

## ALT TAM PROTEZ İÇİNE YERLEŞTİRİLEN YUMUŞAK ASTAR MADDELERİNDE ELASTİKLİK MODÜLÜNÜN VE KALINLIĞIN KUVVET DAĞILIMINA ETKİSİ

Doç. Dr. Sevda SUCA\*, Prof. Dr. A. Erman TEKKAYA\*\*

### Ö Z E T

Bu araştırmada yumuşak astar maddelerinin elastiklik modüllerinin ve kalınlığın kuvvet dağılımına etkisi incelendi. Astar maddesi taşımayan bir alt tam protez ve üç farklı elastiklik modülü olan iki değişik kalınlıkta yumuşak astar maddesi ile astarlanan protezde iki boyutlu sonlu eleman analiz metodu ile kuvvet dağılımına bakıldı.

Yumuşak astar maddesi kullanımının sayısal olarak protez-kemik arası alanda basıncı ve gerilimi daha uniform olarak dağıttığı ve aşırı basınç alanlarını azalttığı saptandı. Özellikle kret tepesinde bu azalmanın büyük boyutlarda olduğu gözlemlendi. Diğer taraftan yumuşak astar maddesi kalınlığının ve elastiklik modülünün de kuvvet dağılımına etkisi olduğu ancak farklılığın yumuşak astar maddesi içeren ve içermiyen grup arasında görülen fark kadar büyük olmadığı saptandı. Yumuşak astar maddesinin kalınlığı arttıkça ve elastiklik modülü azaldıkça kuvvetin daha eşdeğerde dağıldığı izlendi.

### GİRİŞ

Dişsiz hastalarda alveoler kretlerin rezorpsiyonu ve kretleri örten mukozanın özelliklerini yitirmesi protez kullanımında ilerleyen yaş ile koşut olarak artan çeşitli sorunları beraberinde getirir.

Çiğneme kuvvetlerinin tümüyle protezin sert kaide maddesi aracılığı ile kemiğe iletilmesi, yumuşak doku iritasyonları, acı ve ağrı

### SUMMARY

Effect of Young's Modules And Thickness of Soft Lining Materials In A Lower Complete Denture Base On Stress Distribution.

This study examines the effect of stiffness of soft liners in the denture supporting structures. The stiffness of the soft liners can be controlled by their Young's modulus and thickness. Dentures, without a soft liner and with soft liners having three different Young's moduli and two different thicknesses are simulated by a two-dimensional finite element model. It has been found quantitatively that soft liners make the stress distribution along the liner-bone interface more uniform and decrease the magnitude of various stress components. This decrease is dramatic especially at the crest of the ridge. On the other hand, the effect of liner thickness and the Young's modulus of it has been found as less pronounced in the range of analysis as compared to the noliner case. As the liner thickness increases and the young's modulus of the liner is smaller, The stress is distributed in a more uniform way.

ile sonuçlanabilir. Bu sorun özellikle alt çenede düzensiz kemik rezorpsiyonu sonucu ortaya çıkan sivri kemik çıkıntıları, bıçak sırtı şeklini almış kretler ve esnekliğini yitirmiş ince atrofik

Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi.  
Orta Doğu Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Fakültesi Öğretim Üyesi.

mukoza taşıyan ağızlarda büyük boyutlara ulaşır (12). Hastanın bu fiziksel şikayetlerinin yanısıra bir başka problem de ileriye dönük sorunlarla karşımıza çıkacak olan kretlerin aşırı rezorpsiyonudur. Rezorpsiyon miktarı maksilla için yılda 0.1 mm. olarak verilirken mandibulada bu değer 4 katına ulaşmaktadır (8).

Kemiğin yeniden şekillenmesindeki en önemli etkenlerden biri basınçtır. Aşırı ve iletimi eşdeğerde olmayan basınç, sert ve yumuşak dokulardaki kan dolaşımını etkiler ve dokulara yeterli oksijen taşınamaz. Bunun telafisi için gelişen metabolik reaksiyonlar kemiğin dekalsifikasyonu ile sonuçlanır ve geriye dönüşümsüz bir kemik kaybı söz konusu olur (20).

Nitelik ve nicelik yönünden sağlıklı bir mukoza katmanı, yumuşaklığı, göçebilirliği ve elastikliği ile bu zararlı basınçları kısmen azaltır ve kret boyunca eşdeğerde yayılımını sağlayarak ani ve aşırı basıncın zararlı etkilerini sınırlandırır. Mukozanın bu özelliklerini yitirmesi, incelenmesi ve bağ dokusunun içerdiği elastik liflerin azalması ile göçebilirliğinin ortadan kalkması kemiğin basınçtan görebileceği zararları artırır.

Gerek hastanın ağrı ve acı gibi fiziksel rahatsızlıklarına bir çözüm sağlamak gerekse mukozanın artık yerine getiremediği, kuvvetleri destek dokulara yayarak iletmesi görevini üstlenmesi amacı ile yumuşak astar maddeleri kullanılmaktadır (3, 16, 21).

Geçici ve daima olarak sınıflandırabilen bu materyallerden geçici olanların kısa sürede sertleşerek fonksiyonlarını yitirmeleri daimi astar maddelerini ön plana çıkarmıştır.

Plastikleştirici içeren polimetilmetakrilat ve etilmetakrilat, vinilakrilik, silikon ve polifosfazın esaslı pek çok ürün piyasaya sunulmuştur (4). Astar maddelerinin özelliklerinin birbirinden çok farklı olması nedeni ile pek çok araştırmacı amaca uygun materyal seçimini önermektedir (7, 13).

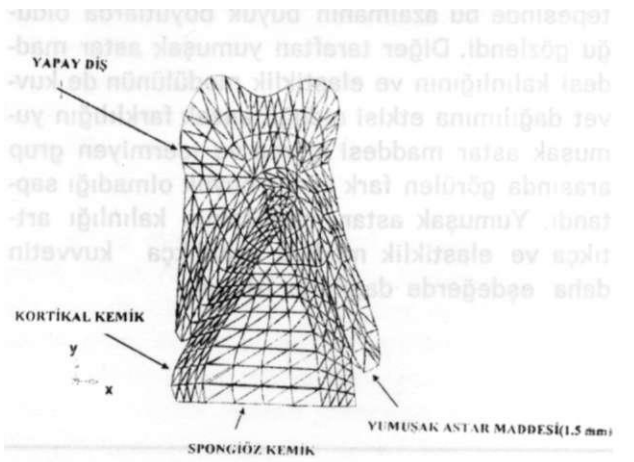
Bu materyallerden beklenen yumuşak dokü işlevini üstlenerek çiğneme kuvvetlerini

kretler boyunca eşdeğerde iletme ve fazla basınçları karşılama özellikleri, araştırmamızın başlangıç noktasını oluşturdu.

Bu araştırmanın amacı, yumuşak astar materyalinin farklı elastiklik modüllerinin ve iki farklı kalınlığının alt çeneye tam protez aracılığı ile iletilen kuvvetlerin dağılımı üzerine etkilerinin sonlu elemanlar metodu ile incelenmesidir.

## MATERYAL VE METOD

Modelleme için bıçak sırtı şeklindeki kretlere sahip aşırı rezorpsiyon gösteren bir mandibula seçildi. Analizler molar diş bölgesinde frontal düzlemdeki kesitte gerçekleştirildi. Bir yapay alt molar diş, protez kaide maddesi, yumuşak astar maddesi, kompakt ve spongiöz kemik, iki boyutlu sonlu eleman modeli ile elde edildi. Model, 347 nod taşıyan 628 üçgen lineer elemanından oluşturuldu. Şekil 1'de görülen kesitin uniform kalınlığı 11 mm olarak alındı. Bö-



Şekil 1. Yapının sonlu eleman modeli.

lece kuvvetin 11 mm.lik kalınlık boyunca eşit olarak uygulandığı varsayıldı. Ayrıca yumuşak astar maddesinin bir taraftan kemiğe diğer taraftan da kaide materyaline bağlı olduğu düşünülerek, bu materyaller arasında oluşabilecek hareketler yok sayıldı. Bu varsayım özellikle makaslama komponentlerindeki gerilimin sayısal değerlerini biraz arttıracaktır. Tüm materyallerin homojen, elastik ve isotropik oldukları dü-

şünüldü. Materyallerin yöntem için gerekli olan elastiklik modülleri ve poisson's oranları kaynaklardan alındı (Tablo I).

Tablo I. Materyallerin elastik özellikleri.

	ELASTİKLİK MODÜLÜ $E$ (MPa)	POISSON ORANI $\nu$
SPONGİOZ KEMİK	1.380 (23)	0.30 (1, 9, 17, 18, 23)
	2.500 (9)	
	1.500 (1, 17)	
	1.370 (18)	
	1.560*	
KORTİKAL KEMİK	13.790 (23)	0.30 (1, 9, 17, 18, 23)
	10.000 (9, 17)	
	14.000 (1)	
	13.700 (18)	
	14.000*	
POLİMETİLMETAKRİLAT KAİDE MADDESİ	2400 (2)	0.29 (2)
	2000 (17)	0.30 (17)
	2650 (4)	0.35 (4, 5)
	3793 (5)	0.30 *
	2650 *	
YAPAY PLASTİK DİŞ	2.700 (4)	0.30 (4)
	2.650 *	0.30 *
YUMUŞAK ASTAR MADDESİ	1.4 (2) *	0.49 (2)
	2 (4) *	0.45 (4)
	0.9 (22) *	0.45 *

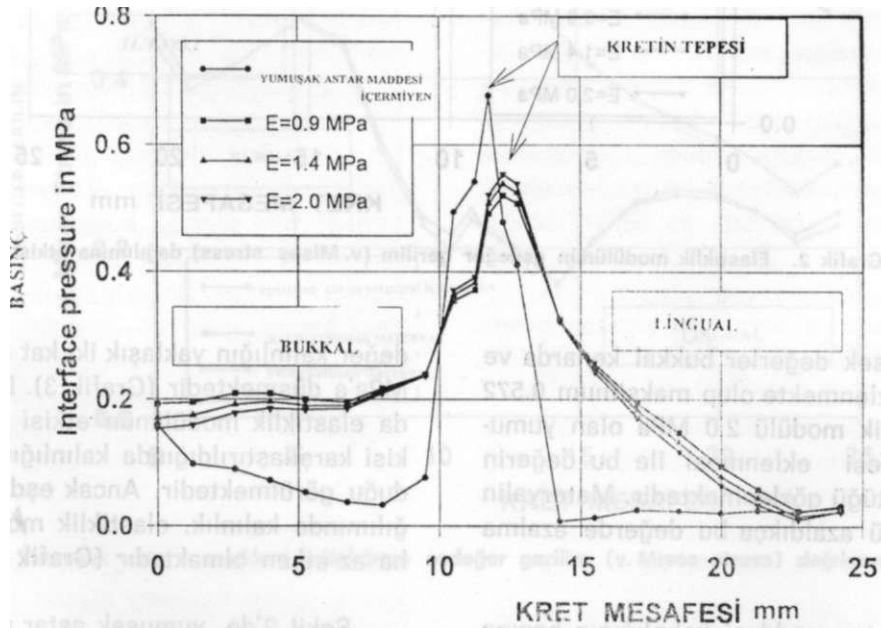
\* Araştırmada kullanılan değer

Bir tam proteze gelebilecek yük, çeşitli araştırmacılarca 20 N, 35 N ve 50 N olarak verilmiştir (17, 18). Araştırmamızda çiğneme kuvveti 25 N olarak kabul edildi.

Kuvvet dağılımı öncelikle yumuşak astar maddesi yerleştirilmemiş örnekte izlendi. Analiz ikinci olarak 0.9, 1.4, 2.0 MPa elastiklik modülüne sahip 2.8 mm kalınlıkta yumuşak astar maddesi uygulanmış örneklerde gerçekleştirildi. Materyal kalınlığının kuvvet dağılımını etkileyip etkilemediğini saptamak amacı ile üçüncü olarak elastiklik modülü 0.9 MPa olan yumuşak astar maddesi 1.5 mm ve 2.8 mm olmak üzere iki farklı kalınlıkta uygulandı. Elde edilen bulgularla, basınç (contact stress) ve eşdeğer gerilim değerleri (v. Mises stress) saptandı. Araştırmada plane-strain Trimp3 ASKA isimli eleman programı kullanıldı.

## BULGULAR

Elastiklik modülleri 0.9 MPa, 1.4 MPa, 2.0 MPa olan yumuşak astar maddeleri ile astarlanan bir alt tam protezde, molarlar bölgesine 25 N'luk dikey bir kuvvet uygulandığında protez-kemik arası bölgede ortaya çıkan basınç dağılımı Grafik 1'de izlenmektedir. X koordinatı, solda kretin bukkal eğimini, sağda ise lingual eği-



Grafik 1. Elastiklik modülünün basınç (contact stress) dağılımına etkisi.

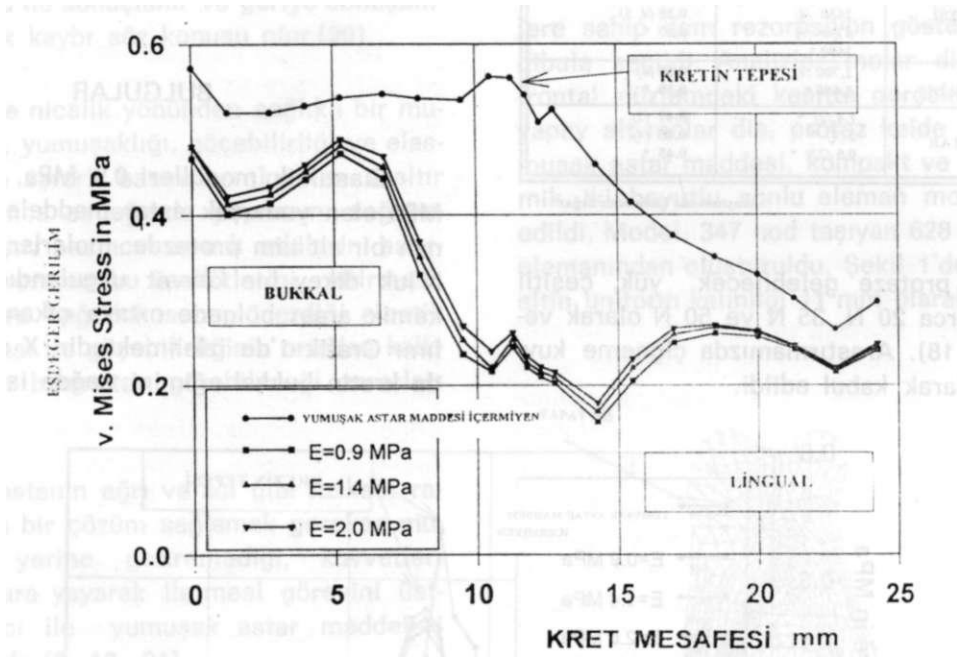
mini simgelemektedir. Kretin tepe noktası, kret mesafesinde 11 mm. civarına denk gelmektedir. Yumuşak astar maddesi içermeyen model-

de kretin tepe noktasında 0.676 MPa değerine ulaşan basınç artışı izlenmektedir. Bukkal eğimdeki gerilim değeri 0.1 MPa iken bu değer lin-

gualde daha da düşmektedir. Yumuşak astar maddesi kullanılması ile kretin tepesindeki basınç azalırken, bukkal ve lingual kret yüzeylerinde artmakta böylece daha eşdeğer bir dağılım görülmektedir. Elastiklik modülü 2.0 MPa olan yumuşak astar maddesi içeren modelde, kret tepesinde basınç % 23'lük bir azalmayla 0.522 MPa'a düşerken, kretin bukkal yüzeyindeki basınç % 157'lik bir artışla 0.186 MPa'a yükselmektedir. Lingual eğimdeki basınç değerleri ise, yumuşak materyal içermeyen modele daha yakındır. Yumuşak astar materyalinin elastiklik modülü azaldıkça, aşırı basınç artışları da azal-

maktadır. Kretin tepesinde, elastiklik modülü 1.4 MPa olan yumuşak astar materyalli modelde % 25 düzeyinde; 0.9 MPa'lık astar materyalli modelde ise % 27 düzeyinde bir basınç azalması söz konusudur. Bunun yanısıra bukkal eğimde maksimum basınç elastiklik modülü 1.4 MPa olan modelde % 171, elastiklik modülü 0.9 MPa olan modelde % 189 değerinde artmaktadır. Lingual eğimde de benzer artışlar saptanmıştır.

Protez-kemik arası bölgedeki eşdeğer gerilim dağılımı (v.Misses stress) Grafik 2'de görülmektedir. Yumuşak astar maddesi içermeyen



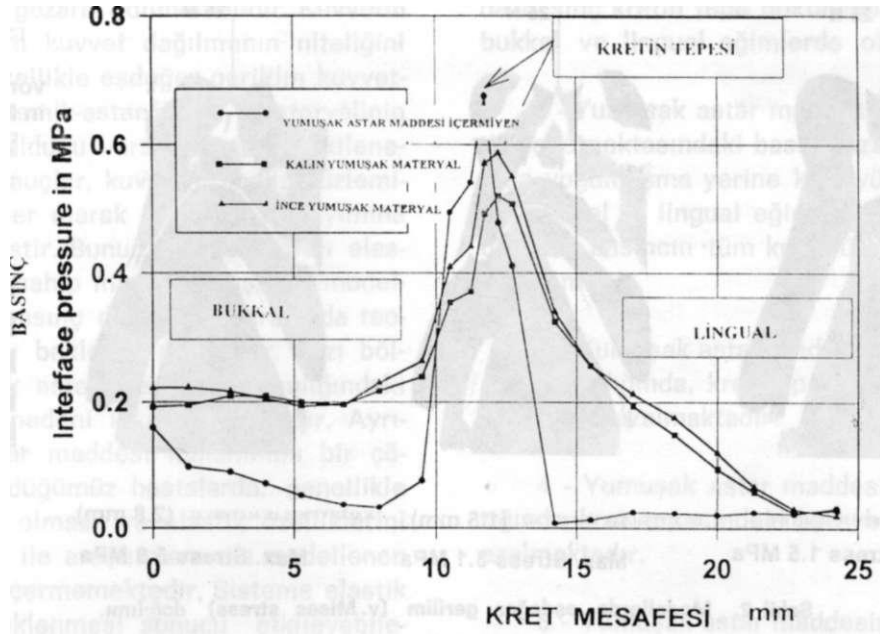
Grafik 2. Elastiklik modülünün eşdeğer gerilim (v. Mises stress) dağılımına etkisi.

modelde en yüksek değerler bukkal kenarda ve kret tepesinde izlenmekte olup maksimum 0.572 MPa'dır. Elastiklik modülü 2.0 MPa olan yumuşak astar maddesi eklenmesi ile bu değer 0.488 MPa'a düştüğü gözlenmektedir. Materyalin elastiklik modülü azaldıkça bu değerde azalma izlenmektedir.

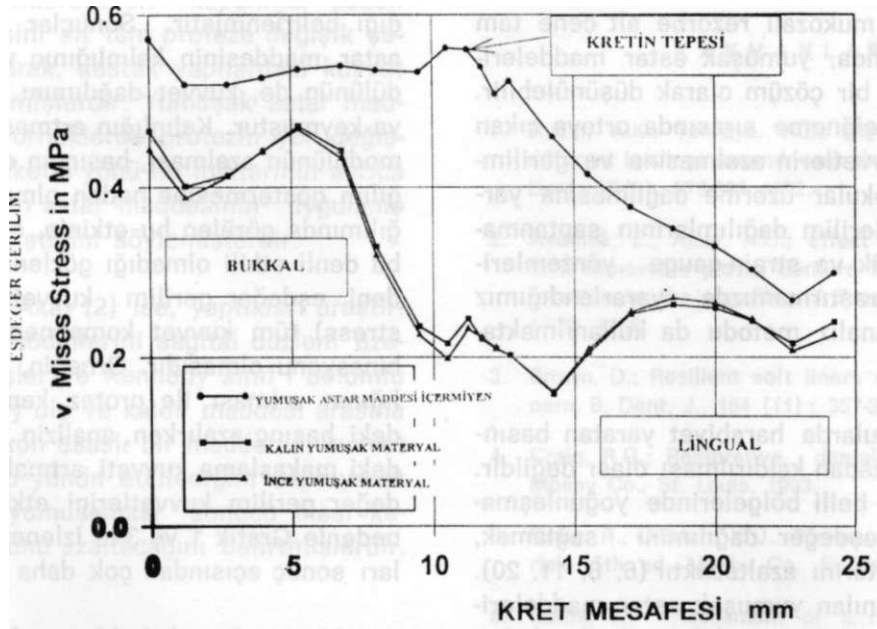
Yumuşak astar maddesi kalınlığının basınç (contact stress) ve eşdeğer gerilim (v.Mises stress) dağılımına etkisi Grafik 3 ve 4'te izlenmektedir. 1.5 mm kalınlığında yumuşak astar maddesi kullanıldığı zaman, kret tepesinde ölçülen maksimum basınç değeri 0.572 MPa iken, bu

değer kalınlığın yaklaşık iki kat artması ile 0.492 MPa'a düşmektedir (Grafik 3). Basınç dağılımında elastiklik modülünün etkisi ile kalınlığın etkisi karşılaştırıldığında kalınlığın daha etkili olduğu görülmektedir. Ancak eşdeğer gerilim dağılımında kalınlık, elastiklik modülüne göre daha az etken olmaktadır (Grafik 2, 4).

Şekil 2'de, yumuşak astar maddesi içermeyen sistem ile iki farklı kalınlıkta yumuşak astar maddesi içeren sistemler üzerindeki eşdeğer gerilim dağılımları izlenmektedir. Yumuşak astar maddesi kullanılan modellerde, kuvvetin tüm kemik yüzeyi ile suni diş ve kaide maddesi ara-



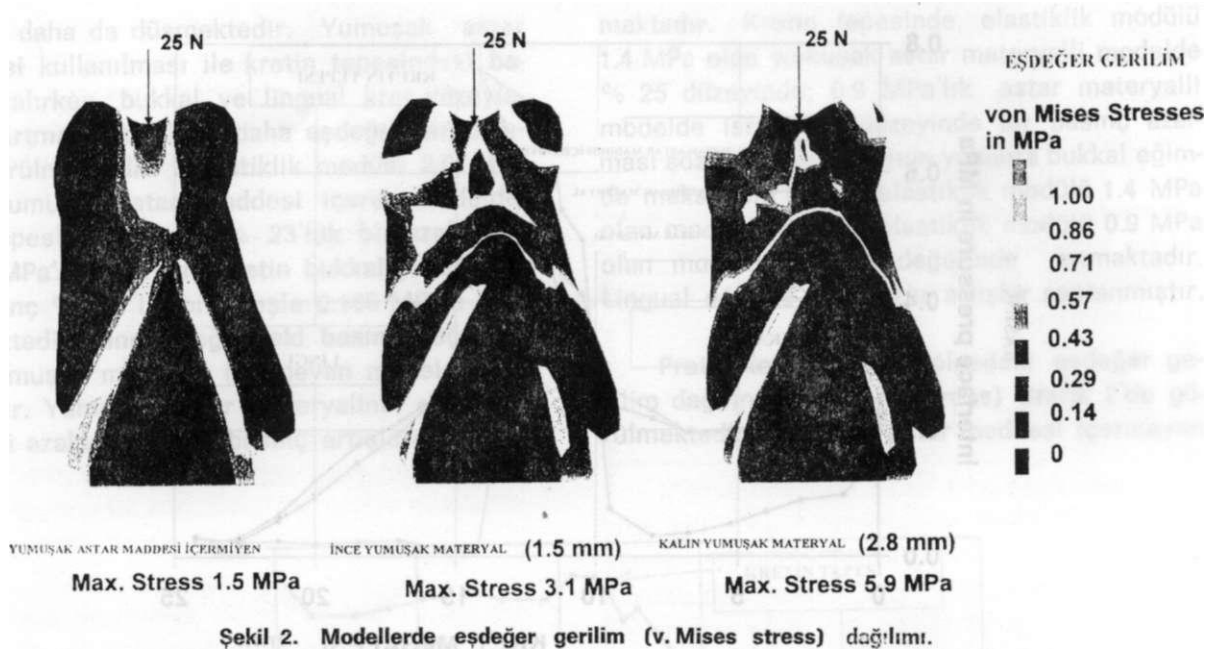
Grafik 3. Yumuşak astar maddesinin kalınlığının basınç (contact stress) dağılımına etkisi.



Grafik 4. Yumuşak astar maddesinin kalınlığının eşdeğer gerilim (v. Mises stress) dağılımına etkisi.

sında dağıldığı gözlenmektedir. Kret tepesinde, yumuşak astar maddesi içermeyen modeldeki gibi aşırı kuvvet yoğunlaşması yoktur. Mater-

yalın kalınlığının artması da benzer şekilde kuvvetin suni diş ve kaide maddesine daha eşdeğer şekilde dağılmasına neden olmaktadır.



## TARTIŞMA

Tekrarlanan travmatik ülserasyonların görüldüğü atrofik mukozalı rezorbe alt çene tam protez hastalarında, yumuşak astar maddelerinin kullanılması bir çözüm olarak düşünülebilir. Bu materyaller çiğneme sırasında ortaya çıkan ani ve aşırı kuvvetlerin azalmasına ve gerilimlerin destek dokular üzerine dağılmasına yardımcı olurlar. Gerilim dağılımlarının saptanmasında, fotoelastik ve strain-gauge yöntemlerinin yanısıra, araştırmamızda yararlandığımız sonlu eleman analiz metodu da kullanılmaktadır (1, 2, 9, 17).

Destek dokularda harabiyet yaratan basıncın tamamen ortadan kaldırılması olası değildir. Ancak kretlerin belli bölgelerinde yoğunlaşmasını önleyerek eşdeğer dağılımını sağlamak, rezorpsiyon miktarını azaltacaktır (6, 8, 11, 20). Bu amaçla kullanılan yumuşak astar maddelerinin elastiklikleri ve bunu etkileyecek olan kalınlıkları da önemlidir (10, 15, 16, 19).

Araştırmamızda elde ettiğimiz sonuçlar, bir alt tam protezin yumuşak astar maddesi ile astarlanmasının kuvvet dağılımını büyük ölçüde etkilediğini ortaya koymuştur. Yumuşak astar maddesi içermeyen modellerde basıncın, kretin tepesinde yoğunlaştığı izlenmiştir. Yumuşak

astar maddesi içeren modellerde ise aşırı basınçların azalmasının yanısıra, kuvvetin daha eşdeğer bir şekilde ve daha geniş alana yayıldığı belirlenmiştir. Sonuçlar ayrıca yumuşak astar maddesinin kalınlığının ve elastiklik modülünün de, kuvvet dağılımını etkilediğini ortaya koymuştur. Kalınlığın artması veya elastiklik modülünün azalması, basıncın daha eşdeğer dağılım göstermesine neden olmuştur. Basınç dağılımında görülen bu etkinin, eşdeğer gerilimde bu denli etkili olmadığı gözlenmiştir. Bunun nedeni, eşdeğer gerilim kuvvetlerinin (v. Mises stress) tüm kuvvet komponentlerinin bir kombinasyonu olmasıdır. Örneğin, materyalin kalınlığının artması ile protez kemik ara yüzeyindeki basınç azalırken, analizin yapıldığı düzlemdeki makaslama kuvveti artmaktadır. Bu da eşdeğer gerilim kuvvetlerini etkilemektedir. Bu nedenle Grafik 1 ve 3'te izlenen basınç dağılımları sonuç açısından çok daha önemlidir.

Materyalin kalınlık ve elastiklik modülü özellikleri önemli olmakla birlikte, sonuçlar yumuşak astar maddesi içeren ve içermeyen örneklerdeki kadar büyük farklılık göstermemektedir. Örneğin, elastiklik modülünün yaklaşık yarıya düşmesi, maksimum basıncı % 4 oranında azaltırken, yumuşak astar maddesi kullanımı, maksimum basıncı % 25 oranında azaltmaktadır.

Araştırmamızda sonucu değerlendirirken bazı faktörler de gözardı edilmemelidir. Kuvvetin etki yeri ve şekli kuvvet dağılımının niteliğini etkileyecektir. Özellikle eşdeğer gerilim kuvvetleri, sistemde kemik-astar-kaide materyalinin birbirine bağlı olduğu varsayımından etkilenecektir. Ayrıca sonuçlar, kuvvetin analiz düzlemine dik ve eşdeğer olarak iletildiği varsayımına göre elde edilmiştir. Bunun yanısıra farklı elastiklik modülüne sahip materyal taşıyan modellerde saptanan basınç dağılımları arasında teorik olarak olması beklenen paralellik, bazı bölgelerde yumuşak astar maddesi kalınlığındaki ufak farklılıklar nedeni ile bozulmaktadır. Ayrıca yumuşak astar maddesi kullanımını bir çözüm olarak gördüğümüz hastalarda, genellikle mukozanın ince olması ve elastik özelliklerini yitirmesi nedeni ile araştırmamızda modellenen sistem mukoza içermemektedir. Sisteme elastik bir mukozanın eklenmesi sonucu etkileyebilecektir.

Araştırmamıza benzer bir çalışmada, Kavvano ve arkadaşları (14) iki boyutlu sonlu eleman analizi ile fluoroetilen kopolimer esaslı bir astar maddesini alt tam proteze değişik şekillerde uygulayarak, destek yapılarıdaki kuvvet dağılımını incelemişlerdir. Yumuşak astar maddesi kullanılan örneklerde protezin yer değiştirdiğini, bu hareketin yönü ile miktarının ayrıca kuvvet dağılımının astar maddesinin uygulanış şekline göre değiştiğini söylemişlerdir.

Aydınlık ve Akay (2) ise, yaptıkları araştırmada alt çene modellerini sagittal düzlem üzerinde oluşturmuşlar ve Kennedy sınıf I bölümlü protezlerde yapay diş ve kaide maddesi arasına yerleştirilen silikon esaslı bir maddenin, kuvvet dağılımını olumlu yönde etkilediğini saptayarak ani kuvvetlerin yumuşaması sonucu olası kemik rezorpsiyonunu azaltacağını belirtmişlerdir.

## SONUÇLAR

Yumuşak astar maddelerinin elastiklik ve kalınlıklarının destek dokulara kuvvet iletimine etkileri, iki boyutlu sonlu-eleman analiz yöntemi ile incelenmiştir. İki boyutlu sonlu eleman analiz yönteminin elverdiği ölçüde elde edilen bulgulardan şu sonuçlar çıkarılabilir:

1 - Yumuşak astar maddesi kullanılmadığında basınç kretin tepe noktasında yoğunlaşırken, bukkal ve lingual eğimlerde oldukça azdır.

2 - Yumuşak astar maddesi kullanımıyla kretin tepe noktasındaki basınç azalmış ve tek noktada yoğunlaşma yerine kret yüzeyine yayılmıştır. Bukkal ve lingual eğimlerdeki basınç artmış, böylece basıncın tüm kret yüzeylerine dağıldığı gözlenmiştir.

3 - Yumuşak astar maddesinin elastiklik modülü azaldığında, kret tepesindeki aşırı basınç miktarı da azalmaktadır.

4 - Yumuşak astar maddesinin kalınlığı arttığında kret tepesindeki aşırı basınç miktarı da azalmaktadır.

5 - Yumuşak astar maddesinin kalınlığı, kretin tepesinde yoğunlaşan basınç miktarını maddenin elastiklik modülünden daha fazla etkilemektedir.

## KAYNAKLAR

1. Aydın, A.K., Tekkaya, A.E.; Stresses induced by different loadings around weak abutments. J. Prosthet. Dent., 68 (6) : 879-884, 1992.
2. Aydınlık, E., Akay, H.U.; Effect of a resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to the mandible. J. Prosthet. Dent., 44 (1) : 17-20, 1988.
3. Brown, D.; Resilient soft liners and tissue conditioners. B. Dent. J., 164 (11) : 357-360, 1988.
4. Craig, R.G.; Restorative dental materials. 9th ed. Mosby Co., St. Louis, 1993.
5. Craig, R., O'Brien, W.J., Povvers, J.M.; Dental materials, 5th. ed., Mosby Co., St. Louis, 1992.
6. Collis, J.; Assesment of a recently introduced fluoroeleostomeric soft lining material. Int. J. Prosthodont. 6 (5) : 440-445, 1993.
7. Dootz, E.R., Koran, A., Craig, R.G.; Comparison of the physical properties of 11 soft denture lining materials as a function of accelerated aging. J. Prosthet. Dent 6G (1): 114-119, 1993.
8. Ettinger, R.; Managing and treating the atrophic mandible. J.A.D.A. 124 : 234-239, 1993.

9. Farah, J.W., Craig, R.G.; Finite element analysis of a mandibular model. J. Oral. Rehabilitation. 15: 614-624, 1988.
10. Gonzalez, J.B., Laney, W.; Resilient materials for denture prostheses., J. Prosthet. Dent. 16 (3) : 438-444, 1966.
11. Graham, B.S., Jones, D.W., Sutovv, E.J.; Clinical implications of resilient denture lining materials research. Part I., J. Prosthet. Dent. 62 (1) : 421-427, 1989.
12. Hayakavvo, I., Hirano, S., etal.; The creep behavior of denture-supporting tissues and soft lining materials. Int. J. Proshodont. 7 (4): 339-347, 1994.
13. Jepson, N.J., CcCabe, J.F., Storer, R.; The clinical serviceability of two permanent denture soft linings. Br. Dent. J. , 9: 11-16, 1994.
14. Kawano, F., Tada, N., Nagao, K., etal.; The influence of soft lining materials on pressure distrubution., J. Prosthet. Dent., 65 (4) : 567-575, 1991.
15. Kazanji, M.N.M., Watkinson, A.C.; İnfluence of thickness, boxing and storage on the softness of resilient denture lining materials. J. Prosthet. Dent., 59 (6) : 677-680, 1988.
16. Mack, P.J.; Denture soft linings : Materials avaliable. Aus. Dent. J. , 24 (6) : 517-521, 1989.
17. Maeda, J. , VWood, W.; Finite element method simulation of bone resorption beneath a complete denture. J. Dent. Res., 62 : 760-763, 1983.
18. Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Steen, W.H.A., etal.; A three dimensional finite element study on two versus four implants in the edentulous mandible. Int. J. Proshodont. 7 (3) : 271-278, 1994.
19. Oudah, S., Huggett, R., Harrison, A.; The effect of thermocycling on the hardness of soft lining materials. Ouintessence Int. 22 (7): 575-580, 1991.
20. Srashak, T.J., Sanders, B.; Preprosthetic oral and maxillofacial surgery. Mosby Co., St. Louis, 1980.
21. Storer, R.; Resilient denture base materials, Part I., Br. Dent. J. , 113 (18): 195-203, 1962.
22. Suca, S.; İki daimi yumuşak astar maddesinin çekme gerilimi, uzama miktarı, elastiklik modülü, sertliği ve polimetilmetakrilat kaide maddesine bağlanabilirliklerinin karşılaştırılması. G.Ü. Dişhek. Fak. Derg.,(Basımda).
23. Wright, K.W.J., Yettram, A.L.; Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutnents. J. Prosthet Dent. 42 : 411-416, 1979.