

TEMPOROMANDİBULAR EKLEM REAKSİYON KUVVETİNİN DEĞİŞİMİNDE ÇIĞNEME KASLARININ VE ISIRMA KUVVETİNİN ETKİSİ

Yrd. Doç. Dr. Nilüfer DARENDELİLER*

Prof. Dr. Oktay ÜNER*

ÖZET

Temporomandibular eklem (TME) üzerine binen ve normal olmayan yükler birçok dejeneratif hastalıklara neden olabilmektedir. Gerek ortodontik, gerekse ortognatik cerrahi yöntemleri ile tedavi sonucunda, çiğneme kasları kuvvetleri ile ısırma kuvvetinin TME üzerindeki etkileri değişmektedir. Bu etkilerin saptanması amacıyla, iskeletsel sınıf 2 kapanışa sahip bir bireyden elde edilen çiğneme kasları kuvvetleri, ısırma kuvveti ve bunların uygulama noktalarının değişimi ile TME üzerinde oluşan reaksiyon kuvvetin yön ve büyüklüğünün değişimi arasındaki ilişki incelenmiş ve sonuçlar grafiklerle gösterilmiştir. İki boyutlu bir model üzerinde ölçüm hatalarını en aza indirecek kuvvet ve moment kolu vektörleri denge denklemlerinde kullanılarak bir uygulama programı yazılmıştır. Böylece, kuvvet vektörlerinin büyüklük ve yönünün değişiminin TME reaksiyon kuvveti üzerine etkileri gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Temporomandibular eklem, Temporomandibular eklem reaksiyon kuvveti, Çiğneme kasları, Isırma kuvveti

SUMMARY: THE EFFECT OF THE MAGNITUDE AND DIRECTION OF THE MASTICATORY MUSCLE FORCES AND BITE FORCE ON THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT REACTION FORCE

The abnormal loads on the temporomandibular joint (TMJ) may lead to degenerative diseases. Orthodontic and orthognathic surgery treatments change the effects of muscle and bite force moment arm on the TMJ. In order to determine these effects, the relations between the bite force, masticatory muscle force and the magnitude and direction of the joint forces are analyzed on a human subject with Class 2 malocclusion and the results are presented graphically. A computer program is developed using the force and moment arm vectors, which results in minimum measurement errors, in equilibrium equations. The effects of masticatory muscles and bite forces are investigated on TMJ reaction force by the developed program.

Key Words: Temporomandibular joint, Temporomandibular joint reaction force, Masticatory muscles, Bite force

GİRİŞ

Ortodontide diaznoz, diş pozisyonlarının ve okluzyonun değerlendirilmesi ile interkusal pozisyonun statik morfolojik normların analiz edilmesi yöntemlerine dayanmaktadır. Tedavide hedef, morfolojik bir normalite sağlamaktır. Ancak ortodontik tedavi, kraniyomandibular kaslar ve temporomandibular eklem fonksiyonları,

* Ortodonti Anabilim Dalı, Dişhekimliği Fakültesi, Gazi Üniversitesi

gerilme ve yüklerden doğan ağrıları önleyecek şekilde gözönüne alınarak uygulanmalı ve tamamlanmalıdır (1).

TME, (Temporomandibular eklem) çiğneme kasları, ve okluzyon arasında bir bağıntı söz konusudur. Bu bağıntının dinamiğinde, dentisyon, fonksiyonlara adapte olmak için uyumu çok zor bir yapı taşıdır. Bu adaptasyonda, kontrol santral sinir sistemi tarafından olmaktadır. Dentoalveoler arklar ve çenelerin morfolojik yapısına yumuşak dokunun ve kasların uyumu dil, dudak, ve yanak mukozasındaki mekanoreseptörlerle olmaktadır. Bu nörofizyolojik mekanizmanın dengesi, ideal morfoloji, ideal okluzyon sağlanırken bozulmakta ve form ve fonksiyon arasında uyumsuzluk olmaktadır. Bu uyumsuzluğun sonucu çiğneme kasları ve eklem üzerinde bir gerilim ve yüklenme meydana gelmektedir. Dolayısıyla okluzyondaki bir değişiklik (migrasyon, diş kaybı, ortodontik/ ortognatik uygulamalar) TME' de yüklenme yaratacaktır (1).

TME üzerindeki yükün artışı, eklem patolojilerine neden olurken, kondil ve çevre dokularda yapısal birtakım değişikliklerde oluşturabilmektedir (2,3). TME'nin yapısı fonksiyonel yüklenmelere çok hassastır. Mongini (4) okluzal dengelerin değişmesinden kondilin etkilendiğini belirtirken, Peltola (5) ortodontik olarak tedavi edilmiş hastalarda, kontrol grubuna göre kondiller yapının değiştiğini göstermiştir. TME'nin üzerindeki yüklerin direkt ölçülmesi insanlarda mümkün olmaması nedeniyle yükün tespit edilmesi matematiksel yöntemlerle yapılmıştır (6-15).

Yapılan çalışmalarda, (7-12,14-17) ısırma kuvvetinin uygulama noktasının TME'ye uzaklığının değişimi ile TME üzerindeki yük değişimini incelemişlerdir. Kasların aktivitelerine bağlı olup olmadığının incelendiği araştırmaların (6,9,11,12,15) yanı sıra çalışan ve denge taraflarının ayrı ayrı ekleme oluşturdukları yükü inceleyen çalışmalarda yapılmıştır (13,14).

TME üzerindeki yükün değişimine etkili kasların ise masseter, anterior temporal, posterior temporal, lateral ve medial pterigoid kaslar sayılmaktadır (15).

Araştırmamızın amacı ise; ortodontik ve ortognatik uygulamalar ile kolaylıkla değiştirebildiğimiz dental değişimler, çiğneme kaslarının aktivasyonundaki ve konumundaki değişikliklerin TME'nin üzerindeki yükün ve

yönüne etkisinin geliştirilen matematiksel yöntemle tespit edilmesidir.

MATERYAL VE METOD

Araştırmada kullanılan iki boyutlu model, sınıf II kapanışa sahip bir bireye ait lateral sefalometrik film üzerinde oluşturulmuştur. Temporomandibular eklem üzerindeki reaksiyon kuvveti (\vec{F}_J) ve bu kuvvetin yönünü gösteren açı (θ); elde edilen film üzerinde oluşturulan iki boyutlu bir modelde, masseter kasın uyguladığı kuvvet (\vec{F}_M), temporal kasın uyguladığı kuvvet (\vec{F}_T) ve ısırma kuvveti (\vec{F}_B) gözönüne alınarak hesaplanmıştır. Bu amaçla bir bilgisayar programı yazılmıştır. Kuvvetlerin daha iyi tanımlanması amacıyla bu kuvvetleri uygulayan kasların lateral sefalometrik röntgen üzerinde belirlenen başlangıç ve son noktalarının koordinatları kullanılmıştır. Böylece masseter ve temporal kasların kuvvetleri ile ısırma kuvveti, kuvvetlerin büyüklükleri ve kuvvetlerin yönündeki birim vektörlerin x ile y eksenleri üzerindeki bileşenleri cinsinden aşağıdaki şekilde ifade edilmiştir

$$\vec{F}_M = |\vec{F}_M| (u_{FM} \vec{i} + v_{FM} \vec{j}) \quad (1)$$

$$\vec{F}_T = |\vec{F}_T| (u_{FT} \vec{i} + v_{FT} \vec{j}) \quad (2)$$

$$\vec{F}_B = |\vec{F}_B| (u_{FB} \vec{i} + v_{FB} \vec{j}) \quad (3)$$

TME merkezinde oluşan momenti bulmak amacıyla, TME merkezinin koordinatları ile kas ve ısırma kuvvet vektörleri üzerindeki önceden bilinen başlangıç noktalarının koordinatları kullanılarak moment kolu vektörleri belirlenmiştir. \vec{d}_M masseter kas kuvvetinin, \vec{d}_T temporal kas kuvvetinin ve \vec{d}_B de ısırma kuvvetinin moment kolu vektörünü göstermektedir. Bu vektörleri x ve y eksenlerine göre bileşenleri aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır

$$\vec{d}_M = d_{MX} \vec{i} + d_{MY} \vec{j} \quad (4)$$

$$\vec{d}_T = d_{TX} \vec{i} + d_{TY} \vec{j} \quad (5)$$

$$\vec{d}_B = d_{BX} \vec{i} + d_{BY} \vec{j} \quad (6)$$

$$\sum M = 0 \quad (7)$$

denklem (4-6) kullanılarak

$$\vec{d}_M \times \vec{F}_M + \vec{d}_T \times \vec{F}_T + \vec{d}_B \times \vec{F}_B = 0 \quad (8)$$

elde edilir. Bu vektör çarpımı açıldığında

$$\begin{aligned} & (d_{MX} \vec{i} + d_{MY} \vec{j}) \times |\vec{F}_M| (u_{FM} \vec{i} + v_{FM} \vec{j}) \\ & + (d_{TX} \vec{i} + d_{TY} \vec{j}) \times |\vec{F}_T| (u_{FT} \vec{i} + v_{FT} \vec{j}) \\ & + (d_{BX} \vec{i} + d_{BY} \vec{j}) \times |\vec{F}_B| (u_{FB} \vec{i} + v_{FB} \vec{j}) = 0 \end{aligned} \quad (9)$$

bulunur. Masseter kasın kuvvet vektörünün büyüklüğünün temporal kasın kuvvet vektörünün büyüklüğüne oranı bir K sabiti ile tanımlandığında

$$\frac{|\vec{F}_M|}{|\vec{F}_T|} = K \quad (10)$$

elde edilir. Alt çene üzerinde statik denge durumunda kuvvet vektörlerinin toplamı sıfıra eşit olmalıdır

$$\sum F = 0 \quad (11)$$

buradan

$$\vec{F}_M + \vec{F}_T + \vec{F}_B + \vec{F}_J = 0 \quad (12)$$

elde edilir. Eklem kuvvetinin x ve y eksenleri üzerindeki bileşenleri aşağıdaki gibi ifade edilir

$$\vec{F}_J = F_{JX} \vec{i} + F_{JY} \vec{j} \quad (13)$$

$$\begin{aligned} & |\vec{F}_M| (u_{FM} \vec{i} + v_{FM} \vec{j}) + |\vec{F}_T| (u_{FT} \vec{i} + v_{FT} \vec{j}) + \\ & |\vec{F}_B| (u_{FB} \vec{i} + v_{FB} \vec{j}) + F_{JX} \vec{i} + F_{JY} \vec{j} = 0 \end{aligned} \quad (14)$$

Buradan elde edilir. Yukarıdaki denklemlerden TME reaksiyon kuvvetinin x ve y eksenleri üzerindeki bileşenleri bulunur

$$F_{JX} = - \left(|\vec{F}_M| u_{FM} + |\vec{F}_T| u_{FT} + |\vec{F}_B| u_{FB} \right) \quad (15)$$

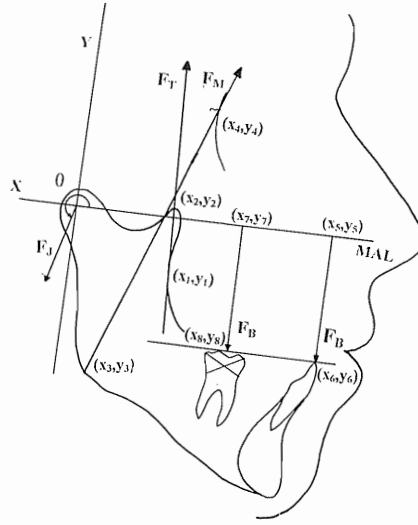
$$F_{JY} = - \left(|\vec{F}_M| v_{FM} + |\vec{F}_T| v_{FT} + |\vec{F}_B| v_{FB} \right) \quad (16)$$

Denklem (9), (10), (15) ve (16) ortak çözümlerle TME üzerindeki reaksiyon kuvvetinin büyüklüğü ve yönü aşağıdaki denklemler kullanılarak hesaplanır

$$|\vec{F}_J| = \sqrt{F_{JX}^2 + F_{JY}^2} \quad (17)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{F_{JY}}{F_{JX}} \right) \quad (18)$$

Yukarıdaki denklemlerin çözülmesi için gerekli veriler; masseter ve temporal kas kuvvetleri yönündeki birim vektörlerinin ve moment kolu vektörlerinin x ve y eksen yönündeki bileşenleri, ısırma kuvvetinin etki noktasının koordinatları, masseter ve temporal kas kuvvetlerinin, bu kaslara ait EMG değerleri kullanılarak bulunmuş oranları ve ısırma kuvvetinin büyüklüğüdür. Lateral sefolometrik film üzerinde merkezi kondil dönme merkezi ile çakışacak şekilde ve x eksenini okluzal düzleme paralel bir koordinat sistemi kullanılmıştır (Şekil 1). Hesaplamalarda; vektörlerin tanımlanması için temporal kasın başlangıç noktasının koordinatları (x_1, y_1) , "Coronoid" çıkıntının altında seyreden içbükeyliğin en derin noktasında, temporal kasın son noktasının koordinatları (x_2, y_2) , "Coronoid" çıkıntının tepe noktasında, masseter kasın başlangıç noktasının koordinatları (x_3, y_3) Gonion noktasında, masseter kasın son noktasının koordinatları (x_4, y_4) , "Zygoma"nın "frontal" ve "squamosa" "processus"lerinin kesişme noktasında, kesici diş üzerindeki ısırma kuvvet vektörünün başlangıç noktası (x_5, y_5) , keser dişin kron tepe noktasından geçen doğrunun x eksenini kestiği noktada, kesici diş üzerindeki ısırma kuvvet vektörünün son noktası (x_6, y_6) , keser dişin kron tepe noktasında, molar diş üzerindeki ısırma kuvvet vektörünün başlangıç noktası (x_7, y_7) , molar dişin orta tepe noktasından geçen doğrunun x eksenini kestiği noktada ve molar diş üzerindeki ısırma kuvvet vektörünün son noktası (x_8, y_8) , molar dişin kron orta noktasında alınmıştır. Isırma kuvvetinin büyüklüğü 200 N alınmış ve masseter kasın elektromyografik aktivite değerinin temporal kasın elektromyografik aktivite değerine oranından (K) yararlanılmıştır.



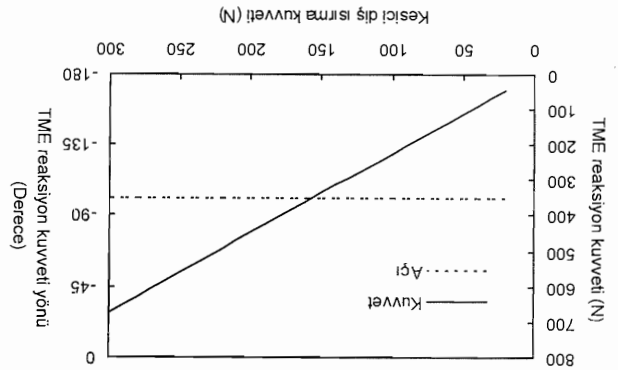
Şekil 1. Araştırmada kullanılan iki boyutlu model

Araştırmamızdaki elektromyografik kayıtlar, sağ ve sol ayrı ayrı olmak üzere masseter ve anterior temporal kas aktiviteleri EMG cihazı ile maksimum ısırma üçer kez tekrarlanarak ölçüldü. Araştırmada kullanılan kas aktivite değerleri, sağ ve sol ölçüm değerlerinin ortalamaları alınarak elde edildi. Ölçümler, birey doğal baş konumunda sandelyede dik oturtularak yapılmıştır. Kas aktivitelerinin ölçülmesinde iki kanallı DISA Neuromatic 2000 elektromyografi aygıtı kullanıldı. Aygıtın süpürme hızı 100 ms, hassasiyeti 0.1-1.0 mV arasında değişmek üzere ayarlandı. Elektrod olarak 13L20 tip gümüş klorid disk yüzeyel elektrod ile kullanıldı. Elektrodların makina ile bağlantısı 13L04 tip elektrod kablosu ile sağlandı. 13K93 tip toprak elektrod bireyin bileğine bağlandı. Yüzeyel elektrodlar iletimi sağlayıcı 15B411 tip elektrod jeli sürülerek anterior temporal ve masseter bölgesindeki deriye yapıştırıldı. Bireyin EMG kayıtları unipolar metod kullanılarak alındı ve elektrodun aktif ucu kasın aktif olarak kasıldığı noktaya, pasif ucu ise aktivitenin hemen hemen hiç bulunmadığı buruna yerleştirildi.

BULGULAR

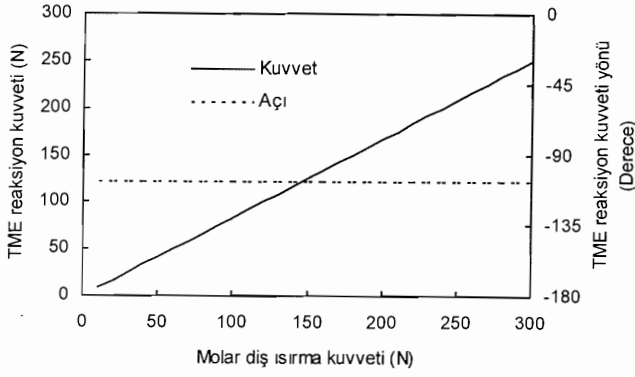
İki boyutlu model (Şekil 1) kullanılarak geliştirilen bilgisayar programı ile elde edilen

sonuçlar, kesici ve molar diş tarafından uygulanan ısırma kuvveti arttığında temporomandibular eklem (TME) reaksiyon kuvvetinin de doğrusal olarak arttığını göstermiştir (Şekil 2,3). Her iki diş için, ısırma kuvvetinin büyüklüğünün artışı, eklem reaksiyon kuvvetinin temporomandibular ekleme göre açısının değiştirmemiştir (Şekil 2,3).



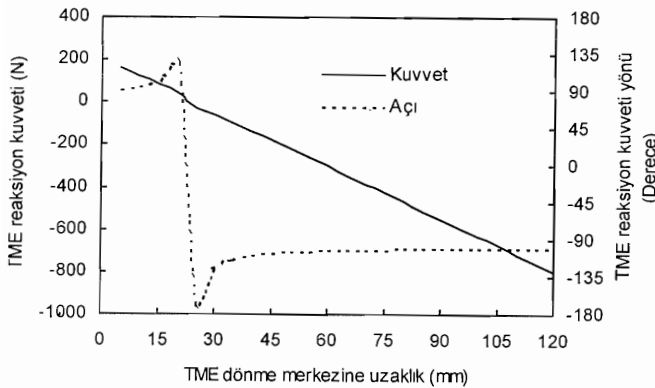
Şekil 2. Kesici dişte ısırma kuvveti artışının TME reaksiyon kuvveti üzerine etkisi

DARENDELİLER



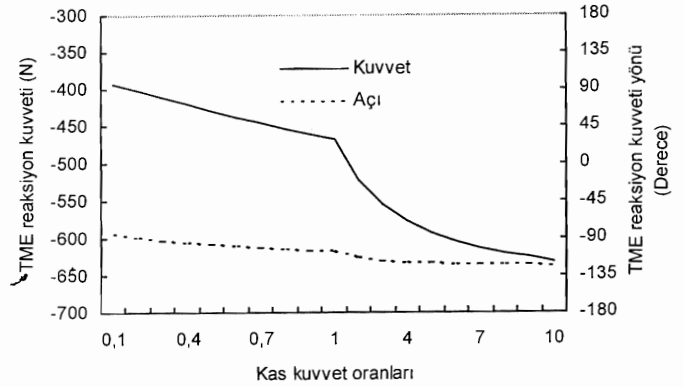
Şekil 3. Molar dişte ısırma kuvveti artışının TME reaksiyon kuvveti üzerine etkisi

Kesici veya molar dişte ait ısırma kuvvetinin uygulama noktasının kondile olan uzaklığının 0 -140 mm arasındaki değişiminin TME reaksiyon kuvveti üzerindeki etkisi Şekil 4' de gösterilmiştir. Moment kol uzunluğu (x eksenine üzerinde koordinat merkezine olan uzaklık) arttıkça TME reaksiyon kuvveti büyüklüğünün yaklaşık 25 mm uzunluğa kadar azaldığı daha sonra ise doğrusal olarak arttığı görülmektedir. Kesici dişteki ısırma olduğunda eklem üzerinde oluşan yük, molar dişte oluşan yükten daha fazla olmaktadır. TME reaksiyon kuvvetinin yönü moment kolu uzunluğunun yaklaşık 25 mm olduğu noktada değişmektedir. Bu durum Şekil 4' de açı değişiminin +180 dereceden -180 dereceye atlamasıyla da görülmektedir. Kesici dişte ısırma daha oblik yönde bir TME yükü oluştururken, molar dişteki ısırma kuvveti daha anteriora yönelmiş bir eklem kuvveti oluşturmaktadır.

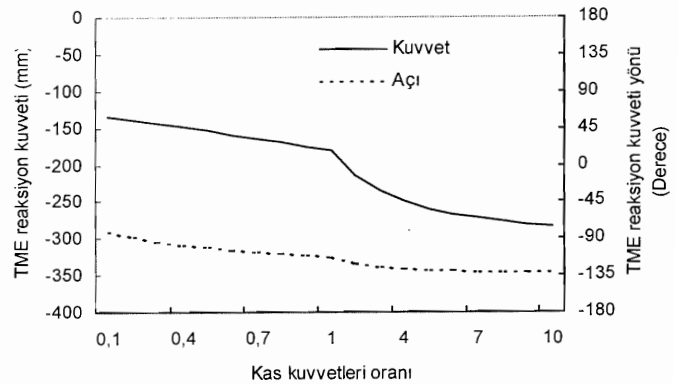


Şekil 4. Isırma kuvveti uygulama noktasının TME reaksiyon kuvveti üzerine etkisi.

Kaslara ait elektromyografik aktivite değerlerin birbirine oranının 0.1-10 arasındaki değişiminde, kesicide ısırma olduğunda (Şekil 5), oran temporal kas yönüne kaydığında TME yükü çok fazla değişmezken, oran değişimi masseter kas lehine değiştiğinde TME yükü çok fazla artmaktadır. Molar dişte ısırma olduğunda (Şekil 6), aynı oran değişimi TME'de kesicide ısırma olduğundan daha az yük oluşturmaktadır ama değişim yine aynı eğriyi göstermiştir. Bu eğriye göre masseter kasın kuvvet artışı eklem üzerinde çok fazla yük oluşturmaktadır.

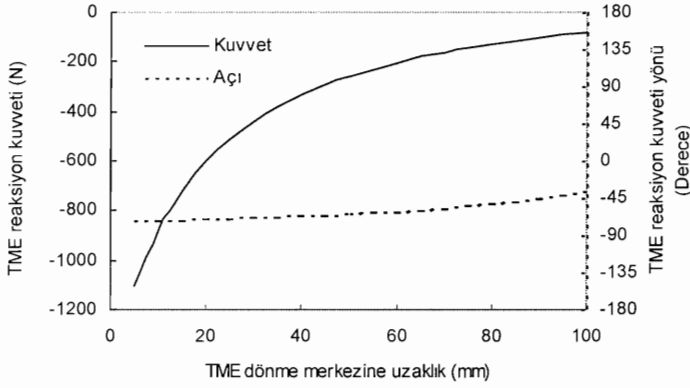


Şekil 5. Kesici dişte ısırma durumunda FM/FT oranının değişiminin TME reaksiyon kuvveti üzerine etkisi.

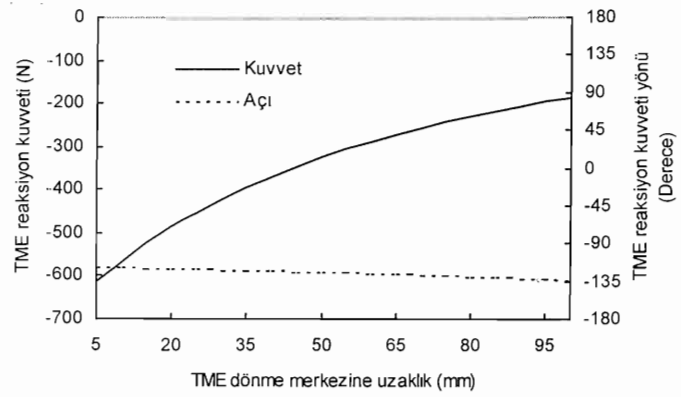


Şekil 6. Molar dişte ısırma durumunda FM/FT oranının değişiminin TME reaksiyon kuvveti üzerine etkisi

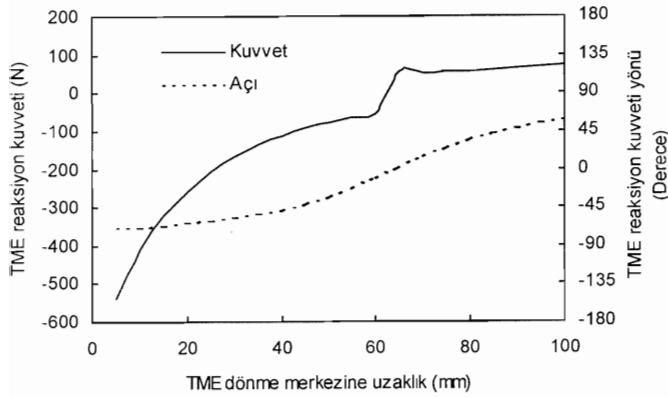
Temporal ve masseter kasın moment kol uzunluğunun değişimi TME yükü azaltırken yönleri çok fazla bir değişim göstermemiştir (Şekil 7,8,9,10).



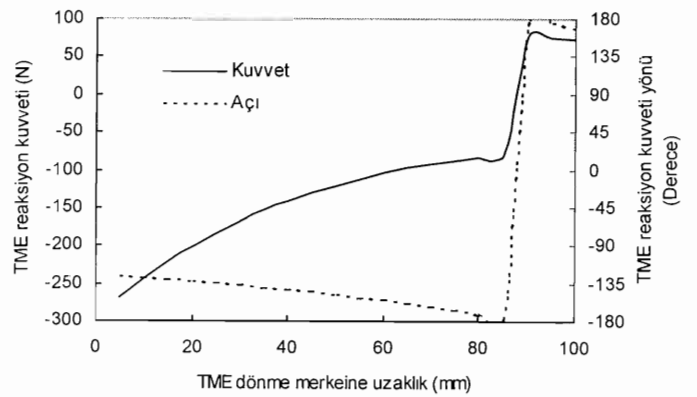
Şekil 7. Kesici dişte ısırma durumunda temporal kasın uygulama noktasının değişiminin TME reaksiyon kuvveti üzerine etkisi



Şekil 9. Kesici dişte ısırma durumunda masseter kasın uygulama noktasının değişiminin TME reaksiyon kuvveti üzerine etkisi



Şekil 8. Molar dişte ısırma durumunda temporal kasın uygulama noktasının değişiminin TME reaksiyon kuvveti üzerine etkisi



Şekil 10. Molar dişte ısırma durumunda masseter kasın uygulama noktasının değişiminin TME reaksiyon kuvveti üzerine etkisi

TARTIŞMA

Temporomandibular eklem ve kraniomandibular kaslara göre interkusal pozisyonun konumu formatif gelişim tarafından belirlenir. Puberta esnasında, yapısal büyüme, kasların gerilimi, kas, kemik gibi yapıların gelişimindeki sapmaların zamanı ve diş erupsiyonu, maksimum stabilitenin değişmesini sağlayabilir. İnterkusal pozisyonun konum değişikliği okluzal değişiklikler çekim, migrasyonla değişmektedir. Dolayısıyla interkusal pozisyonun TME stabilitesinde, kas ile uyum sağlamış struktural pozisyonla aynı zamanda meydana gelmesi gerekli değildir. İnterkusal ve struktural pozisyon arasındaki uzlaşma, TME ve mandibulanın elevatörünün fiziksel stresine neden olmaktadır. TME'de kuvvetlerin diske iletilmesinde kritik bir dokudur. Periferik yüklenme, internal düzensizliğe sebep olabilir, ve bunu osteoartrit takip eder (1).

Yapılan ortodontik tedavilerle yeni oluşan kontaklar nedeniyle interkusal pozisyondaki nörofizyolojik dengede bir kayıp olabilir. Pozisyonel değişiklikler interkusal ve struktural pozisyonlar arasındaki sapmanın bir sinyali olabilir ve zararlı bir etkiside olmayabilir (1).

Morfolojik ve okluzal değişikliklerin TME'e yarattığı reaksiyon kuvvetinin değişiminin incelenmesi amaçlanan bu çalışmada, form ile fonksiyon arasındaki dengedeki herhangi bir değişikliğin göstergesi olan TME deki yüklenmenin ne derecede olduğunu verilen grafiklerle gösterilmiştir.

TME üzerindeki aşırı yüklenme kondilden diskin gevşemesine neden olur. Normal bir ilişkide, artikuler eminensin posterior yüzü ile diskin buna karşılık gelen orta kısmı eklem anterior-superior yönde yüklenmesine uygundur. Medial ve/veya posteriordaki yüklenme diskin gevşemesine neden olur. En büyük tehlike potansiyeli, diski en ileri ve mediale iten posterior banda kuvvet transferidir. Gelişimsel veya sonradan olan değişikliklerin neden olduğu relatif maksimal stabilite, eğer posteriora yönlense muhtemelen disk gevşemiştir.

Hatcher ve arkadaşları (18), TME ve okluzal yükünün üzerine en büyük etkiyi anterior temporal ve masseter kaslarının olduğu belirtirken, Van Eijden ve arkadaşları (15,16) ise TME üzerine lateral pterigoid ve posterior temporal dışında masseter, anterior temporal

ve medial pterigoid kasların daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada da masseter ve anterior temporal kasın elektromyografik değerleri kullanılmıştır.

Isırma uygulama noktası kondilden uzaklaştıkça, oluşturduğu yük artmaktadır. Bu sonuç diğer araştırmacılar ile uyumludur (7,11,12). Isırma kuvveti uygulama noktasının kondile göre uzaklığının değişimi TME reaksiyon kuvvetinin yönünü çok fazla değiştirmemiştir. Yapılan çalışmalarda, kanin dişlere uygulanan ısırma kuvvetleri, molar dişlere göre TME reaksiyon kuvvetini daha posteriora yönlendirdiği gösterilmiştir (15,16). Smith ve arkadaşları(19) ise, anteriora, mediale ve laterale yönlendirilmiş ısırma kuvvetleri daha büyük eklem yüklerine neden olduğunu bildirmişlerdir. Haskell ve arkadaşları (20) sonlu elemanlar yöntemi ile yaptığı çalışmada, TME ramus, korpus'daki yüklenme patterninin mandibula morfolojisini etkilediğini belirtmişlerdir. Dolikofasiyal tipte TME yükü 89 derece vertikal yönde, brakiyofasiyal tipte 105 derece oblik yönde olduğunu bulmuşlardır. Ve yüklenme patterni farklılığının farklı mandibular rotasyona sebep olduğunu bildirmişlerdir.

Kaslara ait elektromyografik değerlerin birbirine oranının 0.1-10 arasındaki değişiminde, oran değişimi masseter kas lehine değiştiğinde TME yükü çok fazla artmaktadır. Masseter kasın kuvvet artışı eklem üzerinde çok fazla yük oluşturması, masseter kasın elektrofizyolojik aktivitesinin fazla olduğu belirtilen sınıf II derin kapanışlı bireylerin eklem problemlerinin göstergesi olabilir.

Temporal ve masseter kasın uygulama noktasının değişimi ile TME yük değişimi Şekil 7,8,9,10'da gösterilmiştir. Araştırmamızda hem masseter hemde temporal kasın moment kol uzunluğu arttıkça eklem oluşturduğu yük azalmaktadır. Kasların kondile göre uzaklıkları ancak cerrahi müdahaleler ile değişebilir. Masseter kasın uygulama noktasının kondile göre uzaklığı kısaltıldıkça TME'de yüklenme artacaktır.

SONUÇ

Çalışmamızda çiğneme kasları ve ısırma kuvvetlerinin değişimlerinin TME reaksiyon kuvvetini üzerindeki etkisi tanımlanan matematiksel yöntemle incelenmiştir ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. TME reaksiyon kuvvetinin büyüklüğü ısırma kuvvetleri ile doğru orantılı artmıştır.
2. TME reaksiyon kuvvetinin büyüklüğü en fazla kas ve ısırma kuvvetlerine ait moment kolu uzunluğu değişikliklerinden etkilenmiştir.
3. Masseter ve temporal kasın uygulama noktasının kondile yakın olması TME reaksiyon kuvvetini artırmaktadır ve bu kasların kuvvet artışı da TME reaksiyon kuvveti üzerinde benzer etkiyi göstermektedir.

KAYNAKLAR

1. Melsen B. Current Controversies in Orthodontics, Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, Illinois, 1991.
2. Arnett GW, Milam SB, Gottesman L. Progressive mandibular retrusion -idiopathic condylar resorption. Part I. Am J Orthod Dentofac Orthop 110: 8-15, 1996.
3. Arnett GW, Milam SB, Gottesman L. Progressive mandibular retrusion -idiopathic condylar resorption. Part II. Am J Orthod Dentofac Orthop 110: 117-127, 1996.
4. Mongini F. The Stomatognathic System, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois, 1984.
5. Peltola JS. Radiologic variations in mandibular condyles of Finnish students, one group orthodontically treated and the other not. Eur J Orthod 15:223-227,1993.
6. Barbanel JC. The Biomechanics of the Temporomandibular joint: A theoretical study, J Biomechanics, 5: 251-256, 1972.
7. Hekneby M. The Load of the Temporomandibular joint: Physical calculations and analyses, J Prost Dent, 31: 303-312, 1974.
8. Mansour RM, Reynik RJ. In vivo occlusal forces and moments: I. Forces measured in terminal hinge position and associated moments, J Dent Res, 54: 114-120,1975.
9. Pruim GJ, Bosch JJ, Jongh, HJ. Jaw muscle EMG - Activity and static loading of the mandible, J Biomechanics, 11: 389-395, 1978.
10. Pruim GJ, Jongh HJ, Bosch JJ, Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels, J Biomechanics, 13: 755-763, 1980.
11. Throckmorton GS, Throckmorton LS, Quantitative calculations of Temporomandibular joint reaction forces - I. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces. J Biomechanics, 18: 445-452, 1985.
12. Throckmorton GS, Quantitative calculations of Temporomandibular joint reaction forces. II. The importance of the direction of the jaw muscle forces, J Biomechanics, 18: 453-461, 1985.
13. Tsukasa I, Gibbs H, Marguelles-Bonnet R, Lupkiewicz SM, Young HM, Lundeen HC, Mahan PE. Loading on the temporomandibular joints with five occlusal conditions, J Prost Dent, 56: 478-484, 1986.
14. Faulkner MG, Hatcher DC, Hay AA. three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading, J Biomechanics, 20: 997-1002, 1987.
15. Van Eijden TMGJ, Klok EM, Weijs WA, Koolstra JH. Mechanical capabilities of the human jaw muscles studied with a mathematical model, Arc Oral Biol, 33: 819-826, 1988.
16. Van Eijden T.M. Jaw muscle activity in relation to the direction and point of application of bite force, J Dent Res 69:901-905, 1990.
17. Koolstra JH, Van Eijden TM. Application and validation of a three-dimensional mathematical model of the human masticatory system in vivo, J Biomechanics 25: 175-187, 1992.
18. Hatcher DC, Faulkner MG, Hay A. Development of mechanical and mathematic models to study temporomandibular joint loading, J Prost Dent, 55:377-384, 1986.
19. Smith DM, Mc Lachlan KR, McCall WD. A numerical model of temporomandibular joint loading J Dent Res 65:1046-1052, 1986.
20. Haskell B, Day M, Tetz J. Computer-aided modeling in the assessment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns. Am J Orthod 89:363-382, 1986.

YAZIŞMA ADRESİ :

Yrd. Doç. Dr. Nilüfer DARENDELİLER
 Ortodonti Anabilim Dalı Dişhekimliği Fakültesi
 Gazi Üniversitesi
 Emek, Ankara
 Tel: (312) 2126220/282
 Fax: (312) 2239226