T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ALL-ON-FOUR KONSEPTİNE GÖRE YERLEŞTİRİLEN TİTANYUM İMPLANTLAR İLE DESTEKLENEN FARKLI MATERYALLER İLE ÜRETİLMİŞ SABİT DENTAL PROTEZLERİN FOTOELASTİK VE SONLU ELAMANLAR STRES ANALİZLERİ İLE İNCELENMESİ

AHMET ÇALIŞKAN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. İsa YÖNDEM

KONYA-2019

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince bilgisini, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen danışmanım Sayın Prof. Dr. İsa YÖNDEM' e

Eğitimim boyunca ve tez hazırlama sürecimde bilgi, deneyim ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Özgür İNAN'a

Doktora eğitimimin başlangıcında yanımda olan ve desteğini eksik etmeyen değerli hocamlarım Sayın Prof. Dr. Mustafa Zortuk, Doç.Dr. Kerem KILIÇ ve Dr. Öğr. Üyesi Haydar ALBAYRAK'a,

Doktora eğitimim süresince yakın ilgilerini ve paylaşımlarını esirgemeyen Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Maddi ve manevi desteklerini hissettiren ve dostluklarını esirgemeyen Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ve Erciyes Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görevli bütün arkadaşlarıma,

Maneviyatlarını her zaman hissettiğim ailelerime,

Örnek aldığım ve bu günlere ulaşmamda en büyük emeğin sahibi babam ve anneme,

Karşılıksız sevgi, emek ve desteklerini esirgemeyen ve tez çalışmam boyunca gösterdiği sabır, anlayış ve destek için çok sevdiğim eşim Seçil'e ve tez dönemimin boyunca hayatımızı şenlendiren, motivasyon kaynağım biricik kızım Nil'e,

En içten duygularımla teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

SİMGELER KISALTMALAR vi

ÖZET vii

SUMMARY viii

1. GİRİŞ 1

1.1. İmplantolojininTarihçesi 1

1.1.1. Dental İmplant Yüzeyleri ve Kaplamaları 5

1.1.2. İşlenmiş İmplantların İmalatı 6

1.1.3. Günümüzdeki Farklı İmplant Tasarımları 7

1.2. İmplantların Sınıflandırılması 8

1.2.1. Kullanılan materyallere göre implantlar 8

1.2.2. Yerleştirildikleri yere göre implantlar 9

1.3. İmplant Destekli Protezler 10

1.3.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları 10

1.3.2. İmplant Destekli Protezlerin Genel Sınıflandırılması 11

1.3.3. Sabit Protezler-3 (SP-3) 11

1.4. All-On-4 Konsepti 12

1.4.1. All-On-4 Tedavisinde Dikkat Edilmesi Gereken Genel Hususlar 14

1.4.2. İmplantlarla ilgili Özel Durumlar 15

1.4.3. Protezle İlgili Özel Durumlar 15

1.4.4. Mandibula İçin Klinik Prosedür 15

1.4.5. Dişsiz Maksilla İçin Klinik Prosedür 17

1.4.6. Laboratuvar Prosedürü 17

1.5. Oral İmplantolojide Stres 18

1.5.1. Okluzal Streslerin Mekanik Bileşenler Üzerine Etkileri 21

1.5.2. Hücresel Biyomekanik 24

1.5.3. Mühendislik Prensipleri 26

1.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri 27
1.6.1. Kırılgan Vernik Tekniği 29
1.6.2. Gerilim Ölçerle Stres (Strain Gauge) Analiz Yöntemi 29
1.6.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi 29
1.6.4. Fotoelastik Stres Analizi 39
1.6.5. Dijital Görüntü Korelasyonu (DIC) 43
1.7. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Alt Yapı Materyalleri 43
1.7.1. Alaşımlar 44
1.7.2. Zirkonya 45
1.7.3. Polietereterketon (PEEK) 45
1.7.4. Fiberle Güçlendirilmiş Rezin 46
2. GEREÇ VE YÖNTEM 48
2.1. Fotoelastik Stres Analizi 48
2.1.1. İmplantların Yerleştirilmesi 48
2.1.2. Ölçü 49
2.1.3. Fotoelastik Modelin Oluşturulması 49
2.1.4. Protezlerin CAD/CAM İle Üretilmesi 50
2.1.5. Polariskop Cihazında Yükleme Yapılması 54
2.1.6. Modelde Oluşan Gerilim Çizgilerinin Fotoğraflanması 55
2.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi 57
2.2.1. Sınır Koşullarının Belirlenmesi 65
2.2.2. Kuvvet Uygulanması 65
3. BULGULAR.....66
3.1. Fotoelastik Stres Analizi Sonuçları 66
3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Sonuçları 69
3.2.1. İmplant Çevresinde Oluşan Von Mises Stresleri 69
3.2.2. Abutment Çevresinde Oluşan Von Mises Stresleri 71

3.2.3. Altyapıda Oluşan Von Mises stresleri 73
3.2.4. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresleri 75
3.2.5. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri 77
3.2.6. Spongioz Kemikte Oluşan Basma Stresleri 79
3.2.7. Spongioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri 81
4. TARTIŞMA 84
5. SONUÇ VE ÖNERİLER 95
6. KAYNAKÇA 96
7. EKLER 106
8. ÖZGEÇMİŞ 107

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

°C : **Santigrat Derece**

Cad/Cam : **Computer aided design/ Computer aided manufacturing**

CT : **Computer tomografi**

GPa : **Gigapaskal**

ITI : **International Team for Implantology**

KVp : **Peak kilovoltage**

Ma : **miliamper**

mm : **milimetre**

M.Ö. : **Milattan Önce**

Mpa : **Megapaskal**

MRI : **Magnetic Resonance Imaging**

N : **Newton**

Ncm : **Newton Santimetre**

PEEK : **Polieter Eter Keton**

psi : **Pounds per square**

yy : **Yüzyıl**

V. ÖZET

All-On-Four Konseptine Göre Yerleştirilen Titanyum İmplantlar İle Desteklenen Farklı Materyaller İle Üretilmiş Sabit Dental Protezlerin Fotoelastik Ve Sonlu Elamanlar Stres Analizleri İle İncelenmesi

Ahmet ÇALIŞKAN

DANIŞMAN: Prof. Dr. İsa YÖNDEM

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ-2019

Dental implantlar fonksiyonel ve estetik rehabilitasyonda çığır açan bir gelişme olarak kabul edilmektedir. Dişsiz çenelerin implantlarla tedavisi posterior bölgedeki zayıf kemik kalitesi, uzun süreli dişsizliğe bağlı kemik hacmindeki yetersizlik ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları gibi problemlerden dolayı sıklıkla karmaşık hale gelmektedir. Bu gibi kısıtlamaların üstesinden gelebilmek için "All-On-4" tekniği geliştirilmiştir. Bu tedavi tekniği, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posterior olmak üzere toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezi kapsamaktadır.

Implant destekli sistemlerin uzun dönemdeki başarısını etkileyen en önemli faktör biyomekaniktir. Protezler teslim edildikten sonra uzun dönemdeki implant başarısızlıkları genel olarak biyomekanik komplikasyonlara dayanır.

Bu çalışmada, atrofik mandibulada All-On-4 tekniğine göre yerleştirilen implantlar üzerine farklı altyapı materyalleri kullanılarak dizayn edilen protetik restorasyonların stres iletimi, farklı stres analizi yöntemleri ile incelenmesi ve analiz yöntemlerinin birbiri ile karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Bu amaçla fiberle güçlendirilmiş rezin, PEEK, zirkonya ve metal altyapılar üretilmiş bunun yanında üç boyutlu sanal modelleri oluşturmuş, analizler için fotoelastik ve sonlu elemanlar stres analizleri kullanılmıştır.

Çalışmada implant ve çevre dokularda metal ve zirkonya gibi rijit altyapılarda fiber ve PEEK gibi elastik materyallere göre daha düşük stres değerleri ölçüldü. Materyalin kendi içinde oluşan stresler değerlendirildiğinde elastik modülü düşük olan fiber ve PEEK altyapılarda daha düşük stresler görüldü.

Fotoelastik ve sonlu elemanlar stres analizleri implant ve çevre dokularda benzer stres sonuçları verdi. Dolayısıyla, sonuçları birbirlerini destekledi

Anahtar Kelimeler: All-on-four, dental implant, fotoelastik stres analizi, stres dağılımı, sonlu elemanlar stres analizi.

Vi. SUMMARY

Investigation Of Fixed Dental Prosthesis Produced With Different Materials Supported By Titanium Implants Placed According To The All-On-Four Concept By Using Photoelastic And Finite Element Stress Analysis

Ahmet ÇALIŞKAN

SUPERVISOR: Prof. Dr. İsa YÖNDEM

DEPARTMENT OF PROSTHODONTICS

PhD THESIS-2019

Dental implants are recognized as a breakthrough in functional and aesthetic rehabilitation. Treatment of the edentulous jaws with implants is often complicated by problems such as poor bone quality in the posterior region, lack of bone volume due to prolonged edentulism, and anatomical limitations of the alveolar bone. In order to overcome such restrictions, 'All-On-4' technique has been developed. This treatment technique includes a complete arc fixed prosthesis supported by a total of 4 implants including 2 anterior and 2 posterior in the lower jaw and upper jaw.

The most important factor affecting the long-term success of implant supported systems is biomechanics. Long-term implant failures after prosthesis delivery are generally based on biomechanical complications.

The aim of this study was to investigate the prosthetic restorations designed by using different substructure materials on the implants placed according to All-On-4 technique in atrophic mandible with different stress analysis methods and compare the methods each other.

For this purpose, fiber-reinforced resin, PEEK, zirconia and metal substructures were manufactured also 3D virtual models were formed and photoelastic and finite element stress analyzes were used.

In the study, lower stress values were measured in rigid substructures such as metal and zirconia than elastic materials such as PEEK and fiber. When stresses of the material were evaluated, lower stresses were observed in fiber and PEEK infrastructures with low elastic modulus.

Photoelastic and finite element stress analyzes gave similar stress results to the implant and surrounding tissues. Therefore, the results supported each other

Key words: All-on-four, dental implant, finite element stress analysis, photoelastic stress analysis, stress distribution.

1.GİRİŞ

1.1. İmplantolojinin Tarihçesi

Bilimsel bir bakış açısından oral implantolojinin son zamanlardaki bariz yükselişine karşın bu disiplinin temeli antik çağlara kadar gitmektedir.

İnsanlığın başından itibaren kaybolan dişin yerini doldurmak üzere dental implantlar kullanılmıştır. Yaklaşık M.Ö. 2500 yıllarında antik Mısırlılar altından yapılmış ligatür teli kullanarak dişleri stabilize etmeyi denemişlerdir.

El yazması metinler, diş ağrılarına yönelik ilginç referansları işaret etmektedir. M.Ö. 500 civarında, Etrüksler, insanlarda oral işlevi yeniden kurmak için hayvanlardan lehimlenmiş altın bantları uyarlamış ve dişlerin yerine öküz kemikleri yerleştirmişlerdir. Yaklaşık aynı dönemde Fenikeliler, periyodik olarak problemli dişleri stabilize etmek için altın tel kullanmışlardır, MS 300 civarında ise insan dişlerini fil dişinden oyulmuş bir şekilde üretmişler ve sabit bir köprü oluşturmak için altın telle stabilize edilmişlerdir. Diş implantlarının ilk örneği, yaklaşık M.S. 600 civarında Maya popülasyonuna atfedilmektedir; burada mandibular dişlerin yerine implant olarak kullanılan kabuk parçalarından yararlanılmıştır. 1970'lerde Mayalıların mandibulasından çekilen radyografiler, implant kemik arayüzünde, blade implantların çevresinde görülenlere çok benzeyen, kompakt kemik oluşumunu göstermektedir. Ayrıca, yaklaşık M.S. 800 yıllarında Honduras kültürünün ilk dönemlerinde ilk kez bir taş implantı hazırlanarak mandibulaya yerleştiriliştir (Ring 1985). Kolomb öncesi dönemlerde taşın diş dolgularında ve eksik diş elemanlarının yerini almak için kullanıldığını gösteren arkeolojik bulgular bildirilmiştir (Minozzi ve ark 2017).

Maya toplumunda canlı insanlarda doğal dişlerin “kozmetik” dolgu işlemleri yapılması amacıyla yaylı matkaplar kullandığı ve bölgelere ve kabilelere göre değişen tiplerde dişlerin şekillendirildiği bilinmektedir. Ön dişlerin labial yüzeyinde ve bazen de premolarlarda titizlikle hazırlanmış, tamamen estetik bir amaca hizmet eden bu kakmalar, turkuaz, kuartz, serpantin ve cinnabar gibi farklı renklerde çok çeşitli yuvarlatılmış minerallerden yapılmıştır. Kaviteler yaşayan bireylerin dişlerinde hazırlandı.

Ring'e göre, antik çağlarda diş hekimleri, önce yeşimden ve daha sonra bakırdan, ellerinin arasında ya da bir yaylı matkap kullanarak, aşındırıcı bir toz haline getirilmiş kuvars bulamacıyla, içme pipetine benzer bir yuvarlak sert tüpü çevirerek mine ve dentinde bir yuvarlak oyuk oluşturmuştur. Daha sonra oyulmuş taşlar bu oyuklara yerleştirilmiş ve bu sayede birçoğu binlerce yıl boyunca yerinde kalmışlardır.

1600'lerin ortasında, periodontal olarak tehlikeye giren dişler, Avrupa'da çeşitli materyallerle stabilize edilmişlerdir. 1500'lerden 1800'lere kadar Avrupa'da allotransplantasyonda kullanımı için dişler, ayrıcalıklı olmayan halktan veya kadavralardan toplanmıştır. Bu dönemde Dr. John Hunter uzun yıllar boyunca "dirilişçiler" (mezarları soymak yoluyla cesetleri el altından alan insanlar) ile çalışarak, ağız ve çene anatomisini büyük ayrıntılarla gözlemlemeyi ve belgelemeyi başardı. Hunter, 1700'lerde dişleri bir insandan diğerine nakletmeyi önermiştir; Deneyi, tamamlanmamış bir dişin bir horozun ibiği içine implantasyonunu içeriyordu. Deneyin sonucunda şaşırtıcı bir biçimde dişin horozun ibiğine sıkıca gömüldüğü ve horozun kan damarlarının doğrudan dişin pulpasına ulaştığı bildirilmiştir (Ring 1985, Asbell 1988).

1809 yılında, J. Maggiolo, taze bir çekim soketine bir altın implant tüpü yerleştirerek kronlamış ancak prosedürün devamında gingivada yoğun iltihap oluştuğunu bildirmiştir. Bu dönem boyunca gümüş kapsüller, oluklu porselen ve iridyum tüpleri gibi sayısız maddenin implant olarak kullanıldığı bildirilmiştir (Abraham 2014).

1913 yılında Dr. EJ Greenfield, 24 ayar altınla lehimlenmiş bir platinden 24 kalibrelik içi boş kafesli bir silindiri yapay bir kök olarak kullanmış ve hastanın çene kemiğine dairesel kesit açarak yerleştirmiştir (Greenfield 2008). 1930'larda iki kardeş, Drs. Alvin ve MosesStrock, Vitallium'dan (krom-kobalt alaşımı) yapılan kalça kemiğinde başarılı bir şekilde kullanılan ortopedik vidalı parçaları denemiş, insan ve köpeklerde dişleri ayrı ayrı restore etmek için kullanmışlardır. Vitallium vidası, eksik dişin değiştirilmesi için ankraj ve destek sağlamıştır. Bu kardeşler, insan dişinde kullanılmak üzere biyo-uyumlu bir metal seçimi yaptıkları çalışmalarından dolayı kabul görmüştür (Linkow ve Dorfman 1991). Strock kardeşlerin başarılı endosteal (kemik içi) implantı yerleştiren ilk kişiler olduğu düşünülmektedir. 1938 yılında Dr. P. B. Adams hem içten hem dıştan yivli silindirik, pürüzsüz diş eti kenarı

ve iyileşme başlığı olan endoosseöz implant patentini almıştır (Burch 1997). 1940'lı yıllarda modern İmplantolojinin Babası olarak atfedilen Formiggini ve Zepponi tarafından post-tip bir endosseöz implant geliştirilmiştir. İmplantın spiral paslanmaz çelik tasarımı kemiğin metalin içine doğru büyümesine katkı sağlamıştır(Linkow ve Dorfman 1991). Sonrasında İspanya'dan Dr. PerronAndres, Formiggini'nin spiral tasarımlı yapısına katı bir şaft dahil ederek değiştirmiştir (Linkow ve Dorfman 1991). Fransa'dan Dr. Raphael Chercheve, implantın en iyi şekilde yerleştirilmesini kolaylaştırmak amacıyla özel frezler üreterek spiral tasarıma eklemiştir.

İmplant keşfinin ilerlemesi devam ettikçe, 1940'larda İsveç'te Dahl tarafından alveolar sırtın tepesine yayılan yassı dayanakları ve vidaları içeren subperiostal (kemik üzeri) implant tasarımı geliştirilmiştir.(Linkow ve Dorfman 1991). 1947-1948 yılları arasında Amerika Birleşik Devletleri'nde Gershkoff ve Goldberg, eksternal oblik sırtın dahil edilmesi için Dahl'ın tasarımına ilave olarak kobalt-krom-molibden implant üretmişlerdir (Goldberg ve Gershkoff 1949). Subperiosteal implant tasarımı, 1950 yılında Lew, Bausch ve Berman tarafından araştırılmış ve detaylandırılmıştır (Linkow ve Dorfman 1991)Lew, sırt tepesi üzerinde daha az destek sağlayan direkt ölçü yöntemi kullanmıştır (Linkow ve Dorfman 1991). 1950'lerde Dr. Bodine silahlı kuvvetlerde birkaç hastayı gözlemlemiş ve altyapı tasarımı için biraz daha desteğe ihtiyaç olduğunu fark ederek kemiğin en yüksek mukavemete ve kalınlığa sahip olduğu bölgelere vidalar için delikler yerleştirmiştir (Bodine ve Kotch 1953). Bu on yılda, merkezi bir post ile endoosseöz implantın kullanımını tanıtan Dr. Lee'nin yenilikleri yer almıştır (Linkow ve Dorfman 1991).

1960'larda implant tasarımları genişlemiş ve Cherchieve çoğu vidalı ve tek parça halinde kobalt ve kromdan çift sarmal spiral bir implant üretmiştir (Cherchieve 1972). Spiral mil, bu on yıl boyunca Dr. Giordano Muratori tarafından daha da güçlendirilmiştir (Linkow ve Dorfman 1991). Temel spiral tasarım 1963 yılında Dr. Leonard Linkow tarafından çeşitli konfigürasyonlara sahip düz bir levhaya dönüştürülmüştür (Linkow 1966).Daha sonra 60'ların ortasında Dr. Sandhaus, bileşiminde esas olarak alüminyumun bulunduğu kristalize bir kemik vidası geliştirmiştir (Sandhaus 1968).

1960'ların kapanması ve 1970'lerin başlamasıyla birlikte, doktor Roberts cerrahi kalite paslanmaz çelikten yapılan ve "sentetik üçüncü molar" olarak hizmet ettiğini bildirdiği Ramus Blade endoosseöz implantı geliştirmeye başlamıştır

(Linkow ve Dorfman 1991). Ayrıca ramus çerçeve implantını, bilateral ve simfizis bölgesinde sabitleyerek stabilite alanını geliştirmiştir. 1970'lerde, Grenoble tarafından vitröz karbon implantların yerleştirilmiştir (Markle ve ark 1975). Weiss ve Judy, bu süre zarfında intramukozal insertlerin kullanımını popüler hale getirmiş ve ek parçaları çıkarılabilir maksiller protezlerin tutunmasına yardımcı olmuştur(Weiss ve Judy 1974). 1975 yılında, submentalinsizyon yoluyla yerleştirilebilen mandibular staple implant olarak adlandırılan ve bilinen ilk transosteal implant Dr. Small tarafından tanıtılmıştır. Bu tasarımla, atrofik dişsiz mandibula sahip olan bireylere yardımcı olunması amaçlanmıştır (Small ve Misiek 1986)

1978 yılında, Dr. P. Brånemark armatür dediği saf titanyum vidaları kullanarak bir sistem geliştirmiş ve iki aşamalı yivli titanyum kök formu implantı sunmuştur. Bu implantları ilk olarak 1965'te hastalarına yerleştirmiştir ve bugüne kadar belgelenmiş ve en iyi korunan dental implantların ilki olmuştur. Brånemark'ın ilk olarak çenesinde ciddi şekil bozuklukları, diş çapraşıklıkları ve konjenital diş eksiklikleri olan hastanın mandibulasına yerleştirdiği dört adet implant, altı aylık bir süre içinde entegre olmuş ve sonraki 40 yıl boyunca yerinde kalmıştır (Branemark ve ark 1977). Bu keşfi, 1952 yılında, tavşan femurlarında, kemiklerine titanyum odaları yerleştirerek kan akışını incelerken yaptı; Zamanla odacık kemiğe sıkı bir şekilde yapışmış ve çıkarılamamıştır (Branemark 1983). Kemik tam olarak titanyum yüzeye bağlanmıştır. Bir kırık meydana geldiğinde, kemik ve kemik arasında meydana gelmiş, asla kemik ile implant arasında oluşmamıştı. Bu fikir diş hekimliği alanına taşındı. İmplantıyla "osseointegrasyon" kavramına ve dental implant eğitiminin diş hekimliği müfredatına girebileceğine dair güven geldi. Osseointegrasyon, Brånemark tarafından "canlı kemik ve yük taşıyan bir implantın yüzeyi arasında doğrudan yapısal ve işlevsel bir bağlantı" olarak tanımlanmış ve tanıtılmıştır(Abraham 2014). Orijinal Brånemark implantı silindirik biçimde oluşturulmuş ve daha sonra konik formlar ortaya çıkmıştır. Brånemark implantından sonra ITI kaplanmış implant, Stryker implantı, IMZ implantı ve Core-Vent implantı gibi birçok başka implant tipi uygulamıştır (Abraham 2014).

Modern implantolojinin diğer iki yenilikçi kişisi, dental implantların üretilmesine yardımcı olmak için ortopedik cerrahide kullanılan metalleri deneyen Dr. Schroder ve İsviçre'den Dr. Straumann'dır (Laney 1993). 1980'lerin ortasından itibaren, birçok diş hekiminin kullandığı alışılmış implant, endoosseöz kök formlu

implanttır. Hangi endoosseöz implant sisteminin bir diğerine göre seçildiğini belirleyen ana faktörler, tasarım, yüzey pürüzlülüğü, protetik planlama, kemiğe yerleştirilme kolaylığı, maliyet ve uzun dönem prognozunu içermektedir. Dr. Tatum 1980'lerin başında titanyum alaşımından oluşan yatay yüzgeçleri bulunan Omni R implantını tanıtmıştır. Yine aynı dönemde Dr. Niznick, kemiğe yerleşmeye yardımcı olan dişli bir parçalı içi boş sepet şeklinde Core-Vent implantını tanıtmış ve ayrıca kemiğin implant yüzeyine daha çabuk adapte edilmesini sağlayan hidroksiapatit kaplaması olan Screw-Vent implantını da üretmiştir. Core-Vent şirketi ayrıca abutmenti tutmak için harici bir altıgen arayüz kullanan Swede-Vent implantını tasarlamış ve Dr.Niznick Bio-Vent ve Micro-Vent dahil olmak üzere diğer sistemleri geliştirmeye devam etmiştir.

Kısa bir süre sonra 1980'lerde, Dr. Driskell, biri titanyum alaşımı ve diğeri hidroksilapatit ile kaplanmış iki versiyonu olan Stryker "kök formu" endoosseöz implantı tasarlamıştır. Kirsch tarafından 1970'lerin sonuna doğru tanıtılan IMZ implantı, 1980'lerde birçok ülkede yaygın olarak kullanılmıştır (Kirsch ve Ackermann 1989). IMZ implantın ara yüz yüzey alanını arttırmak için titanyum yüzey spreyive doğal dişlerin hareketliliğini çoğaltmak için hücre içi eleman içermesi ayırt edici özellikleriydi. 1980'lerin başında Calcitek Corporation, kalsit denilen sentetik bir polikristalin seramik hidroksil apatit yapmaya başlamış ve 1985'te Integral Implant System'i üretmiştir (Abraham 2014). Straumann Company tarafından 1985 yılında tanıtılan ITI implant sistemi, tek aşamalı bir operasyonla yerleştirilmek üzere tasarlanmış özel plazma püskürtmeli silindirleri ve vidaları içermektedir (LLC. 2014). En son dental implant yenilikleri florür kullanımı, antibiyotik, büyüme faktörleri ve laminayı içermektedir.

1.1.1. Dental İmplant Yüzeyleri ve Kaplamaları

Dental implant yüzeylerinin modifiye edilmesinin temel nedenlerinden biri osseointegrasyon için iyileşme süresini azaltmaktır. Bir diş implantının yüzeyi, biyo-çevre ile temas halinde olan tek bölümdür ve yüzeyin özelliği, doku cevabını yönlendirmesi ve implant, doku ara yüzünün mekanik gücünü etkilemesidir (Schroeder ve ark 1981, Eriksson ve ark 2001). Titanyum implant yapılarının osseointegrasyonunu iyileştirmek için birkaç farklı yüzey özelliği üzerinde çalışılmıştır. İmplant üzerindeki işlenen yüzey tabakasının, implant-kemik ara

yüzünün fonksiyonel yüzey alanını arttırması ve böylece stresin etkili bir şekilde aktarılması gereklidir. Ek olarak, yüzey kaplama, kemik oluşumunu teşvik etmektedir (Rupp ve ark 2018). Yüzey kaplaması, mekanik işlemler (örneğin işleme ve kumlama), kimyasal işlemler (örneğin asitle aşındırma), elektrokimyasal işlemler (anodikoksidasyon), vakum tedavileri, termal tedaviler ve lazer tedavilerini içerebilmektedir (Rupp ve ark 2018).

Bu yüzey işlemlerinin, kültüre edilmiş osteoblastların büyümesini ve metabolik etkisini kontrol ettiği bulunmuştur. Yüzey pürüzlülüğünün, osteoblastlar tarafından sitokin ve büyüme faktörü üretimini de etkilediği gösterilmiştir; artmış yüzey pürüzlülüğü, doğrudan osteoblast hücre yayılımını arttıran transforme edici büyüme faktörü-beta (TGF-β) üretimine olanak tanımaktadır (Boyan ve ark 2003). Bir implantın yüzey pürüzlülüğü, hücre hareketinin yanı sıra hücre büyümesi üzerinde de reddedilemez bir etkiye sahiptir. Bu, implant yapısının metal ve canlı doku arasındaki ilişkiyi etkilediğini düşündürmektedir (Matsuo ve ark 1999, Brandao ve ark 2002).

1.1.2. İşlenmiş İmplantların İmalatı

Orijinal osseointegre implantlar orta derecede düzgün işlenmiş bir yüzeye sahiptir (Laney ve ark 1986). Bunlara işlenmiş veya tornalanmış implantlar denir. Üretildikten sonra bu implantlar temizlenir, dekontamine edilir ve sterilize edilir. Mikroskobik incelemeler, işlenmiş implant yüzeylerinin, gelişimleri için kullanılan aletlerin yüzey işaretlerini içerdiğini göstermektedir. Yüzey kusurları, kemiğin metale bağlanabildiği bir yoldur. Bu implantlar, iki aşamalı bir sürece izin verecek şekilde yeterli kemiğe sahip bölgelerde kullanıldığında klinik uygulamalarda uzun süreli iyi sonuçlar vermektedir (Laney ve ark 1986).

Dental implant yüzeylerinin asitlenmesi, yüzey işlemlerinin başka bir sınıflandırmasıdır. Hidroklorik asit ve sülfürik asit karışımı gibi kuvvetli asitlerle aşındırma, titanyumdan yapılmış implantları pürüzlendirmenin alternatif bir yoludur. Titanyum aşındırma işlemi, oksit tabakasının ve altta yatan materyal parçalarının uzaklaştırılmasını, asit uygulama işlemi eşit pürüzlülüğü, aktif yüzey alanın artmasını ve daha iyi bağlantıyı sağlamaktadır (MacDonald ve ark 2004, Braceras ve ark 2009). Asitle aşınmış yüzey, artmış canlılığa ve hücresel bağlanmaya izin veren kemik yapıcı hücrelerin korunmasını mümkün kılmakta ve implantın yüzeyine doğru

yol almaları için bir mekanizma sağlamaktadır. Asitle aşındırmanın uzun yıllardır osseointegrasyonu iyileştirdiği gösterilmiştir (Wong ve ark 1995, Cho ve Park 2003). Ek olarak titanyum implantların, konsantre hidroklorik asit ve sülfürik asit karışımı içinde ıslatıldığı bir teknik bulunmaktadır. Bu yöntem fibrin ve osteojenik hücrelerin bağlanmasına izin vermekte, bu da implantın üzerinde kemik oluşumuna neden olmaktadır (Park ve Davies 2000).

Özetle, dental implantların gelişimi ve ilerlemesi, tarihi zaman içinde muhteşem ve büyüleyici bir yolculuktur. Diş implantlarının geliştirilmeye başladığı materyaller, altın bağ telinden kabuklara, fil dişiden krom, kobalt, iridyum ve platine kadar uzanmaktadır. Spiral paslanmaz çelik implant tasarımlarından çift sarmal kreasyonlara ve kemik içi kök formlarına kadar dental araştırmacılar ve klinisyenler hızlı bir şekilde çalışmışlar ve doğal dişlerin bir zamanlar tuttuğu orijinal pozisyonları doldurmak için birçok yapı oluşturmuşlardır. İmplant yüzeyleri osseointegrasyon ve iyileşme süresini azaltmak için hidroksiapatit, kompozit, karbon, cam, seramik ve titanyum oksit kullanılarak modifiye edilmiştir. Dış yüzeyi mümkün olduğunca uygun hale getirmek için, implant yüzeyleri ek olarak kumlanmış, oksitlenmiş, florlanmış, kazınmış ve ilaçlanmışlardır. En son olarak yenilikçi lamina kaplama, günümüzde implant çalışmalarında odak merkezidir. Dental implant çalışmasında zaman geçtikçe, materyaller, formlar ve yüzey kaplamaları, tüketicinin mevcut ve gelecekteki ihtiyaçlarına yönelik en iyisinin yapılması için rafine edilmiş ve yeniden yapılandırılmıştır.

Günümüzde, kısmen dişsiz bireyler, gittikçe artan şekilde oral implantlarla rehabilitasyon için temel hasta grubunu oluşturmaktadır (Jokstad ve ark 2003). Bu hastaların çoğu 40 ila 50 yaş civarında orta yaşlılardan oluşmaktadır (Buser ve ark 1997). Giderek yaşam beklentisinin artmasıyla, hastaların implant destekli rekonstrüksiyonlarının onlarca yıl işlev görecekleri düşülmelidir.

1.1.3. Günümüzdeki Farklı İmplant Tasarımları

İmplantoloji gelişmeye devam ettikçe, farklı implant tasarımları ve prosedürleri sürekli olarak tanıtılmaktadır. Bu yeni ürünler, bazı materyallerin veya prosedürlerin rutin kullanımda daha az güvenilir veya güvenli olabileceğini çeşitli araştırmalar ve klinik belgelerle sunulmuştur. Klinisyenler etik ve yasal yükümlülükler ile bağlı olduğundan, tedavilerde bireysel koşullara bağlı olarak en

uygun prosedürü veya materyali seçmek için çok büyük bir sorumluluğu vardır. Klinisyenler sundukları tedavinin kanıta dayalı ve hasta merkezli olmasını sağlamalıdırlar. Diş hekimi kullanmadan önce yeni ürünleri ve teknikleri eleştirel bir şekilde değerlendirmek için güncel bir karar verme sürecini geçirmelidir ve güncel klinik konsensusu takip ettiğinden emin olmalıdır.

1.2. İmplantların Sınıflandırılması

1.2.1. Kullanılan materyallere göre implantlar

a. Metal ve alaşımları

-Titanyum ve titanyum 6-alüminyum-4 vanadyum

-Kobalt-krom-molibden

-Demir-krom-nikel

b. Seramikler

-Alüminyum oksit (alüve safir)

-Hidroksilapatit trikalsiyum fosfat

-Kalsiyum alüminat

c. Karbonlar

-Polikristal (vitröz) cam karbon

-Karbon-Silikon

d. Polimerler

-Polimetilmetakrilat

-Politetrafloroetilen

-Polietilen

-Silikon Lastik

-Polisülfon

1.2.2. Yerleştirildikleri yere göre implantlar

a. Subperiosteal implantlar

b. İntramukozal implantlar

c. Endosseöz implantlar

d. Transosseöz implantlar

Günümüzde modern implantların büyük çoğunluğu endosseözdür

Endosseöz implantlar, geometri, şekil, yüzeyler, fonksiyonlar ve materyaller ile karakterize edilen birkaç farklı türe ayrılmaktadır.

Bunlar:

• Silindirik veya kök form implantlar (Hollow, Solid, Press-fit)

• Blade implantları ve ramusframe

• Pin implantları (Chercheve)

• Disk implantları

• Pterygoid veya zigomatik implantlar

• Trans-osteal implantlar

Silindirik Ve Kök Form İmplantlar

Silindirik ve kök form implantlar rutin dental pratikte en yaygın kullanılan modern implant tipleridir.

Kök form implantlar şu şekilde çeşitlilik gösterirler;

Yiv tasarımı: Bir implantın herhangi yivi yoksa, bu"Push-fit (dişli olmayan) implant" olarak adlandırılır. Öte yandan yivli implantlar, tasarımda bütün veya içi boş vida şeklinde olabilir. En modern implant tasarımları, yivli kök form vidalardır.

Çap: İmplantlar, genel olarak enine kesitlerine göre sınıflandırılır.

Geometri: İmplantlar profilde "konik" veya "paralel kenarlı" olabilir. Bazı cerrahlar konik olanları kullanırken diğerleri sadece paralel kenarlı implantları tercih etmektedirler. Birinin bir diğer tasarıma üstün olduğunu gösteren ikna edici bir kanıt yoktur.

Tek parça veya iki parçalı implantlar

İmplantlar tek parça halinde (entegre bir abutment dahil) veya iki parçalı (implant ve ayrı bir abutment) olabilir.

1.3. İmplant Destekli Protezler

Tamamen dişsiz hastalar, tedavi planı oluşturulurken çok sıklıkla maliyetin öncelikli faktör olduğu fikri ile tedavi edilir. Ancak, doktor ve personel, hastanın isteklerini özellikle sormalıdır. Bazı hastalar, mümkün olduğunca doğal dişlere benzer şekilde sabit bir proteze güçlü bir psikolojik ihtiyaç duyarlar. Öte yandan, bazı hastalar, belirli problemleri çözüldüğü sürece, restorasyonun sabit veya çıkarılabilir olup olmadığı konusunda ciddi bir endişe dile getirmemektedirler. İdeal son protez tasarımı için, mevcut anatomi, sabit veya çıkarılabilir bir restorasyonun istenip istenmediği belirlenmelidir.

İmplant tedavisinin amacı hastanın anatomik ihtiyaçlarını ve kişisel arzularını tatmin edecek en öngörülebilir, en uygun maliyetli tedaviyi sağlamaktır. Tamamen dişsiz bir hastada implant destekli bir protez hareketli bir proteze göre birçok avantaj sunar.

1.3.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

• Kemiği korur.

• Oklüzal dikey boyutun geri kazanılması ve korunmasını sağlar.

• Yüz estetiğini ve kas tonusunu korur.

• Estetiği geliştirir.

• Fonetiği geliştirir.

• Okluzyonu geliştirir.

• Oral propriyosepsiyonun iyileştirilmesi ve yeniden kazanılmasını (okluzal farkındalık) sağlar.

• Protez başarısını artırır.

• Çiğneme performansı artırır.

• Protez boyutunu azaltır (damak, kroşeleri ortadan kaldırır).

• Sabit ve çıkarılabilir protez olanakları sağlar.

• Sabit protezlerin stabilitesini ve tutuculuğunu iyileştirir.

• Protezlerin sağkalım sürelerini arttırır.

• Bitişik dişleri değiştirmeye gerek kalmaz.

• Daha kalıcı tedavi hizmeti sunar.

• Psikolojik sağlığı geliştirir.

1.3.2. İmplant Destekli Protezlerin Genel Sınıflandırılması

İmplant üstü protezleri Carl E. Misch şu şekilde sınıflandırmıştır (Misch 1989):

SP-1: Sabit Protez; Yalnızca kronu yerine koyar, doğal dişe benzer.

SP-2: Sabit Protez; Kronun ve kökün bir kısmını yerine koyar. Kron konturu oklüzalde normal görünür ancak gingival yarıda uzamış ya da fazla konturludur.

SP-3: Sabit Protez; Kronu ve dişeti rengini ve dişsiz alanı yerine koyar. Protezler genelde yapay diş ve akrilik dişetinden yapılır belki metal ve porselen de kullanılabilir.

HP-4: Hareketli Protez; Tamamen implantlarla desteklenen protezlerdir.

HP-5: Hareketli Protez; İmplant ve yumuşak dokunun her ikisi tarafından desteklenen protezlerdir.

1.3.3. Sabit Protezler-3 (SP-3)

Sabit protezler; SP-3 protezlerde dişler ve yumuşak dokular renkleriyle birlikte taklit edilir. Doğala daha yakın bir sonuç amaçlanır. Dişeti renginde akrilik ya da porselen kullanılabilir. Bu protezlerde metal-seramik ya da metal alt yapı üzeri akrilik ve yapay dişlerden oluşan hibrit restorasyonlar kullanılabilir. Yeterli kemik miktarı mevcut ve çeneler arası ilişki uygunsa geleneksel bir metal seramik üst yapı tercih edilebilir. Ancak yüksek derecede yumuşak ve sert doku kaybı olduğu durumlarda kaybedilmiş yumuşak ve sert dokuları iade edebilecek hibrit protezler gündeme gelecektir (Wismeijer 2010).

Sabit hibrit implant destekli protezlerin avantajları ;

- Kaybedilen sert ve yumuşak dokular iade edilerek doğru ve estetik dikey boyut hastaya kazandırılabilir (Sadowsky 1997).
- Hibrit protezler iyi bir tutuculuğa sahiptir.
- Vidalı sistem kullanıldığı için siman artığı kalma riski yoktur.
- Protez hekim tarafından çıkarılabilir.

Sabit hibrit implant destekli protezlerin dezavantajları ;

- Protetik vidaların gevşemesi veya kırılması en çok karşılaşılan sorundur (Sadowsky 1997)
- Rezin dişlerin metal/akrilik protezden ayrılması, aşınması ya da kırılması
- Metal/seramik veya zirkonya/seramik protezlerde porselende küçük parçalar halinde kopmalar (chipping) ya da porselen ve alt yapı kırıkları (Rojas-Vizcaya 2011)
- Protezin dokuya bakan yüzeylerinin hasta tarafından temizlenmesinde yaşanılan sorunlar (Sadowsky 1997),
- Akrilik rezinden metalin koyu renginin yansıması
- Konuşma esnasında hava kaçışı ile fonetik problemlerin görülebilmesidir (Misch 2008).

1.4. All-On-4 Konsepti

Osseointegre implantlar 1960 yılında Branemark tarafından tanıtıldığından beri iki aşamalı teknik ve 3-6 aylık iyileşme periyodu önerilmekteydi, bu yöntemin son derece başarılı sonuçları ortaya çıkmaya devam ederken, önemli sayıda çalışma hastalara güvenli olduğu kadar daha kolay ve daha hızlı tedavi sunan tek aşamalı prosedürler üzerine yoğunlaşmıştır (Henry ve Rosenberg 1994, Esposito ve ark 2009, Malo ve ark 2015).

Son yüzyılın başından beri erken ve hemen implant fonksiyonlu tek aşamalı cerrahi protokoller yüksek sağ kalım oranıyla tam çene dişsizlik rehabilitasyonunda geçerli bir yaklaşım olarak kanıtlanmıştır (Malo ve ark 2000, De Riu ve ark 2012).

Hemen yükleme protokollerinden bir tanesi de All-on-4® tedavi konseptidir (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden). All-on-4 konsepti 45 dereceye kadar açılanmış

iki taraflı implantların yerleştirilmesi temeline dayanmaktadır. Bu yerleşimin 3 temel avantajı vardır:

- Osseointegrasyon için artmış bir yüzey alanı sağlar.
- Daha kısa kantilever sağlar.
- Daha geniş implantlar arası mesafe sağlar.

Anterior implantlar çoğunlukla vital yapıları korumak için mental foramenlerin anterioruna, estetiği sağlamak için keser dişlerin lingualine ve biyomekaniği geliştirmek için okluzal düzleme dik yerleştirilir. Bu tip planlamanın dezavantajı yeterli okluzyonu sağlamak için posterior kantileverların kullanılmasıdır. Posterior kantileverların en distaldeki implantlar ve protez altyapısında zararlı basınçlara neden olarak başarızlığa neden olduğu belirlenmiştir. Bu nedenle mümkün olduğunca kısa tutulmalıdır (Greco ve ark 2009, Priest ve ark 2014).

Dental implantlar geleneksel olarak dikey olarak yerleştirilir. Ancak, çekim sonrası hastalarda tam dişsiz çenelerde minimum kemik hacmi, zayıf kemik kalitesi ve kemik greftleme ihtiyacı gibi nedenlerle implant yerleştirmesi öncesinde zorlu koşullar yaratırlar. Bu durumlar için distale açılandırılmış implantların avantaj sağlayabileceği kanıtlanmıştır. Açılandırma ilgili anatomik yapıları korur ve protetik destek için güçlü kortikal ankraj ile optimal pozisyonlarda daha uzun implantların yerleştirilmesine izin verir (Aparicio ve ark 2001, Malo ve ark 2007).

Krekmanov ve ark. tarafından yapılan çalışmada gerinim ölçümlerinde açılı ve düz implantlar arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmiştir. Ayrıca teorik modellerde implantların eğiminden dolayı implantlara kuvvet iletimini azaltabilecek artmış protez alanını öngörmüştür (Krekmanov ve ark 2000). Açılandırma aynı zamanda implantlar arası boşluğu ve kantilever uzunluğunu ve kemik ogmentasyon ihtiyacını azaltır (Krekmanov ve ark 2000, Malo ve ark 2003, Del Fabbro ve ark 2012). Açılı implantların kullanıldığı çeşitli çalışmalarda iyi klinik sonuçlar rapor edilmiştir (Aparicio ve ark 2001, Malo ve ark 2003, Calandriello ve Tomatis 2005, Malo ve ark 2005, Weinstein ve ark 2012).

All-on-4 tedavi konsepti, düz ve açılı multi-unit abutmentlar kullanılarak anterior bölgeye iki ve posterior bölgeye 45° derecelik açıya kadar yerleştirilebilen iki implant olmak üzere yalnızca dört implant üzerine immediat yüklemeyle dişsiz ya

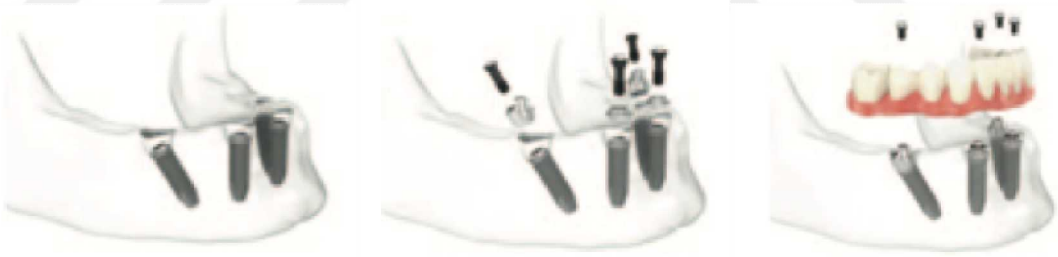
da dişsiz kalmak üzere olan hastalara tam çene restorasyon sağlamak için geliştirilmiştir.

İki posterior implantın açılandırılmasıyla, kemik-implant teması güçlendirilir ve minimum kemik hacmi ile bile optimal kemik desteği sağlanır. Ek olarak, maksilladaki implantların açılandırılması, sinüs duvarının ve nazal fossanın kortikal kemiğinde daha iyi kalitede anterior kemik ve bikortikal ankrajda iyileşme sağlamaktadır.

Posterior implantların açılandırılması, mandibular sinir veya maksiller sinüs gibi yapıların korunmasına yardımcı olur ve alveolar kret boyunca implantların daha geniş alana dağılmasını sağlayarak yük dağılımını optimize eder ve son protezin 12 dişin üzerine kadar tamamlanmasına olanak tanır.

All-on-4® tedavi konsepti ile, cerrahinin hemen ardından implantlar üzerine geçici akrilik protezlerin vidalanmasıyla hastalara kullandırılabilirler

Daimi protez için simante ya da vidalı akrilik ya da porselen dişler yapılabilir. All-on-4 tedavi konsepti net bir şekilde teşhis, planlama ve implant yerleştirmede cerrahi rehber kullanılarak uygulanabilir.



Şekil 1.1. All-on-4 tedavi konseptinin aşamaları (Biocare).

1.4.1. All-On-4 Tedavisinde Dikkat Edilmesi Gereken Genel Hususlar

- Primer implant stabilitesini sağlamak için; implantlar minimum 35 Ncm sıkıştırma torku sağlamalıdır. 35 Ncm torkun sağlanamadığı durumlarda geçici ya da final restorasyonların yüklenmesinden önce konvansiyonel bir iyileşme fazı önerilmektedir.
- Ciddi bir parafonksiyon bulunmamalıdır.
- Dişsiz maksillada kaninler arası minimum kemik genişliği 5 mm ve minimum kemik yüksekliği 10mm olmalıdır.

- Dişsiz mandibulada mental foramenler arası kemik genişliği minimum 5mm kemik yüksekliği minimum 8mm olmalıdır.
- Kantilever uzunluğunu azaltmak için posterior implantlar maksimum 45 dereceye kadar açılandırabilir.
- Açılandırma 30 derece ve üzeri ise açılı implantları splintlemek gereklidir.
- Açılı implantlar için distal vida delikleri okluzal düzlemde birinci molar, ikinci premolar ya da birinci premolarda planlanmalıdır.
- All-On-4 tedavi konseptinde posterior implantların açılandırılması için ağzın düz implantlı bir tedaviden daha fazla açılması gerekli değildir.
- Bir çekim boşluğu var ise iyice temizlenmeli ve implantlar çekim soketlerinin arasına yerleştirilmelidir.

1.4.2. İmplantlarla İlgili Özel Durumlar

- Mümkünse posterior implantlar 4 mm ya da 4,3 mm çapında olmalıdır.
- Posterior implantlar yerleştirlirken; internal üç kanallı bağlantıda kanallardan bir tanesinin distale ve çok az bukkale konumlandırıldığından emin olunmalıdır. İnternal konik bağlantıda hekzagonun düz kenarlarından bir tanesi bukkal kenara paralel olmalıdır.

1.4.3. Protezle İlgili Özel Durumlar

- Her iki tarafta immediat tam akrilik köprü için bir dişten fazla kanat yapılmamalıdır. Maksimum 12 diş kullanılmalıdır.
- Hastanın hareketli protezi iyi durumdaysa immediat tam akrilik protez yapımında kullanılabilir.
- Uygun estetik ve fonksiyon için final köprüde 12 diş olmalı ve altyapı ile desteklenmelidir.

1.4.4. Mandibula İçin Klinik Prosedür

Cerrahi rehberin yerleştirilmesi

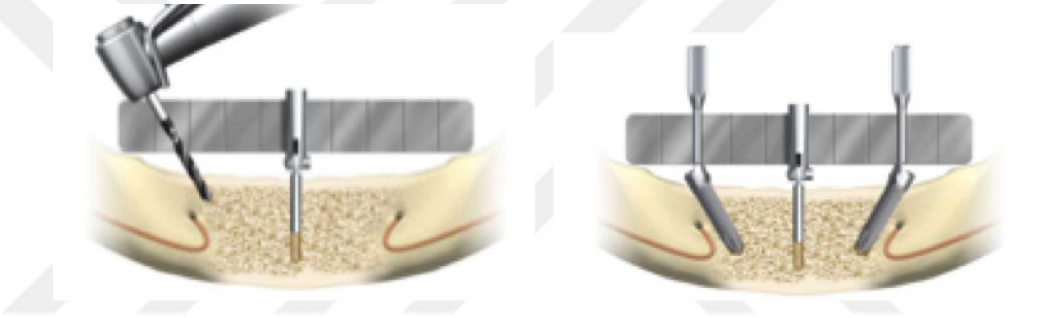
İnsizyon ve flep elevasyonu yapıladıktan sonra orta hatta yaklaşık 2mm çapında frez ile 8mm lik bir osteotomi yapılır.

- Rehber osteotomi bölgesine yerleştirilir.

Posterior bölgenin hazırlanması

- Maksimum 45 ° açıda 2 mm çapında frez ile uygun derinlikte yuva açılır.
- Rehber ile açının doğruluğu kontrol edilir.
- Kemik densitesine göre yuva açılır ve implant yerleştirilir.
- İmmediat fonksiyon için implant yerleştirme torku 35 Ncm ile 45 Ncm arasında olmalıdır.
- Gerekirse abumentin doğru oturması için boyun açıcı bir frez kullanılmalıdır.
- 30° multi-unit abutment yerleştirilir ve 15Ncm tork ile sıkılır.
- Aynı prosedür karşıt posterior alan için uygulanır.

Mental foramen ve inferior alveolar siniri kontrol etmek önemlidir. İmplant foramenin önünde sinir lupunu koruyacak şekilde yerleştirilmelidir.



Şekil 1.2. Posterior bölgenin hazırlanması (Biocare).

Anterior bölgenin hazırlanması

- İki anterior alan posterior implantların apeksinden güvenli bir mesafe bırakacak şekilde birbirinden olabildiğince uzak hazırlanır.
- Düz ya da 17° multiunit abutment yerleştirilir ve protez vidasının uygun girişi sağlanır.
- 17 °Multi-unit abutment 15 Ncm ile torklanır.
- Düz multi-unit abutment 35 Ncm ile torklanır.

Geç yükleme seçeneği

Eğer immediat yükleme için gerekli minimum 35Ncm sağlanamaz ise geçici ya da final protezin yerleştirilmesinden önce konvansiyonel bir iyileşme fazı önerilir.

- Dört implant için kapama vidaları yerleştirilir ve flap tekrar suture edilir.
- Sonraki aşamalar için osseointegrasyon beklenir.

Ölçü alınması

- Sutur atıldıktan sonra açık kaşık multi-unit ölçü parçaları multi-unit abutmentlara bağlanır.
- Yumuşak silikon materyal ve kişisel bir ölçü kaşığı ile ölçü alınır.

Not: Ölçü materyalinin yumuşak doku içerisine girmesine engel olmak için her zaman bir yumuşak ilave silikon kullanılması gereklidir.

1.4.5. Dişsiz Maksilla İçin Klinik Prosedür

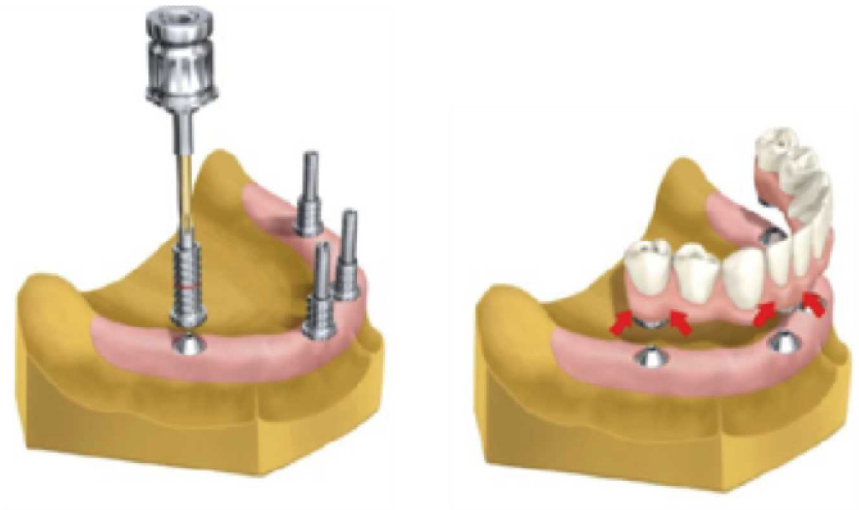
Posterior bölgenin hazırlanması

- Maksiller sinüs anterior duvarının olması beklenen yere lateral duvarda küçük bir açıklık oluşturularak anterior duvarı belirlenir.
- Bir probe ile duvar tespit edilir ve gerekirse pencere genişletilir.
- Cerrahi işaretleyici ile anterior duvarın pozisyonu çizilir.
- Sinüs duvarından yaklaşık 4 mm uzaklık bırakacak şekilde mümkün olduğunca posteriorda yuva açılmaya başlanır.
- Frez kantileveri azaltmak için 45 ° den fazla olmayacak şekilde açılandırılır.

1.4.6. Laboratuvar Prosedürü

Tam akrilik köprünün yapımı

- Multi-unit abutment replikaları kullanılarak bir yumuşak doku modeli hazırlanır.
- Multi-unit geçici parçaları replikaların üzerine yerleştirmek için rehber pinler ya da laboratuvar vidaları kullanılır. Geçici parçaların titanyumdan olması tercih edilebilir.
- Parçalarda gerekirse freze yapılır.



Şekil 1.3. Geçici protezin üretimi (Biocare).

- Yüksek sertlikte akrilik kullanılarak bir tam akrilik protez üretilir
- Silindirlerin etrafındaki zayıf noktalar daha fazla akrilik kullanılarak güçlendirilir.

Notlar:

- Eğer mümkünse köprü bitirilmeden hasta ağzında denenmelidir.
- Ayrıca köprü mevcut protez dönüştürülerek yapılabilir.

1.5. Oral İmplantolojide Stres

Diş hekimliği; tıpın bilim ve sanatı harmanlandığı benzersiz bir yönüdür. Dental alanın sanat tarafını gösterdiği bazı yönleri, hastanın gülüşü ve genel görünümünü geliştirmek üzere diş rengi ve şekli gibi estetik yönler ile ilgilenir. Ancak, doktor teriminin diş hekimliğine uygulandığı temel alan dental bilimlerdir. Bunlar biyolojik ve biyomekanik bileşenlere ayrılabilir. Genel diş hekimliğinde ağız sağlığının biyolojik yönleri vurgulanmaktadır. Doğal dişlenme ile ilgili sık görülen komplikasyonlar öncelikle biyolojik kökenli olup, periodontal hastalıklar, çürükler ve endodontik problemler gibi örnekler verilebilir (Rams ve ark 1984, Priest 1996).

İmplant diş hekimliği daima dişlerin yerine koyulmasını içerir. İmplant komplikasyonları söz konusu olduğunda, problemlerin büyük çoğunluğu estetikten ziyade implant bilimi ile ilgilidir (Goodacre ve ark 2003). Ancak, doğal dişlerden farklı olarak, implant diş hekimliğinin biyolojik yönlerinin nispeten az sayıda komplikasyonu vardır. Örneğin, doğrudan bir kemik implant temasının oluşması

büyük ölçüde biyolojiktir. En son raporlar, implantların cerrahi fazının, kullanılan implant sistemi ne olursa olsun, % 95'den fazla oranda başarılı bir temas oluşturduğunu göstermektedir (Goodacre ve ark 2003). Dolayısıyla, implantolojinin biyolojik yönü çok tahmin edilebilir düzeydedir.

En yaygın implantla ilişkili komplikasyonlar, implant yüklendikten sonra ortaya çıkan biyomekanik problemlerdir. İmplant başarısızlığına odaklanan bir literatür taraması, bu problemlerin esas olarak ilk implant yüklemesinden sonra 18 ay içinde ortaya çıktığını göstermiştir. Bu erken implant yükleme başarısızlıkları sık olarak en yumuşak kemik tiplerinde (% 16 başarısızlık) veya en kısa implant uzunluklarında meydana gelmektedir (% 17 başarısızlık). Bu iki başarısızlık grubu tipik olarak biyomekanik faktörlerden kaynaklanmaktadır. Yumuşak kemik, implantlara uygulanan oklüzal kuvvetler için çok zayıftır veya kısa implantlar, kemik implant ara yüzünde daha yüksek strese sahiptir (Bragger ve ark 2001, Oh ve ark 2002).

İmplantın kaybına yol açmayan en sık görülen komplikasyonlar da biyomekanik problemlerdir. İmplant üstü protezlerde % 30ataçman kırığı ya da komplikasyonu ve % 12 hareketli protez kırığı olduğu bildirilmiştir. İmplant destekli sabit protezlerde, akrilik rezin kırığı (% 22), abutment veya protetik vida gevşemesi (% 7 ila% 10), porselen kırığı (% 7) ve protez metal kırığı (% 3) yaygın komplikasyonların örnekleridir (Esposito ve ark 1998, Goodacre ve ark 2003). Ayrıca, implant bileşenleri (% 2 ila % 4) ve hatta implant gövdeleri kırılabilir (% 1 ila % 2). Diğer bir deyişle, mekanik komplikasyonlar biyolojik implant problemlerinden çok daha fazladır (Bragger ve ark 2001, Goodacre ve ark 2003).

Çizelge 1.1, Stres Tedavi Teoremi: Biyolojik ve Biyomekanik Karşılaştırması (Misch 1999).

Biyolojik	Biyomekanik
Implant Başarısızlığı	
Cerrahi başarısızlık	Erken yüklemede başarısızlık
İyileşme	Mikro-hareketlilik
Kemik kreti kaybı	
Periostun etkisi	Hücresel biyomekanik
Osteotomi	Mühendislik
Otoimmune (bacteriler)	Kemik mekaniği
Biyolojik mikro aralık	Hayvan çalışmaları
Klinik raporlar	
Protetik komplikasyonlar: Mekanik	
Vida gevşemesi	Ataçman aşınması
Komponent kırığı	Ataçman kırığı
Implant body kırığı	Protez diş kırığı
Akrilik vener/porselen kırığı	Akrilik kaide kırığı
Altyapı kırığı	Karşıt protez kırığı

Karmaşık mühendislik yapıları "en zayıf nokta" nedeniyle başarısız olmaktadır ve diş implant yapıları bu durumun dışında değildir. Mühendislikte genel bir kavram, komplikasyonların nedenlerini belirlemek ve sorunlara neden olan koşulları azaltmak için bir sistem geliştirmektir. İmplantla ilişkili komplikasyonların en sık nedenleri stresle bağlantılıdır. Bu nedenle, genel tedavi planı sistemdeki en büyük kuvvet faktörlerini değerlendirmeli ve genel implant-kemik protez sistemini korumak için mekanizmalar oluşturmalıdır.

Diş ve çevre dokuların incelenmesi, patolojik sürecin ortaya çıkışının anlaşılması için temel oluşturur ve doğru yaklaşım ve tedavi sağlar. Son derece karmaşık yapısal cevaplara yol açan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler nedeniyle ağız rehabilitasyonu, zor bir şekilde gerçekleşmektedir (Silva ve ark 2009).

Restoratif materyallerin başarısı, oklüzal kuvvetlere dayanıklılıklarına ve kalan oral yapıyı başarılı bir şekilde desteklemelerine bağlıdır. Ağız yapılarının biyomekanik davranışlarını inceleyen çalışmalar, stomatognatik sistemin temelleri üzerinde karmaşık simülasyonlar gerektirir.

1.5.1. Okluzal Streslerin Mekanik Bileşenler Üzerine Etkileri

Vida gevşemesi

İmplant üstü protezlerin % 6 'sında abutment vida gevşemesi görülmektedir (Goodacre ve ark 2003). Tek diş kronlarda en yüksek oranda vida gevşemesi görülür (%25). Protezlere uygulanan kuvvet ne kadar büyük olursa abutment vida gevşemesi riski de o kadar yüksektir. Ayrıca kantieverlar da, vidaların gevşeme riskini arttırırlar, çünkü kantileverların uzunluğunun artışıyla iletilen kuvvetlerin artışı direk ilişkilidir (Kallus ve Bessing 1994).

Abutmente bağlı olan kron yüksekliği ne kadar fazla olursa, vidaya uygulanan kuvvet ve vida gevşeme riski o kadar büyük olur.

İmplant gövdesinin antirotasyonel komponentinin yüksekliği ya da derinliği de abutment vidasına uygulanan kuvveti etkiler. Daha yüksek (ya da daha derin) hex uzunluğu vidaya uygulanan kuvveti ve vida gevşemesi riskini azaltır (Kallus ve Bessing 1994, Boggan ve ark 1999). Abutmentların oturduğu platform boyutu hex yüksekliğinden daha da önemlidir. Daha geniş platforma sahip daha geniş çaplı implantlar abutment vidasına iletilen kuvveti azaltırlar. Vida gevşemesi ayrıca tork anahtarı ile ön sıkıştırma yapılarak da azaltılabilir. Böylelikle abutment vidasına iletilen kuvveti azaltmak için protetik yöntemler ya da stresi azaltacak ya da vida sıkılığını arttıracak mühendislik yaklaşımları vida gevşemesi ile ilişkili komplikasyon insidansını azaltılmasında kullanılabilir.

Yorgunluk kırılmaları

Materyaller döngü sayısı ve kuvvetin yoğunluğuna bağlı olan bir yorgunluk eğrisini takip ederler. Bir döngüde kırığa neden olabilecek büyüklükte bir kuvvet vardır. Bununla birlikte daha az bir kuvvet miktarı tekrar tekrar bir cisme uygulanırsa yine kırık oluşur. Bir tel ilk kez büküldüğünde kırılmaz ancak tekrarlanan bükümler son büküm daha kuvvetli olduğu için değil yorgunluk nedeniyle malzemeyi kırar. Bu şekilde, gerçekten de hastanın çay içine batırarak yediği ekmek protezini kırabilir.

Protez vidası kırığı parsiyel ve total sabit protezlerin her ikisinde de ortalama %4 insidansta görülür (Goodacre ve ark 2003). Abutment vidaları genel olarak daha geniş olduğundan dolayı %2 ortalama insidans ile daha az kırılırlar. Ayrıca sabit tam protez ve overdentürlarda ortalama %3 oranında metal alt yapı kırıkları da rapor edilmiştir. İmplant gövde kırıkları %1 insidans ile bu tür komplikasyonların az görülenidir. Bu durum uzun süre kullanılan protezlerde daha sık rapor edilir. Sabit implant üstü protezlerde rezin vener kırığı ortalama %22 overdentüre ataçman kırığı %17 porselen vener kırığı ortalama %14 overdenture kırığı ortalama ve akrilik altyapı kırığı ortalama %7 olarak görülür. Protezle ilgili kırıklar implant bileşenlerinden çok daha fazla oranda rapor edilmektedir (Misch 1999).

Desimante olmuş restorasyonlar (ya da daha kötüsü parsiyel olarak desimante olmuş restorasyonlar) siman arayüzüne kronik yükler geldiğinde ya da makaslama kuvvetleri mevcudiyetinde (kantileverlarda olduğu gibi) daha sıklıkla kırıklar ortaya çıkar. Siman makaslama kuvvetlerine karşı en zayıf noktadır. Çinko fosfat siman baskı kuvvetlerine 1200 psi kadar dayanabilirken makaslama kuvvetlerine ancak 500 psi kadar dayanabilirler. İlginç bir şekilde kemik de basınca karşı çok dirençliyken makaslama kuvvetlerine karşı %65 oranında daha zayıftır (Misch 1999). Benzer senaryo porselen ve diğer okluzal materyaller için de geçerlidir. Sonuç olarak stres durumuna göre tedavi planıın değerlendirilmesi teşhisi ve modifikasyonu göz önünde bulundurulmalıdır. Diş hekimi implant sistemi üzerindeki ek kuvvet kaynaklarını belirledikten sonra, implant, kemik ve son restorasyonun uzun ömürlülüğü üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirgemek için tedavi planı değiştirmelidir.

Erken yükleme başarısızlıkları

Bazı durumlarda bir implant başlangıçta osteointegre olduktan kısa süre sonra başarısız olabilir. Başarısızlıktan önce rijit bir fiksasyonu var gibi görünür ve tüm klinik göstergeler normal limitler içerisindedir. Ancak implant yüklendiğinde 6-12 ay içerisinde mobil hale gelir. Bu Misch ve Jividen erken implant başarısızlığı olarak adlandırılır (Jividen ve Misch 2000). Erken implant başarısızlığının çoğunlukla sebebi implant kemik arayüzünde oluşan aşırı streslerdir. Isodor maymun çenesine sekiz implant yerleştirmiştir (Isidor 1996). İyileşmiş implantlara prematür fazla okluzal kontaklarla kronlar takıldı. 20 ayın üzerindeki bir periyotta sekiz implantın altısı başarısız oldu. Yine bu hayvanlarda okluzal yükleme yapılmayan sekiz osseointegre olmuş implanta marjinal dişetinde plak retansiyonunu arttırmak için

teller eklendi. 20 ayın sonunda bu implantlardan hiçbirisi başarısız olmadı. Yazarlar bu hayvan modelinden erken implant başarısızlığında biyomekanik okluzal streslerin bakteri plağının biyolojik komponentinden daha büyük risk faktörü olduğu sonucunu çıkarmışlardır (Isidor 1996, 1997).

Marjinal kemik kaybı

İlk defa Adell ve arkadaşları marjinal kemik kaybını ölçtü ve rapor etti (Adell ve ark 1981).Bu çalışma ayrıca kemik kaybının büyük oranda protezin yüklenmesini takip eden ilk yıl 0 ile 3 mm arasında ortalama 1.2 mm olarak meydana geldiğini göstermiştir. Krestal kemik kaybı için mevcut hipotezler, cerrahi sırasında periostun etkisi, implant için yuva açılması, abutment ve implant gövdesi arasındaki mikro boşlukların pozisyonu, abutment komponentlerinin mikro hareketleri, bakteriyel göç, bir biyolojik genişliğin oluşturulması ve stres faktörleridir (Adell ve ark 1981, Lekholm ve ark 1986, van Steenberghe 1989, Tonetti 2000).

Okluzal travma

Bir implanttaki marjinal kemik kaybı okluzal travmadan kaynaklanabilir (Misch ve ark 2005). Okluzal travma aşırı okluzal kuvvetlerinin sonucunda bağlantı alanlarında bir hasar olarak tanımlanabilir(Rams ve ark 1984). İmplant üstü protezin tesliminden sonra gözlenen kemik kaybında okluzyonun rolüne ilişkin bir tartışma mevcuttur (Oh ve ark 2002). Bazı makaleler implant kaybı olmayan periimplant kemik kaybını biyolojik oluşumlar ya da komplikasyonlarla ilişkili olduğunu belirtmektedir (Lang ve ark 2000, Heitz-Mayfield ve ark 2004). Diğer yazarlar krestal kemik kaybı ve okluzal aşırı yükler arasında bir korelasyon rapor etmektedir (Rosenberg ve ark 1991, Misch 1996, Oh ve ark 2002, Misch ve ark 2005). Dental implantlar etrafındaki kemik kaybının etiyolojisini belirlemek, ortaya çıkışını azaltmak ve uzun dönem implant sağlığını temin etmek sonuçta implant protez sağ kalımını etkileyebilir.

Karolyi 1901 de doğal dişte okluzal travma ve kemik kaybı arasında bir ilişki olduğunu rapor ettiğinden beri bu ilişki tartışılagelmiştir (Karolyi 1991). Bazı yazarlar bakterilerin de gerekli ajan olmasına rağmen okluzal travmanın kemik kaybıyla ilişkili olduğu sonucunu çıkarmışlardır (Glickman 1965). Diğer yandan Waerhaug ve diğer birçokları okluzal travma ve periodontal doku kaybı arasında bir ilişki olmadığını belirtmişlerdir (Waerhaug 1979). Lindhe ve arkadaşlarına göre

okluzyondan kaynaklanan travma periodontal doku yıkımını indükleyemez (Lindhe 1980). Bununla birlikte okluzal travma geçici veya kalıcı olabilen diş hareketliliğine yol açabilir. Bu mantık çerçevesinde bazı yazarlar da okluzal travmanın bir dental implant etrafında marjinal kemik kaybı ile ilişkili olmadığı sonucuna varmışlardır (Lang ve ark 2000, Heitz-Mayfield ve ark 2004).

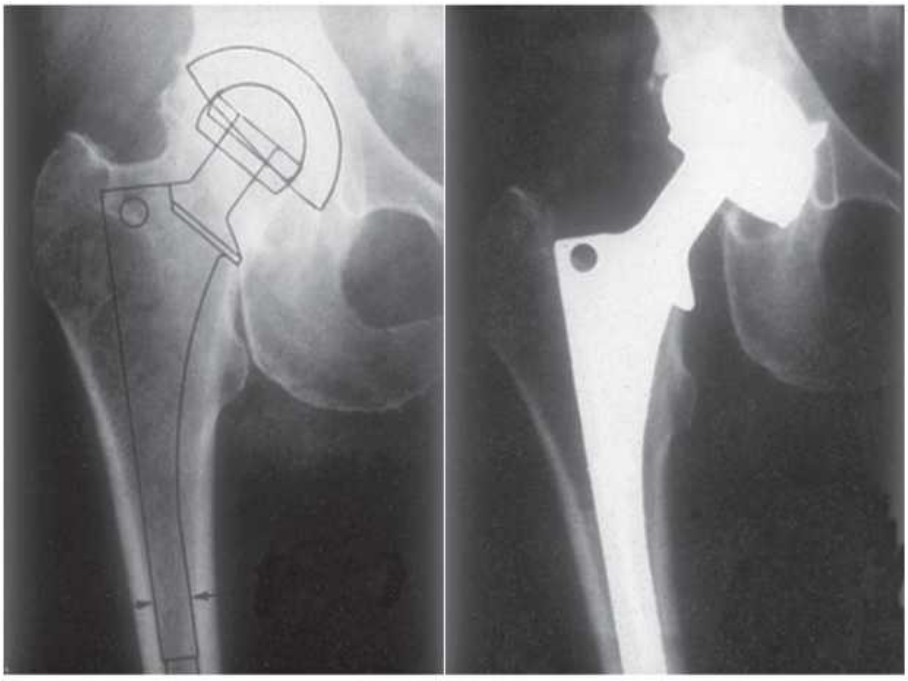
Marjinal kemik kaybı ve okluzal aşırı yüklenme arasında daha ileri bir ilişki kurmak için, hücresel biyomekanik ile ilgili makaleler, mühendislik prensipleri, kemiğin mekanik özellikleri, kemik fizyolojisi, implant tasarımı biyomekaniği, hayvan çalışmaları ve klinik raporlar elde edilmiştir.

1.5.2. Hücresel Biyomekanik

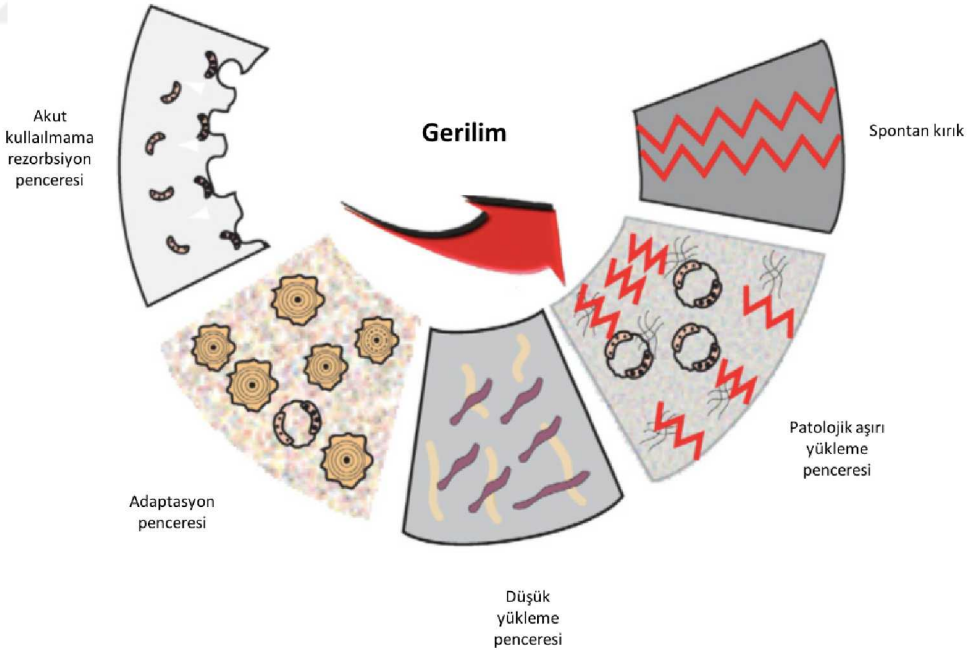
Hücresel düzeyde remodeling gerilimin mekanik doğası tarafından kontrol edilir (Cowin ve H. Hegedus 1976). Gerilme uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa bölünmesi olarak tanımlanır ve gerilme birimleri yüzde cinsinden verilir. Bir malzemedeki gerilme miktarı, uygulanan stres miktarıyla doğrudan ilişkilidir (Bidez ve Misch 1992). İmplant üstü protez ve bileşenleri uygulanan kuvveti kemik implant arayüzüne iletebilir (Cowin ve H. Hegedus 1976). Kemik implant arayüzünde oluşan kemik gerilimi miktarı direkt olarak implant üstü protez yoluyla uygulanan stres miktarı ile ilişkilidir. Kemikteki mekanik sensörler, minimal miktardaki gerilimlere cevap verir ve kemiğin maksimum dayanımından 100 kat daha az mikro gerilim seviyeleri, kemik remodelingini tetikleyebilir (Jividen ve Misch 2000, Oh ve ark 2002).

Stres ve kemik remodelinginin büyüklüğü arasındaki direkt ilişki için ilk kemik remodelingi teorilerinden birisi 1965'de Kummer tarafından ileri sürülmüştür (Kummer 1965). Daha yakın zamanlarda Frost kemiğin farklı mikro gerilim seviyelerinde kemik hücresel reaksiyonunu rapor etmiştir (Frost 1987, 1987). 10000 ile 20000 arasındaki mikro gerilim birimlerinde kemik kırığı gözlemledi. Ancak bu değerlerin %20 ile %40 (4000 birim) seviyesinde kemik hücreleri sitokinleri bir rezorbsiyon yanıtı başlatmak üzere tetikleyebilir. Diğer bir deyişle aşırı kemik gerilimi yalnızca fiziksel kemik kırıklarına neden olmaz kemiğin hücresel rezorbsiyonunu başlatabilir. Günümüzde hücre çalışmaları dental implant çevresindeki bu kemik durumunu yansıtmamaktadır. Ancak başarısız olmuş kalça

protezlerinin kemik implant ara yüzünden kemik harabiyetine yol açan sitokinler rapor edilmiştir (Chiba ve ark 1994).



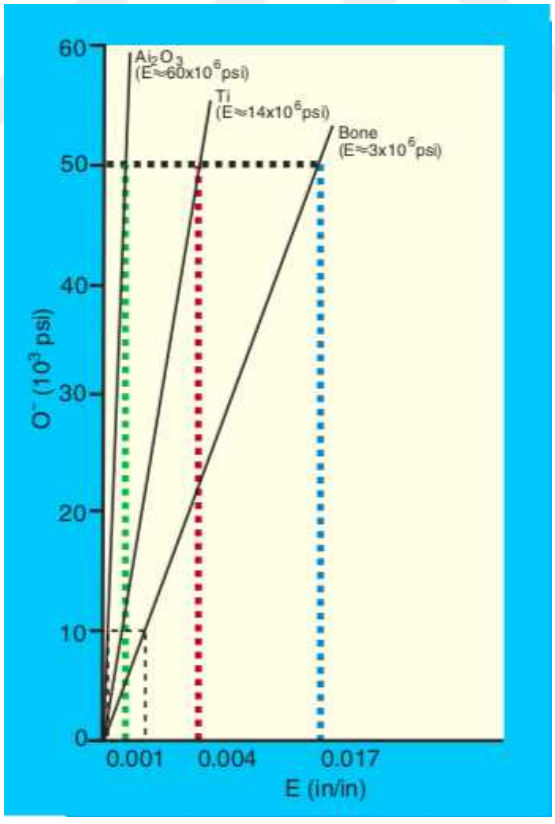
Şekil 1.4. Ortopedik implantların çevresindeki kemik kaybı (osteolisis) öncelikle implant kemik ara yüzündeki mekanik stresten kaynaklanır (Misch ve ark 2005).



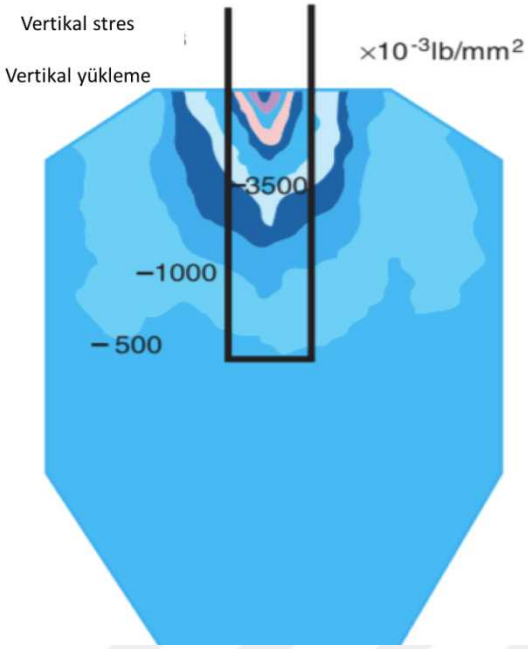
Şekil 1.5. Kemik hücrelerine uygulanan mekanik stres, şekil veya gerilimde bir değişikliğe neden olur. Mikro gerilimler sitokinlerin salınımını ve kemik rezorbsiyonunu tetikleyebilir (Misch 2008).

1.5.3. Mühendislik Prensipleri

Stres ve gerilim arasındaki ilişki bir materyalin elastisite modülünü belirler (Bidez ve Misch 1992). Modül, belirli bir stres seviyesi için bir malzemedeki boyutsal değişim miktarını nakleder. Bir dişin elastisite modülü kortikal kemiğe benzer. Dental implantlar tipik olarak titanyumdan veya alaşımından imal edilir. Titanyumun esneklik modülü kortikal kemikten beş ila on kat daha büyüktür (Şekil 1. 6.). Kompozit ışın analizi adı verilen bir yöntem farklı elastisite modülüne sahip iki materyal araya başka materyal girmeden bir araya getirilirse ve yüklenirse iki malzemenin ilk temas ettiği yerde bir stres kontur artışı gözlenecektir (Baumeister 1978). Bir implant diş ara yüzünde bu stres alanı krestal kemik üzerinde daha büyüktür. Bu fenomen fotoelastik ve sonlu elamanlar analizi çalışmalarında gösterilmiştir (Bidez ve Misch 1992, Kitamura ve ark 2004) (Şekil1. 7.). Bu yazarlar bu raporlardaki stres konturuna benzer bir paternde kemik kaybının klinik ve radyografik olarak görüldüğünü bildirmişlerdir.



Şekil 1.6. Kemikle karşılaştırıldığında titanyumun elastisite modülü daha yüksektir. Stres Y aksı üzerinden iletildiğinde ve gerilme X aksı üzerinde olduğunda elastisite modülü elde edilebilir. Titanyum kortikal kemikten beş ila 10 kat daha rijittir (Misch 2008).



Şekil 1.7. Aksiyal yükleme sonrası kemik modelindeki bir implantın üç boyutlu sonlu elemanlar analizi (Misch 2008).

Kemik densitesi direkt olarak kemiğin dayanımı ve elastik modülü ile ilişkilidir (Misch ve ark 1999). Daha dens kemikte yumuşak kemikle karşılaştırıldığında uygulanan yük altında daha az gerilim oluşmaktadır. Bunun sonucu olarak, yükleme sonrası daha dens kemikte daha az kemik remodelingi görülür (Frost 1987). Kemik remodelingindeki azalma kemik kaybında düşüşe neden olabilir. Manz prospektif bir insan çalışmasında implant çevresindeki kemik kaybının kemiğin densitesi ile ilişki olduğunu gözlemlemiştir (Manz 1997). İmplant yerleştirilmesinde ilk kemik kaybı tüm kemik tiplerinde benzerdir. Ancak implant üstü protezler yüklendikten 6 ay sonra sonraki radyografilerde görülen kemik kaybı tip 1 kemik için 0,68, tip 2 kemik için 1,1mm tip 3 kemik için 1,24 ve tip 4 kemik için 1,44 mm şeklinde farklılık göstermektedir (Bidez ve Misch 1992).

1.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde triboloji uygulaması önemli bir araştırma alanıdır ve başarılı bir tasarım ve yapay dental materyal seçimi için bir anlayış geliştirmiştir (R Zhou ve Zheng 2008). Benzer şekilde, stres / gerinim analizleri dental biyomekanikte çok önemlidir çünkü, implant, protez ve ortodontik cihazların tasarımı için gereklidir. Stres / gerilme analizi, deneysel olarak veya sonlu elemanlar analizi ile

yapılabilir. Çoğu zaman, bu iki metodoloji aynı çalışmada aynı anda gerçekleştirilir, çünkü tamamlayıcı bilgiler verebilir ve doğrulama için de hizmet edebilirler. Sonlu elemanlar analizi, stres/gerilme paterninin tam alan bilgilerini verebilir, ancak deneysel yöntemler sadece sensörün konumunda bilgi verir.

Stres/gerilim analizi için geleneksel sensörlerin altın standardı gerinim ölçerdir. Bu sensör, gerilime bağlı olarak elektrik direncinin değişimini ilişkilendirerek çalışır. Teknolojileri çok iyi kurulmuş olsa da, diğer teknolojilere göre avantajlarıyla birlikte dezavantajları da vardır. Bunlar çoğunlukla in vivo ölçümler ve klinik uygulamalarla ilgili dezavantajlardır. Gerilim sensörleri piezorezistif veya diğer katı hal özelliklerinde olabilir.

Sonlu elemanlar analizi, anatomik diş yapılarının ve her çeşit dental aygıtın bir bilgisayar modelinin oluşturulmasına ve sonra bilgisayarda simüle edilmesi prensibinde dayanır. Simülasyon için malzemelerin mekanik özellikleri, fizyolojik fonksiyonu temsil eden mekanik yükler ve sınır şartları gereklidir. Biyolojik dokuların ve özellikle diş dokularının, özelliklerini karakterize etmek oldukça zorludur. Ayrıca, fizyolojik yüklerin gerçek değerleri deneysel olarak elde edilmeli ve ölçülmesi her zaman kolay değildir. Temel olarak bu kısıtlamalar nedeniyle, biyomekanik çalışmalar in vitro gerçekleştirilmektedir.

Literatürde, prosthodontik ve endodontik olarak restore edilmiş dişlerdeki, gerilimleri değerlendirmek için SG kullanımı bulunur (Morin ve ark 1988, Pérez-González ve ark 2011). Aynı sensörler, dental materyallerini karakterize etmek için de kullanılmıştır (Cerqueira ve ark 2012). Literatürde, dental implantların (Sahin ve ark 2002) ve diş protezlerinde (Craig ve Peyton 1967) biyomekanik çalışmalarının SG ile araştırıldığı literatürde bildirilmiştir. Dental materyallerin mekanik özelliklerini tanımlamak ve elde etmek için üniversal test makineleri, nano fabrika ve özelleştirilmiş makineler kullanıldı (Chung ve ark 2004, He ve Swain 2007). Sayısal modeller, diş sert dokuları içindeki gerinim modelinin in vitro değerlendirilmesinde ve yüklerin bunlarla aktarılma yolunda gerçekleştirilmesinde kullanılmıştır (Goel ve ark 1991). Dental materyallerde rezidüel büzülme stresi dağılımını incelemek için FEM uygulandı (Versluis ve ark 2004, Magne 2007). Diğer çalışmalar, dental implant destekli protezlerde osseointegrasyon ve yük mekanizması transferine bağlı olarak dental implant biyomekaniğinin simülasyonu ile ilgilidir (Natali ve ark 2006).

Bu metodoloji aynı zamanda prosthodontik ve endodontik çalışmalarda da uygulandı (Ho ve ark 1994, Maceri ve ark 2007).

1.6.1. Kırılgan Vernik Tekniği

Değerlendirilecek yapı vernikle kaplanıp uygulanan kuvvete göre oluşan çatlakların incelenmesi şeklinde yapılan analiz yöntemidir (Yavuzyılmaz 2003). Değerlendirilecek materyal vernik ile kaplanır ve fırınlanarak sertleştirilir. Materyale kuvvet uygulandığında verniğin gerilme dayanımını aşan kuvvetler çatlaklara neden olur. Bu çatlaklar incelenerek kuvvetin yönünü ve yoğunluğu ölçülebilir (Sonugelen 2002). Bu yöntemin dezavantajı incelenecek modelin tekrar kullanılamamasıdır.

1.6.2. Gerilim Ölçerle (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi

Temel olarak gerilim ölçerler esneyebilen bir tabaka üzerine ince bir telin veya şeridin çok kuvvetli bir yapıştırıcı ile yapıştırılmasından oluşmuştur. Üzerindeki basıncın etkisinden dolayı tabakanın esnemesi ile birlikte iletken şeridin de gerilerek uzamasına sebep olacaktır. Bu uzama esnasında telin boyu uzayarak kesiti azalacaktır. Bilindiği gibi iletkenlerin kesiti azaldıkça dirençleri artacağından uygulanan kuvvete bağlı olarak iletkenin direncinde değişme olacaktır. Bu direnç değişimine bağlı olarak uygulanan kuvvetin miktarı tespit edilebilir.

Mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik çeşitleri vardır (Akca ve ark 2002).

Gerilim ölçerlerle statik ve dinamik yüklemelerde, hem in vivo hem de in vitro ölçümler yapılabilir. Bir gerilimölçerler yapıştırıldığı yerde uygulanan kuvvet altında ortalama boyutsal değişimi ölçer (Glantz ve ark 1984, Glantz ve ark 1993, Cehreli ve ark 2002).

1.6.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Karmaşık bir mekanik problemin çözümünde, alanı küçük ve basit bölümlere ayıran bir analizdir. Yani bir bütünün, daha küçük ve basit hale indirgenerek, her birinin kendi içinde çözümü sağlanır (Sonugelen ve Artunç 2002). Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, daha hassas bir analiz yapabilmek için eleman sayısı arttırılmalıdır (Geng ve ark 2001).

Sanal ortamda fiziksel yapı taklit edilir. Sonlu elemanlar yöntemi sayısal bir yöntemdir. Kompleks geometrilerin incelenmesinde çok kullanışlıdır (Eraslan ve ark 2010). Bir yapının bir, iki veya üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizleri yapılabilir.

Sonlu elemanlar stres analizinde, karmaşık yapıların stres dağılımını taklit etmek için sanal modeller kullanılır (Pesqueira ve ark 2014). Böylece, in vitro ya da in vivo deneysel analiz ile mümkün olmayan; kemiğin, implantların ve komponentlerini taklit etmek ve biyomekanik davranışını incelemek mümkün olur (Rubo ve Capello Souza 2010).

Sonlu elemanlar analizde yüksek donanıma sahip bilgisayarlar gereklidir. Ayrıca özel yazılım programları vardır. Bu nedenle maliyetler yüksektir (Ramoğlu 2014).

2 ve 3 boyutlu modeller

Sonlu elemanlar analizinin niteliği çalışmada kullanılacak modellere bağlıdır. Boyut ve materyal özellikleri olarak gerçek yapıyla aynı olmalıdır.2 boyutlu veya 3 boyutlu modeller oluşturma kararı, ele alınacak sorunların karmaşıklığına, gereken doğruluk düzeyine, sonuçların uygulanabilirliğine ve analize dahil olan yapıların karmaşıklığına bağlıdır. Genellikle 3 boyutlu modellerin daha gerçekçi olduğuna ve dolayısıyla insan anatomisini, restorasyonları ve implant bileşenlerini biyomekanik etkileşimlerini 2 boyutlu modellerden daha iyi temsil ettiğine inanılır. Ancak böyle bir avantaj, 2D modellere kıyasla CAD modelleme, çözme ve çıktı yorumlama ile ilgili zorluk seviyesinde bir artışla birlikte gelmektedir (Freitas ve ark 2010).

İki boyutlu sonlu elemanlar analizi geçmişte diş hekimliği mekanik problemlerinin çözümünde yaygın olarak kullanılagelmiştir, örneğin farklı vakaların sonuçlarının niteliksel olarak karşılaştırılması gibi (Burak Ozcelik ve ark 2011). Bunlar üç boyutlu karşılıkları ile kıyaslandığında doğruluk ve güvenilirlik düzeyinde ve klinik gerçekliğe en yakın şekilde taklit etmede sınırlıdırlar. Her ne kadar, üç boyutlu modeller, ağ (mesh) rafinasyonlarında daha yüksek bir zorluk seviyesine sahip olsa da, karmaşık yapıların geometrisini yakalarken, daha yüksek doğruluk seviyesindedir. Üç boyutlu modeller, CT taraması veya MRI gibi görüntüleme seçeneklerinden manuel olarak oluşturulabilir veya üretilebilir. Bilgisayarlı tomografi ile, gerçekçi anatomik özellikler, kemik yoğunluğu değerleri gibi materyal özelliklerin dahil edilerek modellenebilir (Cahoon ve Hannam 1994). Modelin

manuel ya da otomatik teknik kullanarak oluşturma seçimi, çalışmanın amacına ve ilgili yapıya bağlıdır. Üç boyutlu yapıları oluşturmak için manuel giriş tekniği, AutoCAD (Autodesk Inc, San Rafael, CA, ABD), Solid Works (Solid Works Corp, Concord, MA, ABD), Pro / Engineer (Wildfire, PTC). , Needham, MA, ABD), Rhino 3D (McNeel Kuzey Amerika, Sonlu elemanlar analizi ttle, WA, ABD) gibi uygun yardımcı tasarım yazılımları kullanır.

Bir modelin geometrisi

Sonlu elemanlar analizi modellemede ilk adım geometrinin bilgisayarlı gösterimidir. Bazı iki boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmaları, kemiği basitçe dikdörtgen bir elipsoide veya implantla U-şekilli bir konfigürasyona göre modellemiştir (Sagat ve ark 2010). İnsan kadavralarından alınan örnekler CT taramalarına tabi tutulabilir ve elde edilen görüntüler iki boyutlu veya üç boyutlu modelleme prosedürü için kullanılabilir (Bayraktar).

Eğer çalışma sadece üst ya da alt çenenin belirli bir alanının analizini içeriyorsa, o zaman tüm anatomik yapının modellenmesi gerekli değildir. Aksi durumda, etkinlikte küçük bir kazanım için harcanan zaman, enerji ve maliyette, büyük bir artış olacaktır. Çalışmanın amacına bağlı olarak modellenecek olan ilgili bölge Boole süreci gibi bir dizi yöntemle çıkarılabilir. Dental implantların sonlu elemanlar analizi için genel ilgili alanlar, mandibula, maksilla, maksiller sinüs ve temporomandibular eklemin segmentleridir (Cahoon ve Hannam 1994).

Posterior maksiller bölgedeki gibi zayıf kemik simüle edilecekse, kortikal kemik tamamen ihmal edilebilir. Yoğunluğa bağlı kemiğin özellikleri, araştırma protokolüne bağlı olarak yumuşaktan yoğun kemiğe kadar değişecek şekilde kalibre edilir; Çoğu çalışmada, kortikal ve süngersi kemik için tekdüze yoğunluk değeri varsayılmaktadır. Bununla birlikte, süngersi kemik tekdüze değildir ve anizotropiktir ve yüklendikten sonra büyüklük ve stres konsantrasyonlarını etkileyecek yoğunluklarda varyasyona sahiptir. Bunlar gibi varsayımlar sonlu elemanlar analizi için ortaktır ve hesaplama zorluklarını azaltmak için kullanılır (Chu ve ark 2012). İleri araştırmalar hastaya özel taramalardan elde edilen kemik densitesini göz önünde bulundurmalıdır (Arisan ve ark 2013).

Kemik ve implant özelliklerinin tanımlanması

Canlı yapıları ve implant gövdesi, abutment ve restorasyon gibi canlı olmayan mekanik yapıların özellikleri stres ve gerilim dağılımını önemli ölçüde etkiler. Sonlu elemanlar analizi bu özellikleri anisotropik, isotropik ve yatay isotropik ortotropik olarak modellemek için kullanılabilir. Bir sonlu elemanlar analizinin klinik olarak anlamlı ve gerçek hayatta göründüğü şekline yakın sonuçlar üretmesi için, arayüz, yükleme koşulları ve malzeme özellikleri gibi modelin doğruluğunu doğrudan etkileyen özellikler ihmal edilmemeli veya göz ardı edilmemelidir. Ancak çoğu durumda, araştırmacılar çalışmalarında bir ya da daha fazla özelliği gözden kaçırmakta ve implant üstü protezler ile ilgili önceki sonlu elemanlar bilimsel iletişiminin büyük bir kısmı malzeme özelliklerini, izotropik, homojen ve doğrusal elastik olmak üzere ele almaktadır (Huang ve ark 2008, Okumura ve ark 2010, Burak Ozcelik ve ark 2011).

İzotropik bir malzeme, mekanik yanıtın stres alanı yönünden bağımsız olarak benzer olduğunu ve sonlu elemanların hesaplama için Young modül (E) ve Poisson oran (ν) değerlerini gerektirdiğini gösterir. Elastik veya Young modül (E), stres / gerilim (σ/ε) olarak tanımlanır ve basit uzatma veya sıkıştırmada ölçülür. Belirli bir aksiyal yük altında malzeme deformasyonunun bir ölçüsüdür. Poisson oranı (ν) aksiyal gerilme ile ayrılan yanal gerilme olup, bir malzemenin test edildiğinde ne kadar kenarının deforme olduğunu gösterir.

Kemik yöne bağlı özellikleriyle anisotropik bir materyaldir. Anisotropi farklı akslar boyunca ölçüldüğünde bir materyalin şok emilimi, kırılma indeksi, iletkenlik, gerilme dayanımı gibi fiziksel ya da mekanik özelliklerinde bir fark olarak tanımlanabilir. Maksilla ve mandibulada kemik doku için gerçekçi materyal oluşturmak için kortikal kemiğin elastik davranışı orthotropik materyale yakın olduğundan tam orthotropi ve kansellöz kemik için yatay olarak isotropi kullanılabilir. Ortotropi, malzemenin iç konfigürasyonunun malzemenin üç ortogonal ekseni boyunca benzersiz elastik davranışa yol açtığı bir anizotropi biçimidir. Bu durumda, model girişi için üç elastik (E) ve kesme modülü (G) ve altı Poisson oranı (ν) gereklidir. Süngerimsi kemiğin enine izotropik olduğu varsayılarak, gerçekçi kemik özelliklerinin simüle edilmesine bir adım daha yaklaşıldı ve anizotropi kullanımının önemi ortaya çıktı. Bir enine izotropik malzeme simetri eksenine dik olan tüm düzlemlerde aynı şekilde davranır. Kortikal kemik için bu sınırsız simetri

ekseni, elastik izotropinin düzlemi olan bukkolingual düzlem ile mezio-distal doğrultudadır. Dişsiz mandibula'nın süngersi kemiği için eşsiz simetri ekseni, anatomik enine düzlem ile elastik izotropi düzlemi olan infero-superior doğrultudadır (Geng ve ark 2001).

Bugüne kadar, implant diş hekimliğinde klinik olarak karşılaşılan farklı kemik yoğunluğu senaryolarını simüle etmek için uygun olan mekanik özelliklere ilişkin bir fikir birliğine ulaşılamamıştır. Örneğin, literatürde gözlenen trabeküler kemik elastik modülünün değeri 0,3 ila 9,5 GPa. arasında değişmektedir (Sevimay ve ark 2005, Wakabayashi ve ark 2008). Tada ve arkadaşları en yoğun (Tip1)'dan en az yoğunluğa (Tip 4) kadar yoğunluğa bağlı olarak kemiğe farklı elastik modüller vererek farklı bir yaklaşım sergilemişlerdir (Tada ve ark 2003). Kortikal kemik için çalışmalarda tipik olarak elastik modülü (E) 13,7 GPa kullanılır ve trabeküler ve kortikal kemik için Poisson oranı (ν) benzer şekilde 0,3'dür.

Cansız bileşenler iki seçenekten biri ile modellenebilir; İmplant ve abutment bileşenleri taranabilir ve sonlu elemanlar modülüne aktarılan dijital olarak yeniden yapılandırılabilir veya bunlar üreticilerden elde edilen hassas geometrik ölçümlerden manuel olarak alınabilir. Cansız bileşenlerin doğruluğu, mümkün olduğunca gerçekliğe yakın olarak modellenmelidir, ancak bu karar, sonlu eleman egzersizinin hedeflerine bağlıdır. Çalışmanın amacı, kök oluşturulmuş konik implantın yerleştirilmesi üzerine kemikte oluşan streslerin büyüklüğünü ve dağılımını araştırmaksa, çap, koniklik, uzunluk, makro-mikro yüzey konfigürasyonu gibi özelliklere sahip implantın tam olarak modellenmesi gerekmektedir. İmplant gövdesi ve abutment ayrı ayrı modellenirse, önceden tanımlanmış bir ön yükte ve tork değerindeki bir temas eşleşmesi, örneğin sürtünme katsayısı gibi iki cisim arasında ayarlanması gerekir. Tek üyeli kuronlar gibi restorasyonlar, anatomik bir atlas kılavuz olarak mezio-distal, bukko-lingual boyutlara göre elle oluşturulabilir. Kronların ve köprülerin gerçekçi ve hatta hastaya özgü şekilleri, intraoral CAD taramalarından modellenebilir, hızlı prototiplemeden ve hatta 3 boyutlu baskılardan elde edilen boyutlardan yeniden yapılandırılabilir (Fontijn-Tekamp ve ark 1998).

Kemik-implant arayüzüne karar vermek

Orijinal Brånemark protokolü, implant kemik ara yüzünde iyileşme olgunlaşana kadar beklemek ve kesin bir "bağlanma" oluşmasını beklemek için

önceden belirlenmiş olan protokol üzerine yazılmıştır. Sonlu elemanlar analizinin en önemli yönlerinden biri, kemik implant arayüzünde modellenecek koşullara karar vermektir (Papavasiliou ve ark 1997). Günümüzde tipik bir dental implant press fit olarak değil, çevre kemik duvarlarına vidalanarak yerleştirilir, böylece yerleşme torku daha da artar. Klinisyenler duruma bağlı olarak, implant yerleştirildikten hemen sonra, osseointegrasyonun tamamlanmasından önce implantı yüklemeye eğilimlidir. Böyle bir yükleme protokolü "immediat yükleme" olarak adlandırılır ve uygun koşullarda güvenilir bir tedavi kararı olduğu kanıtlanmıştır. Sürtünmeli temas elemanları, implant ile kemik arasında küçük yer değiştirmelere izin veren entegre olmayan bir kemiğe implant arayüzünü (yani immediat yükleme protokollerinde) simüle etmek için kullanılır. İmplant ve kemik arasındaki göreceli hareketin oluşması, Sonlu elemanlar analizinde doğrusal olmayan bir kaynağın ortaya çıkmasına neden olur, çünkü yük koşulları sırasında temas koşulları değişecektir. Ani yükleme senaryoları modellendiğinde sürtünme katsayısı genellikle 0,3 değerine ayarlanır, böylece temas bölgesi sürtünme ve basınç aktarır ancak gerilim yoktur (Chu ve ark 2012).

Sonlu elemanlar analizi çalışmaları, kemik ve implantın birbirine mükemmel bir şekilde bağlandığı varsayımıyla lineer statik modelleri kullanmıştır. Bu varsayım, osseointegre pürüzlü yüzeyli implantların çıkarılmasında kemik implant arayüzeyinden daha uzakta meydana gelen çatlakları gösteren deneysel araştırmalarla desteklenmiştir. Gerçekte, dental implantlar hiçbir zaman çevredeki kemiğe mükemmel şekilde bağlanmış % 100 bir yüzey alanına sahip değildir (Geng ve ark 2001, Davies 2003).

Sonlu elemanlar analizi yazılımları, daha gerçekçi kemik implant temas türlerini simüle edebilen farklı tipte temas algoritmaları kullanmalıdır. Kemiğin peri-implant remodelingi üzerine yüklenmenin etkisini araştıran sonlu elemanlar analizi çalışmaları, belirli bir asgari enerji gerilmesi eşiğinde gerçekleşecek ve kullanılmama atrofisine bağlı olarak daha düşük bir eşik kemiği kaybı olacağının anlaşılmasına yardımcı olur. Frost'un çalışmaları, 50-1500 mikro gerilme aralığında bulunan gerilmelerin kortikal kemik kütlesini uyardığını ve sağlıklı, kemik biriktirme aralığını temsil ettiğini göstermektedir (Frost 1987). Bu aralığın ötesinde ve kritik seviyenin üzerindeki gerilme aşırı yüklenmeye neden olabilir, bağlantının

esnekliğinin üzerindedir ve kemik kaybıyla sonuçlanabilir (Cowin ve R. Nachlinger 1978).

Sonlu eleman modellerinde yapılan bir diğer varsayım, implant gövdesi ve abutment arasındaki mükemmel bağlamadır. Abutment belirli bir ön yükteki vida ile tutturulduğundan ve bileşenlerin dönme önleyici elemanlara sahip olması nedeniyle, bir non-linear temas analizi, potansiyel olarak bileşenler arasında meydana gelebilecek mikro hareketleri simüle etmek için daha gerçekçi bir yöntem olacaktır. İmplant-abutment kontaklarını simüle eden SE çalışmalarında implant, abutment ve vida arasında 0.5'lik bir sürtünme katsayısı varsayılır (Saab ve ark 2007). Vida gevşemesi ile sonuçlanan faktörler, abutment implant instabilitesi, yetersiz vida ön yükü, aşırı yükleme, bileşenlerin zayıf montajı ve kemiğin elastikiyeti gibidir (Friberg ve ark 2002).

Sınırların belirlenmesi

İdeal koşullar altında, belirli bir implant düzeneğinde kolektif kuvvet aktarma ünitesini önceden simüle etmek için tüm çene kemiği yapısı, bağlar, kaslar, tendonlar ve diğer destekleyici doku ile birlikte modellenmelidir. Bununla birlikte, bu pragmatik bir yaklaşım değildir ve hesaplamaları pratik tutmak için model yeterince doğru olacak kadar küçük tutulur. Stres ve gerilim dağılımı sadece yükleme bölgesinde etkili olduğu için ve örneğin çalışmanın amacı sadece periimplant bölgesinde ya da kortikal üçte birinde meydana gelen gerilmelerin ölçülmesi ise, tüm çene segmentinin modellenmesi gerekli değildir. Ayrıca Teixeira ve ark. bir sonlu elemanlar analizi ile gösterdi ki mandibulanın implanttan mesial veya distal olarak 4.2mm'den daha büyük olarak modellenmesi, doğrulukta anlamlı bir düzelme sağlamaz (Teixeira ve ark 1998). Modelin çevresi için Dengeli bir çözümü garanti etmek için sınırları sıfır yer değiştirme ya da sıfır rotasyonda ilgili bölgeden makul bir mesafede olan düğümlerde tutmak zorunludur böylece uygulanan reaksiyon kuvvetlerine bağlı stres ve gerilim alanları arasında çakışma olmaz.

Yükleme koşullarının seçimi

Yükleme eksenel ya da eksen dışı olabilir. Eksenel kuvvet implantın uzun ekseni boyunca iletilir ve böylece uygun ankraj ünitesini sıkıştırır. Eksen dışı veya yatay yükleme, bileşenleri ayırmaya ve yıkıcı olarak kabul edilen bir bükülme hareketine yol açan çekme gerilmelerini iletir. Bir kron bir implant için üretilecekse,

uygun biyomekanik kuvvetler üretmek için özel bir dikkat verilir. Temel mühendislik prensipleri takip edilmeli, bu da uzun eksen boyunca uygun basınç gerilmeleri ileten bir restorasyon oluşturulmasına, keskin kaspal enterferens yapan anatomi ve burulma ve bükülme hareketi ile sonuçlanabilecek herhangi bir kantilever oluşturulmasından kaçınılmasını gerektirir. Eksenel ve eksenel olmayan yükleme, karışık yükleme olarak adlandırılan, gerçekte uygulanan kuvvetin implant eksenine göre eğimli olabileceği ve bileşenlerin boyuna ve enine yönlerde çözülebildiği pratik koşulları simüle eder (Shunmugasamy ve ark 2011). Bu oblik kuvvetler; sonlu elemanlar analizinde klinik açıdan daha gerçekçi olarak düşünülür (Chun ve ark 2002).

Isırma kuvveti çalışmaları, kuvvetlerin büyüklüğünün ağzın bir bölgesinden diğerine değiştiğini ortaya çıkarmaktadır. Cinsiyet, kas büyüklüğü ve tonusu, parafonksiyonel alışkanlıklar, yaş ve dişsizlik derecesine göre değişkenlikler vardır. Premolar bölgede, ısırma kuvvetinin bildirilen değerleri 40-600 N arasında değişmektedir (Olmsted ve ark 2005). Gençler için molar bölgede ortalama 50-400 N değerler kaydedilmiştir. İnsizal bölgede 25-170N arasında küçük kuvvetler ölçülmüştür (Olmsted ve ark 2005). Klinik çalışmalar implanta gönderilen ortalama ısırma kuvvetinin, kullanılan yer, çap, implant uzunluğu ve kullanılan abutment türüne bağlı olarak 90-280N arasında olduğunu göstermektedir (Rangert ve ark 1989). Bu ısırık kuvvet aralıkları çeşitli sonlu elemanlar analizi incelemelerinde kullanılmıştır (Mericske-Stern ve ark 1996).

Sonlu elemanlar analizi literatüründe, restorasyonun modellenen morfolojisine göre yükleme noktası değişmektedir (Fontijn-Tekamp ve ark 1998). Sonlu elemanlar analizi çalışmaları belirli bir dişin fonksiyonel kaspları takip edilen temas noktalarını simule etmek amacıyla kasp tepelerini kronların distal ve mesial fossalarını yük uygulamıştır. Belirli bir dişin stres konsantrasyonlarının uygun bir şekilde değerlendirilmesi için, ısırmanın gerçekçi simülasyonunu göz önünde bulundurmak yararlıdır ve bu nedenle yükleme kuvvetleri önce restorasyona uygulanmalı ve daha sonra abutment yoluyla implanta ve çevredeki kemiğe iletilmelidir. Son olarak yükleme statik veya dinamik olabilir. Dinamik yükleme, daha gerçekçi olmasına rağmen, statik yükleme yerine hesaplama modelini daha zor hale getirir ve bu nedenle çoğu sonlu elemanlar analizi, eksenel, eksenel olmayan veya karışık statik yükleri kullanır (Akyuz ve ark 2006).

Yakınsama testi

Sonlu elemanlar analizinde, her bir sonlu elemanın, elemanın fiziksel özellikleri, malzemesi ve geometrisine dayanarak sertliğini [K] tanımlayan bir denklemi vardır.

Sertlik [K],A = / [K] temel denklemini kullanarak uygulanan kuvvetler ve yer değiştirmeler arasındaki ilişkiyi açıklar.

Sonuç olarak, sonlu elemanlar dizisinin bir dizi denklemi olacaktır ve bunlar, birbirine ağ boyunca sürekliliği sağlayan kısıtlı denklemler veya denge denklemleri ile birbirine bağlanır, böylece elemanlar arasındaki kuvvetin yer değiştirmesi eşit olur. Bir problemi çözmek için sonlu elemanlar analizi tarafından kullanılan denklemler doğrusal veya dokuzuncu dereceye kadar olabilir. Doğrusal denklemler lineer yer değiştirmelerle sonuçlanır ve gerilim sabit kalır. Her eleman içindeki yer değiştirmeyi simüle etmek için daha yüksek bir doğruluk seviyesi gerekiyorsa, daha yüksek denklem kullanımı gerekecektir (p-metodu). Bununla birlikte, lineer eleman modelleri, daha küçük, daha hassas yer değiştirmeler ve üretilecek stres alanları (h-metodu) ile sonuçlanarak ağa daha fazla eleman ekleyerek doğru şekilde yapılabilir. Bu nedenle, kullanıcı, karşılaştırma için bir dizi gözenek yoğunluğu arasındaki yakınlaşma kanıtını göstermek için modelleri birkaç kez çalıştırmalıdır.

Düzensiz şekilli nesneler içeren bir 3B modelin oluşturulacağı implant diş hekimliği ile ilgili sonlu elemanlar analizinde yakınsama elde etmek için ağın rafine edilmesi zor bir iş olabilir (Hasan ve ark 2012). Böyle bir durumda p-yönteminde makul bir ağ oluşturulabilir ve polinom düzeyi yukarıda belirtildiği gibi ikiden dokuza kadar artar. Böyle bir model daha sonra birkaç kez çalıştırılır ve küresel gerilme enerjisi% 1'den daha az değişene kadar yakınsak olarak kabul edilir (Pessoa ve ark 2010).

Analiz

Bir kuvvet veya moment uygulamak için SE çalışmalarında kullanılan farklı yollar, tek bir noktada veya belirli bir düğümdeki yük konsantrasyonlarını, bir çizgi, bir ara yüzey veya bir kenar boyunca kuvvetleri, bükme ve torku içerir. Bir sonlu elemanlar analizinde elde edilen sonuçlar, yük transferi, yani bileşenler ve etraftaki kemik içindeki stres dağılımının bir açıklamasını verir. Genellikle test edilmekte olan sistemde maksimum yükün ortaya çıkmasıyla sonuçlanan bir Invitro testi ile

karşılaştırıldığında, sonlu elemanlar analizi, başarısızlığa yol açan fiili sürece bir öngörü sağlar. Gerçekte, bir sonlu elemanlar analizinin sonuçlarının bir klinik senaryoya uygulanması zor olacaktır. Bununla birlikte, uygulamanın amacı gerçek durumu mümkün olduğunca yakın taklit etmek olmalıdır. Modeller izotropik ve homojen olarak yapıları kullanırsa, sonlu elemanlar analizi sonuçları, klinik duruma uygulanabilirlikleri konusunda dikkatli bir şekilde yorumlanmalıdır. Sonlu Elemanlar Analizinden elde edilen değerler genellikle von Mises gerilimi, maksimum ve minimum ana stresler veya maksimum ve minimum ana gerilimler olarak sunulur. Daha önce yayınlanan çalışmaların çoğu, von Mises stresini, genellikle alüminyum veya çelik gibi eşit basınç ve çekme mukavemetine sahip olan esnek malzemelerle ilgilenen bir analiz ölçütü olarak kullanmıştır. Bununla birlikte, kemik, seramik veya çimento gibi kırılgan materyalleri ele alırken, maksimum ana stres, gerilme konsantrasyonlarının ve dağılımlarının büyüklüğünü daha iyi gösterir, çünkü bu, gerilme ve basma gerilmeleri arasında, pozitif ve negatif işaretler ile ayırt edilebilir şekilde ayrım yapma seçeneğini sunar (Ciftci ve Canay 2000). Ayrıca yer değiştirme noktaları, deformasyonların belirtilerini gösterir ve sonuçların yorumlanmasında yardımcı olur. Bir sonlu elemanlar analizinden elde edilen maksimum gerilme değerleri, bir malzemenin nihai sıkıştırma ve maksimum gerilme mukavemetleri ile karşılaştırılabilir (Ciftci ve Canay 2000). Bununla birlikte, esnek yapılar olan vida, abutment ve implant gibi titanyum komponentler incelendiğinde; σvM, önerilen bir analiz kriteridir ve gerinim enerjisini belirlemek için kullanılabilir (Cattaneo ve ark 2005). Von Mises stres kriterleri, x, y ve z boyutlarında etki eden gerilmelerin eşdeğer bir değerde birleştirilmesi için bir formül anlamına gelir.

Sonlu Elemanlar sonuçlarının doğrulanması

SE modellerinden elde edilen sonuçları, özellikle klinik / biyolojik etkileri olacağı düşünüldüğünde doğrulamak önemlidir (Hsu ve ark 2007). Konu üzerinde mevcut literatür verileriyle sonlu elemanlar analizi sonuçları karşılaştırılarak bir doğrulama yapılır. Doğrulama, doğru modellerin oluşturulduğuna ve varsayımların ve tahminlerin haklı olup olmadığına dayanır. İnceleme, literatürde görüldüğü gibi gerçek bilgilerle bağdaşan veya bunlarla çelişen sonuçlar ortaya çıkarır mı? Sonlu elemanlar analizinden elde edilen sonuçların onaylanmasının yollarından biri, aynı çalışma konusu üzerinde paralel invitro veya vivo deneyler yapmaktır (Hsu ve ark 2007). SE analizi başlangıçta yeni bir alanda daha derin bir bilgi oluşturmak için açık

hedeflerle belirlenmeli; Potansiyel bir eğilim belirlemek ve mutlak cevaplar üretme iddiasında bulunmadan, sonuçların gelecekteki kontrol denemelerinde doğrulanması önerilebilir.

Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler ve sonlu elemanlar analizinin teorisi, metodolojisi, avantajları ve sınırlamaları hakkında daha derin bir anlayışla, klinisyen bu güçlü aracı, dental implantolojinin biyomekaniğini daha iyi anlamak için kullanabilir. sonlu elemanlar analizini karmaşık bir yapıda çok yönlü stres durumları hakkında yorum yapmak için yeterince güçlü bir araç yapan bileşenler bilinmektedir. Bir problemi çözmek için kullanılan diğer araçlar gibi, üretilen çözüm sadece aletin kendisinin doğru kullanımı kadar güçlü olabilir. Araştırmalar sonuçların klinik bulgularla korelasyonunu sağlamaya çalışmalı, böylece modellerin geçerliliğini arttırmalı, tükürük, enfeksiyon ve yorgunluk etkisinin tekrarlayıcı, gerçekçi, döngüsel yükleme koşulları altında etkisini simüle etmelidir.

1.6.4. Fotoelastik Stres Analizi

Fotoelastik stres analizi, bazı saydam malzemelerin yük uygulandığında ve polarize ışıkla görüntülendiğinde renkli desenler sergileme özelliğine dayanmaktadır (Inan 2009). Bu renkli desenler dizisine izokromatik fringelar denir (Caputo 1987).

Bir prizmadan geçirilen polarize ışık altında, fotoelastik ya da optik anlamda anizotropik olan materyale yük uygulandığında, malzeme içindeki gerilimle orantılı renkli yapılar gözlemlenir. Bunun sebebi, polarize ışık demetini oluşturan farklı dalga boyundaki ışınların yük uygulanan fotoelastik malzemeden farklı hızlarda geçmesidir. Bu olaya "fotoelastik etki" denir ve bir polarize filtre ya da polariskop aracılığıyla incelenir (Caputo 1987).

Fotoelastisite, stres yoğunlukları ve bunların yeri ile ilgili detaylı nitelik bilgisi verirken sınırlı nicelik bilgisi sunar. Sıklıkla düzensiz geometrilerdeki stres konsantrasyon faktörlerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır.

Fotoelastisite çalışma prensibi

Fotoelastisite deneysel stres analizi için kullanılan en eski yöntemlerden bir tanesidir. Yöntem dışarıdan yükleme sonucu şeffaf materyalin sergilediği çift kırılma özelliğine dayanır. Fotoelastisite prensipleri aşağıdaki şekilde kısaca özetlenebilir;

- Stres (veya gerilim) ile indüklenen çift kırılma, normal olarak ortaya çıkan polarize ışık, ışık yayılma yönüne dik bir düzlemde temel stres yönleri boyunca iki bileşene ayrılır ve yalnızca bu düzlemde model boyunca iletilir.
- Bu yönler boyunca ışık iletim hızları, ilgili ana gerilmelerin yoğunlukları ile doğru orantılıdır.

Bu, lineer polarize ışığın eliptik polarize ışık olarak ortaya çıktığı ve farklılığın temel stres yönlerine ve büyüklüklerine bağlı olduğu anlamına gelir. Maxwell Stress Optik Yasası ile iki bileşenle indüklenen yükteki bir değişim, farklı kırılma indeksleri ile ana stres yönleri ile hizalanır. Kırılma indekslerindeki ortaya çıkan fark, ana bileşenlerin doğrusal bileşenleri ile orantılı olan iki bileşen arasında nispi bir faz gecikmesine yol açar. Ve şu formül ile gösterilir:

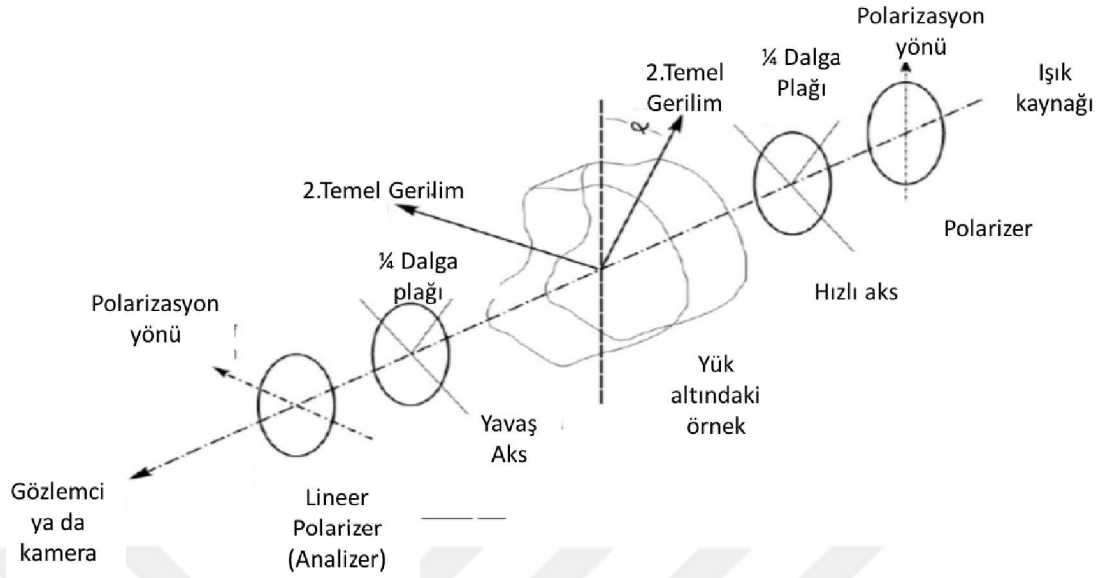
$$\frac{\alpha\lambda}{2\pi l}\frac{1}{C}=\left(\sigma_1-\sigma_2\right)$$

İki komponent arasındaki faz farkı α ,λ ışığın dalga boyu, C göreceli stres optik katsayısı; model boyunca l ışık çizgilerinin mesafesi, σ1 ve σ2 iki temel stres bileşenidir. Fringe sayısı N şu şekilde hesaplanabilir:

$$N=\frac{\alpha}{2\pi}$$

Gerekli faz farkı ya da fringe çizgisi şekil 1. 8 de şematize edildiği gibi çift kırılmalı model dairesel polariskoba yerleştirilerek tanımlanır. Fringe deseni, ışık yoğunluğunun sıfır olduğu noktalara karşılık gelen izoklinik adı verilen koyu çizgiler içerebilir ve renkli çizgilere izokromatik denir. İzoklinik çizgiler, model boyunca gerilimlerin temel yönleri hakkında bilgi verir. İzokromatikler sabit temel stres farkı çizgilerine denk gelir (aynı renkteki çizgiler).

Dairesel bir polariskobun bir düzlemsel polariskoba göre temel avantajı, dairesel bir polariskop kurarak izoklinikleri değil, sadece izokromatikleri elde etmemizdir. Bu, izoklinikler ve izokromatikler arasındaki farklılaşma problemini ortadan kaldırır. Standart bir düzlem polariskopta hem izoklinik hem de izokromatikler gösterilir.



Şekil 1.8. Dairesel polariskobun şematik çizimi (Carvalho ve ark 2015).

Fotoelastisite ilk defa Zak tarafından faklı tiplerde ortodontik hareketler üzerine çalışmak için kullanılmıştır (Zak 1935). 1940'ların sonlarında bu yöntem, Noonan (Noonan 1949), Castro ve King (Mahler ve Peyton 1955) tarafından yapısal tasarımla ilgili diş problemlerinin çözümünde kullanılmıştır. Genel prosedür, fotoelastik bir malzemeden araştırılacak yapının bir modelini inşa etmektir. Uygulanan kuvvetlerin model üzerindeki yönü ve büyüklüğü, modelin desteklenme biçimi ve modelin şekli gerçek yapının koşullarına benzer olmalıdır. Modeldeki iç baskılar, malzemeden bağımsız olarak fiili yapıda bulunanlara benzer olacaktır (Mahler ve Peyton 1955, Lehman ve Meyer 1966). Fotoelastisite, diş hekimliğinde çok sayıda biyomekanik çalışmada kullanılmıştır (Assuncao ve ark 2009). 2-B ve 3-B kavite preparasyonu ve dental restorasyon çalışmalarında uygulanmış, stres analizleri gerçekleştirilmiştir (Craig ve ark 1967, Johnson ve ark 1968) ve aynı zamanda endodontik post çalışmalarında da uygulanmıştır (Johnson ve ark 1968, Standlee ve ark 1978). Standlee ve ark. (Standlee ve ark 1978) tasarım, yerleştirme, uzunluk ve destek yapılarına kuvvet iletme yeteneği ile ilgili üç tip postun karşılaştırmalı bir analizini yapmışlardır. Bu teknik, aynı zamanda, kantitatif ve niteliksel olarak, diş kökünden destekleyici alveolar kemiğe uzanan stres paterni dağılımını elde etmek için kullanılmıştır ve fizyolojik fonksiyonlar altında diş destekleyici yapıların davranışı hakkında bilgi vermesine yardımcı olmuştur (Asundi ve Kishen 2000, 2001). Wang ve ark. (Wang ve ark 2004), okluzal yüzeylerin

morfolojisinin, diş apeksine transfer edilen okluzal yükleri nasıl etkileyebileceğini belirlemek için fotoelastik yöntemler kullanmışlardır. Mandibular posterior dişlerde kaspların distal eğimli düzlemleri ve lingual eğimli yüzeyleri ya da bukkal kaspların normal okluzyonda en büyük yükleri taşıdığını bulmuşlardır. Dental implant tasarımının etkisinde, normal dentisyonda da olduğu gibi, diş veya diş protezlerinden çevredeki kemiğe yük transferinde (Caputo 1987, Cehreli ve ark 2004) ve aynı zamanda protezlerin abutmente retansiyonunda (Celik ve Uludag 2007, Aguiar ve ark 2012) literatürde çalışmalar bildirilmiştir. Stres dağılımında, bir sabit altyapı ve implantlar arasındaki boşluk değerlerinin etkisi, paralel veya açılı yerleştirilmiş implantlarda da araştırılmıştır (Markarian ve ark 2007).

Fotoelastik stres analizinin avantajları ;

1- Modelin düzlemindeki normal gerilmeler arasındaki farkın güvenilir tam alan değerlerini sağlar.

2- Gerilmelerin genellikle en büyük olduğu modelin çevresi boyunca ilerleyen temel normal stresin değerini benzersiz bir şekilde sağlar.

3- Temel stres yönlerinin tam alan değerlerini sağlar.

4- Hem statik hem de dinamik araştırmalara uyarlanabilir.

5- Teçhizat ve malzemeler için mütevazı bir yatırım yeterlidir.

6- Kullanımı kolaydır.

Dezavantajları;

1- Modelinin gerçek bir parçasının yapılmasını gerektirir (fotoelastik kaplamalar kullanılmadıkça).

2- Genel iç noktasındaki ana stres değerlerini ayırmak için oldukça zorlu hesaplamalar gerektirir.

3- Büyük bileşenlerin hassas analizi için pahalı ekipman gerektirebilir.

4- Üç boyutlu çalışma için çok zaman alıcıdır.

Sonlu elemanlar ve fotoelastik stres analizlerinin karşılaştırılması.

Sonlu elemanlar stres analizi;

- Tüm stres bileşenlerini hesaplar.
- Parametreler ve yükleme değişimlerini hesaplama programında birleştirir.
- Malzemede herhangi bir homojenlik ve anizotropiye için tolerans gösterir.

- Yüksek donanımlı bilgisayarlar ve çok pahalı yazılımlar gerektirir.
- Ağ yapımı ve nokta elementlerin görüntülenmesine dayanır.

Fotoelastik stres analizi;

- Tüm stres bileşenleri hesaplanmaz.
- Sadece fringe desenleri stresi verir.
- Model gerçek yapıyı taklit etmelidir.
- Stres modelinin değerlendirilmesi için yalnızca bir polariskop ve fotoelastik polimer kullanılır.
- Işığın dalga teorisine ve polarizasyon prensibine dayanır.

1.6.5. Dijital Görüntü Korelasyonu (DIC)

Dijital görüntü korelasyonu (DIC), malzeme testinde sıvının akışını ve yüzey gerilimi dağılımını ölçmek için kullanılan optik bir yöntemdir (Tiossi ve ark 2013). Bir dizi görüntüsü, yükleme sırasında yüklü bağlama cihaz (CCD) kamerası kullanılarak alınır ve örneğin yüzeyindeki tek tek noktaların hareketleri, yer değiştirmelerini belirlemek için özel yazılım kullanılarak izlenebilir ve analiz edilebilir. Yüzeydeki gerilimler yer değiştirme alanlarından çıkarılır (Tiossi ve ark 2013). Bu nedenle, gerilim ölçerlerle ile karşılaştırıldığında, DIC, tam alan gerilme ölçümü sağlayabilme avantajına sahiptir. Tiossi ve ark. implant destekli bir protez üzerinden aktarılan stresleri/gerilimleri analiz ederken foto elastikliği ve DIC'yi karşılaştırmışlardır. Her iki yöntem de benzer sonuçlar sunmuştur. Bununla birlikte, DIC, foto elastiklikten açıkça daha az duyarlı olsa da, ışık polarize edici materyallerin kullanımıyla sınırlı değildir (Tiossi ve ark 2014).

1.7. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Alt Yapı Materyalleri

Implant destekli hibrit protezlerde iskelet materyali olarak en sık kullanılan alt yapı materyali, metal alaşımlardır (Anusavice ve Cascone, 2003; Wataha ve Messer, 2004). Yüksek soy metallerin yüksek maliyetlerine karşı bir alternatif olarak ortaya çıkmıştır (Murphy, Absi, Gregory ve Williams, 2002).

1.7.1. Alaşımlar

Soy alaşımlar

Soy alaşımlar, oksidasyona ve asit korozyonuna karşı dayanıklıdır. Diş protezlerinde kullanılan alaşımlar; altın, paladyum, gümüş ve platindir (Drago ve Howell, 2012).

Altın alaşımları

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan altın alaşımları tip 3 veya tip 4'dir (Anusavice 2003). ISO/DIS 1562 standartlarına göre:

Tip 3: Onleylerde, ince koping, pontik, kronlarda kullanılır.

Tip 4: Yüksek mukavemete sahiptir. Barlar, kroşeler, tek üye kronlar ve iskeletlerde tercih edilir.

%90 oranında altın, platin ve paladyum metal seramik alaşımlar çok yumuşaktır ve porselen ile bağlantı problemleri vardır (Hjalmarsson, 2009: 10). Demir, kalay veya iridyum gibi oksit içeren elementler hacmin maksimum yüzde biri oranında alaşıma eklenerek, porselen bağlanma dayanımı arttırılabilir (Anusavice ve Cascone, 2003).

Paladyum-gümüş alaşımı

Bu alaşımlar tip 3 altın alaşımlara benzer mekanik özellikler gösterirler fakat maliyetleri daha düşüktür. Gümüş miktarının arttırılması dökülebilirliği arttırır, sertliği ve kararma direncini azaltır (Drago ve Howell, 2012). Bu alaşımlar porselen uygulamaları ile birlikte yeşil renge dönüşmeye meyilli olduklarından hibrit protezlerin iskeletinde bir seçenek değildir (Drago ve Howell, 2012).

Soy olmayan alaşımlar

Soy olmayan metal alaşımlar yüksek sertlik, bükme dayanımı ve yüksek elastiklik modülüne sahiptir (Drago ve Howell, 2012).

Krom-Kobalt Alaşımlar

1929'dan günümüze dek diş hekimliğinde kullanılmaktadır (Pjetursson ve diğerleri, 2008). Kobalt, krom gibi metallere dökülebilirlik, işleme ve mekanik

özellikleri geliştirmek için karbon, tungsten gibi elementler ilave edilir (McCabe ve Walls, 2013).

Metal altyapılar rijittir, iyi mekanik özellikler sunar ve uyumsuzluk durumunda kesilip yeniden birleştirilebilir (Zarb ve Zarb 1985, Silva ve ark 2008). Metal seramik restorasyonlar porselen kırılması ve vida gevşemesi gibi teknik komplikasyonlara yol açan yüksek bir elastiklik modülü sunar (Sailer ve ark 2009). Bir diğer komplikasyon uyum sorunlarına neden olabilen porselen fırınlanırken metalin büzülmesidir (Rosenstiel 2016).

1.7.2. Zirkonya

Zirkonya altyapılar implant destekli metal altyapılarda estetik bir alternatiftir. Zirkonya biyouyumluluk düşük bakteriyel yüzey adezyonu, yüksek bükülme dayanımı ve iyi mekanik özellikler sunar (Fabbri ve ark 2014). Zirkonyanın majör bir dezavantajı uyumsuzluk halinde kesilip yeniden birleştirilememesi, altyapını yeniden üretilmek zorunda olmasıdır. Zirkonya altyapılar çoğunlukla yüksek estetik sunan elle tabakalanan üstyapı porseleni ile kaplanırlar ancak multifaktoriyel nedenlerle fraktürler ve chippingler gösterirler. Yavaş soğutma gibi süreç modifikasyonları kaplamalardaki chippingleri azaltmış ve kaplanan zirkonya restorasyonların başarısını arttırmıştır (Daou 2014).

1.7.3. Polietereterketon (PEEK)

Son birkaç yılda metal altyapılara alternatif olabilecek düşük elastitite modülüne sahip yeni materyaller ortaya çıkmıştır. Bunlardan biri %20 seramik doldurucu (BioHPP; bredent GmbH & Co KG) içeren modifiye bir polietereterketon (PEEK) materyali endocrownlar (Zoidis ve ark 2017) sabit dental protezler için altyapılar (Andrikopoulou ve ark 2016), implant abutmentları, implant parçaları (Neumann ve ark 2014) ve hareketli dental protezler (Zoidis ve ark 2016) gibi çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır.

Polietheretherketone (PEEK) polyaryetketone (PAEK) ailesinden yüksek performasa sahip bir polimerdir. PEEK metal yerine kullanılabilecek yüksek dayanıma ve korozyon direncine sahip bir materyaldir (Malo ve ark 2018), 1978'de İngiltere'de geliştirildi. PEEK sonuçta ortaya çıkan polimer zincirlerinin uzunluğunun kontrolünü mümkün kılan bir polimerizasyon süreci gerektirir.

İmplante edilebilen PEEK polimeri biyouyumluluk, biyostabilite sunar ve tıbbi görüntülemelerde uyumluluk gösterir (Rivard ve ark 2002). Ayrıca PEEK üst seviye kimyasal stabilite mekanik davranış sürtünme ve aşınma direnci gösterir böylece tıbbi aygıtların maruz aldığı zorlu ortama uygundur (Malo ve ark 2018).

Son on yılda. PEEK, zorlu endüstriyel (havacılık, otomotiv, petrol ve gaz, elektronik) ve ortopedik, spinal ve kranyal implantlar gibi implante edilebilir tıbbi cihazlar dahil tıbbi uygulamalarda yaygın bir kullanım görmüştür (Toth ve ark 2006, Kurtz ve Devine 2007, El Halabi ve ark 2011). 15 yıldan uzun bir süredir klinik olarak kullanılmaktadır ve standart implant materyali olduğu spinal füzyon dahil olmak üzere çok çeşitli tıbbi uygulamalarda 5.000.000'in üzerinde implante edilmiş cihazda kullanılmaktadır (Jarman-Smith 2008). PEEK diş hekimliği alanında, iyileşme kapaklarında ve geçici abutmentlerde son on yılda kullanılmaya başlamıştır (Stawarczyk ve ark 2013). Kanıtlanmış biyouyumlu doğası ve şok emici özellikleri nedeniyle, CAD / CAM üretimiyle kullanılabilen böyle bir malzeme, tam ark restorasyonlarda metal olmayan bir alternatif olarak kullanım için uygun görünmekedir (Conserva ve ark 2009). Bununla birlikte, implant destekli sabit rehabilitasyonda uzun vadeli sonucuna dair kanıt yoktur ve PEEK materyali kullanılarak implant destekli sabit protetik rehabilitasyonların sonucunun değerlendirilmesi gereklidir.

1.7.4. Fiberle Güçlendirilmiş Rezin

Ağırlığı zirkonyadan ve kobalt-kromdan daha az, gerilme dayanımı zirkonyaya denk iken bükülme ve baskı dayanımı kobalt-krom ile karşılaştırılabilir olan fiberle güçlendirilmiş bir rezin (Trinia) Bicon Dental İmplant firması tarafından geliştirildi (Seemann ve ark 2015).

Bu materyal üç üyeli sabit köprülerde test edilmiş ve altın standart olan metal-seramik protezlerle benzer sonuçlar elde edilmiştir (Bonfante ve ark 2015). Ayrıca kısa süreli bir klinik çalışmada 4 implant üstüne yapılan fiber destekli rezin köprülerin başarı oranı yaklaşık %97 olarak bulunmuştur (Seemann ve ark 2015). Zaporolli'nin implant üstü tam protezler üzerinde yaptığı güncel bir çalışmada bu materyalin rijit altyapılara göre (metal, porselen) stresi %25 oranında azalttığı gösterilmiştir (Zaparolli ve ark 2017).

Sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırıldığında fototelastik stres analizinin kortikal ve trabeküler kemik gibi farklı nitelikteki yapıyı taklit edememe gibi bir dezavantajı söz konusudur.

Öte yandan, sonlu eleman modellerinden elde edilen sonuçların da, özellikle klinik / biyolojik etkileri olacağı düşünüldüğünde doğrulamak önemlidir (Hsu ve ark 2007). Bu çalışmada amacımız materyallerin sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarını in vitro şartlarda fotoelastik analiz ile doğrulamak ve implant üstü alt yapı materyallerini stres iletimi açısından karşılaştırmaktır. Çalışmada iddia edilen hipotez; All-on-4 konseptine göre yerleştirilen implantlarla desteklenen protezlerden PEEK ve fiber gibi elastik altyapı materyallerinin, cr/co ve zirkonya gibi rijit altyapılara göre stresi çevre dokulara daha az ileteceği yönündedir.

2.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarı, Set Dental Laboratuvarı ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir.

2.1. Fotoelastik Stres Analizi

2.1.1. İmplantların Yerleştirilmesi

Alt çene arkı şeklinde mum model hazırlanarak ölçüsü alındı. Elde edilen negatif boşluğa soğuk akrilik döküldü. Akrilik modele implant firmasının frezeleme protokolü[1] cerrahi rehber yardımı ile (Şekil2.1) yuvalar hazırlanarak 4 adet implant[2] yerleştirildi. Posterior implantların üzerine 30° açılı multi unit dayanaklar, anterior implantlara ise düz multi unit dayanak vidalandı.

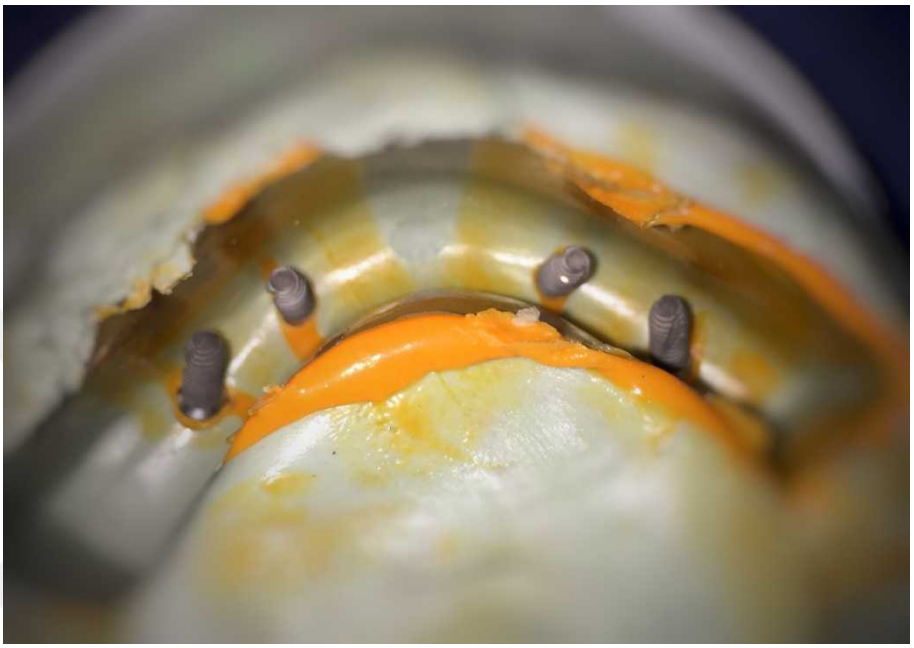


Şekil 2.1. Cerrahi rehber yardımı ile implantların yerleştirilmesi.

[1]Fix-On-4
[2]Nucleoss T6

2.1.2. Ölçü

İmplant yerleştirilen akrilik modelden, üretici firmanın kapalı ölçü parçaları ve kepleri takılarak polivinilsiloksan esaslı A-tipi silikon ölçü malzemesi ile ölçü alındı. Ölçü sertleştikten sonra modelden ölçü postları ve implantlar implant anahtarı ile ters torkla çıkarılarak ölçü içerisindeki keplere aynı pozisyonda yerleştirildi (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Ölçüde implantların yerleştirilmesi.

2.1.3. Fotoelastik Modelin Oluşturulması

Fotoelastik stres analizi için üretilmiş bir epoksi rezin[3] kullanıldı. Üretici talimatlarına göre 1:1 oranında analitik terazi[4] ile tartıldı. 52°C dereceye kadar etüv ile ısıtılarak yeterli viskoziteye ulaşması sağlandı. Bir cam çubuk yardımı homojen bir şekilde karıştırıldı. Polimerizasyonun başlamasıyla 55°C dereceye ulaşan karışım döküldü. Ölçüye dökerken vibrasyon cihazı üzerinde hava kabarcıkları uzaklaştırıldı ve fotoelastik model elde edildi (Şekil 2.3).

[3]PL–2 ve PLH–2, Measurements Group Inc., North Carolina
[4]*Precisa XB 220A, Precisa Gravimetrics AG, Dietikon, Switzerland*

Kullanılan fotoelastik rezinin(Pl-2) optik ve mekanik özellikleri;

- K faktör: 0.02
- Maksimum uzama: %50
- Poisson oranı: 0.42
- Maksimum kullanılabilir sıcaklık: 204°C
- Gerilme optik hassasiyeti 43°C'e kadar sabit
- Transparanlık: hafif sarı renk ile birlikte mükemmel



Şekil 2.3. İmplantlarla birlikte elde edilen fotoelastik model.

2.1.4. Protezlerin CAD/CAM ile Üretilmesi

Elde edilen fotoelastik model laboratuvarda multiunit CAD-CAM tarama parçaları takılarak optik tarayıcı[5] (Şekil 2.4) ile bilgisayar ortamına aktarıldı. Bilgisayarda bir protez tasarım programı[6] ile tasarım yapıldı. Bu tasarımla fiberle güçlendirilmiş rezin[7], PEEK[8], zirkonya[9] disklerden altyapılar kazıma cihazında[10]

[5] *DOF Inc. Seoul, 04790 Korea*

[6] *Exocad GmbHDarmstadtGermany*

[7] *Boston, MA 02130 USA*

kazındı (Şekil 2.5). Cr-Co altyapılar lazer sinter cihazında[11] üretildi (Şekil 2.6.) 4 farklı materyalden üretilen aynı tasarıma sahip altyapıların (Şekil 2.7-Şekil 2.10) Üzerine PMMA üstyapılar kazındı. Elde edilen protezlere implant firmasının dayanakları[12] yapıştırılarak, protezlerin pasif oturumları fotoelastik model üzerinde polariskop ile kontrol edildi ve 20 Ncm ile torklandı.



Şekil 2.4. Optik Tarayıcı (DAF Inc.).

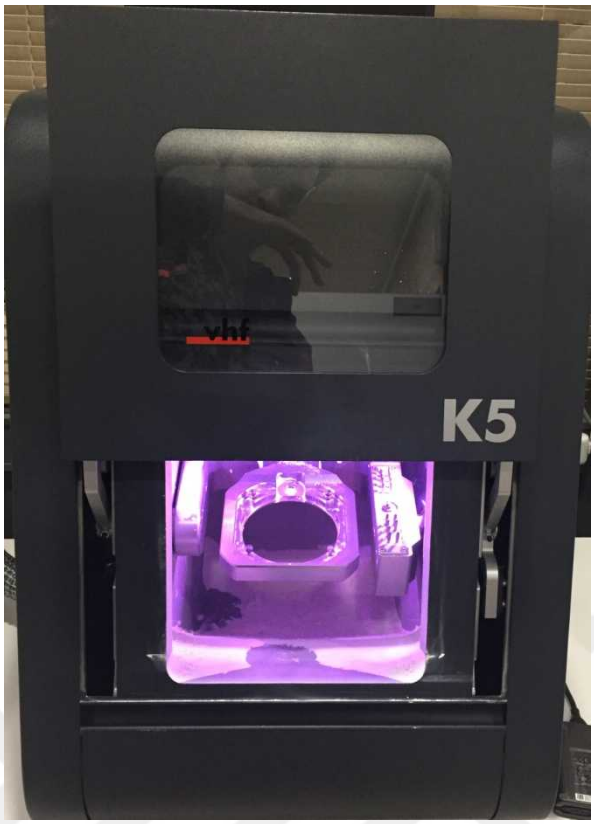
[8]JUVORA™, Thornton Cleveleys, Lancashire, United Kingdom

[9]Shenzhen Upcera Dental Co., ltd.Guangdong, China

[10]*vhf camfacture AG, Ammerbuch, Germany*

[11]EOSINT M 270, Munih, Germany

[12]Multiunit Ti-Base Nucleoss, İzmir, Türkiye



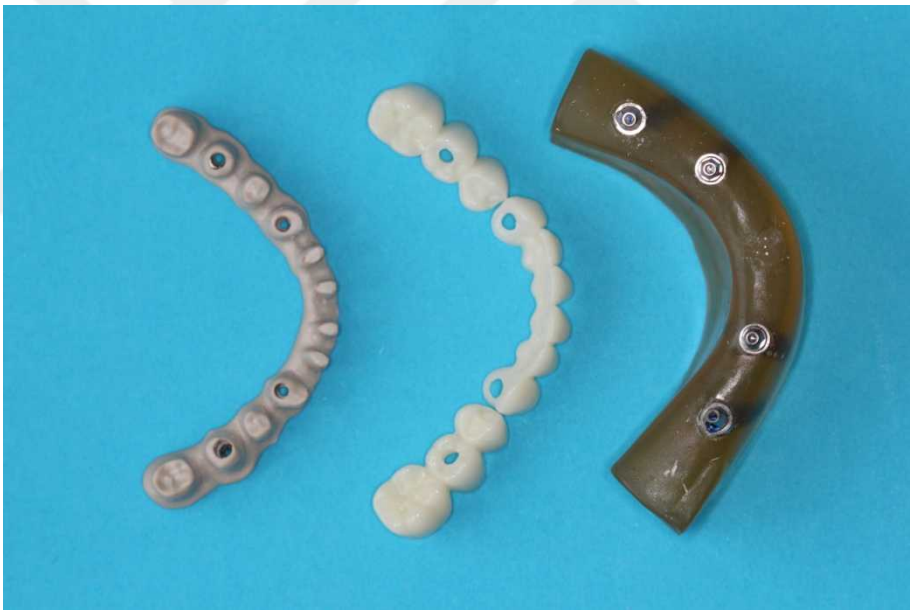
Şekil 2.5. Kazıma cihazı (Vhf K5).



Şekil 2.6. EOSINT M 270 lazer sinter cihazı.



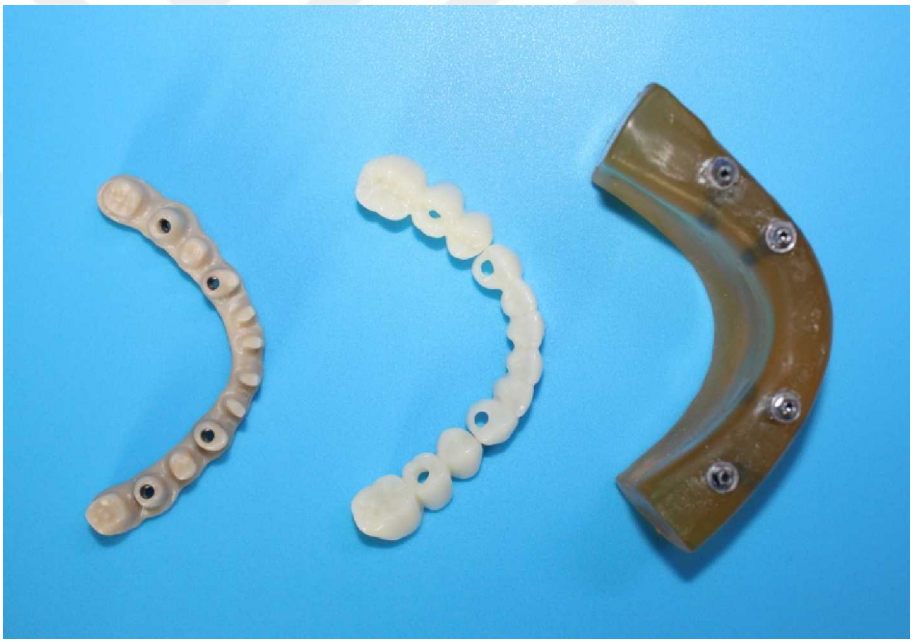
Şekil 2.7. Cr/Co altyapı, üstyapı ve implant yerleştirilmiş fotoelastik model.



Şekil 2.8. PEEK altyapı, üstyapı ve implant yerleştirilmiş fotoelastik model.



Şekil 2.9. Fiber altyapı, üstyapı ve implant yerleştirilmiş fotoelastik model.



Şekil 2.10. Zirkonya altyapı, üstyapı ve implant yerleştirilmiş fotoelastik model.

2.1.5. Polariskop Cihazında Yükleme Yapılması

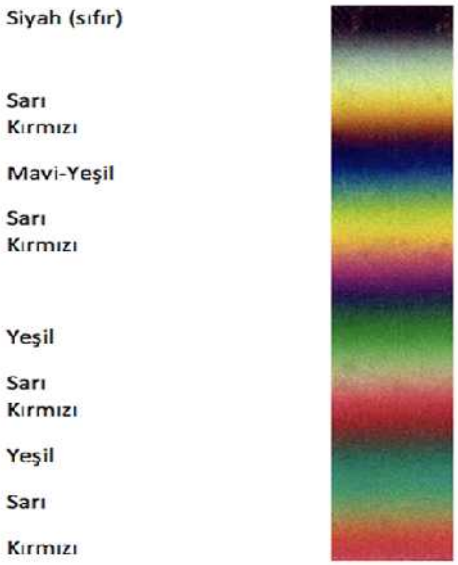
Fotoelastik stres analizi Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında yapıldı. Protezlerin üretiminin ardından, kuvvet uygulamak ve görüntülerini almak üzere fotoelastik model makine yağı ile yağlandı ve 250N kuvvet Universal test cihazı ile sağ 1. Molar dişin santral fossasından uygulandı (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Universal test cihazı.

2.1.6. Modelde Olusan Gerilim Çizgilerinin Fotograflanması

İzokromatik fringeleri izlemek için bir polariskop[13] kullanıldı ve yük sekanslarını fotoğraflamak için polariskoba bir dijital fotoğraf makinesi bağlandı. Yüklenen her model için, test cihazı 250 N değerine ulaştığında görüntüleri elde edildi. Şekil 2.12'de fotoelastik modelde karşılık gelen gerilmeler için renk dizisi gösterilmektedir.



Şekil 2.12. Fotoelastik renk dizisi (artan stres) (Strainoptics).

[13] *Sharples, 2026, UK*

İzokromatik fringelerin karakteristik özelliklerini sayısal olarak gösteren tablo, (Çizelge 2.1)'de belirtildiği gibidir (Cehreli ve ark 2004).

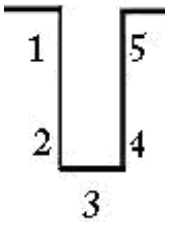
Çizelge 2.1. İzokromatik fringelerin karakteristikleri (Cehreli ve ark 2004).

Renk	Fringe sırası (N)
Siyah	0
Gri	0,28
Beyaz	0,45
Soluk sarı	0,60
Turuncu	0,80
Donuk kırmızı	0,90
Mor	1,00
Derin mavi	1,08
Mavi-yeşil	1,22
Yeşil-sarı	1,39
Turuncu	1,63
Gül kırmızı	1,82
Mor	2,00
Yeşil	2,35
Yeşil-sarı	2,50
Kırmızı	2,65
Kırmızı/yeşil geçişi	3,00
Yeşil	3,10
Pembe	3,65
Pembe/yeşil geçişi	4,00
Yeşil	4,15

Stres seviyelerinin değerlendirilmesinde, stres seviyesi ve fringe sırası arasındaki ilişkiyi gösteren renk skalası ile oluşan renklerin fringe sırasını rakamsal olarak ifade eden çizelge kullanılmıştır (Cehreli ve ark 2004, Fanuscu ve Caputo 2004).

Modellerin daha iyi değerlendirilebilmesi için implant desteklerini içeren bir şema hazırlanmıştır. Bu şemada implant kök yüzeyi beş bölüme ayrılmış ve her bölüme ayrı bir numara verilmiştir (Şekil 2.13). Fotoelastik modeller içerisinde

bulunan implant desteklerinin etrafında görülen stresler bu numaralandırmaya göre değerlendirilmiştir (Ozcelik ve Ersoy 2007).



Şekil 2.13. İmplant desteklerini içeren şema.

2. 2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Tek model ve 4 farklı alt yapı malzemesi (Cr/Co, zirkonya, PEEK ve fiber) ile sağ 1. molar dişin santral fossa bölgesinden 250 N dik kuvvetin uygulandığı çalışmada; toplamda 4 analiz gerçekleştirildi. Analizler üç boyutlu olarak statik lineer şekilde yapıldı.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu 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, optik tarayıcı[14] (Şekil 2.14) ile 3 boyutlu taramadan[15], 3 boyutlu modelleme yazılımından[16] ve analiz programından[17] yararlanılmıştır.

[14]Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH,Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya)
[15]Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA)
[16]VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA)
[17]Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA)



Şekil 2.14. Activity 880 optik tarayıcı.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığı yazılıma tanıtıldı. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri verilmiştir (Çizelge 2. 2).

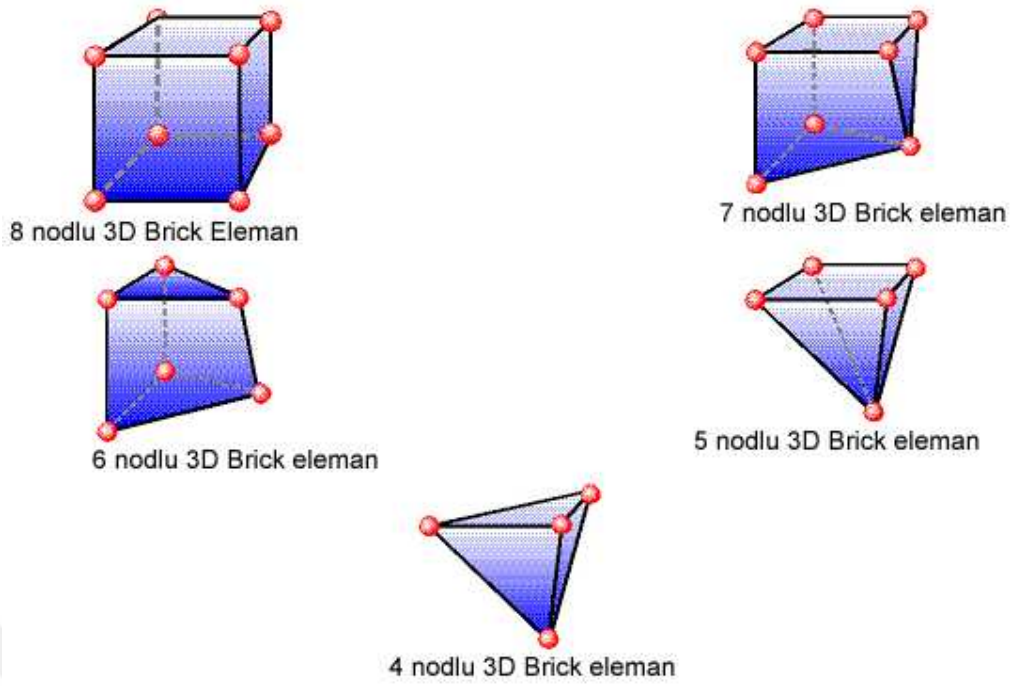
Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

Çizelge 2.2. Materyallerin fiziksel özelliklerini tanımlayan değerler.

MALZEMELER		
	Young Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio
Kortikal	13700	0,30
Sponge	1370	0,30
Titanyum (implant, abutment, vida)	110000	0,30
Zirkonya alt yapı	205000	0,30
Peek alt yapı	4000	0,36
Crco alt yapı	218000	0,33
Fiber trinia alt yapı	18800	0,22
Porselen (kuron)	82800	0,35

VR Mesh'de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi yapıldı.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı (Şekil 2.15).

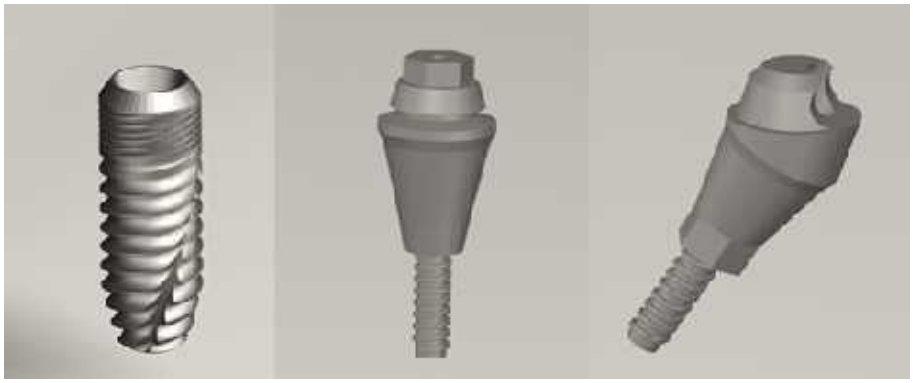


Şekil 2.15. Bricks elemanları.

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir:

- Düğüm Sayısı = 563984
- Eleman Sayısı = 2136235

Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçalarının .stl verileri üretici firmadan (ŞANLILAR Tıbbi Cihazlar Med. Kim. San. Tic. Ltd. Şti.) temin edilerek, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Sanal implant ve abutment modelleri.

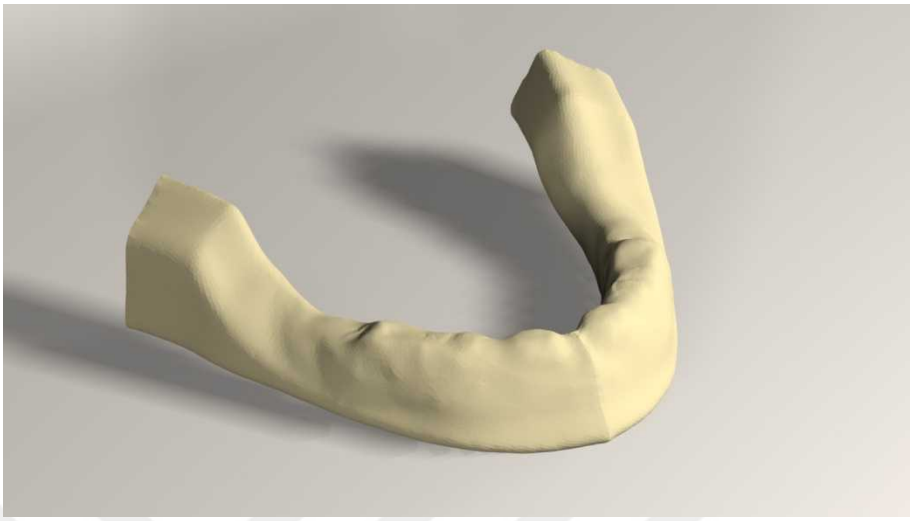
Kemik dokularının modellenmesi için, bir hastanın tomografisinden faydalanıldı (Şekil 2.17). Tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı kullanıldı. Çekimde 120KvP 3,8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanıldı.



Şekil 2.17. Tomografi görüntüsü.

Çekilen filmler, 3d-doctor yazılımına atıldı ve burada "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi (Şekil 2.18) ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.



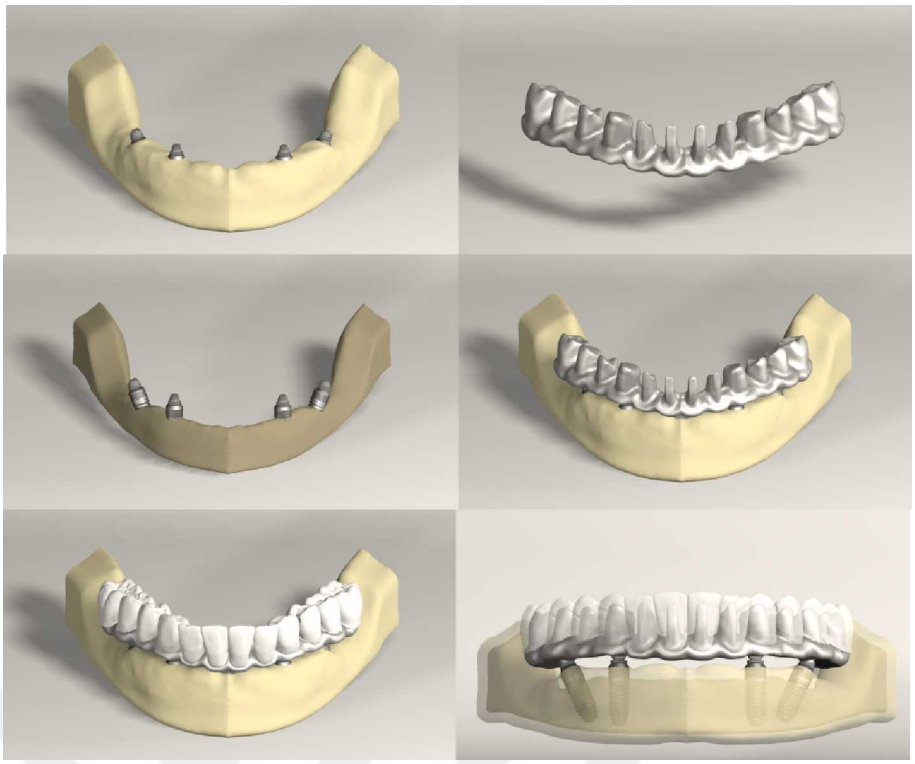
Şekil 2.18. Üç boyutlu model.

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik (Şekil 2.19) elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.



Şekil 2.19. Spongioz kemik.

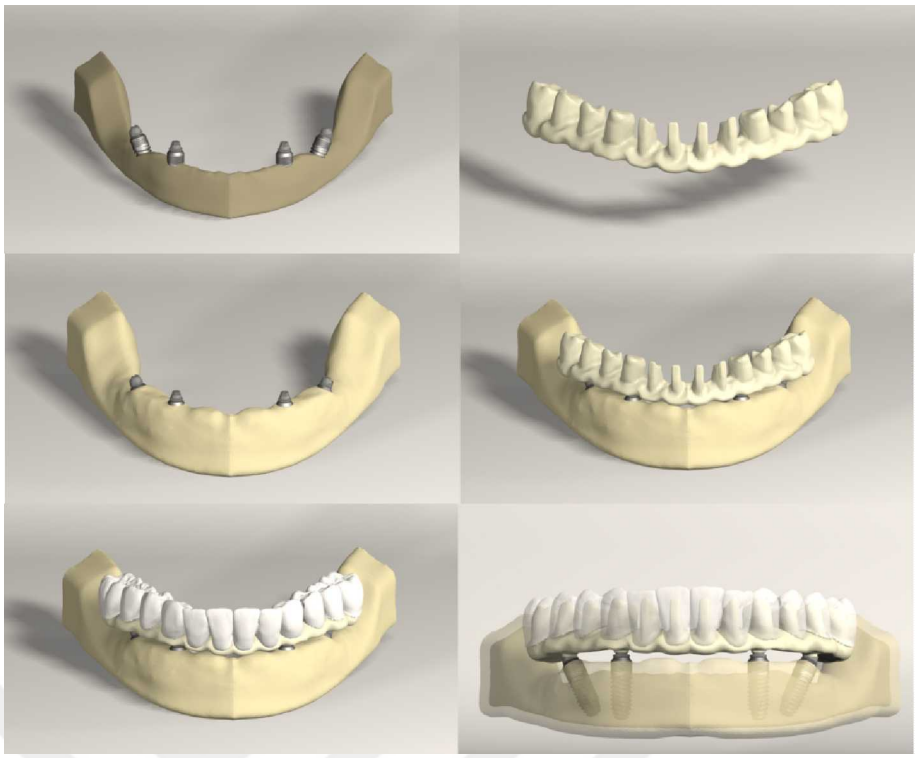
Bu şekilde mandibula kortikal kemik, spongioz kemik protez alt parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.



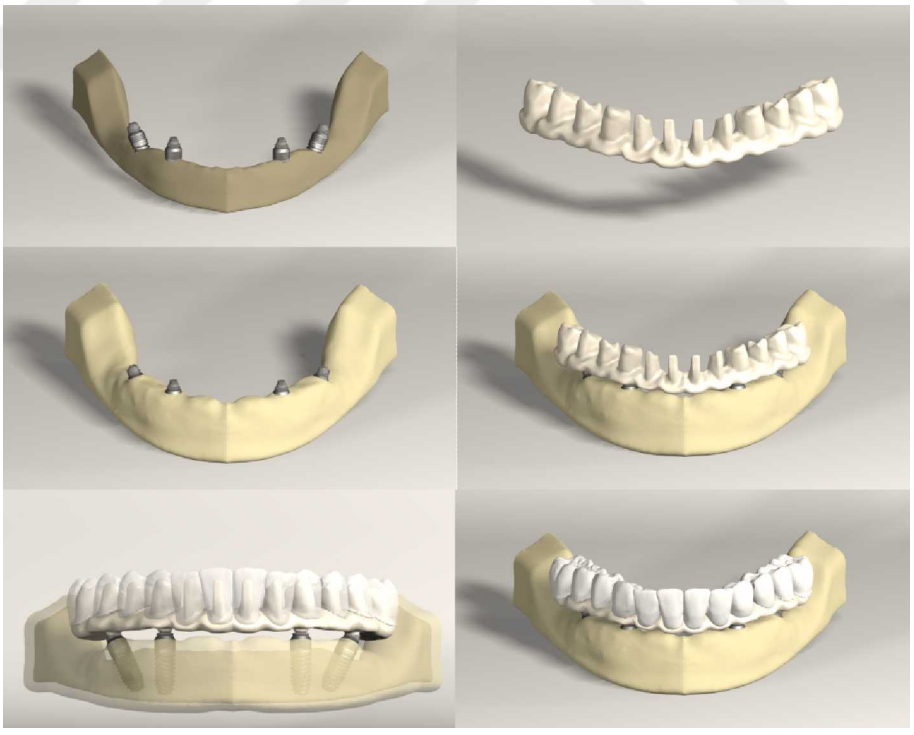
Şekil 2.20. Cr/Co alt yapının modellenmesi.



Şekil 2.21. PEEK alt yapının modellenmesi.



Şekil 2.22. Fiber altyapının modellenmesi.

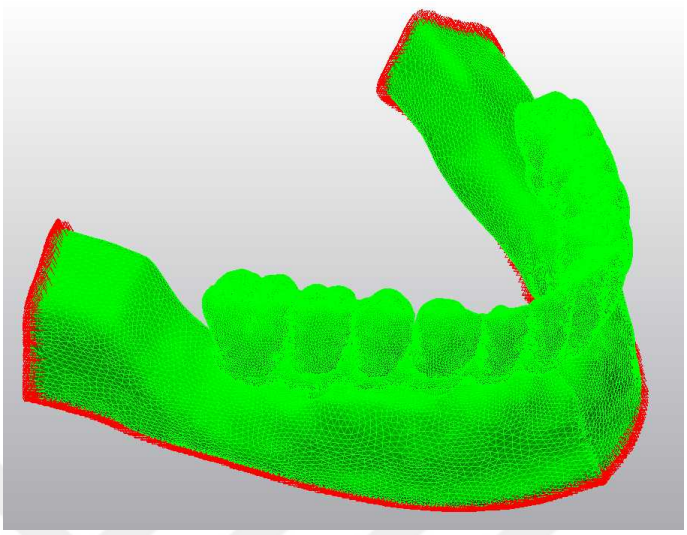


Şekil 2.23. Zirkonya altyapının modellenmesi.

Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.

2.2.1. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

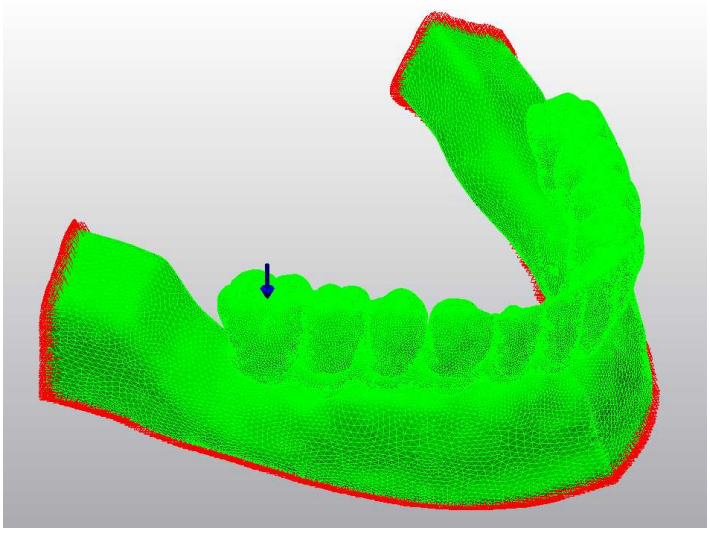
Model çene kemiğinin alt kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 2.24).



Şekil 2.24. Sınır koşullarının belirlenmesi.

2.2.2. Kuvvet Uygulanması

Sağ 1.molar dişin santral fossa bölgesinden 250 N vertikal kuvvet uygulanmıştır (Şekil 2. 25).



Şekil 2.25. Vertikal kuvvet 1. Molar dişin santral fossa bölgesinden uygulanmıştır.

Sonlu eleman stres analiz sonuçları değerlendirilirken sağ posterior bölgedeki implant 1, sağ anterior implant 2, sol anterior implant 3, sol posterior implant 4 şeklinde numaralandırıldı.

3. BULGULAR

3.1. Fotoelastik Stres Analizi Sonuçları

Bulgular, fotoelastik stres analizi yöntemi elde edilen renkli fotoğraflar üzerinde yorumlanmış, elde edilen fotoelastik modelleme yöntemi bulguları her örnek için ayrı ayrı, birbirleri ile kıyaslanmış ve aralarındaki benzerlikler ve/veya farklılıklar ortaya konulmuştur.

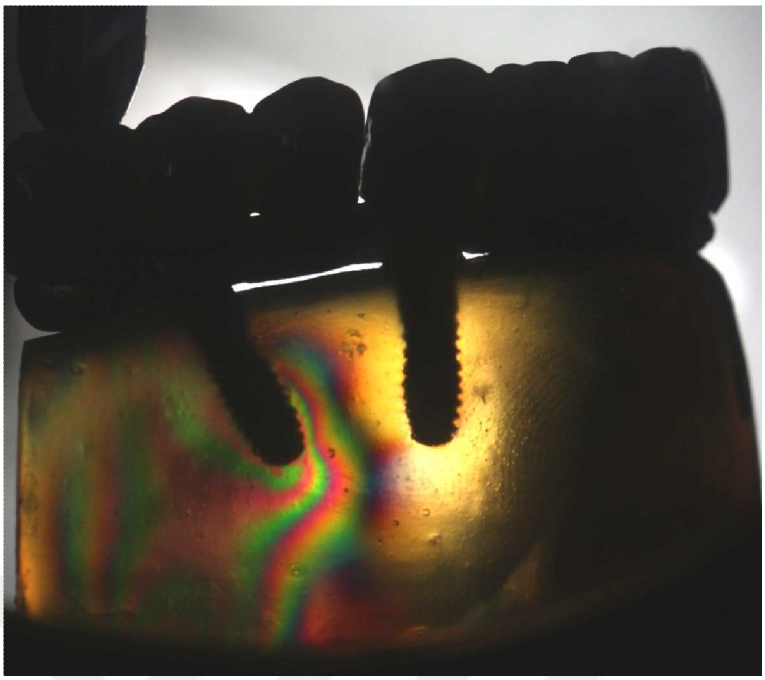
Kantilever olarak uzatılan sağ 1. molar dişin santral fossasından 250 N kuvvet uygulandığında oluşan stresler şekil 3.1 - 3.4'de gösterilmiştir. Stres çizgileri kuvvet uygulanan noktaya en yakın implant çevresinde oluşurken diğer implantların çevresinde gözle görülebilir değişiklikler olmamıştır.

Sağ 1. molar dişin santral fossasından yükleme yapıldığında 5 numaralı bölgede meydana gelen izokromatik fringe çizgilerinin dağılımları incelendiğinde stres değerleri yüksekten düşüğe fiber altyapı (2 N) > PEEK altyapı (1,22 N) > zirkonya altyapı (1,08 N) > Cr/Co (0 N) şeklindedir.

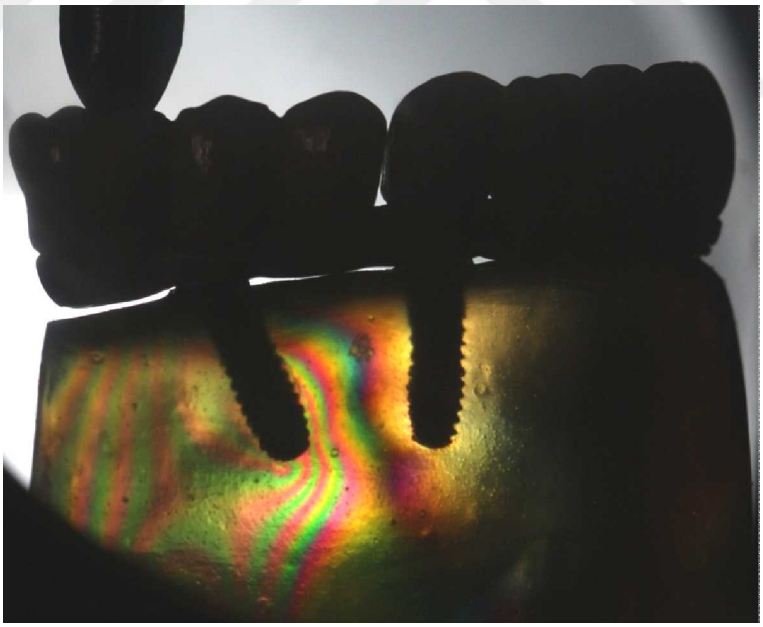
Sağ 1. molar dişin santral fossasından yükleme yapıldığında 4 numaralı bölgede meydana gelen izokromatik fringe çizgilerinin dağılımları incelendiğinde stres değerleri yüksekten düşüğe fiber altyapı (3,65 N) > PEEK altyapı (3 N) > zirkonya altyapı (2,65 N) > Cr/Co (2,35 N) şeklindedir.

Sağ 1. molar dişin santral fossasından yükleme yapıldığında 3 numaralı bölgede meydana gelen izokromatik fringe çizgilerinin dağılımları incelendiğinde stres değerleri yüksekten düşüğe fiber altyapı (4 N) > PEEK altyapı (3,1 N) > zirkonya altyapı (3 N) > Cr/Co (2,65 N) şeklindedir.

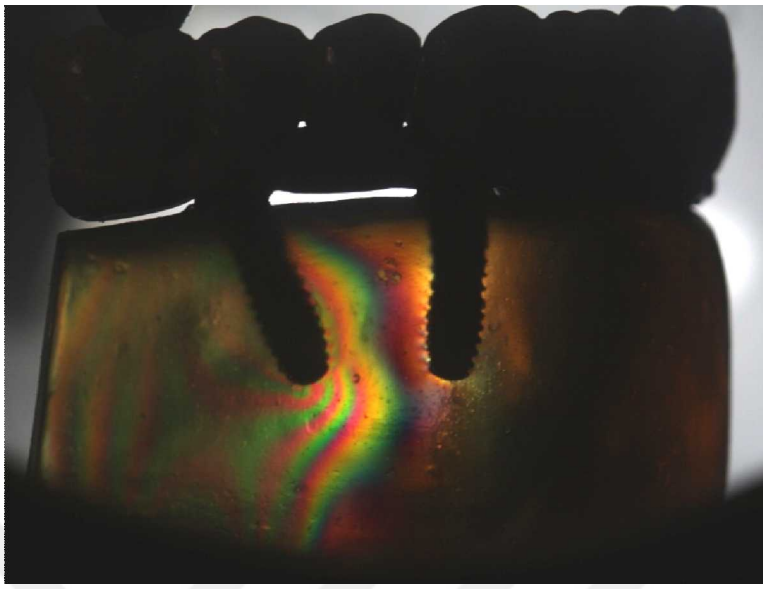
Sağ 1. molar dişin santral fossasından yükleme yapıldığında 2 ve 1 numaralı bölgelerde meydana gelen izokromatik fringe çizgilerinin dağılımları incelendiğinde stres değerleri tüm gruplarda 4,15N'dan yüksek olmakla beraber yüksekten düşüğe fiber altyapı > PEEK altyapı > zirkonya altyapı > Cr/Co şeklindedir.



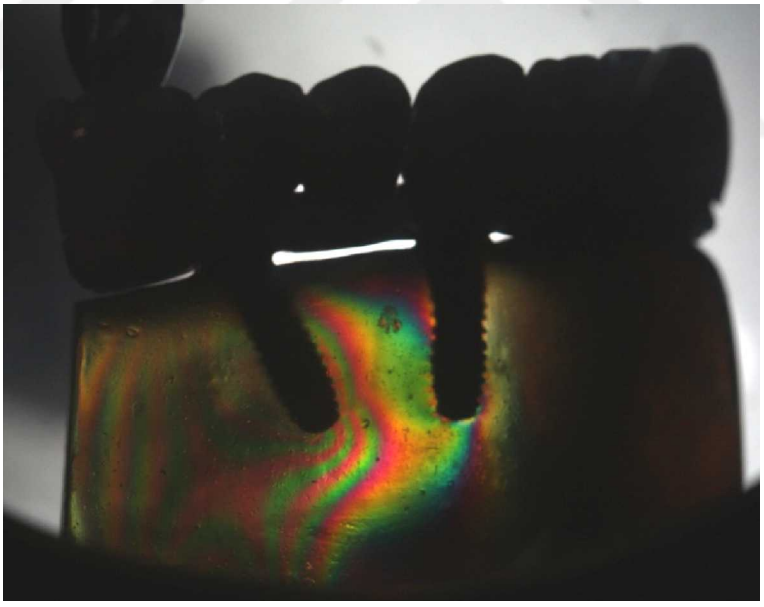
Şekil 3.1. Cr/Co altyapı için 250 N kuvvet altında fotoelastik modelde oluşan izokromatik fringe çizgileri.



Şekil 3.2. Zirkonya altyapı için 250 N kuvvet altında fotoelastik modelde oluşan izokromatik fringe çizgileri.

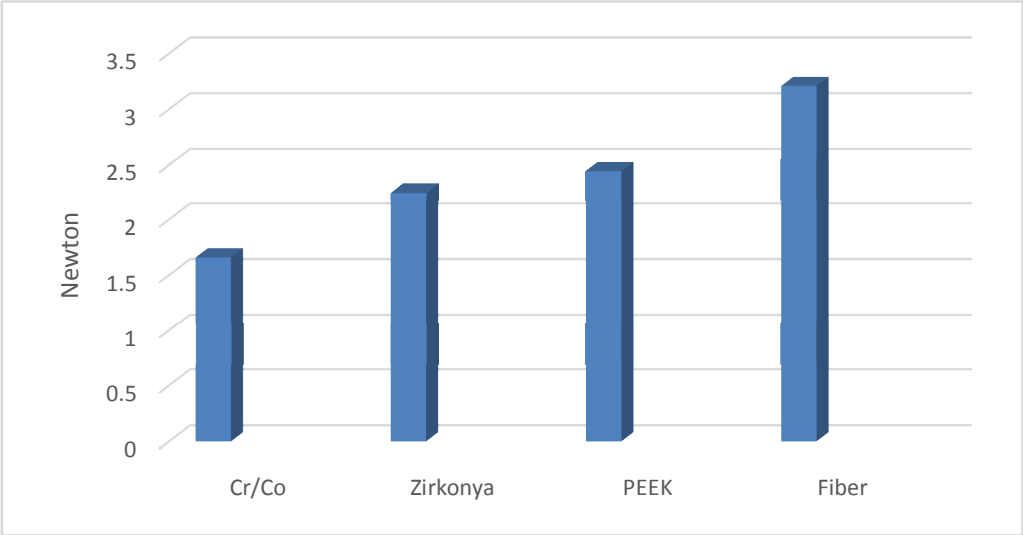


Şekil 3.3. PEEK altyapı için 250 N kuvvet altında fotoelastik modelde oluşan izokromatik fringe çizgileri.



Şekil 3.4. Fiber altyapı için 250 N kuvvet altında fotoelastik modelde oluşan izokromatik fringe çizgileri.

İzokromatik fringe çizgilerinin gösterdiği ortalama stres değerlerinin gruplara göre dağılımı Şekil 3.5'de gösterilmiştir.

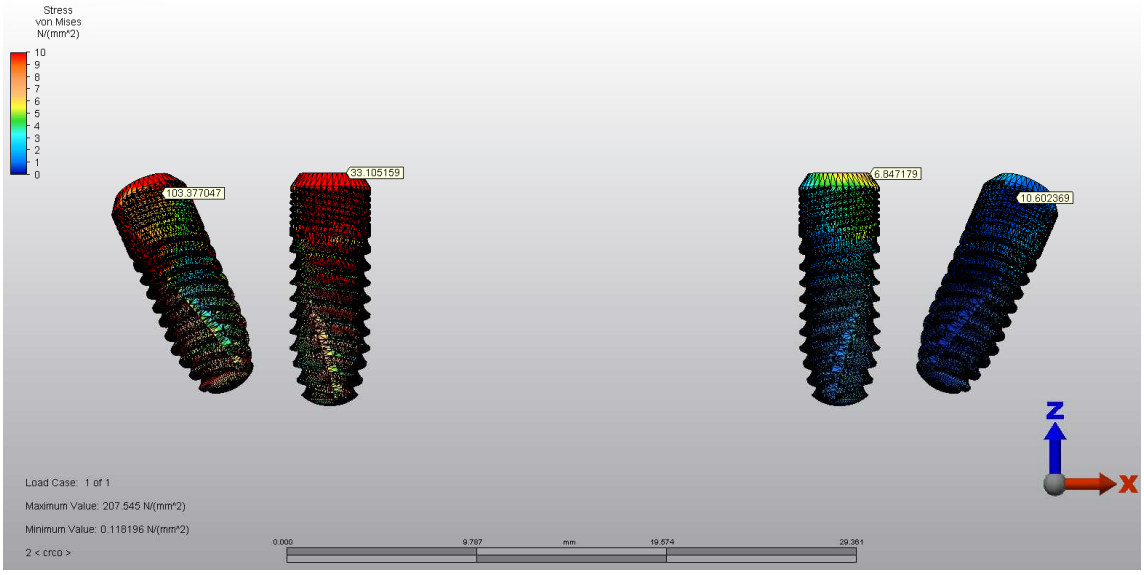


Şekil 3.5. İzokromatik fringe çizgilerinin gösterdiği ortalama stres değerlerinin gruplara göre dağılımı.

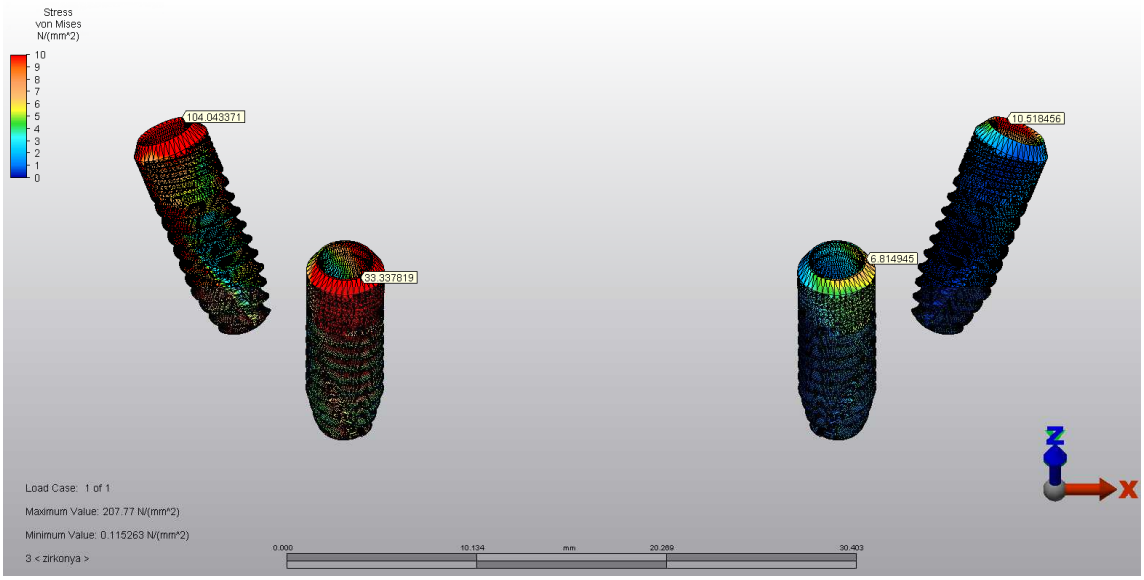
3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Sonuçları

3.2.1. İmplant Çevresinde Oluşan Von Mises Stresleri

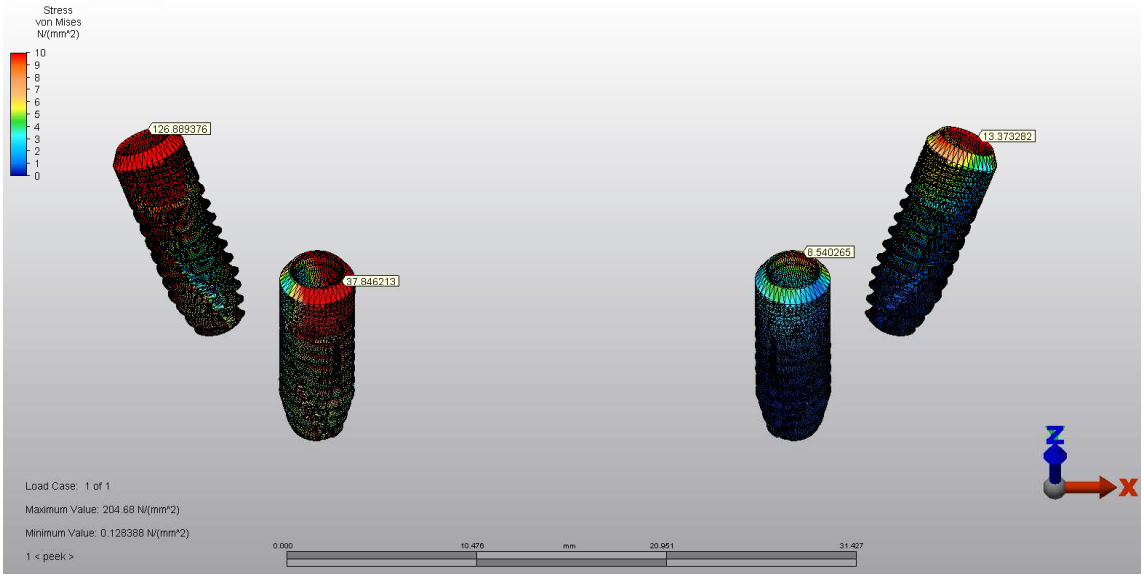
İmplant çevresindeki stresler incelendiğinde tüm modellerde kuvvet uygulanan bölgeye en yakın 1 no'lu bölgedeki (sırasıyla 1, 2, 4 ve 3) seçili düğüm noktalarında en yüksek değerler görülmüştür. Stres değerleri yüksekten düşüğe doğru fiber (128,76 Mpa) > PEEK (126,88 Mpa) > zirkonya (104,04 Mpa) > Cr/Co (103,37 Mpa) şeklindeydi (Şekil 3.6-3.9).



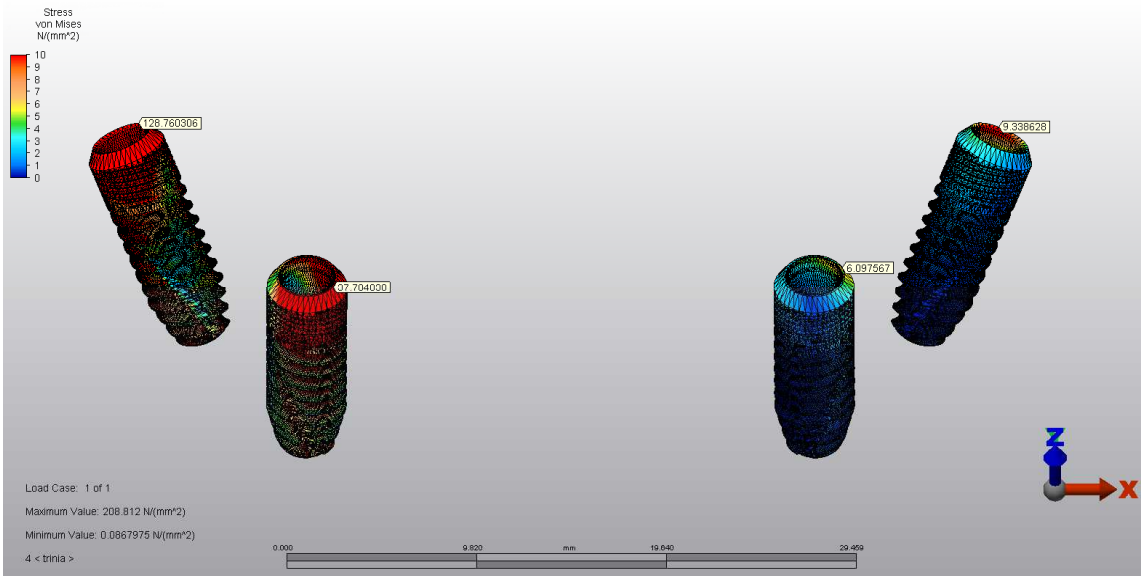
Şekil 3.6. Cr/Co altyapı için implant çevresinde görülen von mises stresleri.



Şekil 3.7. Zirkonya altyapı için implant çevresinde görülen von mises stresleri.



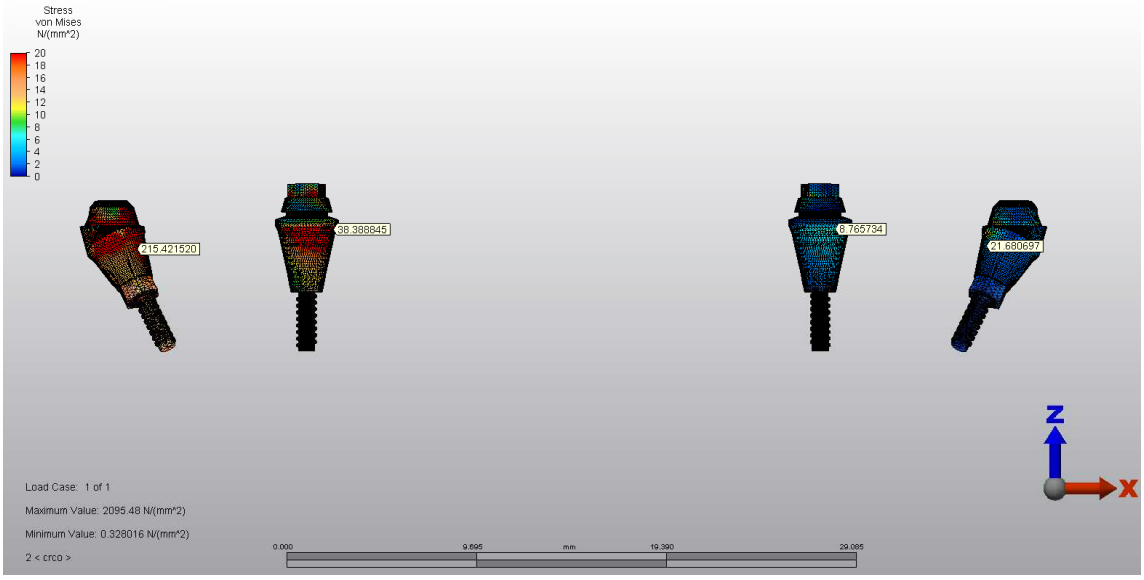
Şekil 3.8. PEEK altyapı için implant çevresinde görülen von mises stresleri.



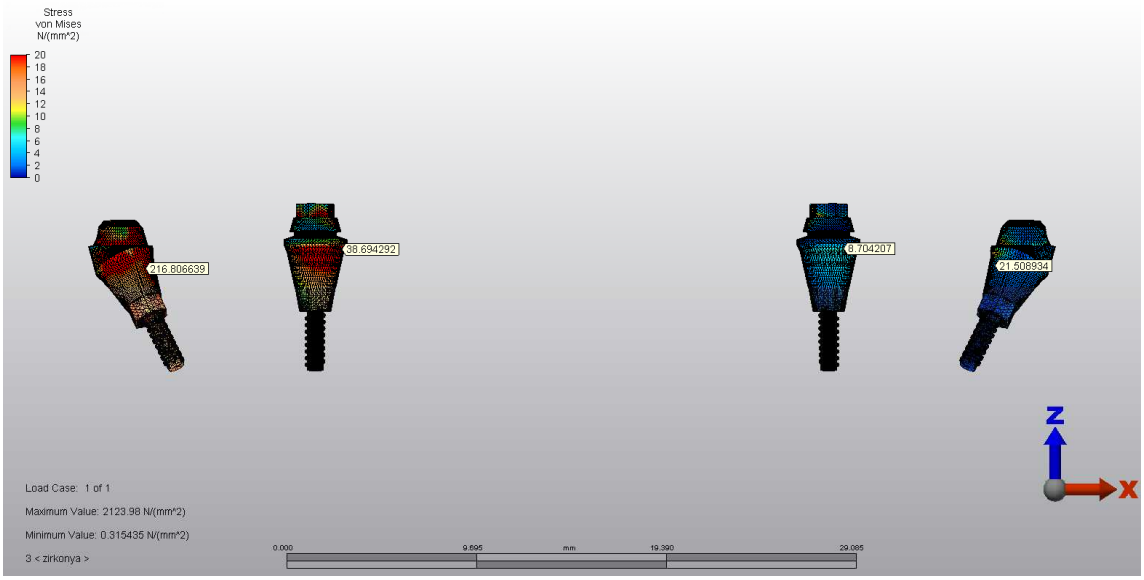
Şekil 3.9. Fiber altyapı için implant çevresinde görülen von mises stresleri.

3.2.2. Abutmentler Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri

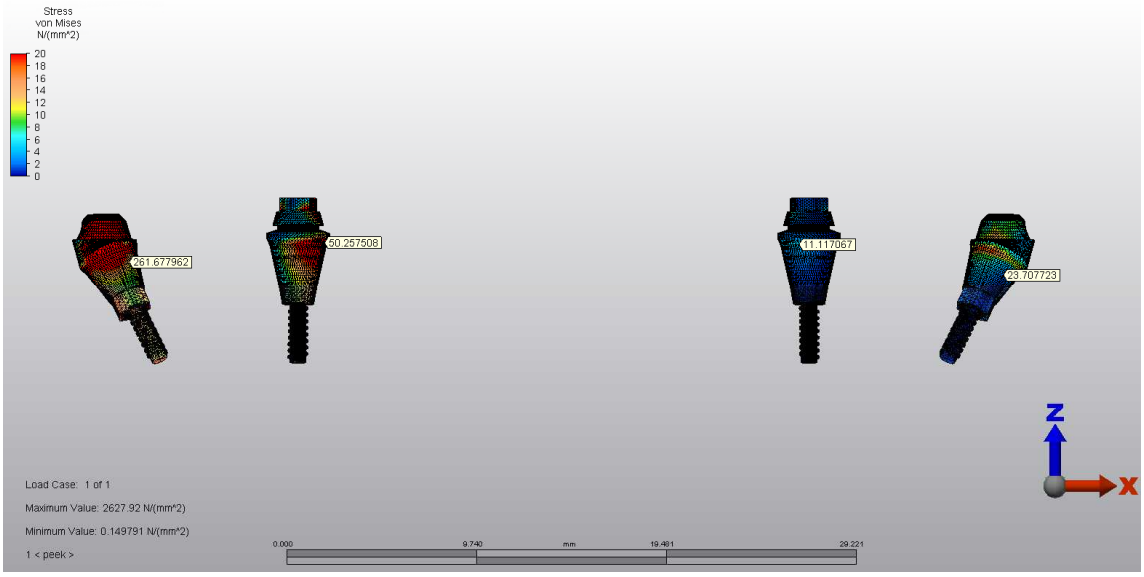
Abutment çevresindeki stresler incelendiğinde tüm modellerde kuvvet uygulanan bölgeye en yakın 1 no'lu bölgedeki seçili düğüm noktalarında en yüksek değerler görülmüştür (sırasıyla 1, 2, 4 ve 3). Stres değerleri yüksekten düşüğe doğru fiber (272,35 Mpa) > PEEK (261,67 Mpa) > zirkonya (216,80 Mpa) > Cr/Co (215,42 Mpa) şeklindedir (Şekil 3.10-Şekil 3.13).



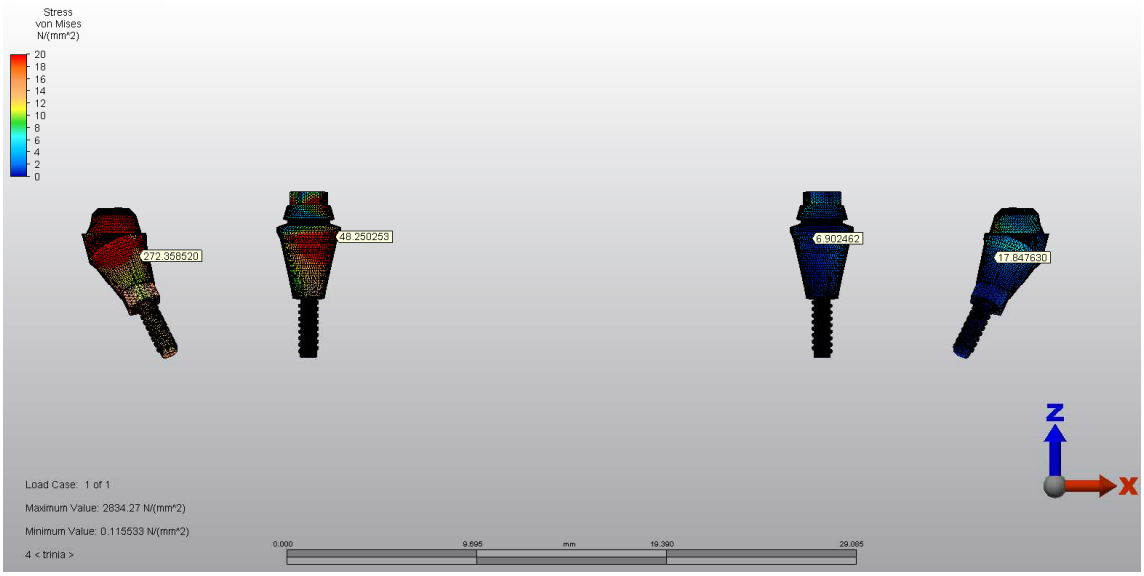
Şekil 3.10. Cr/Co altyapı için abutment çevresinde görülen von mises stresleri.



Şekil 3.11. Zirkonya altyapı için abutment çevresinde görülen von mises stresleri.



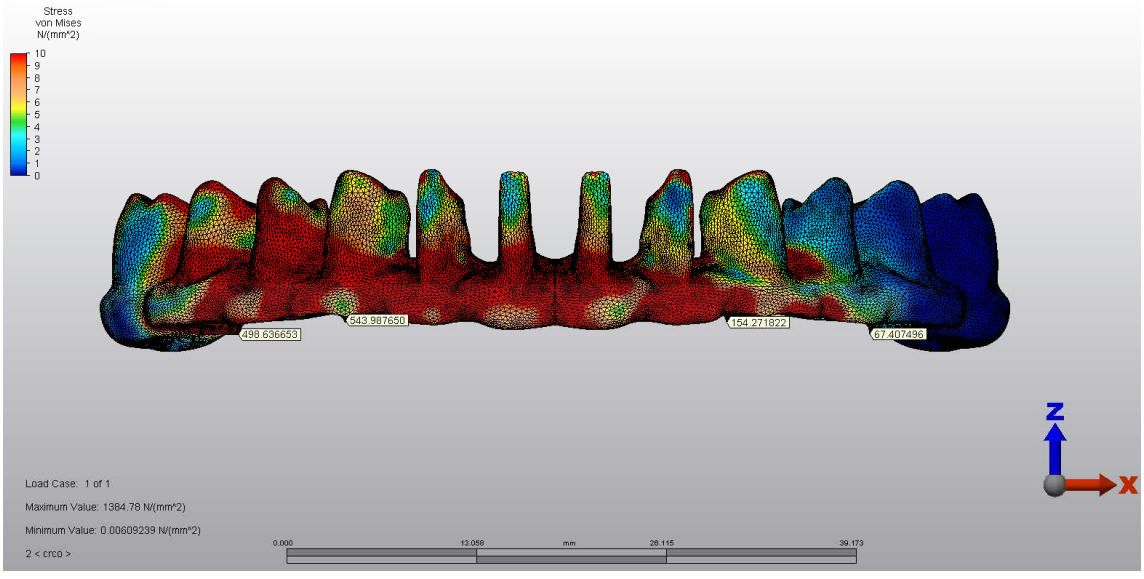
Şekil 3.12. PEEK altyapı için abutment çevresinde görülen von mises stresleri.



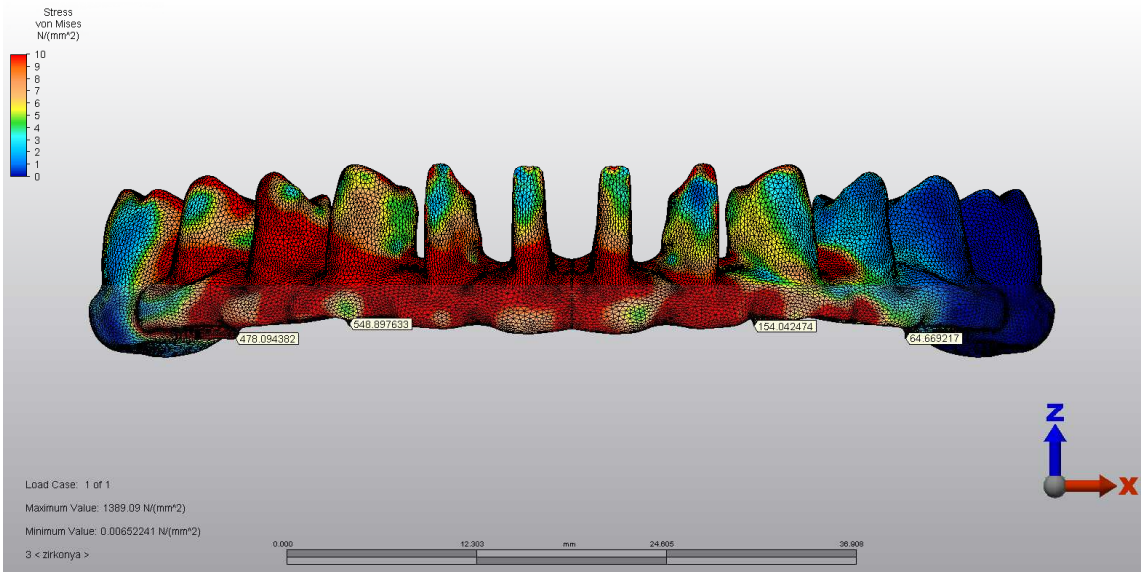
Şekil 3.13. Fiber altyapı için abutment çevresinde görülen von mises stresleri.

3.2.3. Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri

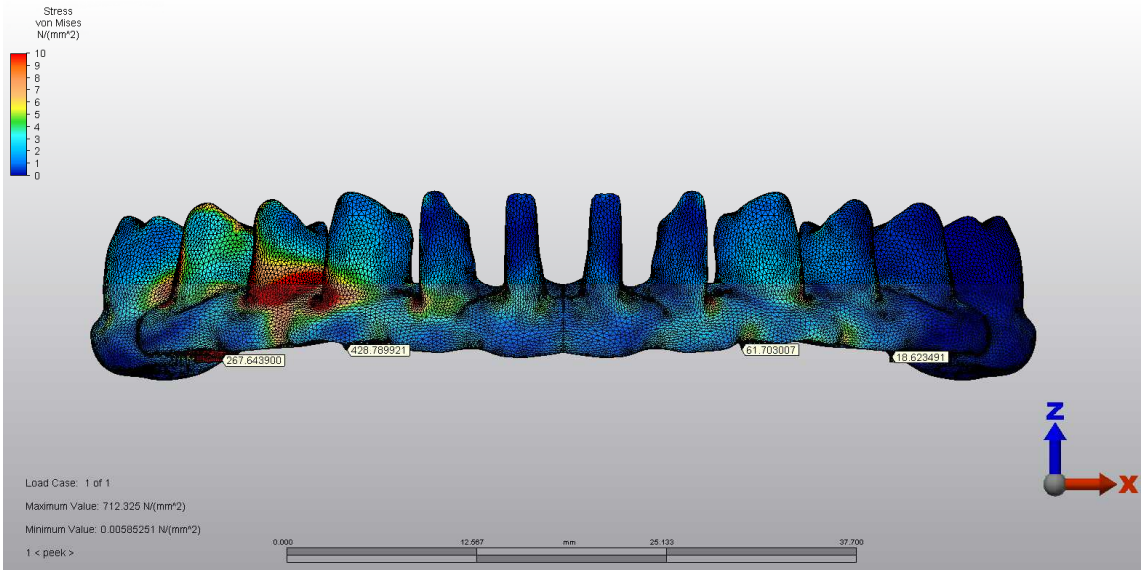
Tüm altyapılarda seçili düğüm noktasıdaki stresler 2 nolu implant bölgesinde en yüksek değerlerde görülmüştür (sırasıyla 2, 1, 3 ve 4). Stres değerleri yüksekten düşüğe doğru sırasıyla Cr/Co (543,98 Mpa) > zirkonya (548,89 Mpa) > PEEK (428,78 Mpa) > fiber (441,17 Mpa) şeklindedir (Şekil 3.14 - 3.17).



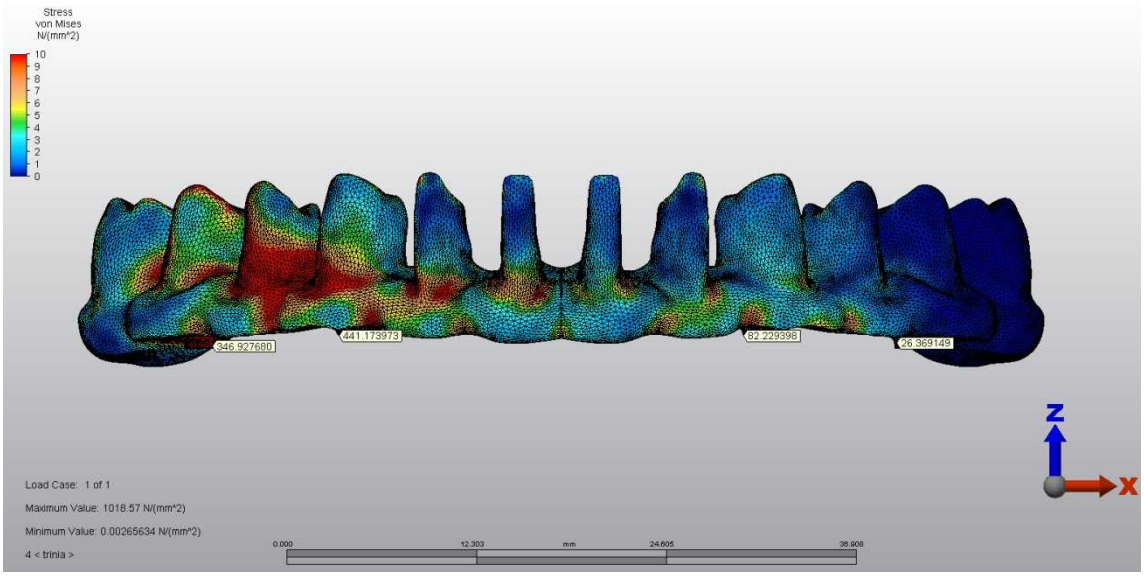
Şekil 3.14. Cr/Co altyapı için altyapıda görülen von mises stresleri.



Şekil 3.15. Zirkonya altyapıda görülen von mises stresleri.

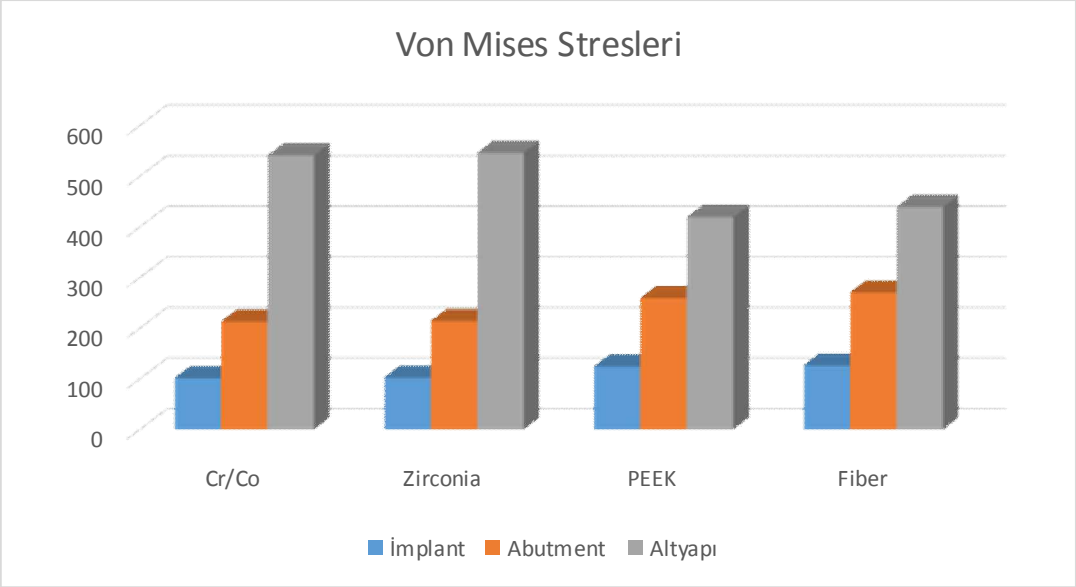


Şekil 3.16. PEEK altyapıda görülen von mises stresleri.



Şekil 3.17. Fiber altyapıda görülen von mises stresleri.

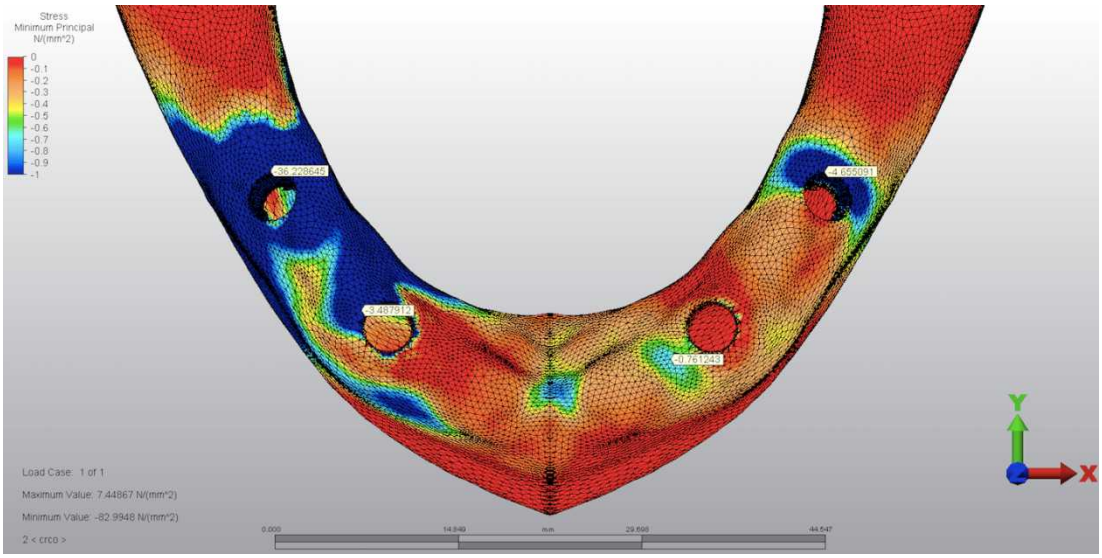
İmplant, abutment ve altyapılarda von mises streslerinin karşılaştırmalı grafiği Şekil 3.18'de gösterilmiştir.



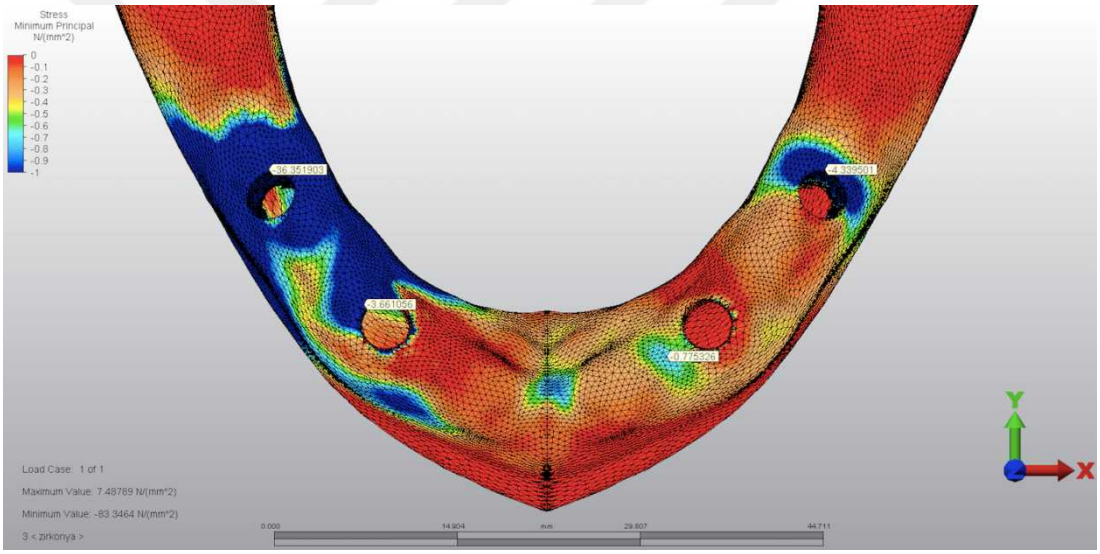
Şekil 3.18. İmplant, abutment ve altyapılarda von mises streslerinin karşılaştırılması.

3.2.4. Kortikal kemikte oluşan basma stresleri

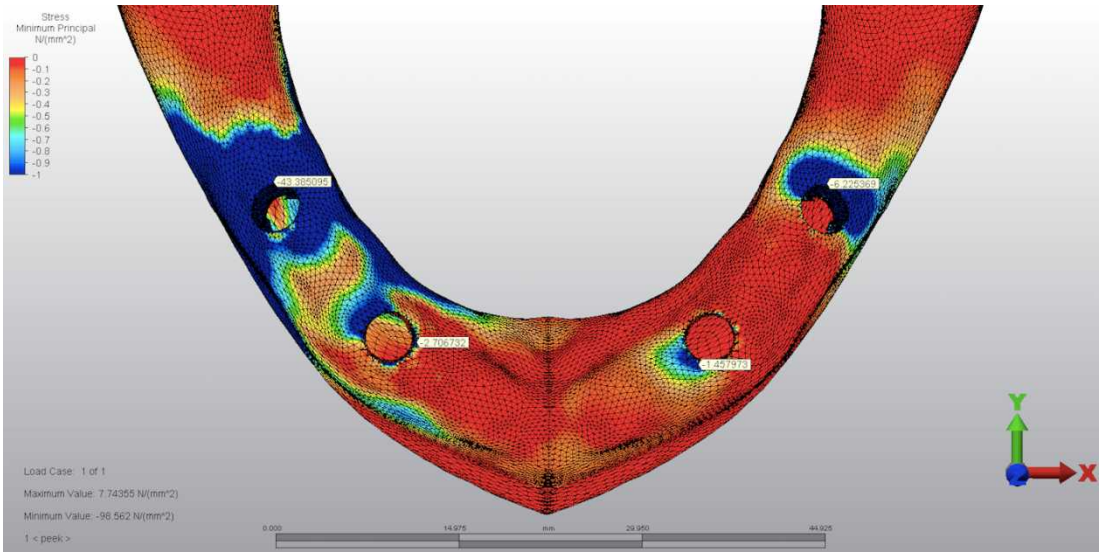
Kortikal kemikte tüm modellerde en yüksek basma stresi değerleri 1 numaralı implant çevresinde görülürken (sırasıyla 1, 2, 4 ve 3) seçili düğüm noktalarındaki stres değerleri yüksekten düşüğe PEEK (-43,38 Mpa) > fiber (-41,37 Mpa) > zirkonya (-36,35 Mpa) > Cr/Co(-36,22 Mpa) şeklindeydi (Şekil 3.19 - 3.22).



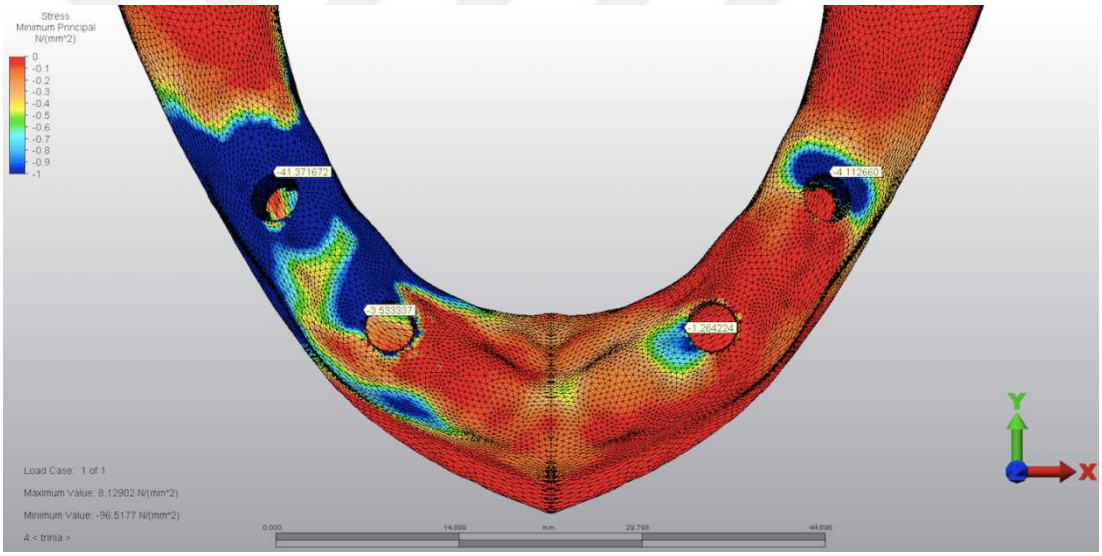
Şekil 3.19. Cr/Co altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri.



Şekil 3.20. Zirkonya altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri.



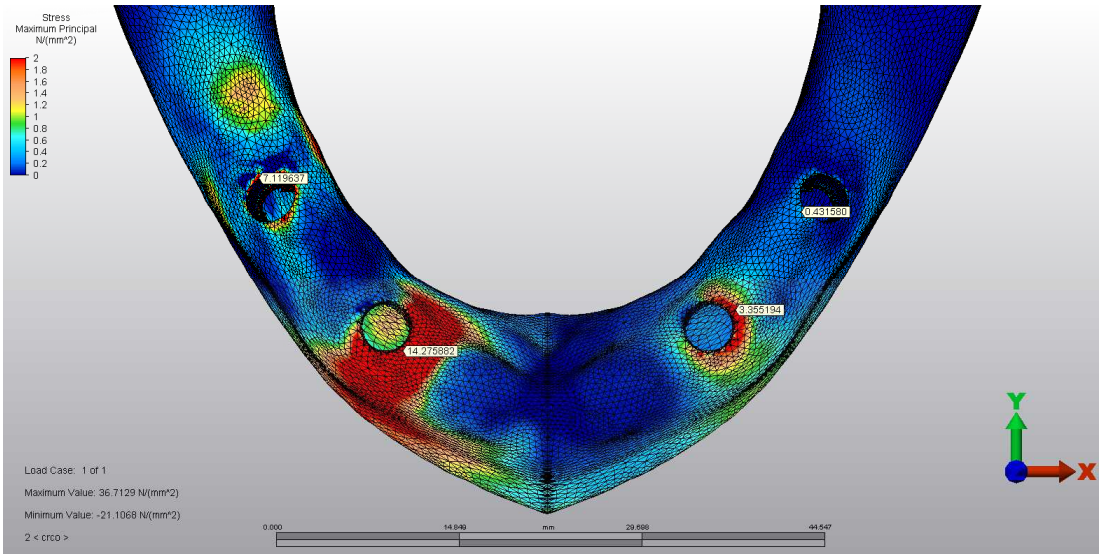
Şekil 3.21. PEEK altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri.



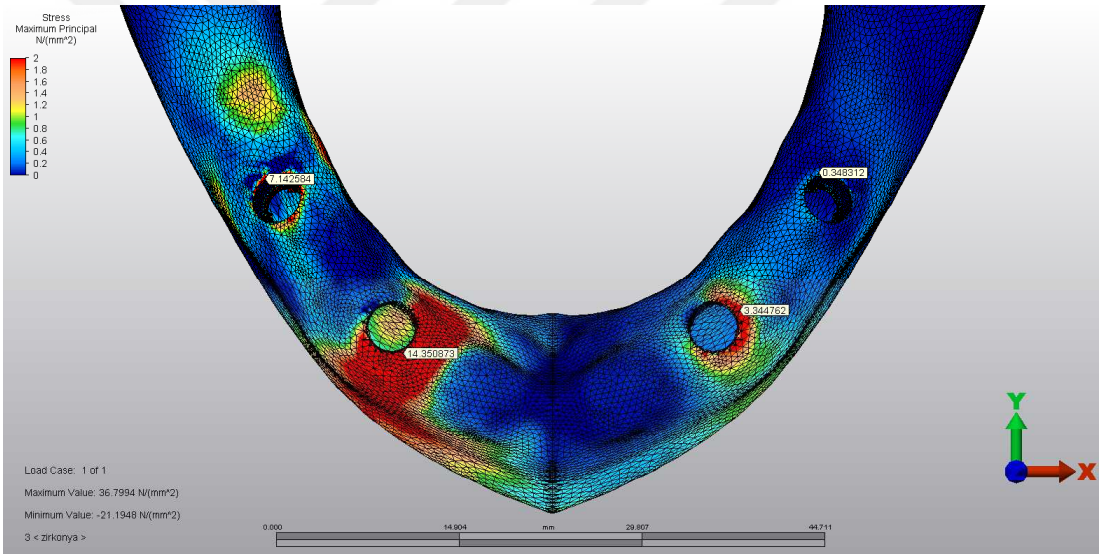
Şekil 3.22. Fiber altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri.

3.2.5. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri

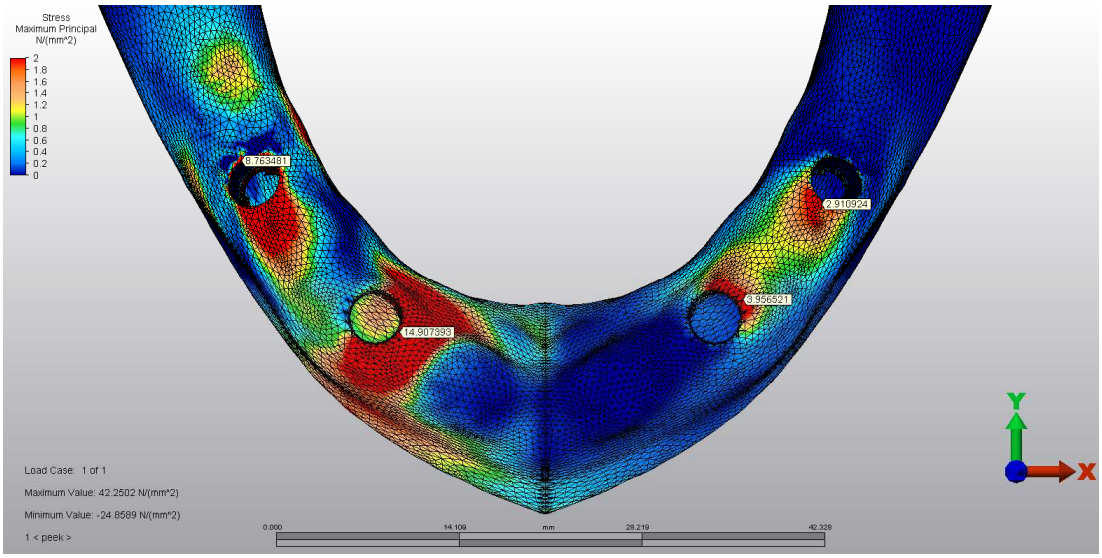
Kortikal kemikte tüm modellerde en yüksek çekme stresi değerleri 2 numaralı implant çevresinde görülürken (sırasıyla 2, 1, 3 ve 4) modellerde seçili düğüm noktalarındaki stres değerleri birbirine yakın olacak şekilde yüksekten düşüğe fiber (15,31 Mpa) > PEEK (14,90 Mpa) > zirkonya (14,35 Mpa) > Cr/Co (14,27 Mpa) şeklindeydi (Şekil 3.23 - 3.26).



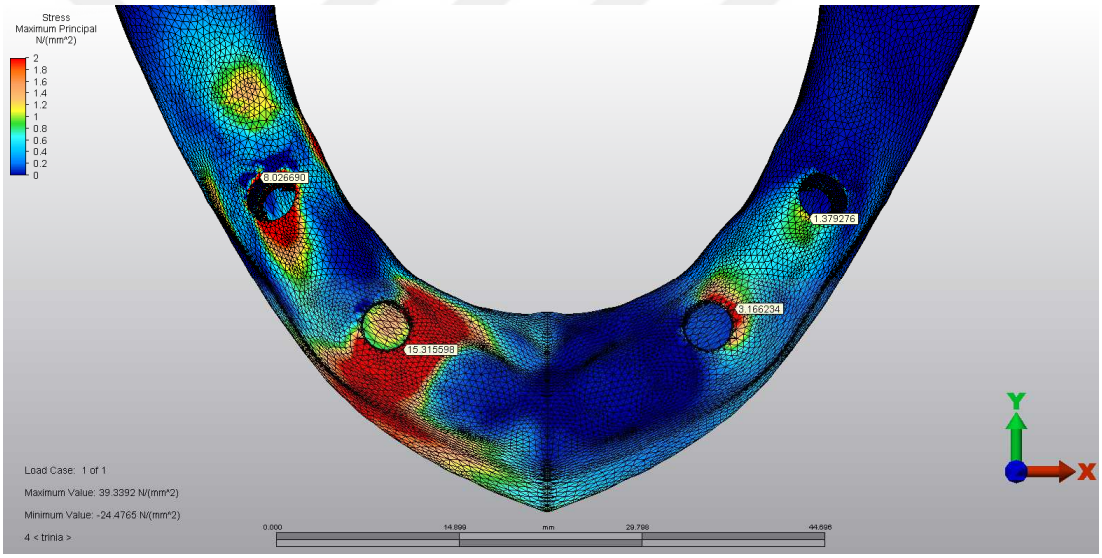
Şekil 3.23. Cr/Co altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri.



Şekil 3.24. Zirkonya altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



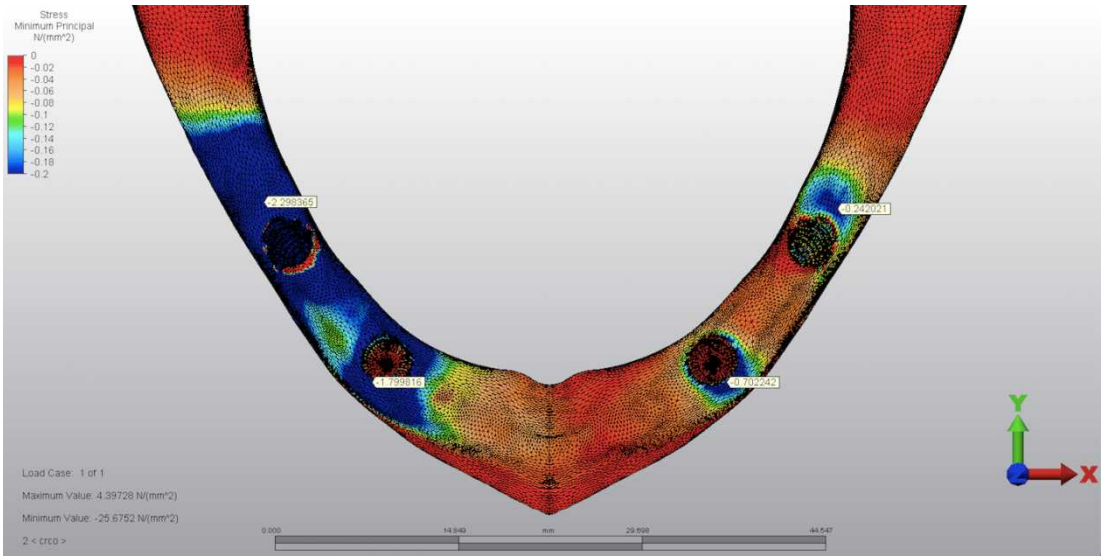
Şekil 3.25. PEEK altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri.



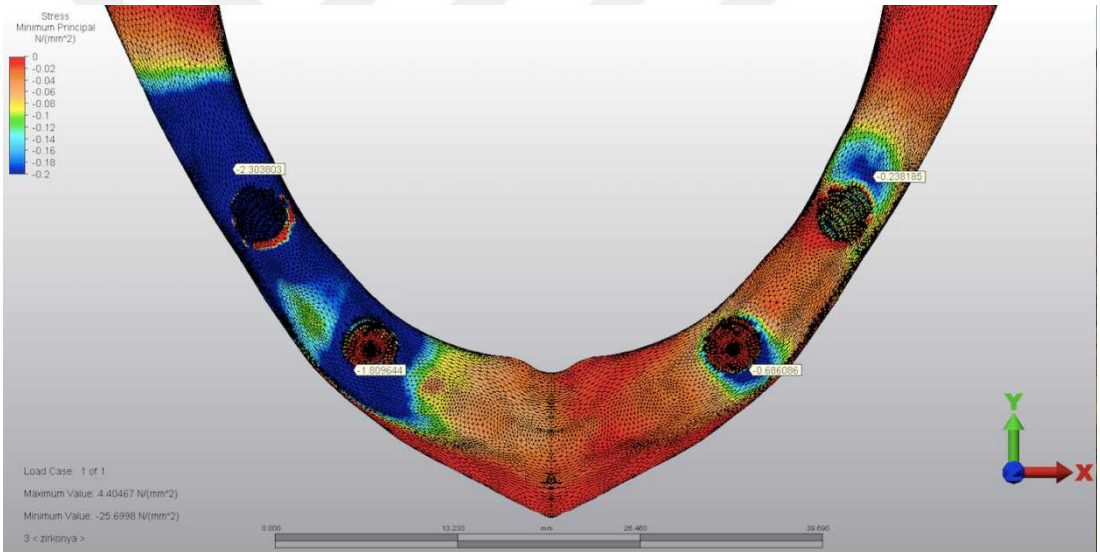
Şekil 3.26. Fiber altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri.

3.2.6. Spongioz Kemikte Oluşan Basma Stresleri

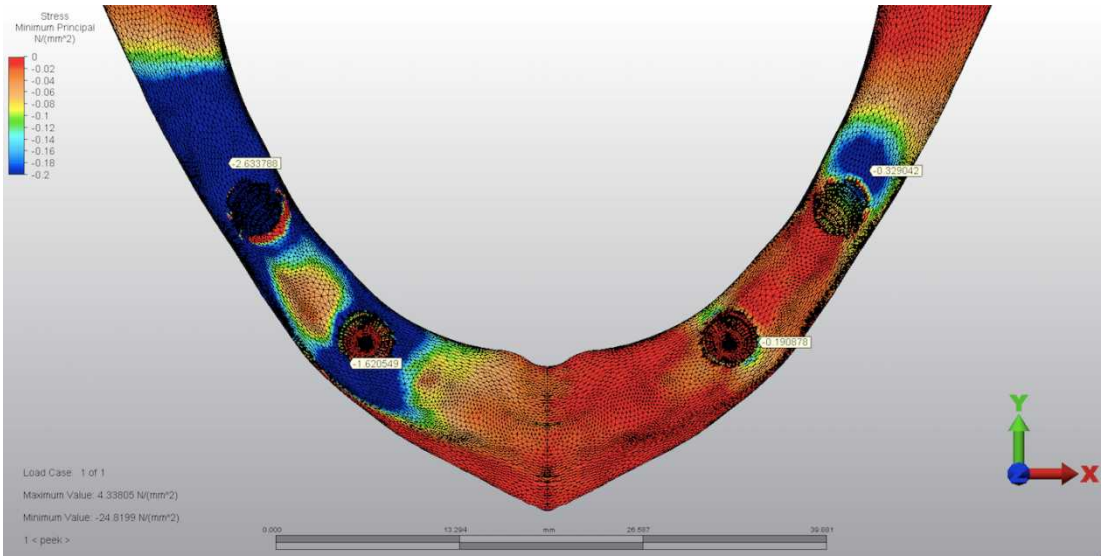
Spongioz kemikte tüm modellerde en yüksek basma stresi değerleri en yüksek 1 numaralı implant çevresinde görülürken (sırasıyla 1, 2, 3 ve 4) modellerde seçili düğüm noktalarında görülen değerler birbirine yakın olacak şekilde yüksekten düşüğe PEEK (2,63 Mpa) > fiber (2,50 Mpa) > zirkonya (2,30 Mpa) > Cr/Co (2,29 Mpa) şeklindeydi (Şekil 3.27 - 3.30).



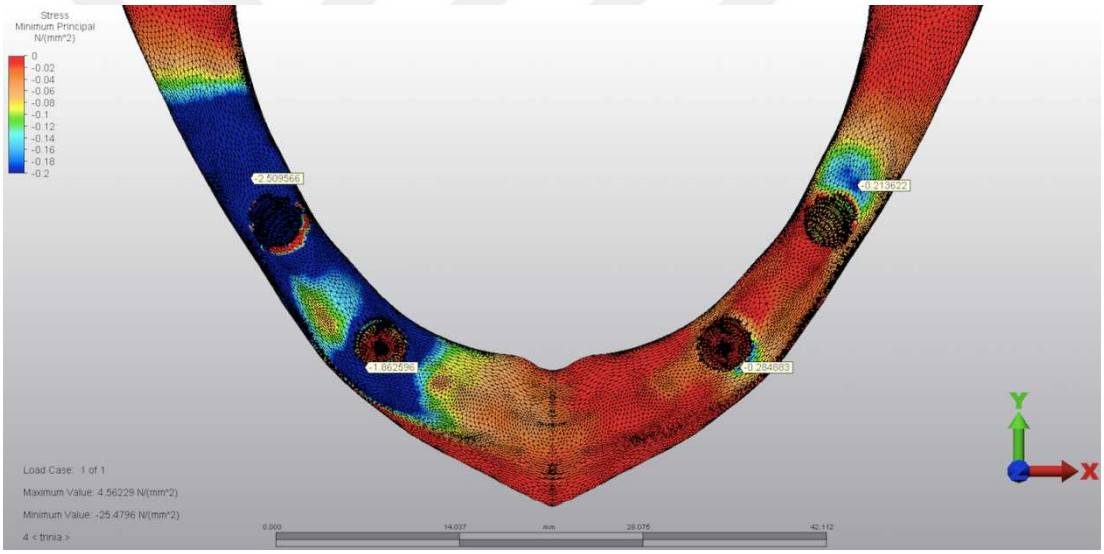
Şekil 3.27. Cr/Co altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen basma stresleri.



Şekil 3.28. Zirkonya altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen basma stresleri.



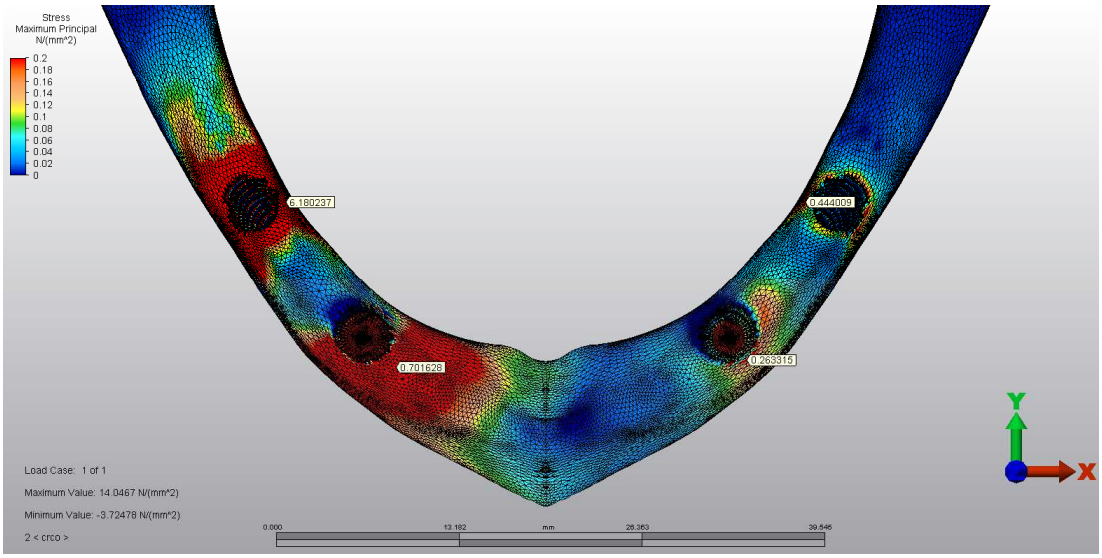
Şekil 3.29. PEEK altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen basma stresleri.



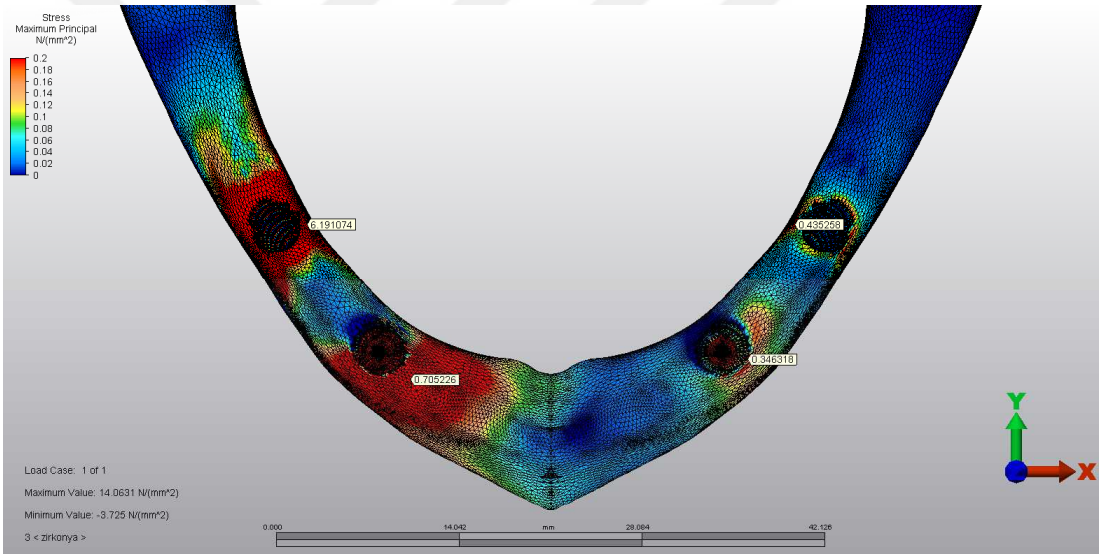
Şekil 3.30. Fiber altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen basma stresleri.

3.2.7. Spongioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri

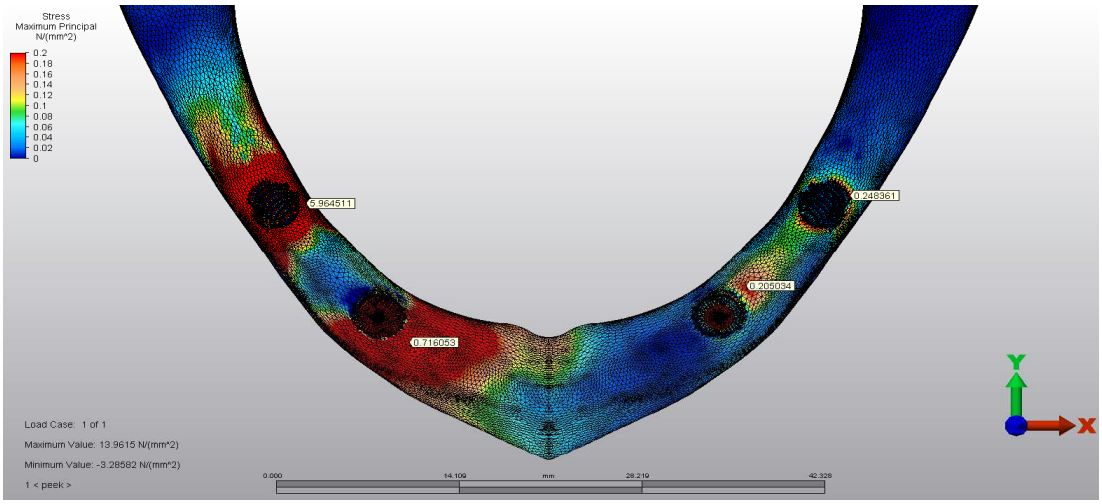
Spongioz kemikte tüm modellerde en yüksek stres değerleri 1 numaralı implant çevresinde görülürken (sırasıyla 1, 2, 3 ve 4) modellerde seçili düğüm noktalarında görülen değerler birbirine yakın olacak şekilde yüksekten düşüğe fiber (6,28 Mpa) > zirkonya (6,19 Mpa) > Cr/Co (6,18 Mpa) > PEEK (5,96 Mpa) şeklindeydi (Şekil 3.31 - 3.34).



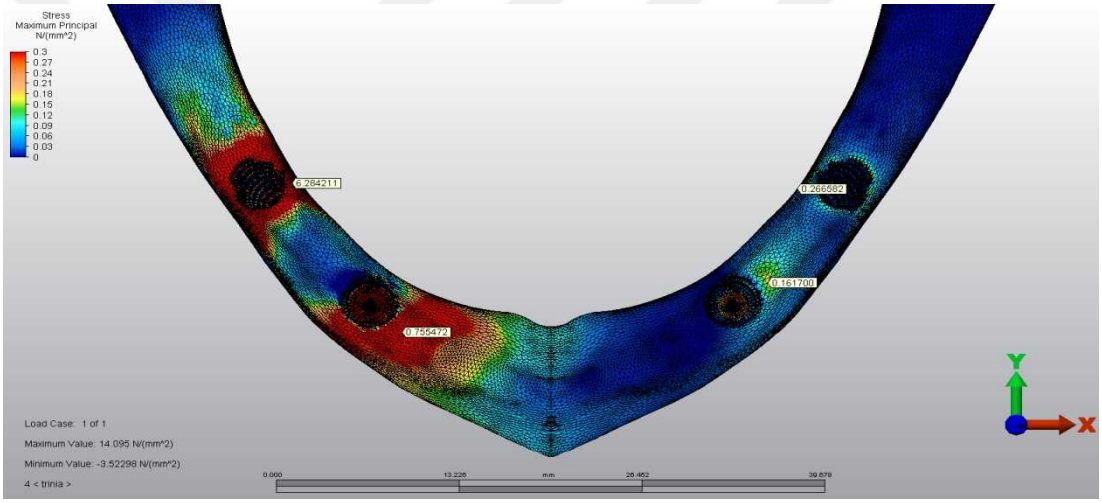
Şekil 3.31. Cr/Co altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri.



Şekil 3.32. Zirkonya altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri.



Şekil 3.33. PEEK altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri.



Şekil 3.34. Fiber altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri.

4. TARTIŞMA

All-On-4 tedavi konsepti, son yüzyılın başından itibaren yüksek sağ kalım oranlarıyla başarılı bir tam çene dişsizlik rehabilitasyonu olarak kanıtlanmıştır. Ancak üst yapısı için yeni arayışlar vardır ve yeni materyaller geliştirilmeye devam etmektedir.

Çalışmada iddia edilen "All-On-4 konseptine göre yerleştirilen implantlarla desteklenen protezlerden, PEEK ve fiber gibi elastik altyapı materyallerin Cr/Co ve zirkonya gibi rijit altyapılara göre stresi çevre dokulara daha az ileteceği yönündeki hipotez " reddedilmiştir.

Dental implantların kısmi ve tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda kullanımı uzun bir geçmişe sahiptir. Özellikle tam dişsiz çenelerde uzun dönem klinik başarılar elde edilerek hareketli protez zorunluluğunu büyük oranda ortadan kaldırmıştır (Ayna ve ark 2015). Dişsiz hastaların implant destekli sabit protezler ile tedavisi, implant-doku destekli hareketli overdenturelar ile karşılaştırıldığında çiğneme fonksiyonu ve kuvvetinde gelişme sağladığı gibi hastanın özgüvenini de arttırdığı belirtilmektedir (Bellini ve ark 2009).

Ancak dişsiz çenelerin implantla rehabilitasyonunda bir takım sınırlamalar vardır. Kemik hacminin yetersizliği, zayıf kemik kalitesi ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları (mental foramen ve mandibular sinir gibi) bunlardan bazılarıdır. Bu gibi problemlerin üstesinden gelebilmek için, Maló 'All-on-4' konseptini sunmuştur (Malo ve ark 2003). All-on-4 tedavi tekniği, anteriorda aksiyel olarak yerleştirilmiş 2 implant ve mental foramenin hemen önüne 30-45° açılı 2 posterior implant ile sabit tam ark bir protez yapımına izin vermektedir (Babbush ve ark 2011). Bu sayede önemli anatomik yapıların korunması kolaylaşır ve erken yükleme prosedürleri ile hastalar hızlı bir şekilde rehabilite edilebilir (Crespi ve ark 2012). Çalışmalarda, bu konseptle yapılan sabit tam ark protez ile desteklenen implantlarda yüksek başarı oranı (%92.2 - %100) rapor edilmiştir (Agliardi ve ark 2010, Heydecke ve ark 2012, Browaeys ve ark 2015).

Birçok klinik çalışmada kabul edildiği gibi osseointegre implantlar temel olarak implant çevresindeki kemiğin zayıflaması ya da kaybedilmesi ile başarısız olabilirler (Holmes ve Loftus 1997). Alveolar krestal kemikteki yoğunlaşan stresin estetik ve fonksiyonel defektlere yol açan kemik rezorbsiyonuna neden olabileceği

düşünülmektedir (Çiftçi ve Canay 2001). Kemik rezorbsiyon süreci en çok implant boyun bölgesini etkiler ve implant kemik arayüzünde aşırı yükleme ile başlar (Carter ve ark 1996). Meydana gelebilecek bu komplikasyonlar göz önünde bulundurularak tam çene implant destekli protezlerde stresi implant ve çevre dokulara sağlıklı şekilde ileten uygun materyal seçimi konusunda sonuç elde etmek amacıyla, bu çalışmada çeşitli altyapı materyallerinin implant çevresindeki stres dağılımında etkisinin farklı stres analizleri ile değerlendirilmesi ve literatürdeki farklı çalışmalarla karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çiğneme yüklerinin implantı çevreleyen kemiğe aktarılma şekli, osseointegrasyon için çok önemli bir biyomekanik faktördür ve tedavinin başarısı için temel olarak kabul edilmektedir (Cehreli ve ark 2004). Okluzal stresi implant ve çevre kemiğe ileten ise implant üstü protezlerde kullanılan materyallerdir. Dolayısıyla kullanılan materyalin biyomekanik özellikleri önem kazanmaktadır. Yapılan çalışmalarda metal-akrilik protezlerde metal-seramik sabit protezlerden daha fazla protetik komplikasyonlar görüldüğü bildirilmiştir (Bozini ve ark 2011, Ayna ve ark 2014). Bu nedenle çalışmamızda özellikleri metal-seramik restorasyonlarla benzer materyaller tercih edilmiştir.

İmplant destekli sabit protezlerde alt yapı materyali olarak Cr/Co, fiberle güçlendirilmiş rezin, PEEK, zirkonya, altın, gümüş-palladyum, krom-nikel ve titanyum gibi çok sayıda farklı materyaller kullanılabilir (Rojas-Vizcaya 2011). Ancak en uygun materyal seçimi hakkında az sayıda literatür bulunmaktadır ve mevcut az sayıdaki çalışmalarda da sonuçlar birbiriyle çelişmektedir(Bellini ve ark 2009, Bonnet ve ark 2009, Bevilacqua ve ark 2011, Gomes ve ark 2011, Correa ve ark 2012, Baggi ve ark 2013, Carneiro ve ark 2014, Hussein ve Rabie 2015, Sannino 2015). Çalışmamızda değerlendirilecek altyapı malzemeleri seçilirken literatürdeki bu açık dikkate alınarak uygun materyal seçimine katkıda bulunmak istenmiştir. Bu amaçla da; altyapı materyali olarak hem esnek hem de rijit materyalleri temsil eden örneklere yer vermek için Cr/Co, fiberle güçlendirilmiş rezin, PEEK ve zirkonyanın dahil edilmesine karar verilmiştir.

Başarılı klinik uygulamalarıyla Cr-Co alaşımlar baz alaşım grubunun 1930'lardan bugüne kadar en yaygın olarak kullanılanı ve en iyi bilinenidir. Isı direnci, korozyon ve paslanma direnci, yüksek biyouyumluluk, yüksek elastisite modülü ile gerekli dayanıklılık ve rijiditenin sağlanması ve alt yapının hafifliği gibi

olumlu özelliklere sahiptir. Ancak; teknik işlemlerinin farklılıklar göstermesi, işlemsel basamakların ve fırınlama işlemlerinin fazlalığı, restorasyonun yapımını oldukça hassaslaştırmaktadır. Bunun yanında translüsensliğin eksikliğinden doğan estetik sıkıntılar bu alaşımların populerliğinin azalmasına sebep olmuştur (Zarone ve ark 2011).

Estetiğin oldukça ön planda olduğu günümüzde zirkonyum altyapıların renk uyumu, implant ile tam marjinal adaptasyon ve yeterli dayanıklığı sağladığı bildirilmiştir. Bunun yanında metal alt yapı kullanılmadığı için, iyon salınımı sonunda alerjik ve toksik reaksiyon çıkması gibi dezavantajları da bulunmamaktadır (Yildirim ve ark 2000). Ayrıca, oldukça hafif ve Cr/Co alaşımlara benzer baskı dayanımı olduğu belirtilen fiberle altyapılarda da yüksek başarı oranı belirtilmiştir (Zaparolli ve ark 2017).

Kemik benzeri ağırlık ve elastisite gösteren, anti alerjik, biyouyumlu, aşınma direnci, düşük plak tutulumu ve şok absorbe edici özellik gibi avantajları olduğu belirtilen PEEK materyali özellikle son birkaç yılda metal altyapılara alternatif olarak çıkmıştır (Malo ve ark 2018, Zoidis 2018). Ancak implant üstü protezlerde kullanımı ile ilgili az sayıda ve daha çok in vitro çalışmalar varken uzun dönem takip çalışmaları bulunmamaktadır.

Bicon Dental İmplant firması tarafından geliştirilen fiberle güçlendirilmiş rezin blok Trinia'nın ağırlığı zirkonyadan ve kobalt-kromdan daha az, gerilme dayanımı zirkonyaya denk iken bükülme ve baskı dayanımı kobalt-krom ile karşılaştırılabilir seviyededir. Düşük elastik modülüne sahiptir. (Trinia) (Seemann ve ark 2015). Bu materyal üç üyeli sabit köprülerde test edilmiş ve altın standart olan metal-seramik protezlerle benzer sonuçlar elde edilmiştir (Bonfante ve ark 2015). Ayrıca kısa süreli bir klinik çalışmada 4 implant üstüne yapılan fiber destekli rezin köprülerin başarı oranı yaklaşık %97 olarak bulunmuştur (Seemann ve ark 2015). Zaporolli'nin implant üstü tam protezler üzerinde yaptığı güncel bir çalışmada bu materyalin rijit altyapılara göre (metal, porselen) stresi %25 oranında azalttığı gösterilmiştir (Zaparolli ve ark 2017)

All-On-4 tedavi konseptine göre implantlar mental foramenler arasına yerleştirilmektedir. Mish (2009), mandibulda mental foramenler arasındaki alanın bükülme ve stres kuvvetlerine karşı daha stabil olduğunu ve çenede defleksiyon ve

protrüziv harekette meydana gelen gerilmelerin mental foramenlerin distalinde ortaya çıktığını belirtmiştir. Daha distale yapılan sabit protezlerde alt çene hareketlerinin implantların prognozunu olumsuz yönde etkilediğini bildirmiştir (Misch 2008). Çalışmamızda da bu bilgilere uygun olacak şekilde All-On-4 modellemesi yapılmış ve posterior implantlar 30 º açı ile yerleştirilmiştir. İmplantlar eğimli olarak yerleştirilerek geniş anterio-posterior mesafe, uzun kantilever ihtiyacı ortadan kalkması ve uygun oklüzal yük dağılımının sağlanması gibi birçok biyomekanik avantaj ortaya çıkmaktadır (Krekmanov ve ark 2000, Grandi ve ark 2012). Protez ile implantlar birbirine bağlandığında bu kuvvetler azaltılabilse de, implantların bir açı ile yerleştirilmesi neticesinde ise marjinal kemik kaybını arttıran bükülme kuvvetlerinde artış ortaya çıkabilmektedir (Agliardi ve ark 2010, Hinze ve ark 2010, Francetti ve ark 2012, Ozdemir Dogan ve ark 2014)

Değerlerdeki sık karşılaşılan farklılıklara rağmen, tam sabit protezler veya overdeture'ları olan hastalarda aşırı yükleme/parafonksiyon sonucu oluşan stresler sonucunda ilerleyici marjinal kemik kaybı/implant kaybı arasındaki korelasyon konusunda bir fikir birliği vardır (Naert ve ark 1992, Quirynen ve ark 1992). Canlı dokularda stres analizi yapmak ya çok zor ya da imkânsızdır. Bu nedenle stres analizleri canlı dokuları taklit eden modellerde yapılmaktadır. Tüm analiz yöntemlerinde modelin canlı dokulara benzerliği analizin güvenirliliğini arttırmaktadır (Caputo 1987). Ancak bunu tam anlamıyla gerçekleştirebilecek tek bir analiz yöntemi yoktur. Sonlu elemanlar analizi, yaklaşık olarak bir modelin matematiksel hesaplamalardan gerçek bir yapıyı, verilen koşullar altında yapı için beklenen davranışı ve malzemelerin mekanik özelliklerini simüle eden bir hesaplama yöntemidir. Bu nedenle, bir malzemenin mekanik özellikleri hesaplanabilirse, bu yöntemle malzemenin davranışı simüle edilebilir.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır. Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise baskı streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak

değeri daha büyük ise stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Sonlu eleman analizinde meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Bu çalışmada sonlu eleman analizinde, malzeme özellikleri ve model üretimi ile ilgili çeşitli varsayımlar ve basitleştirmeler yapılmıştır. Sonlu elemanlar analizi modellerinde kemik sıklıkla izotropik olarak modellenir, aslında anizotropiktir (Meyer ve ark 2001, O'Mahony ve ark 2001). Bununla birlikte, çalışmada modellenen malzemelerin, özellikle de canlı dokulardaki özellikler farklıdır. Örneğin, mandibulanın gerçek kortikal kemiğinin enine izotropik ve homojen olmadığı gerçekte iyi bilinmektedir (Ashman ve ark 1987, Meyer ve ark 2001). Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya geriliminin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Modeldeki yapılardan, fiber destekli kompozitin anizotropik yapısına rağmen homojen, izotropik ve doğrusal elastik olduğu varsayılmıştır. Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. İmplantların % 100 osseointegre olduğu varsayılmıştır. Ancak, histomorfometrik çalışmalar hiçbir zaman % 100 kemik implantı temasının olmadığını göstermiştir. Bu nedenle, sonlu elemanlar analizinin sınırlamaları kabul edilmelidir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili yapılan çalışmalarda, çalışma modelinin ayrıntılı olarak modellenmesinin yüksek önem arz ettiği ve modeli oluşturan düğüm ve eleman sayısının fazla olmasının, analiz sonuçlarının klinik sonuçlara yakın olmasını sağladığı belirtilmiştir (Clelland ve ark 1991, Meijer ve ark 1993). Çalışmamızda senaryoları içeren matematiksel modellerde 2136235 eleman

ve 563984 düğüm sayısı kullanılmıştır. Bu düğüm noktası ve eleman sayılarının diğer çalışmalardakilere oranla oldukça fazla olduğu görülmektedir (Sağesen 2000, Korkmaz 2008, Gül 2009, Tuna 2010). Böylece, daha gerçekçi sonuçlar elde etmek amaçlanmıştır.

Fotoelastik stres analizi ise stres dağılımını ve büyüklüğünü çift kırılgan bir malzeme üzerindeki kırılma indisinin değeri görselleştirmeyi mümkün kıldığı için seçilmiştir. Fotoelastik saçaklar gerilme ve basma gerilmelerini temsil etmektedir.

Sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırıldığında fotoelastik stres analizinin kortikal ve trabeküler kemik gibi farklı nitelikteki yapıyı taklit edememe gibi bir dezavantajı söz konusudur. Öte yandan, sonlu elemanlar modellerinden elde edilen sonuçların da, özellikle klinik/biyolojik etkileri olacağı düşünüldüğünde doğrulamak önemlidir (Hsu ve ark 2007).

Frocht, sonlu elemanlar analizinin mümkün olmadığı durumlar için fotoelastik analizin endike olduğunu bildirmiştir (1969). Günümüzde teknolojideki gelişmeler bu durumu değiştirmiştir. Sunulan çalışmanın sonuçları, teknikte bazı kısıtlamalar konusunda diğer yazarlarla uyumludur (Mahler ve Peyton 1955, Caputo 1987, Cehreli ve ark 2004, Viecilli ve Freitas 2018). Fotoelastik stres analizinde üst üste sonuç alınmasının dezavantajına ek olarak, fotoelastikliğin, dişlerin etrafındaki stres gradyanını ayırt etmek için fiziksel bir çözünürlüğü yoktur ve heterojen materyaller üretilemez (Caputo 1987). Bu nedenlerle çalışmamızda iki farklı stres analiz yöntemi kullanılarak doğruluğun arttırılması amaçlanmıştır.

İmplantlarla desteklenen mandibular tam çene protezler, tam dişsiz hastalarda klinik çalışmalarda yüksek başarı oranı sunan uygun bir tedavi seçeneğidir. Ancak, aşırı ısırma kuvvetleriyle kemiğin fizyolojik limiti aşılıp, kemik rezorbsiyon süreci başladığında majör komplikasyonlar ortaya çıkmaktadır (Okumura ve ark 2010). Patolojik yükleme meydana geldiğinde, kemik-implant ara yüzünde mikro kırıklara yol açan geri dönüşümsüz kemik hasarı beklenmektedir (Sahin ve ark 2002).

Basma ve çekme stres değerleri kemik gibi kırılgan materyaller söz konusu olduğunda önem kazanmaktadır. Kemiğin üst çekme veya basma dayanımına eşit ya da daha büyük stresler oluştuğunda kırık meydana gelebilmektedir (Akca ve Iplikcioglu 2001). Kortikal kemikte 170-190 MPa basma, 100-130 MPa çekme

stresleri aşıldığında aşırı yükleme söz konusu olabilmektedir (Natali ve ark 2003, Baggi ve ark 2013).

Morneburg and Proschel sabit protezleri olan dişli hastaların ısırma kuvvetlerini analiz ettiği çalışmasında, en yüksek değeri 400N olarak belirtmiş, ortalama değerlerin 200N ile 300N aralığında olduğunu göstermişlerdir (Morneburg ve Proschel 2002). Benzer şekilde Cosme ve ark. bruksist hastaların ısırma kuvvetlerini analiz ettği çalışmasında 1000N'a kadar değerler ölçmüştür (Cosme ve ark 2005). Daha spesifik bir çalışmada Muller ve ark. geleneksel protez, overdenture ve implant destekli protezleri olan hastalarda ısırma kuvvetlerini, sırasıyla 100 N'den az, yaklaşık 100 N ve 200 ile 300 N arasında ortalama değerler olarak elde etmiştir (Muller ve ark 2012). Sunulan tez çalışmasında bu değerler içerisinde yer alıp yeterli fotoelastik etkiyi oluşturduğu için 250 N kuvvet vertikal olarak uygulanmıştır. Yükün tek bir noktadan ve yalnız vertikal doğrultuda uygulanmış olması araştırmamızın kısıtlayıcı unsurlarından biri olabilir. Ancak, elde edilen stres bulgularının, yük dağılımı ve konsantrasyon bölgeleri hakkında basit ve anlaşılır bilgiler vermesi ve iki farklı analiz tekniğini karşılaştımayı kolaylaştırması sebebiyle faydalı olacağı düşüncesindeyiz.

Farklı model geometrileri ve farklı sınır koşulları sebebiyle stres analizi sonuçları sayısal anlamda birbirleriyle karşılaştırılamamaktadır (Menicucci ve ark 1998). Ancak, elde edilen sonuçlar streslerin oluştuğu alanlar ve yoğunlukları açısından karşılaştırma yapılabilmektedir.

İmplant çevresindeki streslerin değerlendirildiği Duyck ve ark.'nın çalışmalarında her durumda stresin kantilevera en yakın implant çevresinde en yüksek değerde olduğunu göstermiştir (Duyck ve ark 2001). Bununla birlikte çalışmalarda, marjinal kemik kaybının sıklıkla kantilevera en yakın implant çevresinde olabileceği bildirilmiştir (Wyatt ve Zarb 2002, Baron ve ark 2005). Bu değerlendirme, implant çevresi destek kemikte yüksek stresin marjinal kemik seviyesinde negatif sonuçlarının olabileceğini göstermektedir.

Çalışmamızda da bu araştırmaları destekler şekilde tüm modellerde kuvvet uygulanan kantilever pozisyonundaki molar dişe en yakın implant ve abutment çevresinde kuvvetlerin yoğunlaştığı görülmüştür. Kullanılan abutment materyaline

göre abutment ve implant çevresindeki stresler kıyaslandığında en yüksek von mises stres değerleri fiber altyapıda, en düşük von mises stres değerleri Cr/Co altyapıda görülmüştür.

Tribst ve ark çalışmalarında daha rijit yapıların daha homojen bir gerilim dağılımı ve implant ve çevre yapılarda daha az hasar anlamını taşıdığı sonucuna varmışlardır (Tribst ve ark 2017).

Sertgöz ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında farklı okluzal yüzey materyali (rezin, rezin kompozit ve porselen) ve çeşitli alt yapıların (altın, gümüş-paladyum, krom-kobalt ve titanyum alaşımı) implant destekli tam çene sabit protezlerdeki stres dağılımı üzerine etkisini incelemişlerdir. Kobalt-krom alt yapı ve porselen okluzal yüzey materyali kombinasyonunda stres dağılımı açısından en uygun sonuçları elde etmişlerdir (Sertgoz 1997).

Zaporolli ve ark. yaptığı çalışmada CAD/CAM ile üretilen fiber, titanyum, Cr-Co ve kovansiyonel döküm tekniği ile üretilen Cr-Co altyapılarda stres dağılımını incelemişler ve sunulan araştırmadaki sonuçlarla çelişecek şekilde; fiberle güçlendirilmiş rezin altyapının diğer metallere kıyasla daha iyi stres dağılımı ve implant servikal bölgesinde daha az stres iletimi olduğunu belirtmişlerdir (Zaparolli ve ark 2017). Elde ettiğimiz sonuçlar bahsi geçen çalışmayla çelişse de çiğneme kuvvetini simüle etmek için Zaporolli ve ark. çalışmasında çalışmamızda uygulanan 250 N'luk kuvvetten oldukça düşük olacak şekilde 150 N kuvvet uygulanmıştır ki 1. Molar diş için bu kuvvet değerinin ortalamadan daha düşük olduğu literatüde belirtilmektedir (Morneburg ve Proschel 2002, Cosme ve ark 2005, Muller ve ark 2012).

Conserva ve ark. Mandibula hareketlerini ve çiğneme kuvvetlerini simule eden bir robot ile cam seramik ile üç farklı rezin kompozitin şok absorbe edici özelliklerini karşılaştırmış ve cam seramiklerin kuvvetleri anlamlı derecede daha fazla implant çevresi kemiğe ilettiği sonucuna ulaşmıştır (Conserva ve ark 2009).

Ayrıca araştırmamız Rubo ve Souza'nın düşük elastik modülünün uygulanan yüke en yakın dayanaklar üzerinde daha fazla strese neden olduğunu doğruladıkları çalışmayla benzerlik göstermektedir (Rubo ve Souza 2008).

Williams ve ark. tarafından Co-Cr alaşımı kullanılarak yapılan çalışmada, streslerin osseointegre implantlara bağlı kantileverli protezler üzerindeki etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile incelenmiş ve Co-Cr alaşımının etkili stresleri azalttığını ifade edilmiştir. Daha yüksek elastisite modülüne sahip olan Co-Cr, iskelet içinde daha eşit stres dağılımına izin vermiştir ki bu da protezin daha dayanıklı olmasını ve etkili yük transferini sağlamıştır (Williams ve ark 1990).

Sarot ve ark. yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar analizi kullanarak karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK komponentlerini (implantlar ve abutmentlar) değerlendirdikleri çalışmalarında kuvvet uygulandığında servikal kısımda ve kortikal kemikte daha yüksek bir stres ve daha yüksek yük konsantrasyonu görüldüğünü belirtmişlerdir. Stresteki bu artış karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK'in yüksek esneme kapasitesine bağlanmıştır.

Yine bu konuyla ilgili olarak yapılan başka bir çalışmanın sonucunda osseointegre protezlerin iskeleti için daha rijit malzemenin kullanılmasının, protez tutturma vidalarının içindeki stresleri azalttığı ortaya çıkmıştır (Cibirka ve ark 1992). Burada iskeletin eğilmeye karşı yüksek direnç göstermesinin, tutturma vidalarındaki, özellikle de kantileverli üst yapılardaki aşırı mekanik yükleme riskini azalttığı anlamına gelmektedir. Biyomekanik açıdan implant çevresinde oluşan stresler değerlendirildiğinde en uygun altyapı materyali olarak Cr/Co düşünülmüştür.

Tüm altyapılarda seçili düğüm noktasındaki stresler 2 nolu implant bölgesinde en yüksek değerlerde görülmüştür. Materyallere göre altyapıda meydana gelen stresler kıyaslandığında en yüksek von mises stres değerleri Cr/Co altyapıda, en düşük von mises stres değerleri fiber altyapıda görülmüştür.

Erkmen ve ark. çeşitli altyapılarda (metal ya da cam fiberle güçlendirilmiş rezin) ve estetik üst yapı materyalleriyle (porselen ve partikül kompozit) 3 implantla desteklenmiş sabit bölümlü protezlerin biyomekanik davranışlarını değerlendirmişlerdir. Yazarlar cam fiberle güçlendirilmiş rezin altyapı ve partikül kompozit, metal ve porselen yerine kullanıldığında protezin altyapı ve üstyapısında daha az stres değerleri görmüşler ancak implant abutment kompleksinde daha yüksek stresler elde etmişlerdir (Erkmen ve ark 2011). Benzer şekilde sunulan çalışmada materyallerinin iç stresleri incelendiğinde Cr/Co ve zirkonya altyapılarda daha

yüksek stresler görüldü.

Daha önce yapılan çalışmalarda belirtildiği üzere ve ayrıca kuvvet dağılımı ilkesinden yola çıkılarak; ikinci konnektör bölgelerinde ve eğilmeye karşı daha fazla direnç göstermesinden dolayı yüksek elastik modülüne sahip altyapı materyallerinde stres yoğunlaşmalarının daha fazla olması beklenmektedir (Cibirka ve ark 1992, Goiato ve ark 2018).

Eskitascioglu ve ark'nın fiber post sistemini değerlendirdikleri çalışmalarında da sunulan tez çalışmasına benzer şekilde fiber post-core sistemi boyunca minimum stres görülürken dişin servikal bölgesinde ve bukkal kemikte stres birikimi gözlenmiş ve bu durumun restorasyonun kendisi için bir avantaj iken destekleyici yapılar için bir dezavantaj oluşturduğu vurgulanmıştır (Eskitascioglu ve ark 2002).

Çalışmamızda sonlu elemanlar analizi ile kortikal ve spongioz kemiklerde basma ve çekme stresleri incelendiğinde; stresler, elastik modülü yüksek olan Cr/Co ve zirkonya altyapılarda düşük iken düşük elastik modülüne sahip fiber ve PEEK altyapı materyallerinde daha yüksek değerlerde görülmüştür. Bu durum von mises stres değerlerinde de açıklandığı gibi materyallerin fiziksel özellikleri ile bağdaştırılmıştır.

Tuna ve ark.'nın 2010 yılında fotoelastik stres analizi kullandığı tez çalışmasında, stres alanları kantileverlerde gövdeye komşu implantın gövdeye bakan yüzünde stres yoğunluğu görüldüğü belirtilmiştir (Tuna 2010, Sharma ve ark 2012). Sunulan çalışmada gövdeye yakın implantın mezialinde yüksek stres değerleri gözlenmesi bu çalışmacıların bulguları ile benzemektedir. Ayrıca araştırmamızın fotoelastik stres analizi sonuçlarına göre izokromatik frinde çizgilerinin dağılımları incelendiğinde bütün bölgelerde fiber altyapıda en yüksek Cr/Co altyapıda ise en düşük stres değerleri elde edilmiştir.

Lee ve ark. All-On-4 tekniğine göre yerleştirilen implantlar üzerine titanyum, zirkonya ve PEEK alt yapılarda stres analizi yapmışlardır. implant çevresi kemikte oluşan çekme ve basma streslerinde ve implantlarda en yüksek değerleri PEEK altyapıda bildirdiler (Lee ve ark 2017). Alt yapıların içinde görülen Von Mises stresleri PEEK materyalinde daha az görülmüştür Çalışmamızda da PEEK materyalinde stres iletimi Lee ve arkadaşlarının çalışması ile uyumludur.

Döküm metal ve fiber materyallerin de aralarında bulunduğu farklı post-core restorasyonlar üzerinde yapılan fotoelastik ve sonlu elaman analizi çalışmalarında da elastik modülü düşük materyallerle ilgili sonucumuzu doğrular nitelikte çıkarımlar elde edilmiştir (Afroz ve ark 2013).

Bu çalışmada tüm implant üstü protez grupları arasında fotoelastik ve sonlu elemanlar stres analizleri implant ve çevre dokularda benzer stres sonuçları vermiştir. Dolayısıyla, kullanılan farklı analizlerin sonuçları birbirlerini desteklemektedir.

Akça ve ark. tarafından yapılan çalışmada gerinim ölçer stres analizi yöntemi ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri karşılaştırılmıştır. Benzer stres değerleri elde etmişlerdir; ancak sonlu elemanlar stres analizi yönteminin daha hassas ve detaylı sonuçlar verdiği vurgulanmıştır (Akca ve ark 2002).

İnan ve ark. Yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar ve fotoelastik stres analizlerinin her ikisinin de destek kemikte stres dağılımı ile ilgili bilgi verdiğini ancak sonlu elemanlar analizinin stresin yeri, şekli ve matematiksel değeriyle ilgili daha detaylı bilgi sunduğunu ifade etmişlerdir (Inan 2009).

Çalışmamızda da fotoelastik analiz ile karşılaştırıldığında sonlu elemanlar analizinde ile daha doğru ve gerçekçi modellerin sağlanabileceğini görülmüştür. Fotoelastik stres analizi yöntemi de stres konsantrasyonlarının yerini ve yoğunluğunu vermektedir ancak gelişmiş bilgisayar programları ile sonlu elemanlar analizi stres lokasyonlarını net olarak tespit etme; implant, abutment kemik ve üstyapı gibi yapılarda ayrı ayrı bu değerleri görme açısından avantaj sağlamaktadır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sunulan çalışmanın sınırları dâhilinde yapılan analizlerin izin verdiği ölçüde şu sonuçlar ortaya çıkmıştır:

- İmplant ve çevre dokularda metal ve zirkonya gibi rijit altyapılarda, fiber ve Peek gibi elastik materyallere göre daha düşük stres değerleri ölçülmektedir
- Alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, kemiğe ve implanta iletilen stresler azalmaktadır.
- Materyalin kendi içinde oluşan stresler değerlendirildiğinde elastik modülü düşük olan fiber ve PEEK gibi altyapılarda daha düşük stresler görülmektedir.
- Alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, alt yapının kendi içinde oluşan stresler artmaktadır.
- Fotoelastik ve sonlu elemanlar stres analizleri implant ve çevre dokularda benzer stres sonuçları vermektedir. Dolayısıyla, sonuçları birbirlerini desteklemektedir.
- Hiçbir grupta çevre kemikte ortaya çıkan basma ve çekme stres değerleri, 130 N'un üzerinde aşırı yüklemeye yol açacak seviyede bulunmamıştır.

Bu sonuçlar ışığında araştırmamızda test edilen Cr/Co, zirkonya, fiberle güçlendirilmiş rezin ve PEEK materyalleri değerlendirildiğinde; düşük elastisite modülüne sahip olan PEEK ve fiberle güçlendirilmiş rezin altyapı, implanta ve çevre dokulara en çok stres ileten alt yapı materyalleridir. Bu durum, protetik komponenti koruyan bir mekanizma olmasına rağmen; uzun dönemde implant çevresi kemikte rezorbsiyon riskini arttırabilir ve implantlarda boyun bölgesi kırığına sebebiyet verebilir. Diğerlerine oranla daha yüksek elastisite modülüne sahip olan Cr/Co ve zirkonya altyapı ise implanta ve kemiğe en az stres ileten materyaller olduğu için çevre dokular için ideale daha yakın alt yapı materyali olarak bulunmuştur.

Bununla birlikte her ne kadar 2 farklı analiz yöntemi kullanılarak materyallerin oluşturuduğu etkiler saptanmaya çalışılsa da implant ve altyapı biyomekaniği ile ilgili yapılan modelleme analizlerin hiçbiri, incelenmesi gereken tüm parametrelerde meydana gelen stres karakterinin değerlenmesinde yeterli olmayacağından elde edilen verilerin yapılacak çok sayıda klinik araştırmayla desteklenmesi gerekmektedir.

6.KAYNAKÇA

Abraham CM, 2014. A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. The Open Dentistry Journal, 8, 50-5.

Abraham CM, 2014. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. Open Dent J, 8, 50-5.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, 1981. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg, 10, 6, 387-416.

Afroz S, Tripathi A, Chand P, Shanker R, 2013. Stress pattern generated by different post and core material combinations: A photoelastic study. Indian Journal of Dental Research, 24, 1, 93-7.

Agliardi E, Panigatti S, Clerico M, Villa C, Malo P, 2010. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. Clin Oral Implants Res, 21, 5, 459-65.

Aguiar FA, Jr., Tiossi R, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rodrigues RC, 2012. Photoelastic analysis of stresses transmitted by universal cast to long abutment on implant-supported single restorations under static occlusal loads. J Craniofac Surg, 23, 7 Suppl 1, 2019-23.

Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H, 2002. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont, 15, 2, 115-21.

Akca K, Iplikcioglu H, 2001. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 16, 5, 722-30.

Akyuz E, Braun JT, Brown NA, Bachus KN, 2006. Static versus dynamic loading in the mechanical modulation of vertebral growth. Spine (Phila Pa 1976), 31, 25, E952-8.

Andrikopoulou E, Zoidis P, Artopoulou, II, Doukoudakis A, 2016. Modified PEEK Resin Bonded Fixed Dental Prosthesis for a Young Cleft Lip and Palate Patient. J Esthet Restor Dent, 28, 4, 201-7.

Anusavice KJ, 2003. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. Advances in dental research, 17, 43-8.

Aparicio C, Perales P, Rangert B, 2001. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. Clin Implant Dent Relat Res, 3, 1, 39-49.

Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Ozdemir T, 2013. Conventional multi-slice computed tomography (CT) and cone-beam CT (CBCT) for computer-assisted implant placement. Part I: relationship of radiographic gray density and implant stability. Clin Implant Dent Relat Res, 15, 6, 893-906.

Asbell MB, 1988. Who should teach dental history? Bulletin of the history of dentistry, 36, 2, 132-4.

Ashman RB, Corin JD, Turner CH, 1987. Elastic properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique. J Biomech, 20, 10, 979-86.

Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH, 2009. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg, 20, 4, 1173-7.

Asundi A, Kishen A, 2000. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. Arch Oral Biol, 45, 7, 543-50.

Asundi A, Kishen A, 2001. Advanced digital photoelastic investigations on the tooth-bone interface. J Biomed Opt, 6, 2, 224-30.

Ayna M, Gulses A, Acil Y, 2015. Comprehensive Comparison of the 5-Year Results of All-on-4 Mandibular Implant Systems With Acrylic and Ceramic Suprastructures. J Oral Implantol, 41, 6, 675-83.

Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J, 2011. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. J Oral Implantol, 37, 4, 431-45.

Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G, 2013. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. J Prosthet Dent, 109, 1, 9-21.

Baron M, Haas R, Baron W, Mailath-Pokorny G, 2005. Peri-implant bone loss as a function of tooth-implant distance. Int J Prosthodont, 18, 5, 427-33.

Baumeister T, Avallone, E.A., 1978. Marks' standard handbook of mechanical engineers, New York, McGraw-Hill., p.

Bayraktar M, The influence of crown-implant ratio and dental implant parameters on implant and peri-implant bone: A finite element analysis., Istanbul University, Institute of Health Science,.

Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L, 2009. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentuous mandible: a biomechanical study. Int J Oral Maxillofac Implants, 24, 3, 511-7.

Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P, 2011. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. J Prosthet Dent, 105, 1, 5-13.
Bidez MW, Misch CE, 1992. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J Oral Implantol, 18, 3, 264-74.
Bidez MW, Misch CE, 1992. Issues in bone mechanics related to oral implants. Implant Dent, 1, 4, 289-94.
. Erişim. Erişim adresi, https://www.nobelbiocare.com/se/en/home/products-and-solutions/treatment-concepts/all-on-4.html.
Bodine RL, Jr., Kotch RL, 1953. Experimental subperiosteal dental implants. U S Armed Forces Med J, 4, 3, 440-51.
Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW, 1999. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. J Prosthet Dent, 82, 4, 436-40.
Bonfante EA, Suzuki M, Carvalho RM, Hirata R, Lubelski W, Bonfante G, Pegoraro TA, Coelho PG, 2015. Digitally produced fiber-reinforced composite substructures for three-unit implant-supported fixed dental prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants, 30, 2, 321-9.
Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P, 2009. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. Med Eng Phys, 31, 7, 806-15.
Boyan BD, Lossdorfer S, Wang L, Zhao G, Lohmann CH, Cochran DL, Schwartz Z, 2003. Osteoblasts generate an osteogenic microenvironment when grown on surfaces with rough microtopographies. European cells & materials, 6, 22-7.
Braceras I, De Maeztu MA, Alava JI, Gay-Escoda C, 2009. In vivo low-density bone apposition on different implant surface materials. Int J Oral Maxillofac Surg, 38, 3, 274-8.
Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP, 2001. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. Clin Oral Implants Res, 12, 1, 26-34.
Brandao AC, Brentegani LG, Novaes AB, Jr., Grisi MF, Souza SL, Taba Junior M, Salata LA, 2002. Histomorphometric analysis of rat alveolar wound healing with hydroxyapatite alone or associated to BMPs. Braz Dent J, 13, 3, 147-54.
Branemark PI, 1983. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent, 50, 3, 399-410.
Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A, 1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, 16, 1-132.
Browaeys H, Dierens M, Ruyffelaert C, Matthijs C, De Bruyn H, Vandeweghe S, 2015. Ongoing Crestal Bone Loss around Implants Subjected to Computer-Guided Flapless Surgery and Immediate Loading Using the All-on-4(R) Concept. Clin Implant Dent Relat Res, 17, 5, 831-43.
Burak Ozcelik T, Ersoy E, Yilmaz B, 2011. Biomechanical evaluation of tooth- and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. J Prosthodont, 20, 1, 16-28.
Burch RH, 1997. Dr. Pinkney Adams--a dentist before his time. Ark Dent, 68, 3, 14-5.
Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP, 1997. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clin Oral Implants Res, 8, 3, 161-72.
Cahoon P, Hannam A, 1994. An Interactive Modeling Environment for Craniofacial Reconstruction. P Soc Photo-Opt Ins, 2178, 206-15.
Calandriello R, Tomatis M, 2005. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. Clin Implant Dent Relat Res, 7 Suppl 1, S1-12.
Caputo AAaS, J.P., 1987. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, , 123-49.
Carneiro BA, de Brito RB, Jr., Franca FM, 2014. Finite element analysis of provisional structures of implant-supported complete prostheses. J Oral Implantol, 40, 2, 161-8.
Carter DR, Van Der Meulen MC, Beaupre GS, 1996. Mechanical factors in bone growth and development. Bone, 18, 1 Suppl, 5S-10S.
Carvalho L, Roriz P, Simoes J, Frazao O, 2015. New Trends in Dental Biomechanics with Photonics Technologies. Appl Sci-Basel, 5, 4, 1350-78.
Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B, 2005. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res, 84, 5, 428-33.

Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I, 2004. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res, 15, 2, 249-57.
Cehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir OG, 2002. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: in vitro evaluation of axial versus off-set loading. J Oral Rehabil, 29, 4, 394-400.
Celik G, Uludag B, 2007. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent, 97, 4, 229-35.
Cerqueira NM, Ozcan M, Goncalves M, da Rocha DM, Vasconcellos DK, Bottino MA, Yener-Salihoglu E, 2012. A strain gauge analysis of microstrain induced by various splinting methods and acrylic resin types for implant impressions. Int J Oral Maxillofac Implants, 27, 2, 341-5.
Cherchieve R, 1972. [The implantation tribune]. Inf Dent, 54, 39, 3509.
Chiba J, Rubash HE, Kim KJ, Iwaki Y, 1994. The characterization of cytokines in the interface tissue obtained from failed cementless total hip arthroplasty with and without femoral osteolysis. Clin Orthop Relat Res, 300, 304-12.
Cho SA, Park KT, 2003. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. Biomaterials, 24, 20, 3611-7.
Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, 2012. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. J Periodontol, 83, 1, 111-8.
Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH, 2002. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil, 29, 6, 565-74.
Chung SM, Yap AU, Koh WK, Tsai KT, Lim CT, 2004. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. Biomaterials, 25, 13, 2455-60.
Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS, 1992. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. The Journal of prosthetic dentistry, 67, 3, 361-4.
Ciftci Y, Canay S, 2000. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. Int J Oral Maxillofac Implants, 15, 4, 571-82.
Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D, 1991. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. Int J Oral Maxillofac Implants, 6, 4, 391-8.
Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Ravera G, Pera F, Pera P, 2009. The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report. Int J Prosthodont, 22, 1, 53-5.
Correa S, Ivancik J, Isaza JF, Naranjo M, 2012. Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis. J Prosthodont Res, 56, 2, 110-9.
Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro Sde A, Shinkai RS, 2005. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. Int J Prosthodont, 18, 4, 328-32.
Cowin S, H. Hegedus D, 1976. Bone remodelling. I: Theory of adaptive elasticity, p.
Cowin S, R. Nachlinger R, 1978. Bone remodeling III: Uniqueness and stability in adaptive elasticity theory, p.
Craig RG, el-Ebrashi MK, LePeak PJ, Peyton FA, 1967. Experimental stress analysis of dental restorations. I. Two-dimensional photoelastic stress analysis of inlays. J Prosthet Dent, 17, 3, 277-91.
Craig RG, Peyton FA, 1967. Measurement of strains in fixed bridges with electronic strain gauges. J Dent Res, 46, 3, 615-9.
Crespi R, Vinci R, Cappare P, Romanos GE, Gherlone E, 2012. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. Int J Oral Maxillofac Implants, 27, 2, 428-34.
Çiftçi Y, Canay Ş, 2001. Stress Distribution on the Metal Framework of the Implant-Supported Fixed Prosthesis Using Different Veneering Materials. International Journal of Prosthodontics, 14, 5, 406-11.
Daou EE, 2014. The zirconia ceramic: strengths and weaknesses. Open Dent J, 8, 33-42.
Davies JE, 2003. Understanding peri-implant endosseous healing. J Dent Educ, 67, 8, 932-49.
De Riu G, Meloni SM, Pisano M, Massarelli O, Tullio A, 2012. Computed tomography-guided implant surgery for dental rehabilitation in mandible reconstructed with a fibular free flap: description of the technique. Br J Oral Maxillofac Surg, 50, 1, 30-5.
Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L, 2012. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. Clin Implant Dent Relat Res, 14, 4, 612-21.

Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE, 2001. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res, 12, 3, 207-18.
El Halabi F, Rodriguez JF, Rebolledo L, Hurtos E, Doblare M, 2011. Mechanical characterization and numerical simulation of polyether-ether-ketone (PEEK) cranial implants. J Mech Behav Biomed Mater, 4, 8, 1819-32.
Eraslan O, Inan O, Secilmis A, 2010. The Effect of Framework Design on Stress Distribution in Implant-Supported FPDs: A 3-D FEM Study. European journal of dentistry, 4, 4, 374-82.
Eriksson C, Lausmaa J, Nygren H, 2001. Interactions between human whole blood and modified TiO2-surfaces: influence of surface topography and oxide thickness on leukocyte adhesion and activation. Biomaterials, 22, 14, 1987-96.
Erkmen E, Meric G, Kurt A, Tunc Y, Eser A, 2011. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. J Mech Behav Biomed Mater, 4, 1, 107-16.
Esposito M, Grusovin MG, Achille H, Coulthard P, Worthington HV, 2009. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. Cochrane Database Syst Rev, 1, CD003878.
Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P, 1998. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. Eur J Oral Sci, 106, 1, 527-51.
Fabbri G, Sorrentino R, Brennan M, Cerutti A, 2014. A novel approach to implant screw-retained restorations: adhesive combination between zirconia frameworks and monolithic lithium disilicate. Int J Esthet Dent, 9, 4, 490-505.
Fanuscu MI, Caputo AA, 2004. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. J Prosthodont, 13, 4, 214-20.
Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W, 1998. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. J Dent Res, 77, 10, 1832-9.
Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M, 2012. Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. Interim results of a prospective study. Clin Implant Dent Relat Res, 14, 5, 646-54.
Freitas AC, Rocha EP, dos Santos PH, Ko CC, Martin M, de Almeida EO, 2010. Mechanics of the maxillary central incisor. Influence of the periodontal ligament represented by beam elements. Comput Method Biomec, 13, 5, 515-21.
Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L, 2002. Clinical outcome of Branemark System implants of various diameters: a retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants, 17, 5, 671-7.
Frost HM, 1987. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. Anat Rec, 219, 1, 1-9.
Frost HM, 1987. The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents. Bone Miner, 2, 2, 73-85.
Geng JP, Tan KB, Liu GR, 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent, 85, 6, 585-98.
Glantz PO, Nyman S, Strandman E, Randow K, 1984. On functional strain in fixed mandibular reconstructions. II. An in vivo study. Acta Odontol Scand, 42, 5, 269-76.
Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K, Linden U, Hulten J, 1993. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. Clin Oral Implants Res, 4, 2, 99-105.
Glickman I, 1965. Clinical Significance of Trauma from Occlusion. J Am Dent Assoc, 70, 607-18.
Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH, 1991. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth--a finite element investigation. J Prosthet Dent, 66, 4, 451-9.
Goiato MC, Sarauza Arsufi G, de Medeiros RA, Pesqueira AA, da Silva EVF, Sonego MV, Dos Santos DM, 2018. Stress distribution of different implant connections associated with multiple implant-supported prostheses. Journal of medical engineering & technology, 42, 5, 359-67.
Goldberg NI, Gershkoff A, 1949. The implant lower denture. Dent Dig, 55, 11, 490-4.
Gomes EA, Barao VA, Rocha EP, de Almeida EO, Assuncao WG, 2011. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. The International journal of oral & maxillofacial implants, 26, 6, 1202-9.
Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY, 2003. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent, 90, 2, 121-32.

Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Grandi G, 2012. Immediate loading of four (all-on-4) post-extractive implants supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 18-month follow-up from a multicentre prospective cohort study. Eur J Oral Implantol, 5, 3, 277-85.
Greco GD, Jansen WC, Landre Junior J, Seraidarian PI, 2009. Stress analysis on the free-end distal extension of an implant-supported mandibular complete denture. Braz Oral Res, 23, 2, 182-9.
Greenfield EJ, 2008. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. Compend Contin Educ Dent, 29, 4, 232-7.
Gül E, 2009. Farklı Açılarda Yerleştirilen Implantlarla Desteklenen Barlı Tutuculardа Kemikteki Gerilme Dağılımının Incelenmesi, Gazi Universitesi Ankara.
Hasan I, Rahimi A, Keilig L, Brinkmann KT, Bourauel C, 2012. Computational simulation of internal bone remodelling around dental implants: a sensitivity analysis. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 15, 8, 807-14.
He LH, Swain MV, 2007. Enamel - a "metallic-like" deformable biocomposite. J Dent, 35, 5, 431-7.
Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C, Gerber S, Bosshardt DD, Jonsson J, Lang NP, Jonsson J, 2004. Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. Clin Oral Implants Res, 15, 3, 259-68.
Henry P, Rosenberg I, 1994. Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible: preliminary results. Pract Periodontics Aesthet Dent, 6, 9, 15-22; quiz 4.
Heydecke G, Zwahlen M, Nicol A, Nisand D, Payer M, Renouard F, Grohmann P, Muhlemann S, Joda T, 2012. What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review. Clin Oral Implants Res, 23 Suppl 6, 217-28.
Hinze M, Thalmair T, Bolz W, Wachtel H, 2010. Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants, 25, 5, 1011-8.
Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC, 1994. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent, 72, 4, 367-72.
Holmes DC, Loftus JT, 1997. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol, 23, 3, 104-11.
Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK, 2007. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants, 22, 2, 301-9.
Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW, 2008. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. J Dent, 36, 6, 409-17.
Hussein MO, Rabie ME, 2015. Three-Dimensional Nonlinear Contact Finite Element Analysis of Mandibular All-on-4 Design. J Oral Implantol, 41, 2, e12-8.
Inan Ö, Sevimay, M., Eraslan, O., Eskitaşçıoğlu, G., 2009. Comparison of Finite Element and Photoelastic Stress Analysis Methods. Turkiye Klinikleri J Dental Sci, 15, 2, 93-101.
Isidor F, 1996. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implants Res, 7, 2, 143-52.
Isidor F, 1997. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clin Oral Implants Res, 8, 1, 1-9.
Jarman-Smith M, 2008. Evolving uses for implantable PEEK and PEEK based compounds. Med Device Technol, 19, 6, 12-5.
Jividen G, Jr., Misch CE, 2000. Reverse torque testing and early loading failures: help or hindrance? J Oral Implantol, 26, 2, 82-90.
Johnson EW, Castaldi CR, Gau DJ, Wysocki GP, 1968. Stress pattern variations in operatively prepared human teeth, studied by three-dimensional photoelasticity. J Dent Res, 47, 4, 548-58.
Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A, 2003. Quality of dental implants. Int Dent J, 53, 6 Suppl 2, 409-43.
Kallus T, Bessing C, 1994. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. Int J Oral Maxillofac Implants, 9, 2, 169-78.
Karolyi M, 1991. Beobachtungen über Pyorrhea alveolaris, Osterenorichisch-Ungarische viertel jahresschrift fur
Zahnheilkunde.
Kirsch A, Ackermann KL, 1989. The IMZ osteointegrated implant system. Dent Clin North Am, 33, 4, 733-91.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O, 2004. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res, 15, 4, 401-12.
Korkmaz FM, 2008. Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan Implantların Tip ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi, Gazi Universitesi, Ankara.
Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H, 2000. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. Int J Oral Maxillofac Implants, 15, 3, 405-14.
Kummer B, 1965. [Development and variations of long bone forms with special reference to mechanical influences]. Arkh Anat Gistol Embriol, 49, 7, 21-9.
Kurtz SM, Devine JN, 2007. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. Biomaterials, 28, 32, 4845-69.
Laney WR, 1993. In recognition of an implant pioneer: Professor Dr. Andre Schroeder. Int J Oral Maxillofac Implants, 8, 2, 135-6.
Laney WR, Tolman DE, Keller EE, Desjardins RP, Van Roekel NB, Branemark PI, 1986. Dental implants: tissue-integrated prosthesis utilizing the osseointegration concept. Mayo Clin Proc, 61, 2, 91-7.
Lang NP, Wilson TG, Corbet EF, 2000. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. Clin Oral Implants Res, 11 Suppl 1, 146-55.
Lee KS, Shin SW, Lee SP, Kim JE, Kim JH, Lee JY, 2017. Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. Int J Prosthodont, 30, 6, 581-5.
Lehman ML, Meyer ML, 1966. Relationship of dental caries and stress: concentrations in teeth as revealed by photoelastic tests. J Dent Res, 45, 6, 1706-14.
Lekholm U, Adell R, Lindhe J, Branemark PI, Eriksson B, Rockler B, Lindvall AM, Yoneyama T, 1986. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. (II) A cross-sectional retrospective study. Int J Oral Maxillofac Surg, 15, 1, 53-61.
Lindhe J, 1980. Trauma from occlusion. Dtsch Zahnarztl Z, 35, 7, 680-4.
Linkow LI, 1966. Maxillary endosseous implants. Dent Concepts, 10, 1, 14-24.
Linkow LI, Dorfman JD, 1991. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. N Y State Dent J, 57, 6, 31-5.
2014. Erişim. Erişim adresi, http://www.straumann.us/
MacDonald DE, Rapuano BE, Deo N, Stranick M, Somasundaran P, Boskey AL, 2004. Thermal and chemical modification of titanium-aluminum-vanadium implant materials: effects on surface properties, glycoprotein adsorption, and MG63 cell attachment. Biomaterials, 25, 16, 3135-46.
Maceri F, Martignoni M, Vairo G, 2007. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. J Biomech, 40, 11, 2386-98.
Magne P, 2007. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. Dent Mater, 23, 5, 539-48.
Mahler DB, Peyton FA, 1955. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. J Dent Res, 34, 6, 831-8.
Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A, 2007. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. J Prosthet Dent, 97, 6 Suppl, S26-34.
Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Gravito I, 2015. All-on-4(R) Treatment Concept for the Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible: A 7-Year Clinical and 5-Year Radiographic Retrospective Case Series with Risk Assessment for Implant Failure and Marginal Bone Level. Clin Implant Dent Relat Res, 17 Suppl 2, e531-41.
Malo P, de Araujo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N, Legatheaux J, 2018. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. Clin Implant Dent Relat Res, 20, 5, 692-702.
Malo P, Rangert B, Dvarsater L, 2000. Immediate function of Branemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. Clin Implant Dent Relat Res, 2, 3, 138-46.
Malo P, Rangert B, Nobre M, 2003. "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res, 5 Suppl 1, 2-9.

Malo P, Rangert B, Nobre M, 2005. All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res, 7 Suppl 1, S88-94.
Manz MC, 1997. Radiographic assessment of peri-implant vertical bone loss: DICRG Interim Report No. 9. J Oral Maxillofac Surg, 55, 12 Suppl 5, 62-71.
Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM, 2007. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. J Prosthodont, 16, 2, 117-22.
Markle DH, Grenoble DE, Melrose RJ, 1975. Histologic evaluation of vitreous carbon endosteal implants in dogs. Biomater Med Devices Artif Organs, 3, 1, 97-114.
Matsuo M, Nakamura T, Kishi Y, Takahashi K, 1999. Microvascular changes after placement of titanium implants: scanning electron microscopy observations of machined and titanium plasma-sprayed implants in dogs. J Periodontol, 70, 11, 1330-8.
Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH, 1993. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabil, 20, 2, 147-57.
Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G, 1998. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. Int J Oral Maxillofac Implants, 13, 3, 369-76.
Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G, 1996. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. Clin Oral Implants Res, 7, 4, 387-96.
Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U, 2001. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. J Maxillofac Surg, 29, 2, 100-5.
Minozzi S, Panetta D, De Sanctis M, Giuffra V, 2017. A Dental Prosthesis from the Early Modern Age in Tuscany (Italy). Clin Implant Dent Relat Res, 19, 2, 365-71.
Misch C, 2008. Contemporary Implant Dentistry, p.
Misch CE, 1989. Bone classification, training keys to implant success. Dent Today, 8, 4, 39-44.
Misch CE, 1996. Early bone loss etiology and its effect on treatment planning. Dent Today, 15, 6, 44-51.
Misch CE, 1999. Contemporary Implant Dentistry. Implant Dentistry, 8, 1, 90.
Misch CE, Qu Z, Bidez MW, 1999. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. J Oral Maxillofac Surg, 57, 6, 700-6; discussion 6-8.
Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW, 2005. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. Implant Dent, 14, 2, 108-16.
Morin DL, Douglas WH, Cross M, DeLong R, 1988. Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. Dent Mater, 4, 1, 41-8.
Morneburg TR, Proschel PA, 2002. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prosthodont, 15, 1, 20-7.
Muller F, Hernandez M, Grutter L, Aracil-Kessler L, Weingart D, Schimmel M, 2012. Masseter muscle thickness, chewing efficiency and bite force in edentulous patients with fixed and removable implant-supported prostheses: a cross-sectional multicenter study. Clin Oral Implants Res, 23, 2, 144-50.
Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P, 1992. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. J Prosthet Dent, 68, 6, 949-56.
Natali AN, Pavan PG, Carniel EL, Dorow C, 2003. A transversally isotropic elasto-damage constitutive model for the periodontal ligament. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 6, 5-6, 329-36.
Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL, 2006. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. Dent Mater, 22, 4, 388-95.
Neumann EA, Villar CC, Franca FM, 2014. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. Braz Oral Res, 28.
Noonan MA, 1949. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. J Dent Child, 16, 4, 24-8, illust.
O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P, 2001. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. Clin Oral Implants Res, 12, 6, 648-57.
Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL, 2002. The causes of early implant bone loss: myth or science? J Periodontol, 73, 3, 322-33.

Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S, 2010. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. Journal of Prosthodontic Research, 54, 3, 133-42.
Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S, 2010. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont Res, 54, 3, 133-42.
Olmsted MJ, Wall CE, Vinyard CJ, Hylander WL, 2005. Human bite force: the relation between EMG activity and bite force at a standardized gape. American Journal of Physical Anthropology, 160-1.
Ozcelik T, Ersoy AE, 2007. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. J Prosthodont, 16, 2, 107-16.
Ozdemir Dogan D, Polat NT, Polat S, Seker E, Gul EB, 2014. Evaluation of "all-on-four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. Clin Implant Dent Relat Res, 16, 4, 501-10.
Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA, 1997. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. J Dent, 25, 6, 485-91.
Park JY, Davies JE, 2000. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. Clin Oral Implants Res, 11, 6, 530-9.
Pérez-González A, González-Lluch C, Sancho-Bru JnL, Rodríguez-Cervantes PJ, Iserte-Vilar JL, 2011. Biomechanical Models of Endodontic Restorations. In: Theoretical Biomechanics. Eds, p.
Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP, 2014. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. J Oral Implantol, 40, 2, 217-28.
Pessoa RS, Muraru L, Junior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV, 2010. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. Clin Implant Dent Relat Res, 12, 3, 219-34.
Priest G, Smith J, Wilson MG, 2014. Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses. J Prosthet Dent, 111, 6, 466-75.
Priest GF, 1996. Failure rates of restorations for single-tooth replacement. Int J Prosthodont, 9, 1, 38-45.
Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, 1992. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. Clin Oral Implants Res, 3, 3, 104-11.
R Zhou Z, Zheng J, 2008. Tribology of dental materials: A review, p.
Ramoğlu SvOu, O., 2014. DiĢ hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. Atatürk Universitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 9, 175-80.
Rams TE, Roberts TW, Tatum H, Jr., Keyes PH, 1984. The subgingival microbial flora associated with human dental implants. J Prosthet Dent, 51, 4, 529-34.
Rangert B, Jemt T, Jorneus L, 1989. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 4, 3, 241-7.
Ring ME, 1985. Oddments in dental history: a folding upper denture. Bulletin of the history of dentistry, 33, 1, 34.
Rivard CH, Rhalmi S, Coillard C, 2002. In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: a study in rabbits. J Biomed Mater Res, 62, 4, 488-98.
Rojas-Vizcaya F, 2011. Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. J Prosthodont, 20, 7, 570-6.
Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J, 1991. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. Clin Oral Implants Res, 2, 3, 135-44.
Rosenstiel SF, 2016. Precision prosthodontics. J Prosthet Dent, 116, 6, A8.
Rubo JH, Capello Souza EA, 2010. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. Clin Implant Dent Relat Res, 12, 2, 105-13.
Rubo JH, Souza EA, 2008. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. J Oral Implantol, 34, 5, 248-55.
Rupp F, Liang L, Geis-Gerstorfer J, Scheideler L, Huttig F, 2018. Surface characteristics of dental implants: A review. Dent Mater, 34, 1, 40-57.
Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL, 2007. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. J Prosthet Dent, 97, 2, 85-92.
Sadowsky SJ, 1997. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. J Prosthet Dent, 78, 1, 28-33.

Sagat G, Yalcin S, Gultekin BA, Mijiritsky E, 2010. Influence of Arch Shape and Implant Position on Stress Distribution Around Implants Supporting Fixed Full-Arch Prosthesis in Edentulous Maxilla. Implant Dentistry, 19, 6, 498-508.
Sağesen HLEM, 2000. Içi Boş Silindir (Hollow Cylinder) Implant Destekli Overdenture'larda Iki Ust Yapı Türünün Kemikteki Gerilme Dağılımına Etkileri, Gazi Universitesi, Ankara.
Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E, 2002. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. J Dent, 30, 7-8, 271-82.
Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M, 2009. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. Clin Oral Implants Res, 20 Suppl 4, 4-31.
Sandhaus S, 1968. [Technic and instrumentation of the implant C.B.S. (Cristalline Bone Screw)]. Inf Odontostomatol, 4, 3, 19-24.
Sannino G, 2015. All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. J Oral Implantol, 41, 2, 163-71.
Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F, 1981. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. J Maxillofac Surg, 9, 1, 15-25.
Seemann R, Marincola M, Seay D, Perisanidis C, Barger N, Ewers R, 2015. Preliminary results of fixed, fiber-reinforced resin bridges on four 4- x 5-mm ultrashort implants in compromised bony sites: a pilot study. J Oral Maxillofac Surg, 73, 4, 630-40.
Sertgoz A, 1997. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int J Prosthodont, 10, 1, 19-27.
Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G, 2005. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent, 93, 3, 227-34.
Sharma A, Rahul GR, Poduval ST, Shetty K, 2012. Assessment of various factors for feasibility of fixed cantilever bridge: a review study. ISRN dentistry, 2012, 259891.
Shunmugasamy VC, Gupta N, Pessoa RS, Janal MN, Coelho PG, 2011. Influence of clinically relevant factors on the immediate biomechanical surrounding for a series of dental implant designs. J Biomech Eng, 133, 3, 031005.
Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV, Soares CJ, 2009. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. Indian J Dent Res, 20, 2, 153-8.
Silva TB, De Arruda Nobilo MA, Pessanha Henriques GE, Mesquita MF, Guimaraes MB, 2008. Influence of laser-welding and electroerosion on passive fit of implant-supported prosthesis. Stomatologija, 10, 3, 96-100.
Small IA, Misiek D, 1986. A sixteen-year evaluation of the mandibular staple bone plate. J Oral Maxillofac Surg, 44, 1, 60-6.
Sonugelen M, Artunç, C., 2002. Ağız Protezleri ve Biomekanik, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, p. 1-10.
Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC, 1978. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. J Prosthet Dent, 39, 4, 400-5.
Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR, 2013. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 101, 7, 1209-16.
Strainoptics I, Fundamentals of Photoelasticity
Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H, 2003. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants, 18, 3, 357-68.
Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N, 1998. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. J Oral Rehabil, 25, 4, 299-303.
Tiossi R, de Torres EM, Rodrigues RC, Conrad HJ, de Mattos Mda G, Fok AS, Ribeiro RF, 2014. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. J Prosthet Dent, 112, 2, 276-84.
Tiossi R, Vasco MA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, Fok AS, 2013. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. Dent Mater, 29, 7, 788-96.
Tonetti MS, 2000. Advances in periodontology. Prim Dent Care, 7, 4, 149-52.
Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim HB, 3rd, Turner AS, 2006. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. Biomaterials, 27, 3, 324-34.

Tribst Jo, de Morais D, Alonso A, Piva A, Borges A, 2017. Comparative three-dimensional finite element analysis of implant-supported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 17, 3, 255-60.
Tuna FK, 2010. Farklı Destek ve Gövde Boyutlarındaki Kantilever Köprülerde Fonksiyonel Streslerin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Analizi, Gazi Universitesi Ankara.
van Steenberghe D, 1989. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. J Prosthet Dent, 61, 2, 217-23.
Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH, 2004. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. Dent Mater, 20, 6, 554-64.
Viecilli AF, Freitas MPM, 2018. The T-loop in details. Dental press journal of orthodontics, 23, 1, 108-17.
Waerhaug J, 1979. The infrabony pocket and its relationship to trauma from occlusion and subgingival plaque. J Periodontol, 50, 7, 355-65.
Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y, 2008. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent, 36, 7, 463-71.
Wang MQ, Zhang M, Zhang JH, 2004. Photoelastic study of the effects of occlusal surface morphology on tooth apical stress from vertical bite forces. The journal of contemporary dental practice, 5, 1, 74-93.
Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L, 2012. Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. Clin Implant Dent Relat Res, 14, 3, 434-41.
Weiss CM, Judy KW, 1974. Intramucosal inserts--solve patients' problems with maxillary dentures. II. Quintessence Int Dent Dig, 5, 4, 9-15.
Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D, 1990. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985), 21, 7, 563-70.
ITI Treatment Guide, Vol 4:, 2010. Loading Protocols in Implant Dentistry: Edentulous Patients
Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E, 1995. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. J Biomed Mater Res, 29, 12, 1567-75.
Wyatt CC, Zarb GA, 2002. Bone level changes proximal to oral implants supporting fixed partial prostheses. Clin Oral Implants Res, 13, 2, 162-8.
Yavuzyılmaz H, Ulusoy, M.M., (2003). Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları**:** 306-7.
Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H, 2000. Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. The International journal of periodontics & restorative dentistry, 20, 1, 81-91.
Zak B, 1935. Photoelastic analysis in der orthodontischen mechanik. Oesterr. Z Stomatol., 35, 22-37.
Zaparolli D, Peixoto RF, Pupim D, Macedo AP, Toniollo MB, Mattos M, 2017. Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, 81, 144-7.
Zarb GA, Zarb FL, 1985. Tissue integrated dental prostheses. Quintessence Int, 16, 1, 39-42.
Zarone F, Russo S, Sorrentino R, 2011. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials, 27, 1, 83-96.
Zoidis P, 2018. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. The Journal of prosthetic dentistry, 119, 4, 516-21.
Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G, 2017. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorati
Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G, 20ons: A short-term clinical report. J Prosthet Dent, 117, 3, 335-9. 16. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. J Prosthodont, 25, 7, 580-4.

8. ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Kayseri'de doğdu. İlk orta ve lise eğitimini Kayseri'de tamamladı. 2007 yılında girdiği Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2012 yılında mezun oldu. Aynı yıl askerliğini yedek subay olarak Güçlükonak/Şırnak'ta yaptı. 2014 yılında Erciyes Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktoraya başladı. 2018 yılında Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na yatay geçiş yaptı. Halen aynı kurumda doktora eğitimine devam etmektedir.

International Team for Implantology (ITI), International Association for Dental Research (IADR) ve Türk Prosthodonti ve İmplantoloji derneği (TPİD) bilimsel gruplarına üyeliği bulunmaktadır.