

ÇENELİK UYGULAMASININ MANDİBULA ÜZERİNDE OLUŞTURDUĞU GERİLMENİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

STRESS DISTRIBUTIONS ON THE MANDIBLE PRODUCED BY ORTHOPEDIC CHINCUP FORCES

Çağrı ULUSOY *

Nilüfer DARENDELİLER †

ÖZET

Amaç:Bu çalışmanın amacı, ortopedik çenelik uygulamasının mandibula üzerinde oluşturduğu gerilmeyi (stres) incelemektir.

Gereç ve Yöntem:Mandibulanın üç boyutlu sonlu sayıda elemana bölünmüş modeli bilgisayarlı tomografiyle alınan kesitlerin bilgisayar ortamında tekrar birleştirilmesi ile elde edilmiştir. Mandibuler simfiz bölgesinden 400 gramlık (3,92 N) çenelik kuvveti uygulanmıştır. Oluşan gerilme alanları sonlu elemanlar stres analiziyle incelenmiştir (SESA).

Bulgular:En yüksek çekme gerilme değeri, 5 MPa olarak koronoid çıkıntının iç yüzeyinde ölçülmüştür ve mandibulanın lateral yüzeyinde belirgin çekme gerilmesi oluşmadığı saptanmıştır. -5 MPa'lık baskı gerilmesi ise, koronoid ve kondiler çıkıntılar arasındaki eğimli alanın dış yüzeyinde ölçülmüştür.

Sonuç:Kondiler bölgeye oranla mandibulanın diğer bölgelerinde daha fazla gerilme birikimi olduğu gözlenmiştir. Koronoid çıkıntı bölgesinin çenelik uygulamasının en fazla etkilediği bölge olduğu saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Çenelik, 3 boyutlu SESA, gerilme dağılımları

SUMMARY

Objective: The purpose of this study was to evaluate the stress distributions in the mandible produced by orthopedic chincup forces.

Material and Method: A three-dimensional finite element model (FEM) of the mandible was constructed from a dry human mandible via computerized tomography (CT) to investigate the stress regions. An orthopedic chincup force of 400 grams (3,92 N) was applied from the symphysis region. The stress regions were investigated by finite element analysis (FEA).

Results: It is found out that the tensile stress regions were mainly located at the inner surface of the coronoid process with the highest value of 5 MPa and no significant tensile stress values were observed at the outer regions. The maximum compressive stress value of -5 MPa was observed at the outer part of the region between the condylar and coronoid processes.

Conclusion: It is observed that mandibular body has been subjected to higher stress than condyle. Chincup appliance was appeared to affect the coronoid process region the most.

Keywords: Chincup, 3-D FEM analysis, stress distributions

Makale Gönderiliş Tarihi : 24.12.2007

Yayına Kabul Tarihi : 24.03.2008

* Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Dr. Dt.

† Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Prof. Dr.

GİRİŞ

Gelişmiş bir kas sisteminin fonksiyonel baskısıyla kemik dokusunun formunun değişebileceği bilinmektedir³⁶. Genetik faktörler, çiğneme kaslarının etkileri, büyüme-gelişim dönemindeki değişimler ve dental yapıların gelişimi ile mandibulanın şeklinin değiştiği düşünülmektedir³¹.

Mandibuler prognatiye sahip büyüme dönemindeki hastalarda kullanılan çenelik uygulamasının, kraniyofasiyal gelişimi yönlendirebileceği ve kontrol edebileceği ileri sürülmüştür³⁴. Çenelik uygulamasının mandibuler gelişimi yeniden yönlendirdiği, durdurduğu ve şeklinin değişimine yardımcı olduğunu açıklayan birçok çalışma yapılmıştır^{29,31,38}. Yapılan bazı deneysel çalışmalarda ise, bu uygulamanın ramus gelişimini kısıtlayıcı ve gonial açıyı daraltıcı etkileri olduğu saptanmıştır^{2,15,16}.

Süngerimsi kemiğin trabeküler yapısı üzerine etkileyen yüklere dayanabilecek yapıdadır. Bu dış kuvvetlerin hayat boyu gösterdiği değişime bağlı olarak, kemik yapının da adaptasyon gösterdiği bildirilmiştir¹². Bu şekilde mekanik etkilere bağlı olarak zaman içerisinde kemik dokusu değişim göstermektedir.

Mekanik uyarıların etkisi ile kemiğin değişen fonksiyonel ihtiyaçlara gösterdiği cevap Wolff Kanunu ile açıklanmıştır³⁹. Von Meyer'in³⁶ 1867 yılında femurun trabeküler yapısı ile gerilme (stres) yansımaları modeli arasındaki ilişkiyi ortaya koyduğu çalışmasına dayanarak, Wolff kemiğin trabeküler morfolojisinin dış yüklerin oluşturduğu gerilmelere bağlı gelişim gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu kanun daha sonraları kemik dokusunun büyük dış mekanik kuvvetlere dayanabilen minimum ağırlığa sahip bir yapı olduğu şeklinde yorumlanmış ve matematiksel analizlere konu olmuştur²⁷.

Diğer yandan Roux²⁸, kemik dokusunun gösterdiği bu adaptasyon mekanizmasının hücresel faaliyetler sayesinde yürütüldüğünü bildirmiştir. Frost'un¹⁰ mekanostatik teorisine göre kemik, dokusal seviyedeki gerinimlere bağlı gelişen yapım-yıkım faaliyetleri arasında kurulan biyolojik bir denge ile yeniden şekillenmektedir.

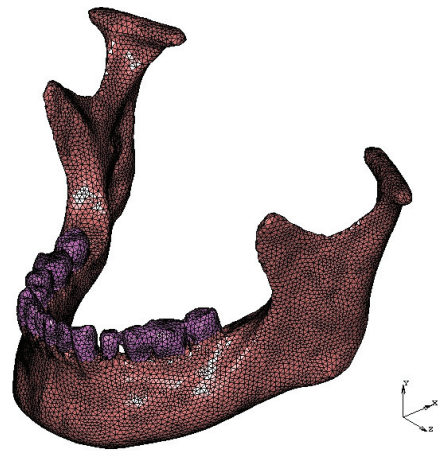
Çenelik uygulamasının kemik dokusu üzerindeki etkilerini inceleyen birçok hayvan, insan ve matematiksel model deneyleri yapılmıştır^{7,8,11,13,34,40}. İnsanlar üzerinde çeneliğin, temporomandibuler eklem (TME) üzerinde oluşturduğu kuvvetlerin incelenmesi çok invaziv işlemler gerektirdiğinden dolayı yapılamamaktadır ve bu deneylerden elde edilen bulgular sınırlı bilgi vermektedir. Bu nedenle eklem ve çiğneme kaslarının etkilerinin incelendiği çalışmalar *in-vivo* veya *in-vitro* hayvan deneyleri ile yapılmaktadır.

Ancak yakın zamanda geliştirilen sayısal modellemeye dayanan analiz yöntemleri sayesinde, insan kemik dokusunun apareylerin etkilerine gösterdiği cevaplar incelenebilmektedir^{30,33,34}. Sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi ile insan kemik dokusunda oluşan gerilmeler son yıllarda yoğun olarak incelenmektedir^{30,34}.

Bu çalışmanın amacı, çenelik uygulamasının mandibula üzerinde oluşturduğu gerilmelerin ve bu gerilmelere bağlı dokuda oluşabilecek adaptif değişimlerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yardımı ile incelenmesidir.

GEREÇ ve YÖNTEM

Stres analizinin yapılabilmesi için, TME'yi ve dişleri de içeren üç boyutlu bir mandibuler model oluşturulmuştur. Genç bir insan mandibulasından 1,25 mm kesit kalınlığında bilgisayarlı tomografi (BT) kayıtları alınmıştır (General Electric, Light Speed Ultra, Wisconsin, ABD). Bu kayıtlar Ortadoğu Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü CAD/CAM Laboratuvarı'nda ProEngineer programı (PTC, Needham, MA, ABD) yardımı ile bilgisayar ortamına aktarılmış ve üç boyutlu katı mandibuler model elde edilmiştir. Kemik dokusu, süngerimsi ve kortikal elementlerden oluşan izotropik ve kompozit bir materyal olarak modellenmiştir. Kortikal kemik tabakası 1,8 mm kalınlığında bir tabaka halinde süngerimsi kemiği örtecek şekilde oluşturulmuştur⁹. Bilgisayar ortamında kondil başının negatif bir kalıbı oluşturulmuş ve bu kalıp kondil başını örtecek şekilde mandibula üzerine yerleştirilmiştir. Böylece temporal kemiğin glenoid fossa bölümü simüle edilmiştir. Temporal kemiğin glenoid fossa kısmı ile mandibulanın kondil başı arasına ise eklem diski yerleştirilmiş ve böylece tüm komponentleri bulunan bir temporomandibuler eklem bölgesi modellenmiştir.



Şekil 1: Mandibulanın 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi modeli

Kompakt kemik, süngerimsi kemik ve dişlerden oluşan bu model, MSC Marc K 7.2/ Mentat 2003 sonlu elemanlar stres analizi programı (MSC Corporation, Santa Ana, CA, ABD) yardımıyla izoparametrik heksagonal elementlere bölünmüştür. Bu işlemler sonucu elde edilen mandibuler model 113,837 eleman ve 22,766 düğüm noktasından oluşmaktadır (Şekil 1).

Araştırmada kullanılan anatomik yapıların elastik özelliklerini belirleyen Young modülü ve Poisson oranı değerleri daha önceki çalışmalardan elde edilmiş ve Tablo I'de gösterilmiştir^{4,17,26}.

Tablo I: Mandibuler yapıların mekanik özellikleri^{4,17,26}

Yapı	Elastik Modül	Poisson Oranı
Kortikal kemik	13.7 GPa	0.30
Süngerimsi kemik	1.37 GPa	0.30
Dişler	18.0 GPa	0.30
Artiküler disk	6.8 MPa	0.40

Üç boyutlu kuvvet vektörleri $F(\alpha, \beta)$ şeklinde tanımlanır. Bu tanımlamada F uygulanan kuvvetin büyüklüğünü, α açısı kuvvet vektörü ile yatay düzlem arasında oluşan açıyı, β açısı ise dikey düzlem ile kuvvet vektörü arasındaki açıyı ifade etmektedir. Çiğneme kaslarının mandibulaya yapışma bölgelerinden kranyuma yapışma bölgelerine doğru 3 boyutlu kas kuvvet vektörleri tanımlanmıştır. Kas kuvvet vektörü ile sagittal düzlem arasında α açısı, frontal düzlem arasında ise β açısı oluşmaktadır. Bu iki açının tanımladığı koordinat noktaları sayesinde çiğneme kaslarının yönleri bilgisayar ortamında simüle edilmiştir^{4,18} (Tablo II).

Tablo II: Çiğneme kaslarının kafatasına bağlanım yönlerini belirleyen üç boyutlu açı değerleri^{4,18}

Kas adı	α açısı	β açısı
Masseter	-12.3°	+4.1°
Medial pterygoid	-17.4°	-26.4°
Lateral pterygoid (üst kısım)	-71.0°	-26.5°
Lateral pterygoid (alt kısım)	-1.0°	-21.0°
Temporal (ön kısım)	-9.6°	+14.9°
Temporal (arka kısım)	+35.2°	+29.5°

Koolstra ve van Eijden¹⁹ isimli araştırmacılar, Tablo III'te gösterilen kasların etkin fiziksel kas yüzey alanlarını saptamışlardır. Weijs ve Hillen³⁷ ise, çiğneme kaslarının 1 cm²'sinin $0,37 \times 10^{-2}$ N güç üretebildiğini bildirmişlerdir. Bu kuvvet değeri ile kasların yüzey alanı çarpılarak Tablo IV'te gösterilen, her bir çiğneme kasının üretebileceği

maksimum kas kuvvetleri hesaplanmıştır.

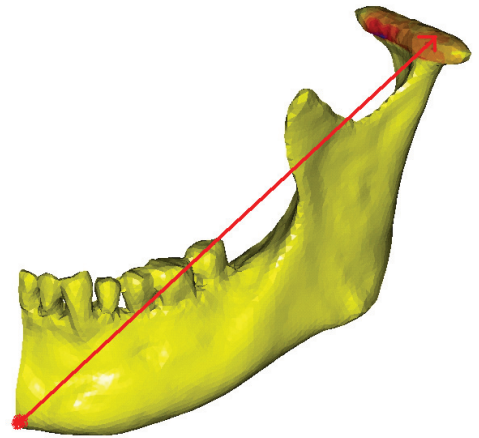
Tablo III: Çiğneme kaslarına ait etkin kas yüzey alanları (Koolstra et al.,1990)

Kas adı	Yüzey alanı (cm ²)
Masseter	9.0
Medial pterygoid	5.5
Lateral pterygoid (üst kısım)	1.0
Lateral pterygoid (alt kısım)	2.3
Temporal (ön kısım)	5.9
Temporal (arka kısım)	4.9

Tablo IV: Çiğneme kaslarının üretebildiği maksimum kas kuvvetleri

Kas adı	Kuvvet (N)
Masseter	333 N
Medial pterygoid	203.5 N
Lateral pterygoid (üst kısım)	37 N
Lateral pterygoid (alt kısım)	85 N
Temporal (ön kısım)	222 N
Temporal (arka kısım)	185 N

400 gramlık (3,92 N) çenelik kuvveti pogonion bölgesinden kondil başına doğru tanımlanan 3 boyutlu bir kuvvet vektörü ile mandibulaya uygulanmıştır (Şekil 2).

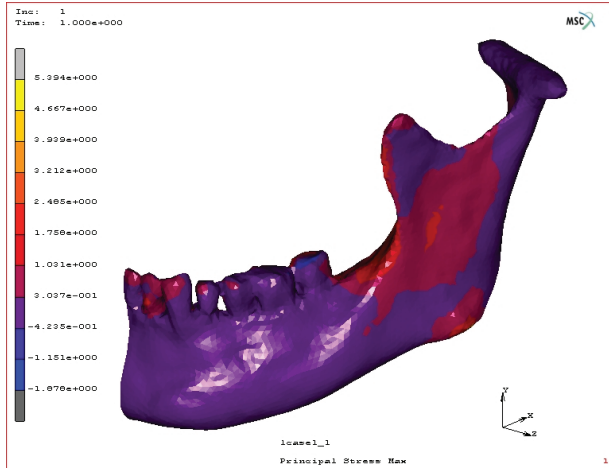


Şekil 2: Çenelik uygulamasının kuvvet vektörünün şematik gösterimi

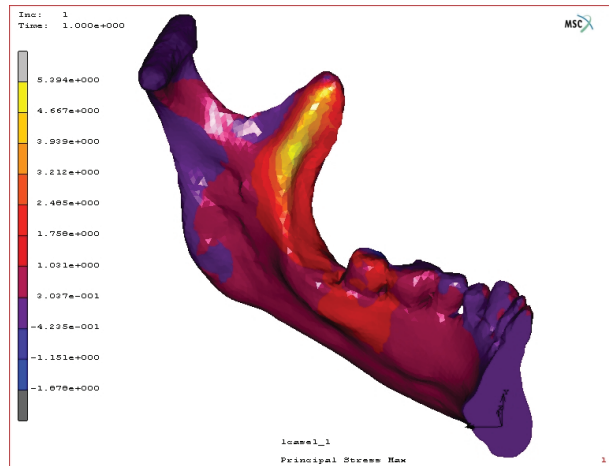
Uygulanan gerilme kuvvetlerinin hazırlanan model üzerinde oluşturduğu baskı gerilmesi ve çekme gerilmesi alanları üç boyutlu SESA ile incelenmiştir.

BULGULAR

SESA sonuçları mandibulanın simetrik bir yapı olduğu göz önüne alınarak yarım çene modelleri üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 3: Mandibulada oluşan maksimum çekme kuvvetleri (Lateral yüzeyden görünüm)

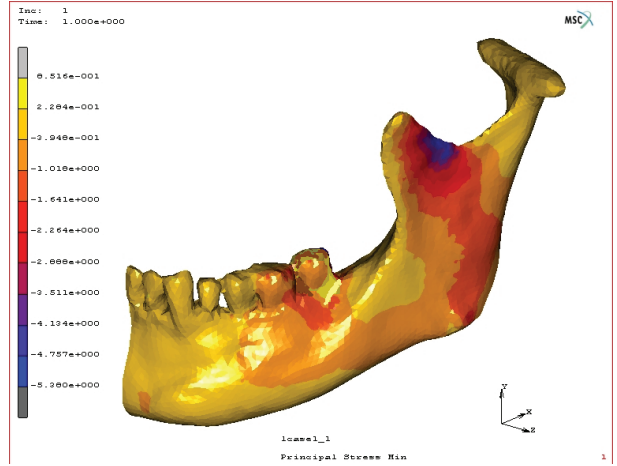


Şekil 4: Mandibulada oluşan maksimum çekme kuvvetleri (Medial yüzeyden görünüm)

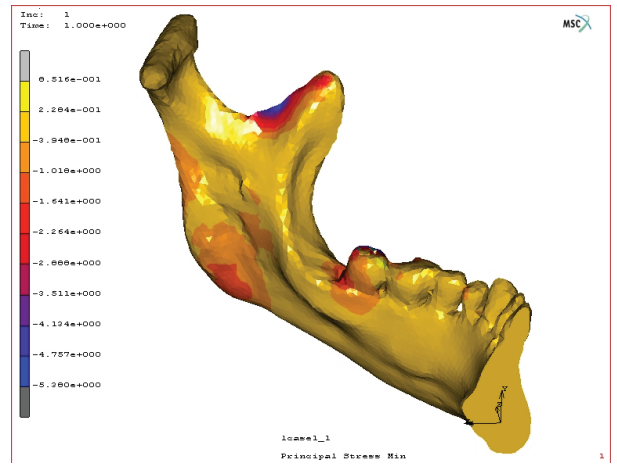
Şekil 3 ve Şekil 4'te mandibulada çenelik uygulamasının oluşturduğu maksimum çekme gerilmeleri görülmektedir. Mandibulaya lateral yönden bakıldığında ramusun ve gonial bölgenin yapının diğer bölümlerine göre daha fazla gerildiği izlenmektedir (Şekil 3). Medial yüzeyden incelendiğinde ise, koronoid proçesin üst bölgesinin en fazla gerilmeye maruz kalan bölge olduğu ve 4,667 MPa seviyesindeki gerilme değerinin bu bölgede olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4).

Çenelik uygulamasının mandibuler yapıda oluşturduğu baskı gerilmeleri Şekil 5 ve 6'da gösterilmiştir. Koronoid proçes ile kondiler proçes arasındaki eğimli alanın ön

yüzeyi en yoğun baskı gerilmelerinin biriktiği bölge olarak gözlemlenmiştir. Bu bölgede -4,757 MPa'lık bir gerilme değerine ulaşılmıştır. Diğer bölgelerde ise önemli bir baskı gerilmesi saptanmamıştır.



Şekil 5: Mandibulada oluşan maksimum baskı kuvvetleri (Lateral yüzeyden görünüm)



Şekil 6: Mandibulada oluşan maksimum baskı kuvvetleri (Medial yüzeyden görünüm)

TARTIŞMA

Literatür incelendiğinde, çenelik konusunda yapılan çalışmaların genellikle bu uygulamanın TME'ye etkileri üzerinde yoğunlaşmakta olduğu görülebilir^{8,14,22,34}. Sefalometrik analizler ve deneysel bazı incelemeler sayesinde ise çeneliğin morfolojik ve biyolojik etkileri araştırılmıştır^{2,15,16,23,24,29,31,38}. Bu çalışmalar sonucunda, çenelik kullanılan vakalarda mandibulanın herhangi bir boyutsal değişim

göstermeden posterior yönde pozisyonunu değiştirdiği, ramusta remodelasyon oluştuğu ve kondilin preondrob-
lastik katmanında bir küçülme oluştuğu gibi bulgular elde edilmiştir. Bu morfolojik çalışmalardan elde edilen bulgulara dayanılarak, çenelik uygulaması ile kondil üzerinde oluşan baskıya bağlı olarak kondiler gelişiminin inhibe olduğu düşünülmektedir.

Wolff kanununa göre çevresel faktörlerin etkisi ile kemik dokusunun formunda bazı adaptasyonel değişimler oluşmaktadır. Yapılan bazı biyomekanik çalışmalar ortopedik kuvvetler sayesinde ortaya çıkan baskı ve çekme gerilmelerinin kemik remodelasyonundan sorumlu ana etkenler olduğunu göstermektedir.^{6,20,32} Dış gerilmelerin etkisiyle kemik dokusunda hücresel düzeyde yapım ve yıkım işlemlerinin gerçekleştiği düşünülmektedir, ancak mekanizmanın ayrıntıları henüz tam olarak bilinmemektedir.

SESA ile ortopedik kuvvetlerin canlı dokularda oluşturduğu gerilmelerin incelenmesi konusu gün geçtikçe popülerite kazanmaktadır. Al-Sukhun ve arkadaşları¹, bu analiz yöntemi ile elde edilen sonuçların güvenilirliğinin analizde kullanılan materyal özelliklerinin ve model geometrisinin doğru belirlenmesine bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Çenelik uygulamasının mandibulada oluşturduğu gerilmeler ve bu gerilmelerin dokunun gelişimini ne şekilde etkilediği konusunda çok az şey bilinmektedir. Bu konuya ışık tutabilmek amacıyla yapılan bu çalışmada kullanılan materyal özellikleri dikkatlice belirlenmiştir.

Analizde kullanılan elemanların tipi ve sayısı da SESA sonuçlarını etkileyebilmektedir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse, detay o ölçüde artmaktadır ve bilgisayar ortamında oluşturulan model, gerçek yapıya o ölçüde çok benzemektedir. Başçıftçı ve arkadaşları³, distraksiyon osteogenezisini inceledikleri üç boyutlu SESA çalışmalarında 1314 eleman ve 3076 düğüm noktasından oluşan bir model oluşturmuşlardır. Vollmer ve arkadaşları³⁵ ise, 7100 eleman ve 11500 düğüm noktasına sahip bir model üzerinde üç boyutlu SESA analizi yapmışlardır. Tanne ve arkadaşları³⁴, TME bölgesindeki stres dağılımını inceledikleri araştırmalarında 1105 eleman ve 2088 düğüm noktasından oluşan bir model kullanmışlardır. Bu çalışmada kullanılan mandibuler model ise 113,837 eleman ve 22,766 düğüm noktasına sahiptir ve üç boyutlu SESA uygulaması için detayları gayet iyi yansıtabilen bir model olduğu düşünülmektedir.

Çiğneme kas kuvvetlerinin incelendiği araştırmalar incelendiğinde çok farklı kas kuvvet değerlerinin çalışmalarda kullanıldığı görülmektedir. Sözcüleri Nagahara ve

arkadaşları²⁵, çalışmalarında tüm çiğneme kaslarının total kas kuvvetini 500 N olarak belirlemişler ve bu kuvvet değerini kasların yüzey alanlarına göre orantılayarak her kasın kuvvet değerini saptamışlardır. Meyer ve arkadaşları²¹, maksimum interküsptasyonda çiğneme kas kuvvetlerinin 80 N – 400 N arasında değiştiğini, kesici dişlerin başabaş konuma getirildiği pozisyonda ise, kuvvet değerlerinin 250N–690N seviyesine ulaştığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar çok farklı kas kuvvet değerleri kullanmış olmalarına rağmen farklı kasların kuvvet değerlerini birbirinin yüzey alanlarıyla orantılamışlardır.

Tanne ve arkadaşları³³, çenelik uygulamasının mandibula üzerindeki etkilerini incelemişler ve mandibuler korpusa göre kondil başında daha az gerilme birikimi olduğunu açıklamışlardır. Tanne ve arkadaşları³⁴ bir diğer çalışmalarında ise, kondil üzerinde biriken baskı gerilmenin yapının anterior kısmında daha fazla olduğunu iddia etmişlerdir ve bu bulgular bizim çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular ile uyumludur.

Bu çalışmada en yüksek çekme gerilme stresi koronoid çıkıntı bölgesinde saptanmıştır. Bunun nedeninin bu bölgeye yapışmakta olan temporal kasın aktivitesi olduğu düşünülmüştür. Çenelik uygulamasının baskısıyla mandibula geriye doğru hareket etmek istemiştir ve bu harekette koronoid çıkıntıya yapışan temporal kas engel olmaya çalışmıştır. Bu sayede koronoid çıkıntının iç ve anterior yüzeyi boyunca yoğunlaşmış olan çekme stresleri oluşmuştur.

Temporal kasın posterior karnı da koronoid çıkıntının arka yüzeyinden parieto-temporal suturaya uzanmaktadır. Bu kasın posterior yöndeki aktivitesiyle koronoid çıkıntı posteriora doğru eğilmeye çalışmaktadır. Koronoid çıkıntı ile kondiler çıkıntı arasındaki eğimli alanda ölçülen yüksek sıkışma (baskı) gerilmelerinin nedeninin, koronoid çıkıntının posterior yöndeki bu devrilmeye eğiliminden kaynaklandığı düşünülmüştür.

Bitsakos ve arkadaşları⁵, kemik dokusunun kas kuvvetlerinin etkisiyle gösterdiği remodelasyonu inceledikleri çalışmalarında, kasların kemiğe yapışma bölgelerinde yüksek gerilmeler oluşturduğunu bildirmişlerdir. Bu bulgu araştırmamızın sonuçları ile örtüşmektedir.

Koronoid çıkıntı bölgesi haricinde mandibulanın diğer bölgelerinde çenelik uygulamasının etkisiyle önemli düzeyde gerilme birikimi olmamıştır. Koronoid çıkıntı bölgesi ise yoğun baskı ve çekme gerilmelerinin etkisi altındadır. Mekanik uyarılar sayesinde kemik dokusunun formunda fonksiyonel adaptif bazı değişimler oluşabileceği bilinmektedir. Bu nedenle, çenelik uygulamasının mandibulanın koronoid çıkıntı bölgesinde büyüme yönü-

nü değiştirebileceği düşünülmektedir. Konu ile ilgili daha detaylı bilgi edinebilmek için yapılacak çalışmalarda daha detaylı modellerin oluşturulması gerekmektedir.

Kaynaklar

- 1- Al-Sukhun J, Lindqvist C, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behaviour of a finite element model of a human mandible. *J Biomed Mater Res A*. 80:247-256, 2007.
- 2- Asano T. The effects of mandibular retractive force on the growing rat mandible. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 90:464-474,1986.
- 3- Basciftci FA, Korkmaz HH, Iseri H, Malkoc S. Biomechanical evaluation of mandibular midline distraction osteogenesis by using the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 125:706-715, 2004.
- 4- Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TM. Three-dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint. *J Dent Res* 80:1913-1918, 2001.
- 5- Bitsakos C, Kerner J, Fisher I, Amis AA. The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur. *J Biomech* 38:133-139, 2005.
- 6- Churches AE, Howlett CR, Waldron KJ, Ward GW. The response of living bone to controlled time-varying loading: method and preliminary results. *J Biomech* 12:35-45, 1979.
- 7- deAlba JA, Chaconas SJ, Caputo AA. Orthopedic effect of the extraoral chin cup appliance on the mandible. *Am J Orthod* 69:29-41, 1976.
- 8- Deguchi T. Force distribution of the temporomandibular joint and temporal bone surface subjected to the head-chincup force. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 114:277-282, 1998.
- 9- Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 129:721 e7-12, 2006.
- 10- Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod* 74: 3-15, 2004.
- 11- Fukui T. Effect of the chin cap on the human mandible based upon the strain distribution. *J Osaka Dent Univ* 5:109-128, 1971.
- 12- Huiskes R, If bone is the answer, then what is the question? *J Anat*. 197: 145-156,2000.
- 13- Iguchi S, Suzuki H, Irie M, Miyakawa O. The relation between the direction of retraction using the chin cap, mandibular shape and stress distribution in mandible. *Nippon Kyosei Shika Gakkai Zasshi* 43:245-256, 1984.
- 14- Iwasaki LR, Baird BW, McCall WD Jr, Nickel JC. Muscle and temporomandibular joint forces associated with chincup loading predicted by numerical modeling. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 124:530-540, 2003.
- 15- Janzen EK, Bluher JA. The cephalometric, anatomic and histologic changes in *Macaca mulatta* after application of a continuous-acting retraction force on the mandible. *Am J Orthod* 51:823-855, 1965.
- 16- Joho JP. The effects of extraoral low-pull traction to the mandibular dentition of *Macaca mulatta*. *Am J Orthod* 64:555-577, 1973.
- 17- Katona TK, Paydar NH, Akay HU, Roberts WE. Stress analysis of bone modeling response to rat molar orthodontics. *J Biomech* 28: 27-38,1995.
- 18- Koolstra JH, van Eijden TM, van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J. Computer-assisted estimation of lines of action of human masticatory muscles reconstructed in vivo by means of magnetic resonance imaging of parallel sections. *Arch Oral Biol* 35:549-556, 1990.
- 19- Koolstra JH, van Eijden TM. Application and validation of a three-dimensional mathematical model of the human masticatory system in vivo. *J Biomech* 25: 175-187, 1992.
- 20- Meikle MC, Heath JK, Reynolds JJ. The use of in vitro models for investigating the response of fibrous joints to tensile mechanical stress. *Am J Orthod* 85:141-153, 1984.
- 21- Meyer C, Kahn J, Lambert A, Boutemy P, Wilk A. Development of a static simulator of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 28: 278-286,2000.
- 22- Mimura H, Deguchi T. Morphologic adaptation of temporomandibular joint after chincup therapy. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 110:541-546, 1996.
- 23- Mitani H, Sakamoto T. Chin cap force to a growing mandible: long-term clinical reports. *Angle Orthod* 54:93-122, 1984.
- 24- Mitani H, Fukazawa H. Effects of chincap force on the timing and amount of mandibular growth associated with anterior reversed occlusion (Class III malocclusion) during puberty. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 90:454-463, 1986.
- 25- Nagahara K, Murata S, Nakamura S, Tsuchiya T. Displacement and stress distribution in the temporomandibular joint during clenching. *Angle Orthod* 69:372-379, 1999.
- 26- O'Brien WJ. *Dental Materials Properties and Selection*. Quintessence Publ. Co. Inc., Chicago, 1997.
- 27- Roesler H. The history of some fundamental concepts in bone biomechanics. *J Biomech* 20: 1025-1034, 1987.
- 28- Roux W. *Der Kampf der Teile im Organismus*, Leipzig, Engelmann, 1881 in Huiskes R. If bone is the answer, then what is the question? *J Anat* 197:145-156,2000.
- 29- Sakamoto T. Effective timing for the application of orthopedic force in the skeletal Class III malocclusion. *Am J Orthod* 80: 411-416,1981.
- 30- Singh GD, McNamara Jr JA, Lozanoff S. Mandibular morphology in subjects with Class III malocclusions: Finite-element morphometry. *Angle Orthod* 68: 409-418, 1998.
- 31- Sugawara J, Asano T, Endo N, Mitani H. Long-term effects of chincap therapy on skeletal profile in mandibular prognathism. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98: 127-133, 1990.
- 32- Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *Angle Orthod* 61:145-152, 1991.
- 33- Tanne K, Lu YC, Tanaka E, Sakuda M. Biomechanical changes of the mandible from orthopaedic chin cup force studied in a three-dimensional finite element model. *Eur J Orthod* 15:527-533, 1993.

- 34- Tanne K, Tanaka E, Sakuda M. Stress distribution in the temporomandibular joint produced by orthopedic chincup forces applied in varying directions: A three-dimensional analytic approach with the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 110: 502-507, 1996.
- 35- Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 28: 91-96, 2000.
- 36- vonMeyer GH. Die Architektur der Spongiosa. *Archief für den Anatomischen und Physiologischen Wissenschaften im Medicin* 27:1389-1394, 1867 **in** Tezuka K, Wada Y, Takahashi A, Kikuchi M. Computer-simulated bone architecture in a simple bone-remodeling model based on a reaction-diffusion system. *J Bone Miner Metab* 23:1-7, 2005.
- 37- Weijs WA, Hillen B. Relationship between the physiological cross-section of the human jaw muscles and their cross-sectional area in computer tomograms. *Acta Anat* 118:129-138, 1984.
- 38- Wendell P D, Nanda R. The effects of chincup therapy on the mandible: a longitudinal study. *Am J Orthod* 87: 265-274, 1985.
- 39- Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen* (translated as *The Law of Bone Remodelling*). Springer, Berlin, Heidelberg, 1986 **in** Tezuka K, Wada Y, Takahashi A, Kikuchi M. Computer-simulated bone architecture in a simple bone-remodeling model based on a reaction-diffusion system. *J Bone Miner Metab* 23:1-7, 2005.
- 40- Yamada I, Hata S, Nakashima S, Ito T, Matsumoto M. Transformation of craniofacial complex by chin cap appliance. *Nippon Kyosei Shika Gakkai Zasshi* 37:205-216, 1978.

İletişim Adresi:

Çağrı ULUSOY

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Ortodonti Ana Bilim Dalı

8. Cadde 82. Sokak, Emek, Ankara 06510

Telefon: + 90 312 2034289

Faks: + 90 312 2239226

e-posta: culusoy77@hotmail.com