DA. *Principles of physics.* Place, McGraw-Hill New York, Published 1988.
- Busenlechner D, Fürhauser R, Haas R, Watzek G, Mailath G, Pommer B. Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. *Journal of periodontal & implant science.* 2014;44(3):102-108.
- Buser D, Brogini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res.* 2004;83(7):529-533.
- Canalis E, Delany AM. Mechanisms of glucocorticoid action in bone. *Annals of the New York Academy of Sciences.* 2002;966(1):73-81.
- Caputo A, Standlee. *Biomechanics in clinical dentistry.* Chicago. Quintessence. 1987:19-23.
- Chang H-S, Chen Y-C, Hsieh Y-D, Hsu M-L. Stress distribution of two commercial dental implant systems: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences.* 2013;8(3):261-271.
- Chen S, Buser D, Wismeijer D, Vol ITG. *Sinus Floor Elevation: Procedures.* Place, Quintessence Publishing, Published 2011.
- Chou H-Y, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2010;104(5):293-300.
- Chrcanovic B, Albrektsson T, Wennerberg A. Diabetes and oral implant failure: a systematic review. *Journal of dental research.* 2014;93(9):859-867.
- Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Smoking and dental implants: a systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry.* 2015;43(5):487-498.
- Chu CM, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical evaluation of subcrestal placement of dental implants: in vitro and numerical analyses. *Journal of periodontology.* 2011;82(2):302-310.

- Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(6):565-574.
- Clelland NL, Ismail Y, Zaki H, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 1991;6(4).
- Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Journal of prosthodontics*. 1995;4(2):95-100.
- Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI® Dental Implant System: a consensus report Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 2*. 2000;11:33-58.
- Consensus A. Consensus development conference: diagnosis, prophylaxis, and treatment of osteoporosis. *Am J Med*. 1993;94(6):646-650.
- Corradi L, Genna F. Finite element analysis of the jaw-teeth/dental implant system: A note about geometrical and material modeling. *Computer Modeling in Engineering and Sciences*. 2003;4(3/4):381-396.
- Craig J M, Powers JM. *Restorative dental materials*. St. Louis, Mosby, 2002.
- Cryer PE, Haymond MW, Santiago JV, Shah SD. Norepinephrine and epinephrine release and adrenergic mediation of smoking-associated hemodynamic and metabolic events. *New England journal of medicine*. 1976;295(11):573-577.
- Çağlar A. Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan mplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-Distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen mplantların Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi le Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara. 2003.
- Degerliyurt K, Simsek B, Erkmen E, Eser A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010;110(2):e1-e11.
- DeLuca S, Habsha E, Zarb GA. The effect of smoking on osseointegrated dental implants. Part I: implant survival. *International Journal of Prosthodontics*. 2006;19(5).
- Demenko, V., et al. FE study of bone quality effect on load-carrying ability of dental implants. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2014; 17.16: 1751-1761.

- Deporter D. Short dental implants: what works and what doesn't? A literature interpretation. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2013;33(4).
- Derome J. A bit of history and dental implantology today. *La Promotion dentaire*. 1973;20:12-18 passim.
- DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*. 2000; 26(2):77-81.
- Edgerton RB. *The cloak of competence*. Place, Univ of California Press, Published 1993.
- English C, Bahat O, Langer B, Sheets C. What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15(2):293-296.
- Ergatoudis I, Irons B, Zienkiewicz O. Curved, isoparametric, "quadrilateral" elements for finite element analysis. *International Journal of Solids and Structures*. 1968;4(1):31-42.
- Eser A, Akca K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(3).
- Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(2):144-150.
- Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(II). Etiopathogenesis. *European journal of oral sciences*,1998;106(3):721-764.
- Feitosa DdS, Bezerra BdB, Ambrosano GMB, Nociti Jr FH, Casati MZ, Sallum EA, de Toledo S. Thyroid hormones may influence cortical bone healing around titanium implants: a histometric study in rats. *Journal of periodontology*. 2008;79(5):881-887.
- Felice P, Pellegrino G, Checchi L, Pistilli R, Esposito M. Vertical augmentation with interpositional blocks of anorganic bovine bone vs. 7-mm-long implants in posterior mandibles: 1-year results of a randomized clinical trial. *Clinical oral implants research*. 2010;21(12):1394-1403.
- Fugazzotto PA, Wheeler SL, Lindsay JA. Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. *Journal of periodontology*. 1993;64(11):1085-1087.

- Garg AK, Winkler S, Bakaeen LG, Mekayarajjananonth T. Dental implants and the geriatric patient. *Implant Dent.* 1997;6(3):168-173.
- Geng J, Ma Q, Xu W, Tan K, Liu G. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of oral rehabilitation.* 2004;31(3):233-239.
- Geng J, Yan W, Xu W. *Application of the finite element method in implant dentistry.* Place, Springer Science & Business Media, Published 2008.
- Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2001;85(6):585-598.
- Glauser R, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH, Scharer P. Immediate occlusal loading of Brånemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. *Clinical implant dentistry and related research.* 2001;3(4):204-213.
- Granat J. Was there implantology 7000 years ago? *L'Information dentaire.* 1990;72(22):1959-1961.
- Güzel KG, Meşe A, DÜNDAR DB. Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Ethics-Law and History.* 2006;14(1):41-46.
- Hagi D, Deporter DA, Pilliar R, Arenovich T. A targeted review of study outcomes with short (≤ 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *Journal of periodontology.* 2004;75(6):798-804.
- Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of biomechanics.* 2003;36(9):1247-1258.
- Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *Journal of oral rehabilitation.* 1979;6(1):41-48.
- Heitz-Mayfield LJ. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *Journal of clinical periodontology.* 2008;35(292-304).
- Higuchi KW, Folmer T, Kultje C. Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3-year prospective multicenter study. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* 1995;53(3):264-268.
- Himmlova L, Dostálová TJ, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry,* 91(1), 20-25. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *The Journal of oral implantology.* 2004;23(3):104-111.

- Hsu M-L, Chen F-C, Kao H-C, Cheng C-K. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(2).
- Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research*. 2005;16(4):466-472.
- Hughes TJ. *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis*. Place, Courier Corporation, Published 2012.
- Iacono VJ. Dental implants in periodontal therapy. *J Periodontol*. 2000;71(12):1934-1942.
- Ikebe K, Nokubi T, Morii K, Kashiwagi J, Furuya M. Association of bite force with ageing and occlusal support in older adults. *Journal of dentistry*. 2005;33(2):131-137.
- Ikebe K, Wada M, Kagawa R, Maeda Y. Is old age a risk factor for dental implants? *Japanese Dental Science Review*. 2009;45(1):59-64.
- Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical oral implants research*. 2003;14(1):97-102.
- Ismail Y, Pahountis L, Fleming J. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1987;4(2):25.
- Ivanoff C-J, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(2):173-180.
- İnan M. *Cisimlerin mukavemeti*. Place, Birsen Yayınevi, Published 1984.
- İplikçioğlu H, Akca K, Çehreli MC, Şahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(2).
- Jacobs R, De AL. Bruxism and overload of periodontium and implants. *Nederlands tijdschrift voor tandheelkunde*. 2000;107(7):281-284.
- Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of periodontology*. 1991;62(1):2-4.
- Ji T-J, Kan JY, Rungcharassaeng K, Roe P, Lozada JL. Immediate loading of maxillary and mandibular implant-supported fixed complete dentures: a 1-to 10-year retrospective study. *Journal of Oral Implantology*. 2012;38(S1):469-477.

- Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *International dental journal*. 2003;53(S6P2):409-443.
- Jones JD, Lupori J, Van Sickels JE, Gardner W. A 5-year comparison of hydroxyapatite-coated titanium plasma-sprayed and titanium plasma-sprayed cylinder dental implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1999;87(6):649-652.
- Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(3):437-445.
- Karl M, et al. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2009;17(2):50-57.
- Kenney E, Kraal J, Saxe S, Jones J. The effect of cigarette smoke on human oral polymorphonuclear leukocytes. *Journal of Periodontal Research*. 1977;12(4):227-234.
- Keyak J, Meagher J, Skinner H, Mote Jr C. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of biomedical engineering*. 1990;12(5):389-397.
- Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant—a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(4):279-286.
- Kleinberg I. Bruxism: aetiology, clinical signs and symptoms. *Australian prosthodontic journal*. 1994;8:9-17.
- Kong L, Gu Z, Hu K, Zhou H, Liu Y, Liu B. Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*. 2009;40(9):935-940.
- Koszuta P, Grafka A, Koszuta A, Łopucki M, Szymańska J. Effects of selected factors on the osseointegration of dental implants. *Przegląd menopauzalny= Menopause review*. 2015;14(3):184.
- Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors—Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant dentistry*. 2004;13(4):373-385.
- Kumar GA, Mahesh B, George D. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different

- bone qualities. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(4):466-472.
- Kupczik K, et al. Assessing mechanical function of the zygomatic region in macaques: validation and sensitivity testing of finite element models. *Journal of Anatomy*. 2007, 210(1): 41-53.
- Laster Z, Weissberg I, Kablan F. Biomechanics and peri-implantitis: The effect of a subcrestal wing-thread to decrease alveolar crestal bone strain. theory, finite element analysis, and clinical application. *Oral & Craniofacial Tissue Engineering*. 2012. 2:4.
- Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(4):377-381.
- Legeros RZ. Biodegradation and bioresorption of calcium phosphate ceramics. *Clinical materials*. 1993;14(1):65-88.
- Li J, Li H, Shi L, Fok AS, Ucer C, Devlin H, Horner K, Silikas N. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dent Mater*. 2007;23(9):1073-1078.
- Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2009;2(5):410-432.
- Lindhe J, Meyle J, Periodontology GDoE Wo. Peri-implant diseases: consensus report of the sixth European workshop on periodontology. *Journal of clinical periodontology*. 2008;35:282-285.
- Lindquist L, Carlsson G, Jemt T. Association between marginal bone loss around osseointegrated mandibular implants and smoking habits: a 10-year follow-up study. *Journal of dental research*. 1997;76(10):1667-1674.
- Little JW. Thyroid disorders. Part I: hyperthyroidism. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2006;101(3):276-284.
- Lumbikanonda N, Sammons R. Bone cell attachment to dental implants of different surface characteristics. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2001;16(5).
- Ma P, Xiong W, Tan B, Geng W, Liu J, Li W, Li D. Influence of thread pitch, helix angle, and compactness on micromotion of immediately loaded implants in three types of bone quality: a three-dimensional finite element analysis. *BioMed research international*. 2014.
- Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990–2003. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2004;7(5):277-303.

- Madi M, Zakaria O, Kasugai S. Coated vs uncoated implants: Bone defect configurations after progressive peri-implantitis in dogs. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(6):661-669.
- Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*. 2011;142(3):310-320.
- Maló P, Lopes A. The rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees of resorption with four or more immediately loaded implants: a 5-year retrospective study and a new classification. *European journal of oral implantology*. 2011;4(3).
- Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1993;20(2):147-157.
- Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery*. 2001;29(2):100-105.
- Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1990;6(2):23.
- Misch CE. Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry*. 1993;8(1):90.
- Misch CE. Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry*. 1999;8(1):90.
- Misch CE. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*. Place, Elsevier Health Sciences, Published 2005.
- Misch CE. *Contemporary implant dentistry-E-Book*. Place, Elsevier Health Sciences, Published 2007.
- Monje A, Insua A, Monje F, Muñoz F, Salvi GE, Buser D, Chappuis V. Diagnostic accuracy of the implant stability quotient in monitoring progressive peri - implant bone loss: An experimental study in dogs. *Clinical oral implants research*; 2018.
- Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993;8(4).
- Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(1).
- Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL. Dental implant failure rates and associated risk factors. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(4).

- Mumcu E, Bilhan H, Cekici A. Marginal bone loss around implants supporting fixed restorations. *Journal of Oral Implantology*. 2011;37(5):549-558.
- Nanda R. *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics*. Place, Elsevier Health Sciences, Published 2005.
- Newman M, Barabasi A-L, Watts DJ. *The structure and dynamics of networks*. Place, Princeton University Press, Published 2011.
- Nitzan D, Mamlider A, Levin L, Schwartz-Arad D. Impact of smoking on marginal bone loss. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(4).
- Oates TW, Dowell S, Robinson M, McMahan CA. Glycemic control and implant stabilization in type 2 diabetes mellitus. *Journal of dental research*. 2009;88(4):367-371.
- Ohyama T, Yasuda H, Shibuya N, Tadokoro S, Nakabayashi S, Namaki S, Hara Y, Ogawa T, Ishigami T. Three-dimensional finite element analysis of the effects of implant diameter and photofunctionalization on peri-implant stress. *Journal of oral science*. 2017;59(2):273-278.
- Olate S, Lyrio MCN, de Moraes M, Mazzonetto R, Moreira RWF. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2010;68(2):414-419.
- Olson JW, Shernoff AF, Tarlow JL, Colwell JA, Scheetz JP, Bingham SF. Dental endosseous implant assessments in a type 2 diabetic population: a prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(6).
- Paulsen F, Jens W. *Sobotta atlas of human anatomy*. Naklada Slap, 2013.
- Pesce P, Canullo L, Grusovin MG, De Bruyn H, Cosyn J, Pera P. Systematic review of some prosthetic risk factors for periimplantitis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(3):346-350.
- Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest: A three-dimensional finite-element analysis. *Clinical Oral Implants Research*. 2005;16(4):486-494.
- Piccioni MAR, Campos EA, Saad JRC, Andrade MFD, Galvao MR, Rached AA. Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO* 2013; 10 (4): 369-377.
- Pommer B, Frantal S, Willer J, Posch M, Watzek G, Tepper G. Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies. *Journal of Clinical Periodontology*. 2011;38(9):856-863.

- Proussaefs P, Lozada J, Ojano M. Histologic evaluation of threaded HA-coated root-form implants after 3.5 to 11 years of function: a report of three cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2001;21(1):21-29.
- Przemieniecki JS. *Theory of matrix structural analysis*. Place, Courier Corporation, Published 1985.
- Randow K, Nilner K, Petersson A, Glantz Po. Immediate functional loading of Brånemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clinical Oral Implants Research*. 1999;10(1):8-15.
- Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of biomechanics*. 1993;26(2):111-119.
- Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Marginal bone loss influence on the biomechanics of single implant crowns. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2013;24(4), 1459-1465
- Rossi F, Ricci E, Marchetti C, Lang NP, Botticelli D. Early loading of single crowns supported by 6-mm-long implants with a moderately rough surface: a prospective 2-year follow-up cohort study. *Clinical Oral Implants Research*. 2010;21(9):937-943.
- Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*. Place, Elsevier Health Sciences, Published 2012.
- Sakka S, Coulthard P. Implant failure: etiology and complications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(1):e42-44.
- Santavirta SS, Lappalainen R, Pekko P, Anttila A, Kontinen YT. The counterface, surface smoothness, tolerances, and coatings in total joint prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 1999;369:92-102.
- Sanz M, Chapple IL, Periodontology* WGotVEWo. Clinical research on peri-implant diseases: consensus report of Working Group 4. *Journal of clinical periodontology*. 2012;39:202-206.
- Sato Y, et al. Effects at bone length on stress distribution in implant FEA. *Journal of dental research*. 1997;2517-2517.
- Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira E. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(4):288-291.
- Satpathy S, Babu CS, Shetty S, Raj B. Stress distribution patterns of implant supported overdentures-analog versus finite element analysis: A comparative in-vitro study. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*. 2015;15(3):250.

- Scacchi M, Merz BR, Schar AR. The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 2: 1998-2000: Steps into the next millennium. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:22-32.
- Schincaglia GP, Thoma DS, Haas R, Tutak M, Garcia A, Taylor TD, Hämmerle CH. Randomized controlled multicenter study comparing short dental implants (6 mm) versus longer dental implants (11–15 mm) in combination with sinus floor elevation procedures. Part 2: clinical and radiographic outcomes at 1 year of loading. *Journal of clinical periodontology.* 2015;42(11):1042-1051.
- Schneider D, Witt L, Hämmerle CH. Influence of the crown-to-implant length ratio on the clinical performance of implants supporting single crown restorations: a cross-sectional retrospective 5-year investigation. *Clinical oral implants research.* 2012;23(2):169-174.
- Schwarz F, Becker K, Sahm N, Horstkemper T, Rousi K, Becker J. The prevalence of peri-implant diseases for two-piece implants with an internal tube-in-tube connection: a cross-sectional analysis of 512 implants. *Clinical oral implants research.* 2017;28(1):24-28.
- Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 1992;7(1).
- Sennerby L, Persson LG, Berglundh T, Wennerberg A, Lindhe J. Implant stability during initiation and resolution of experimental periimplantitis: an experimental study in the dog. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* 2005;7(3): 136-140.
- Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2005;93(3):227-234.
- Shcherbakov M, Golovina E, Gil'miiarova F. Dental periimplantitis distinctive features diagnostic in cases of minimal thyroid insufficiency. *Stomatologiya.* 2008;87(5):50-55.
- Shin SY, Shin SI, Kye SB, Hong J, Paeng JY, Chang SW, Yang SM. The effects of defect type and depth, and measurement direction on the implant stability quotient value. *Journal of Oral Implantology,* 2015;41(6):652-656.
- Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *Journal of Oral Implantology.* 2002;28(2):67-73.
- Stegarolu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical

- investigation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19(5).
- Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant dentistry*. 2003;12(4):306-317.
- Strietzel FP, Lange K-P, Švegar M, Hartmann H-J, Kuchler I. Retrospective evaluation of the success of oral rehabilitation using the Frialit-2 implant system. Part 1: Influence of topographic and surgical parameters. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(2).
- Swanberg D, Henry M. Avoiding implant overload. *The Implant Society:[periodical]*. 1995;6(1):12-14.
- Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*. 2002;30(7-8):271-282.
- Şenel FV, Soydan DSS, Ersöz DE, Yılmaz D. Farklı tipte endosteal implantların, farklı kuvvetler altında çevre kemikte oluşturduğu değişikliklerin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;2010(1).
- Şimşek B, Erkmén E, Yılmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Medical engineering & physics*. 2006;28(3):199-213.
- Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(3).
- Teixeira E, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(4):299-303.
- Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, Den Hartog L, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ. A systematic review of the prognosis of short (< 10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *Journal of clinical periodontology*. 2011;38(7):667-676.
- Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of implant failures. *Periodontology* 2000. 1994;4(1):127-138.
- Toniollo MB, et al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on different bony ridges with different lengths of morse taper implants and prosthesis dimensions. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2012, 23.6: 1888-1892.

- Truhlar RS, Lauciello F, Morris HF, Ochi S. The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1997;55(12):55-61.
- Tunalı B. *Oral İmplantoloji*. Nobel Tıp Kitabevleri, stanbul. 2000.
- Tutak M, Smektała T, Schneider K, Gołębiewska E, Sporniak-Tutak K. Short dental implants in reduced alveolar bone height: a review of the literature. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research*. 2013;19:10-37.
- Ulusoy M, AK A. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Cilt I. Ankara. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın. 2003;23):487-509.
- Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2006;9(4):257-270.
- van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Lindén U, Åstrand P. The Applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1990;5(3).
- Vervaeke S, Collaert B, Vandeweghe S, Cosyn J, Deschepper E, De Bruyn H. The effect of smoking on survival and bone loss of implants with a fluoride-modified surface: a 2-year retrospective analysis of 1106 implants placed in daily practice. *Clinical oral implants research*. 2012;23(6):758-766.
- Veziroglu F, Yilmaz D. Biomechanical evaluation of the consolidation period of alveolar distraction osteogenesis with three-dimensional finite element analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2008;37(5):448-452.
- Von Wowern N, Gotfredsen K. Implant-supported overdentures, a prevention of bone loss in edentulous mandibles? A 5-year follow-up study. *Clinical oral implants research*. 2001;12(1):19-25.
- Wagenberg B, Froum SJ. A Retrospective Study of 1,925 Consecutively Placed Immediate Implants From 1988 to 2004. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006;21(1).
- Wagner F, Schuder K, Hof M, Heuberger S, Seemann R, Dvorak G. Does osteoporosis influence the marginal peri-implant bone level in female patients? A cross-sectional study in a matched collective. *Clinical implant dentistry and related research*. 2017;19(4):616-623.

- Wannfors K, Johansson B, Hallman M, Strandkvist T. A prospective randomized study of 1-and 2-stage sinus inlay bone grafts: 1-year follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(5).
- Wilson Jr TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology*. 2009;80(9):1388-1392.
- Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of periodontology*. 2000;5(1):22-31.
- Wu AY-J, Hsu J-T, Chee W, Lin Y-T, Fuh L-J, Huang H-L. Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of the Formosan Medical Association*. 2016;115(9):794-800.
- Yao CJ, Ma L, Mattheos N. Can resonance frequency analysis detect narrow marginal bone defects around dental implants? An ex vivo animal pilot study. *Australian dental journal*, 2017;62(4): 433-439.
- Zarb G, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1991;11(1):88-91.
- Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*. 1990;64(2):185-194.
- Zupnik J, Kim S-w, Ravens D, Karimbux N, Guze K. Factors associated with dental implant survival: a 4-year retrospective analysis. *Journal of periodontology*. 2011;82(10):1390-1395.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Levent ACAR

Doğum Yeri: Sinop/Merkez

Doğum Tarihi: 22.02.1988

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):

Gazi Mustafa Kemal İlköğretim Okulu (1995-2003)

Sinop Anadolu Lisesi (2003-2007)

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2007-2013)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi A.D. (2014-2018)

E-posta: leventacar_57@hotmail.com