

Vidalı ve Simante İmplant Üstü Sabit Restorasyonlarda Stres Dağılımının Karşılaştırılması: Sonlu Elemanlar Analizi Çalışması

Comparison the Stress Distribution of Screw Retained and Cemented Implant Supported Fixed Restorations: Finite Element Analysis Study

^{1b} Mesut TUZLALI,^a
^{1b} Caner ÖZTÜRK,^b
^{1b} Mustafa ZORTUK^b

^aProtetik Diş Tedavisi AD,
 İnönü Üniversitesi,
 Diş Hekimliği Fakültesi,
 Malatya

^bProtetik Diş Tedavisi AD,
 Mustafa Kemal Üniversitesi,
 Diş Hekimliği Fakültesi,
 Hatay

Received: 01.04.2018
 Received in revised form: 28.05.2018
 Accepted: 11.06.2018
 Available online: 06.07.2018

Correspondence:
 Mustafa ZORTUK
 Mustafa Kemal Üniversitesi,
 Diş Hekimliği Fakültesi,
 Protetik Diş Tedavisi AD, Hatay,
 TÜRKİYE/TURKEY
 mustafazortuk@gmail.com

ÖZET Amaç: İmplant üstü restorasyonlar simante ve vidalı olarak tasarlanabilmektedir. Sonlu elemanlar analizi yöntemi (SEA) ile simante ve vidalı implant üstü restorasyonlarda peri-implant bölgedeki kortikal ve spogiyöz kemikte, implant ve abutmentlerde oluşan stres dağılımını incelemektir. **Gereç ve Yöntemler:** Bilgisayar destekli tasarım yazılımı kullanılarak, tek üye seramik restorasyonlu iki çalışma modeli tasarlandı. Üç boyutlu kemik içerisine implant yerleştirildi, simante ve vidalı olmak üzere iki farklı abutment tasarımı yapıldı. İmplantın çevresinde en az 1 mm trabeküler kemik olacak şekilde ve çene kemiğinin etrafında kortikal kemik kalınlığı 2 mm olacak şekilde modellendi. Abutment yükseklikleri simante tasarımda 4 mm ve vidalı tasarımda ise 1 mm olarak modellendi. İmplant ve abutmentler vida aracılığıyla birbirine bağlandı. Abutmentler üzerine mandibuler birinci büyük azı diş monolitik zirkonya kron tasarımı basit bir şekilde modellendi ve 300 N'luk oklüzal kuvvetin uygulanacağı distal üçgensel fossaya denk gelen bölgesi her iki kron tipinde de aynı bölgede olacak şekilde belirlendi. Tüm modeller ağ oluşturma ve stres analizi için SEA yazılımına aktarıldı. **Bulgular:** Maksimum asal gerilme değerlerinin vidalı sistemlerde büyük (34,7 MPa), minimum asal gerilme değerlerinin ise simante sistemlerde büyük olduğu görülmüştür (104,7 MPa). **Sonuç:** SEA sınırları dâhilinde, vidalı sistemlerin abutment ve vida üzerinde oluşturduğu stres değerleri daha fazladır.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayar yardımlı tasarım; diş implantları, tek diş; dental stres analizi

ABSTRACT Objective: Implant supported restorations can be designed as cemented or screw retained. The purpose of this study was to evaluate the stress distribution of implant supported cemented and screw retained restorations using finite element methods. **Material and Methods:** Two working models with ceramic restoration were designed using a computer aided design software. Two different abutment designs were made as cemented and screw retained. The design was modelled to have at least 1 mm of trabecular bone around the implant and a cortical bone thickness of 2 mm around the jawbone. The abutment heights are modeled as 4 mm for the cemented and 1 mm for the screw retained. Implants and abutments were connected to each other with screw. The mandibular first molar crown designs on the abutments were modeled and the occlusal force was applied to the same region in both crown types corresponding to the distal triangular fossa. All models were transferred to FEM software for networking and stress analysis. **Results:** The maximum principal stress values were found to be higher (34.7 MPa) in screw retained systems and the minimum principal stress values were higher in cemented systems (104.7 MPa). **Conclusion:** Within the limitation of this study, screw retained design showed higher stresses concentration on the implant abutment and screw.

Keywords: Computer-aided design; dental implants, single-tooth; dental stress analysis

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim [computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD-CAM)] son 25 yılda diş hekimliğinin giderek daha popüler bir parçası hâline gelmiştir.¹ Hem dental laboratuvar hem de klinikte kullanılan bu teknoloji ile inlay, onlay, kron, köprü, implant abutmentlar ve hatta tam ağız sabit restorasyonlar da üretilebilmektedir.

Kısmi veya tam dişsiz hastalar dental implantlarla sabit veya hareketli protezlerle başarılı bir şekilde tedavi edilmektedir.¹ CAD-CAM kullanılarak üretilen restorasyonların geleneksel üretim yöntemlerine göre hata potansiyelinin azalması, tek seans uygulamaları ve daha iyi marjinal uyum gibi pek çok avantajları bulunmaktadır.¹ CAD-CAM kullanılarak üretilen implant destekli sabit protezler simante veya vidalı olmak üzere iki farklı şekilde tasarlanabilmektedir.^{2,3} Protezin abutmentlar üzerine sabitlenmesinde, her iki sistem de hekimin tercihine göre yaygın olarak kullanılmaktadır.⁴ Simante ve vidalı protezlerin avantaj ve dezavantajları; tutuculuk, marjinal uyum, pasif oturma, oklüzal stabilite, estetik, üretim kolaylığı, kemik seviyesinin korunması, maliyet, tamir kolaylığı, dişeti sağlığı ve sağkalım gibi parametreler üzerinden incelenmektedir.⁵⁻⁷ Klinik uygulamalarda her iki sistemin de bazı yararları ve eksiklikleri hâlen bulunmaktadır. Bu yüzden hekimler tarafından tercih yapılırken belirli bir klinik durum için en uygun protez tipinin seçilmesi gerekmektedir.

Vidalı sistemler, arklar arası mesafenin yetersiz olduğu alanlarda abutment boyunun kısa olması açısından avantaj sağlamaktadır. Aynı zamanda basit bir şekilde üst yapının periyodik hijyen bakımları ve tamir amacıyla kolay takılıp çıkarılabilir olması ve vidasının istenilen zamanda torklanabilir olması açısından büyük kolaylık sağlamaktadır.^{8,9} Bununla birlikte, oklüzalde bulunan vida yuvası porselen direncini ve estetiği tehlikeye atabilmektedir.² Diğer taraftan, simante protezlerin yapımı daha kolaydır. Bundan dolayı daha ekonomiktir. Ayrıca, oklüzal yapı bütünlüğünün olması nedeni ile oklüzal ilişkinin ayarlanmasında büyük kolaylık sağlamaktadır.

Her iki rekonstrüksiyon tipinin klinik sonuçları farklı şekilde etkilediği ve hiçbirinin bir diğerine göre avantajlı olmadığı görülmüştür.¹⁰ Simante restorasyonlar daha çok biyolojik, vida tipi restorasyonlar ise daha çok mekanik komplikasyon sergilemektedir.¹⁰ Vidalı restorasyonların simante restorasyonlara nazaran daha kolay tamir edilebilir olma özelliği sayesinde, mekanik ve biyolojik komplikasyonların daha kolay üstesinden gelinebilmesi ve biyolojik uyumluluğunun fazla olması bu restorasyon tipinin tercih edilebilirliğini artırmaktadır. Ancak, günümüzde simante tipi protezler de yüksek başarı ile kullanılmaktadır.^{6,10}

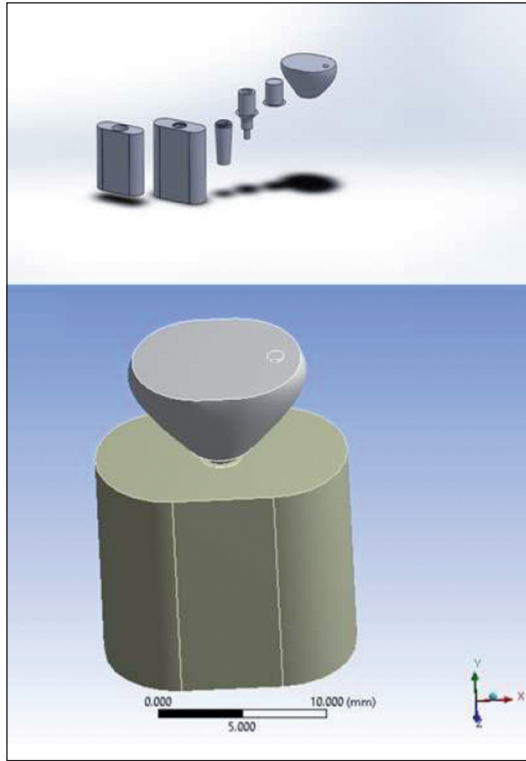
Yapılan restorasyonların başarısını değerlendirmek için, kullanılan sistemlerin kuvvetler altındaki biyomekanik davranışlarının bilinmesi gerekmektedir. İn vivo testler hem maliyetli hem de biyomekanik davranışların incelenmesi açısından zorluk oluşturmaktadır. Bu nedenle daha çok in vitro testlerle canlı dokular modellenip kuvvetler altında biyomekanik özellikleri incelenmektedir. Son yıllarda diş hekimliğinde biyomekanik davranış taklit etmek için bilgisayar tabanlı sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmaya başlanmıştır.¹⁰

CAD-CAM kullanılarak üretilen implant üstü restorasyonlarda ileri derecede uyum sağlanabilmektedir. Ancak, farklı biçimde tasarlanan implant üstü protezlerin stres dağılımı üzerine literatürde çok fazla çalışma bulunmamaktadır.

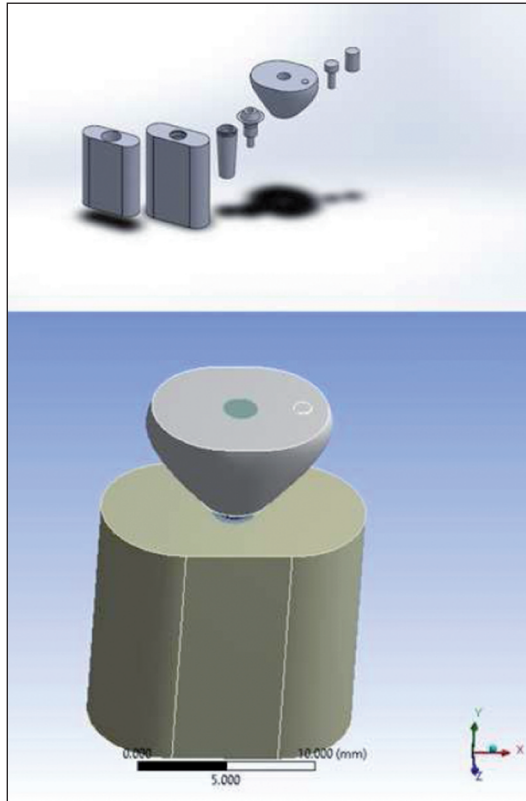
Bu çalışmada, sonlu elemanlar analizi (SEA) ile simante ve vidalı sistemlerin biyomekanik özelliklerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır ve bu çalışma için sıfır hipotez, simante ve vidalı sistemlerin biyomekanik özellikleri arasında fark bulunmamaktadır.

GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bilgisayar destekli tasarım yazılımı (Solidworks 2018, Dassault Systemes, SolidWorks Corp, Waltham, MA, ABD) kullanılarak, tek üye monolitik zirkon restorasyonlu iki çalışma modeli tasarlanmıştır. Üç boyutlu kemik içerisine implant yerleştirilmiş, simante ve vidalı olmak üzere iki farklı abutment tasarımı yapılmıştır (Şekil 1, 2). İmplan-



ŞEKİL 1: Simante sistem modeli.



ŞEKİL 2: Vidali sistem modeli.

tın çevresinde en az 1 mm trabeküler kemik olacak şekilde ve çene kemiğinin etrafında kortikal kemik kalınlığı 2 mm olacak şekilde modellenmiştir.

Çalışmada kullanılacak implantlar standart tasarım prensiplerine uyularak 3 mm çapında, 8 mm uzunluğunda, konik yapılı internal bağlantılı olarak modellenmiştir. İmplant gövde modelinde yiv tasarımı dikkate alınmamıştır. Modellerdeki implantların çene kemiğiyle osseointegrasyonunun %100 olduğu kabul edilmiştir. Abutment yükseklikleri simante tasarımda 4 mm, vidalı tasarımda ise 1 mm olarak modellenmiştir. İmplant ve abutmentler vida aracılığıyla birbirine bağlanmıştır. Abutmentler üzerine mandibuler birinci büyük azı diş monolitik zirkon kron tasarımı basit bir şekilde modellenmiş ve oklüzal kuvvetin uygulanacağı distal triangular fossaya denk gelen bölgesi her iki kron tipinde de aynı bölgede olacak şekilde belirlenmiştir.

Çiğneme kuvvetlerini ve devrilme momentini taklit etmesi amacıyla kronun distal triangular bölgesinde belirlenen 1,5 mm'lik alana, 300 N'luk oblik kuvvet (x, y ve z düzlemde 30°) uygulanmıştır. Hazırlanan modeller kemiğin alt ve yan taraflarından 0 serbestlik derecesinde, hareketsiz olarak sabitlenmiştir.

Tüm modeller ağ oluşturma ve stres analizi için SEA yazılımına (ANSYS Workbench, Ansys Inc., Canonsburg, PA, ABD) aktarılmıştır. Çalışmamızda kullanılan modellerin fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri (Elastisite modülü ve Poisson katsayısı) literatüre uygun şekilde Tablo 1 ve 2'de görülmektedir. Daha gerçekçi bir simülasyon sağlamak için, kortikal ve trabeküler kemiğin anizotropik, homojen ve doğrusal elastik olduğu varsayılmıştır. Diğer tüm materyaller ise izotropik, homojen ve doğrusal elastik olarak kabul edilmiştir.

Modellerin mesh işlemi yapılırken, eleman tipi program kontrolünde bölgeye göre en uygun olacak şekilde ayarlanmıştır. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3'te görülmektedir. İmplantlar çekilebilir materyal olduğundan Von Mises stres formülü, kemik ise kırılğan materyal olduğundan principal stres formülü uygulanmıştır.

TABLO 1: Kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson katsayıları.

Materyal	Elastisite modülü (E) (MPa)	Poisson katsayısı (δ)
Titanyum (implant)	117 000	0,35
Titanyum (abutment)	104 000	0,34
Kortikal kemik	E_x 12 600 E_y 12 600 E_z 19 400	δ_{xy} 0,30 δ_{yz} 0,39 δ_{xz} 0,39
Trabeküler kemik	E_x 1 150 E_y 2 100 E_z 1 150	δ_{xy} 0,01 δ_{yz} 0,32 δ_{xz} 0,05
Siman	17 000	0,30
Seramik	83 000	0,33
Komposite dolgu (oklüzal vida deliğini kapatmak için)	7 000	0,20

TABLO 2: Farklı materyaller arasındaki arayüzelerin sürtünme katsayıları.

Arayüzler	Sürtünme katsayısı
Titanyum-abutment/titanyum-implant	0,16
titanyum-implant/kemik	0,30
Çinko fosfat siman/titanyum-abutment	0,20

TABLO 3: Eleman ve düğüm sayıları.

	Eleman sayısı	Düğüm sayısı
Simante sistem	284.222	67.911
Vidalı sistem	275.456	66.451

BULGULAR

Von Mises stres, gerilme stresi ve yer değiştirme değerleri pozitif değerler olup, skalanın üst kısmında; sıkışma stresi değerleri ise negatif değerler olup, skalanın alt kısmında hem renk koduyla hem de sayılarla gösterilmektedir. Modellerdeki implant ve abutmentler üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 3'te görülmektedir.

Stres dağılımı her iki sistemde de benzer olarak ortaya çıkmıştır. İmplantlar ve abutment sistemi üzerinde oluşan streslere baktığımızda, vidalı tasarımlarda daha fazla olduğu görülmektedir (Şekil 4). Özellikle vidalı abutment ve oklüzal vida üzerinde simante sisteme göre çok daha fazla streslerin olduğu gözlenmektedir (Şekil 4).

Kortikal ve trabeküler kemikteki stres değerleri, peri-implant çevresi dikkate alınarak incelenmiştir. Renk skalasına göre maksimum asal gerilme (P_{max}) için kırmızı bölgeler, minimum asal gerilme (P_{min}) için mavi bölgeler en yüksek değerlerin görüldüğü bölgelerdir. Modellerdeki peri-implant dokular üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 5'te görülmektedir.

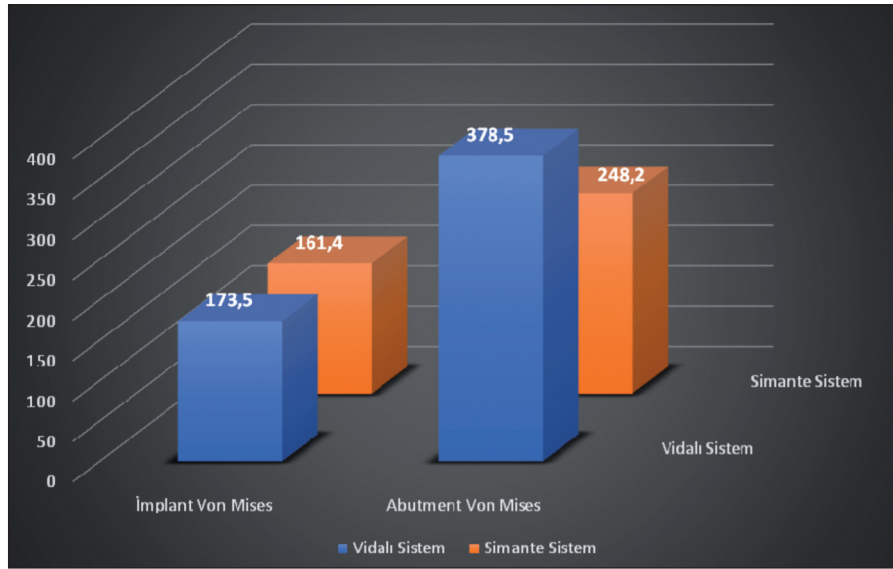
Her iki modelde de en yüksek maksimum ve minimum asal gerilme değerlerinin implantın boynu etrafında yoğunlaştığı, stres dağılımının ise benzer olduğu görülmüştür. Maksimum asal gerilme değerlerinin vidalı sistemlerde büyük (34,7 MPa), minimum asal gerilme değerlerinin ise simante sistemlerde büyük olduğu gözlenmiştir (104,7 MPa). Modeller arasında stres değerlerinin yakın olduğu saptanmıştır (Şekil 6).

SEA'dan elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığından, bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Elde edilen stres değerleri ve dağılımları karşılaştırılarak üzerinde yorumlama yapılmaktadır.

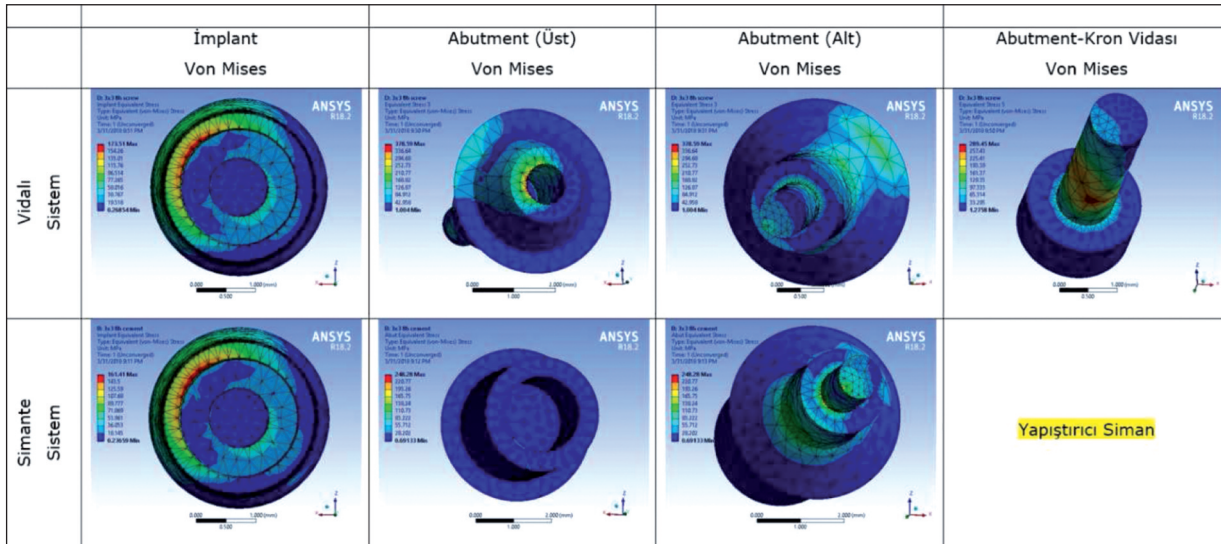
TARTIŞMA

Canlı dokuların kuvvetler altındaki stres analizlerini yapmak çok güç ve maliyeti yüksektir. Bundan dolayı cansız bir model üzerinde yapılması daha elverişlidir. SEA kullanılarak yapılan stres analizinin gerçekleştirildiği bu çalışmanın bulgularına göre sıfır hipotezi reddedilmiştir. Simante ve vidalı implant üstü restorasyonların biyomekanik özellikleri arasında fark olduğu bulgulanmıştır.

SEA, karmaşık geometriye sahip yapılara uygulanan yükler altında meydana gelen iç ve dış gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmelerin incelenmesine olanak sağlayan bilgisayar tabanlı sayısal bir çözüm yöntemidir. Sonlu elemanlar yöntemi, implant diş hekimliği gibi çeşitli diş hekimliği alanlarında sıklıkla kullanılmaktadır ve çok çeşitli simülasyonlarda uygulanmaktadır.^{11,12} Günümüzde uygulanan kuvvetler altında malzeme ve biyomateryal üzerindeki stres etkisinin klinik alanda tahmin edilmesi için yararlı bir araç olarak kullanılmasına rağmen bazı sınırlamaları mevcut-



ŞEKİL 3: İmplant ve abutmentlardaki stres değerleri grafiği.

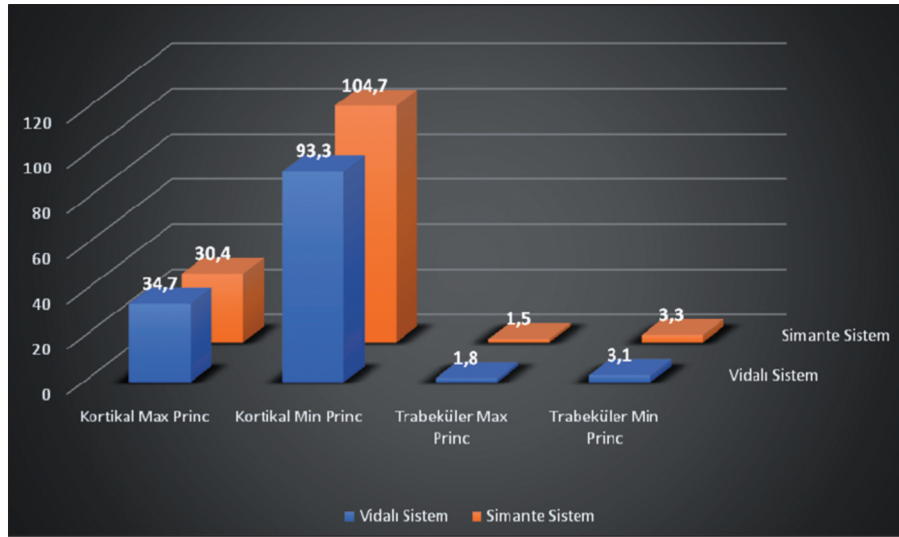


ŞEKİL 4: İmplant ve abutmentlardaki stres dağılımı.

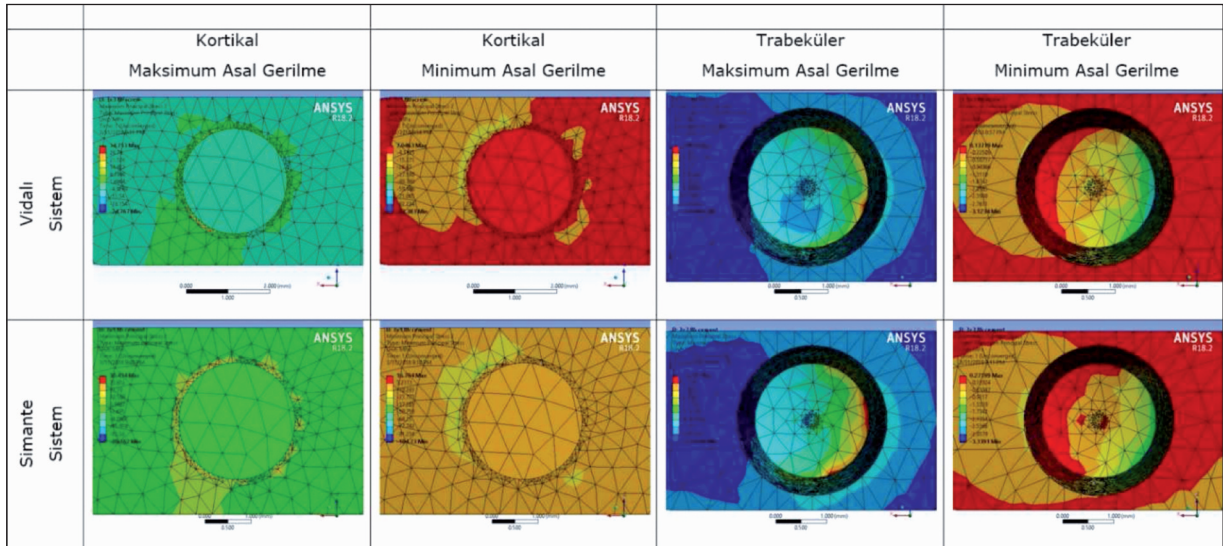
tur. Bu yüzden hem modelleme hem de analiz aşamaları büyük titizlikle kontrol edilmelidir. Bu karşılaştırmalı çalışmada, stres analizi için sonlu elemanlar yöntemi seçilmiştir. Girişimsel bir işlem olmayıp aksine; incelenen yapının herhangi bir bölgesindeki iç ve dış gerilmeleri, gerinimleri ve yer değişimleri analiz etme imkânı veren sayısal bir tekniktir. Diğer biyomekanik çalışma yöntemleriyle erişilemeyen protez-implant-kemik kompleksi bölgelerindeki paternler, gerilmeler ve yer değiştirmeler tanımlanamadığından, çalışmamızda vidalı ve simante sistemlerinin mekanik davranışı-

nın karşılaştırmalı analizi için sonlu elemanlar yöntemi seçilmiştir.

Bu çalışmada, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ve implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri stres dağılımlarını gösteren görüntülerle birlikte incelenmiştir. Von Mises stres, çekilebilir materyallerin gerilme dayanıklılığını belirlemek için kullanılmaktadır. Ayrıca, çekilebilir materyallerin deformasyon başlangıcını belirlemektedir. İmplantlar çekilebilir materyallerdir ve bu değer 550 Mpa'dır. Von Mises stres değerleri bu



ŞEKİL 5: Peri-implant dokulardaki stres dağılımı.



ŞEKİL 6: Peri-implant dokulardaki stres dağılımı.

değeri aştığında başarısızlık görülecektir.^{13,14} Çalışmamızda elde ettiğimiz simante ve vidalı restorasyonlarda bu değerler 550 MPa altında bulunmuştur. Bununla beraber vidalı sistemde daha fazla stres olduğu görülmüştür. Bu sonuç, implant üstü sabit vidalı restorasyonlarda daha fazla mekanik komplikasyon ortaya çıkabileceğini göstermektedir. Principal stres değerleri ise kırılabilir materyaller için kullanılmaktadır. Kortikal kemiğin çekme dayanımı 100 Mpa, basma dayanımı ise 173 Mpa'dır. Elde ettiğimiz sonuçlara göre, resto-

rasyon tipine bağlı olarak kortikal kemikte meydana gelen çekme ve basma kuvvetleri bu Principal stres değerlerinin altındadır ve farklı modellerdeki stres değerleri birbirine yakındır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, vidalı restorasyonlarda stres değerlerinin simante tip restorasyonlara göre daha fazla olduğu görülmüştür. İmplant destekli protezlerde en yaygın teknik başarısızlık, vidanın gevşemesi veya kırılmasıdır.^{6,10,15-23} Teknik açıdan bakıldığında, vida tutuculu sistemlerde porselen çatlakları ve vida

gevşemesi daha fazla görülmektedir. Vidalı sistemlerde görülen bu başarısızlıklar ise stres değerlerinin daha fazla olmasıyla ilişkilendirilebilmektedir. Simante sistemlerde ise peri-implant yumuşak doku inflamasyonu ve patolojik kemik rezorpsiyonu gibi daha ciddi komplikasyonlar görülmektedir. Bunun sebebi ise artık simanların uzaklaştırılmamasıdır.²⁴ Peri-implant yumuşak dokuların ve çevredeki kemiğin durumu göz önüne alındığında ise vidalı sistemlerin daha uygun olduğu söylenebilmektedir.

Arklar arası mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda (~4 mm), uzun kantilever tasarımı sabit restorasyonlarda, peri-implant dokuların sağlığının korunmasında, estetik alanda çıkış profilinin sağlanmasında ve protezin daha sonradan düzeltilmesinde vidalı sistemlerin kullanılması daha uygundur. Ragauskaitė ve ark.nın çalışmasında, vida tutuculu kronların porselen kırığı, vida gevşemesi ve vida kırığı gibi başarısızlıklara, diğer taraftan simante tip kronların peri-implant ve patolojik kemik rezorpsiyonu gibi biyolojik komplikasyonlara sebep olduğu belirtilmiştir.²⁴ Bazı çalışmalarda, simante sistemlerde daha iyi mekanik sonuçlar elde edilmiştir, diğerleri ise önemli fark bulamamışlardır.²⁵⁻³⁴

Vidalı ve simante sistemlerle ilgili güncel ve kapsamlı bir sistematik derleme, 2012 yılında "Avrupa Osseointegrasyon Konsensüs Konferansı"nda sunulmuştur.¹⁰ Bu sistematik derlemede, implant ve üst yapı sağkalımları göz önüne alınarak ortalama en az 1 yıllık bir izlem ile çalışmalardan elde edilen tahmini 5 ve 10 yıllık teknik ve biyolojik komplikasyon oranları hesaplanmıştır. Sabit restorasyonların sağkalımında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bildirilmemiştir. Biyolojik komplikasyon oranları (kemik kaybı >2 mm) simante sistemde daha yüksek bulunmuştur. Vidalı sistemlerde ise daha fazla teknik komplikasyon görülmüştür. Tek kronlarda her iki sistemin de kullanılabilmesi belirtilmesine karşın, parsiyel veya tam ark implant destekli protezlerde vidalı sistemin kullanılması tavsiye edilmiştir. Çalışmanın sonucunda araştırmacılar, daha kolay düzeltilbilir olması nedeni ile vidalı sistemlerin tercih edilmesinin uygun olabileceği kararına varmışlardır.¹⁰ Öte yandan, çalışmamızda her iki restorasyon tipi

için elde edilen stres değerleri birbirine yakın olup, implantlar için deformasyon başlangıç değeri olan 550 MPa'nın altındadır. Weber ve Sukotjo, çalışmamıza paralel olarak, vidalı ve simante tip restorasyonların sağkalım oranları arasında fark olmadığını belirtmişlerdir.³⁵

SONUÇ

Bu çalışmada, sonlu elemanlar yönteminin sınırları dâhilinde, vidalı ve simante sistemlerin peri-implant dokularda oluşturduğu stres değerlerinin ve dağılımlarının benzer olduğu görülmesine rağmen, implant ve abutmentlerde oluşturduğu stres değerlerinin vidalı sistemlerde artış gösterdiği görülmüştür. Özellikle vidalı sistemlerde abutment ve oklüzal vida en büyük stres değeri göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçları, değişik tasarıma sahip restorasyonların klinik başarıyı farklı şekilde etkileyebileceğini göstermektedir. Hiçbir restorasyon tipinin diğerine üstünlüğü kesin olarak kanıtlanmamıştır ve tek üye restorasyonlar için iki farklı tasarım da kullanılabilir. Hekimlerin implant üstü sabit restorasyon yaparken, vidalı ve simante sistemlerinin tüm avantaj ve dezavantajlarını değerlendirmesi çok önemlidir.

Finansal Kaynak

Bu çalışma sırasında, yapılan araştırma konusu ile ilgili doğrudan bağlantısı bulunan herhangi bir ilaç firmasından, tıbbi alet, gereç ve malzeme sağlayan ve/veya üreten bir firma veya herhangi bir ticari firmadan, çalışmanın değerlendirme sürecinde, çalışma ile ilgili verilecek kararı olumsuz etkileyebilecek maddi ve/veya manevi herhangi bir destek alınmamıştır.

Çıkar Çatışması

Bu çalışma ile ilgili olarak yazarların ve/veya aile bireylerinin çıkar çatışması potansiyeli olabilecek bilimsel ve tıbbi komite üyeliği veya üyeleri ile ilişkisi, danışmanlık, bilirkişilik, herhangi bir firmada çalışma durumu, hissedarlık ve benzer durumları yoktur.

Yazar Katkıları

Fikir/Kavram: Mustafa Zortuk, Mesut Tuzlalı; **Tasarım:** Mesut Tuzlalı; **Denetleme/Danışmanlık:** Mustafa Zortuk; **Veri Toplama ve/veya İşleme:** Mesut Tuzlalı; **Analiz ve/veya Yorum:** Mustafa Zortuk, Caner Öztürk; **Kaynak Taraması:** Mustafa Zortuk, Caner Öztürk; **Makalenin Yazımı:** Mustafa Zortuk, Mesut Tuzlalı, Caner Öztürk.

KAYNAKLAR

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
2. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77(1):28-35.
3. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):66-75.
4. Ciccio M, Bramanti E, Maticena G, Guglielmino E, Risitano G. FEM evaluation of cemented-retained versus screw-retained dental implant single-tooth crown prosthesis. *Int J Clin Exp Med* 2014;7(4):817-25.
5. Sherif S, Susarla SM, Hwang JW, Weber HP, Wright RF. Clinician- and patient-reported long-term evaluation of screw- and cement-retained implant restorations: a 5-year prospective study. *Clin Oral Investig* 2011;15(6):993-9.
6. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(5):1102-7.
7. de Brandão ML, Vettore MV, Vidigal Júnior GM. Peri-implant bone loss in cement- and screw-retained prostheses: systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol* 2013;40(3):287-95.
8. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J* 2006;201(8):501-7.
9. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62(5):581-5.
10. Sailer I, Muhlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res* 2012;23 Suppl 6:163-201.
11. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-98.
12. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent* 2009;101(6):359-71.
13. Iplikcioglu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-6.
14. Akça K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002;15(2):115-21.
15. Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2011;38(9):697-711.
16. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(4):894-904.
17. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(3):270-6.
18. Duncan JP, Nazarova E, Vogiatzi T, Taylor TD. Prosthodontic complications in a prospective clinical trial of single-stage implants at 36 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(4):561-5.
19. Assenza B, Scarano A, Leghissa G, Carusi G, Thams U, Roman FS, et al. Screw- vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the Beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *J Oral Implantol* 2005;31(5):242-6.
20. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012;23 Suppl 6:22-38.
21. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(1):102-10.
22. Gracis S, Michalakos K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012;23 Suppl 6:202-16.
23. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012;23 Suppl 6:2-21.
24. Ragauskaitė A, Žekonis G, Žilinskas J, Gleiznys A, Ivanauskienė E, Gleiznys D. The comparison of cement- and screw-retained crowns from technical and biological points of view. *Stomatologija* 2017;19(2):44-50.
25. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):239-46.
26. Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont* 2006;15(1):20-4.
27. Pellizzer EP, Tonella BP, Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Alves-Rezende MC. Photoelastic stress analysis in screwed and cemented implant-supported dentures with external hexagon implants. *J Craniofac Surg* 2010;21(4):1110-3.
28. Aguiar FA Jr, Tiozzi R, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Photoelastic analysis of stresses transmitted by universal cast to long abutment on implant-supported single restorations under static occlusal loads. *J Craniofac Surg* 2012;23(7 Suppl 1):2019-23.
29. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent* 1999;8(2):141-51.
30. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(5):448-57.
31. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(4):466-73.
32. Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. *J Prosthodont* 2008;17(1):3-8.
33. Akça K, Kokat AM, Sahin S, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Med Eng Phys* 2009;31(7):758-63.
34. Lee JI, Lee Y, Kim NY, Kim YL, Cho HW. A photoelastic stress analysis of screw- and cement-retained implant prostheses with marginal gaps. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013;15(5):735-49.
35. Weber HP, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22 Suppl:140-72.