



## Kuvvet Miktarı ve Optimum Diş Hareketi İlişkisi

### *The Relationship between Force Magnitude and Optimum Tooth Movement*

#### OZET

Dişte uygulanan kuvvet ile birlikte dişte meydana gelen hareket ortodontistler için uzun yıllardır popüler bir konu olmuştur. Bu makalede kuvvet büyüklüğü, optimum diş hareketi ve bunların arasındaki ilişki tartışılmıştır. Optimum kuvvetin belirlenmesindeki ana problemlerin ortaya konması ve diş hareketi ile ilgili yapılan araştırmalara ait elde edilen literatürlerin derlenmesi, ortodonti pratiğinde doğru kuvvetlerin uygulanmasında ve gelecekte planlanacak araştırmalara temel olabilir. (*Türk Ortodonti Dergisi* 2007; 20:83-92)

**Anahtar Kelimeler:** Diş hareketi, Optimal kuvvet.

#### SUMMARY

*The force applied on the tooth and the consequential tooth movement has been a popular topic for orthodontists for many years. In this article, force magnitude, optimal tooth movement and their relationship will be discussed. Understanding the main problems of determining the optimal force and the kind of studies performed on tooth movement as well as a review of the available literature on these topics could be a basis for the application of appropriate forces in clinical orthodontics and for the design of future research. (Turkish J Orthod 2007; 20:83-92)*

**Key Words:** Tooth movement, Optimal force



**Doç.Dr. Fulya IŞIK**  
**Dt. Cihan ÇAPAN**  
**Doç.Dr. Korkmaz**  
**SAYINSU**  
**Prof.Dr. Tülin ARUN**

Yeditepe Üniv. Dişhek.  
Fak. Ortodonti A.D./  
Yeditepe Univ., Dept. of  
Orthodontics  
İstanbul-Turkey

**İletişim Adresi**  
**Correspondence:**  
Dr. Fulya Işık  
Yeditepe Üniv. Dişhek.Fak.  
Bağdat Cad. No 238 Göztepe  
İstanbul/TURKEY  
Faks: +90 216 363 6211  
E-mail:driulya@yeditepe.edu.tr



### GİRİŞ

Ortodontik diş hareketi, dokunun dışarıdan uygulanan mekanik stimülasyona olan cevabıdır. Yüksek stres ve gerilimin daha fazla biyolojik reaksiyon yaratıp yaratmadığı ve bunun sonucunda diş hareketini hızlandırıp hızlandırmadığı, optimal bir kuvvet aralığının bu işlemi stimüle edip edemeyeceği de net olarak bilinmemektedir (1). Ortodonti ile ilgili literatürler tarandığında optimal kuvvetin ne olduğu kesin olarak açıklanamamaktadır. Literatürlere bakıldığında bu konu ile ilgili araştırmalar 2 döneme ayrılmaktadır. 1950-1980 yılları arasında maksimum diş hareketini sağlayabilecek optimal kuvvetin bulunması üzerine araştırmalar yapılmış, hafif ve ağır kuvvetler karşılaştırılmıştır. Begg (2)'in differansiyel kuvvet teorisi bu dönemde ilgi odağı olmuştur. Fakat tüm bu yapılan çalışmalar kesin bir sonuç verememiştir. 1981-2001 yılları arasında histolojik, biyolojik değişiklikler, diş hareketinin değişik safhalarındaki kan dolaşımındaki değişiklikler, ilaç etkileşimleri ve diş hareketinin yan etkisi olan kök rezorpsiyonları araştırılmıştır. Bu dönemde sadece birkaç çalışma kuvvet-diş hareketi oranı ile ilgilidir ve bunlar da yine net sonuçlar verememiştir (1).

Geçtiğimiz 70 yıl içerisinde optimum kuvvet tanımı sürekli olarak değişime uğramıştır. Schwarz 1932 (3)'de optimal kuvvetin klasik tanımını yapmıştır: Dokuda değişikliğe neden olabilecek kapiller kan basıncından küçük veya eşit olan kuvvet optimal kuvvettir. Schwarz' a göre optimal kuvvetin çok altında bulunan kuvvetler periodontal ligament içerisinde herhangi bir reaksiyon oluşturamamaktadır. Optimal kuvveti aşan kuvvetler uygulandığında ise doku nekrozu ve indirekt rezorpsiyon görülmektedir. Bu durumda diş hareketi indirekt rezorpsiyonun nekrotik dokuyu ortadan kaldırmasına kadar geçen süre boyunca ertelenecektir.

Schwarz' ın tanımı 1942' de Oppenheim (4) tarafından biraz daha modifiye edilmiş, diş hareketi ettirebilen en hafif kuvvet kavramı ortaya konmuştur. Reitan (5) 1967' de hafif kuvvetleri savunmuş ve hafif kuvvetlerin uygulandığı olguların basınç bölgelerinde hyalinize alanlar göstermiştir.

Günümüzde ise optimal kuvvetin tanımı değişmiştir. Klinik açıdan bakıldığında belli bir şiddet ve sürekli, kesik, sabit, azalan gibi

### INTRODUCTION

Orthodontic tooth movement refers to the response of the tissue to external mechanical stimulation. It has not been made clear yet whether high stress and strain generate more biological reaction and therefore accelerate tooth movement or not, or whether an optimal range of force can stimulate this movement or not (1). During the review of the literature on orthodontics, the researcher has not found a clear-cut answer to the question of what an optimal force is. Studies carried out on this issue can be divided into two periods: In the period between 1950 and 1980, research focused on the optimal force that can produce the maximum tooth movement; and the effects of light and heavy force were compared. Begg's (2) theory of differential force was the focus of attention in this period. However, all of these studies have not provided a definite result. Between 1981-2001, research was carried out into issues such as histological and biologic changes, blood circulation changes at different phases of tooth movement, drug interaction, and root resorption, which is a side effect of tooth displacement. Only a few studies in this period dealt with the ratio of force-tooth movement and they did not yield any neat results either (1).

In the past 70 years the definition of optimum force has undergone several changes. Schwarz (3) made the classic definition of optimal force in 1932: optimal force is defined as the force which is below or equal to capillary blood pressure that can cause changes in tissues. According to Schwarz, forces far below the optimal force cannot stimulate any reaction in the periodontal ligament. However, when forces above optimal force are applied, the result is tissue necrosis and root resorption. In this case, tooth movement is blocked until indirect resorption removes the necrotic tissue.

Schwarz's description of optimal force was slightly modified by Oppenheim (4) in 1942; Oppenheim suggested defining optimal force as the minimal force that can generate tooth movement. In 1967, Reitan (5) advocated light force and displayed areas of hyalinization within the pressure zones where light forces were applied.

Today, however, the definition of optimal force has changed. In clinical studies, opti-



belli bir uygulama süresi olan, dokuya, hastaya zarar (özellikle alveoler kemik kaybı ve kök rezorpsiyonu) veya rahatsızlık vermeden maksimum diş hareketi sağlayan kuvvete optimal kuvvet denilmektedir. Diş hareketi için tanımlanan optimal kuvvet, hastalar arasında değişkenlik gösterirken dişler arasında da farklılıklar gösterebilmektedir (6, 8). Histolojik açıdan bakıldığında dokunun vitalitesini koruyarak periodontal ligament içerisinde stres uygulayabilen, apozisyon ve rezorpsiyon ile ilgili yeterli hücresel cevabı başlatabilen kuvvete optimal kuvvet denilmektedir (6).

Son yıllarda ortodontide tartışmalar diş hareketi ve uygulanan kuvvet büyüklüğüne yönelmiştir (7, 8, 9, 26, 31). Ortodontik diş hareketi terimi kullanıldığında dişin sadece gittiği mesafe değil bu mesafeyi ne kadar zaman içinde aldığı da önemlidir. Bu yüzden ortodontik diş hareketi yerine diş hareketi oranı teriminin kullanılması daha doğru olacaktır. Diş hareketi oranı, saatlik, günlük veya haftalık zaman dilimlerinde milimetre cinsinden hesaplanır. Bu ölçümler yapıldığında zaman diliminin daraltılması bize daha net ölçüm sonuçları verecektir (Örneğin aylık ölçümler yerine haftalık, haftalık ölçümler yerine günlük, günlük ölçümler yerine saatlik ölçümlerin değerlendirilmesi). Eğer ölçümler günlük zaman diliminden daha kısa zaman aralıklarında yapılmışsa ortalama günlük diş hareketi oranı, toplam diş hareketi mesafesinin deney süresi boyunca geçen gün sayısına bölünmesi ile elde edilir. Fakat günlük ölçümler yapılmadığı takdirde ki bu çoğu çalışmada karşımıza çıkmaktadır, ortalama diş hareketi oranı kullanılmalıdır. Bu şekilde ortalama alınmasının sonuçların pek de hassas olmamasına neden olabileceği göz ardı edilmemelidir (6).

Diş hareketinin başlangıç tazyı, duraklama fazı ve duraklama sonrası faz olmak üzere 3 tane fazı bulunmaktadır (10, 11). Çok hızlı bir diş hareketi ile karakterize olan başlangıç fazı birkaç gün sürmektedir. Bu fazda kuvvet uygulanan diş, periodontal ligament boşluğunun izin verdiği ölçüde ilk hareketini yapmaktadır. Başlangıç fazı daha sonra yerini duraklama fazına bırakacaktır. Bu fazda diş hareketi etmeyebilir veya çok az bir oranda yer değişikliği gösterebilir. Aşırı kuvvetlerin neden olduğu hyalinize alanların indirekt rezorpsiyon ile elimine olması zaman alan bir

mal force is used to refer to a force, which has a certain magnitude as well as application periods (such as continuous, intermittent, stable, gradually decreasing), and which produces maximum tooth movement without damaging tissues (especially alveolar bone loss and root resorption) or discomforting patients. The optimal force for tooth movement may show variations from patient to patient and from tooth to tooth (6, 8). When examined from a histologic point of view, optimal force is defined as a force which can apply stress in the periodontal ligament without damaging the vitality of tissues and which can stimulate satisfactory cellular response regarding apposition and resorption (6).

Recently, the debate in orthodontics has shifted to tooth movement and the magnitude of force applied (7, 8, 9, 26, 31). The term orthodontic tooth movement now refers not only to the distance the tooth moves but also to how long it takes to make that movement. Therefore, it would be more appropriate to use the term tooth movement rate instead of orthodontic tooth movement. Tooth movement rate is measured in millimetres at hourly, daily or weekly intervals. The shorter the interval, the more precise the measurement is (for example, instead of monthly/weekly/daily measurements, weekly/daily/hourly measurements should be preferred respectively). If measurements are made at intervals shorter than a day, the average daily rate of tooth movement is obtained via dividing the total distance the tooth moves by the number of days the experiment lasts. Yet, if daily measurements are not made, which is the case in many studies, the average tooth movement rate should be used. Obtaining an average in this way, however, may lead to results that are not precise enough (6).

Tooth movement undergoes 3 phases: initial strain, lag phase and post-lag phases (10, 11). The initial phase that is characterised by very fast tooth movement lasts a few days. During this phase, the tooth that is exposed to external force makes its first movement as long as the periodontal ligament space allows. The initial phase is followed by a lag phase. During this phase, the tooth does not move at all, or makes a very small movement. Areas of hyalinization caused by excessive forces are eliminated by indirect re-



işlemdir, bu sırada geçen süre duraklama fazıdır. Bu indirekt rezorpsiyonda görülen duraklama fazıdır. Duraklama fazı indirekt rezorpsiyonda görüldüğü gibi direkt rezorpsiyonda da görülebilmektedir. Kompakt kemiğin daha kalın olan lamina durası direkt rezorpsiyon ile rezorbe edildiğinde de belli bir zaman geçer ve bu süre zarfında diş hareketi çok az görülür veya hiç görülmez (1, 6, 12). Son faz olan duraklama sonrası fazda diş hareketi oranı kademeli olarak veya aniden hızlanmaktadır.

Van Leeuwen ve arkadaşları 1999 (13)'da köpekler üzerinde yaptıkları çalışma sonucunda bu safhaları 4'e çıkartmışlardır. Bunlar başlangıç, duraklama, çıkış ve doğrusal fazlardır. Burada duraklama sonrası faz, çıkış ve doğrusal olarak iki safhaya bölünmüştür. İndirekt rezorpsiyondan sonra rezorbe olmuş alana hamle yapan diş çıkış fazını oluştururken devamında gelişen diş hareketi doğrusal fazı oluşturur.

Diş hareketinin oluşması hücresel cevap aracılığı ile gerçekleşir ve bu cevabın süresi ve şiddeti apareyin aktivasyonu ile dokuda oluşan lokal stres ve gerilim tarafından belirlenmektedir. Piezo elektriğin ortaya çıkmasını sağlayan, kan akımındaki değişiklikler ile hücre membranı aracılığındaki metabolik cevapları stimüle eden ve kimyasal rezorpsiyon ajanlarının üretimini ve salınımını gerçekleştiren de bu lokal stres ve gerilim olaylarıdır. Bu olaylar, periodontal yapıların yeniden şekillenmelerini ve diş hareketinin gerçekleşmesini sağlamaktadırlar. Diş hareketi mekanizmasının daha da geliştirilebilmesi için stres/gerilim konseptinin çok iyi anlaşılması gereklidir (14).

#### **Kuvvet Şiddeti ve Stres/Gerilim**

Normal şartlar altında kuvvetin büyüklüğü popüler bir kavram olup kolayca anlaşılabilir ve gram cinsinden ölçülebilir bir değerdir. Ortodontik aygıt uygulaması ile elde edilen kuvvetlerin tarifi ise zordur.

Diş hareketi üzerine yapılan çalışmalarda iki tip kuvvet-oran ilişkisi çalışılmıştır. Bunlardan birisi kuvvet büyüklüğü ve diş hareketi oranı, diğeri ise periodontal ligament içerisindeki stres-gerilim dağılımının incelenmesidir (5, 6, 15, 16, 17). Diş hareketinde gerçek mekanik parametre, uygulanan kuvvetin büyüklüğü olmayıp apareyin periodonsiyumda

sorption; this elimination process takes quite a while; this is the lag phase, which is observed during indirect resorption. This static phase can also be seen during the direct resorption. The resorption of the relatively thicker lamina of the compact bone by direct resorption takes some time; during this time a very small tooth movement or no displacement can be observed (1, 6, 12). During the last phase, post-lag phase, gradual or abrupt increases in tooth movement rate can be seen.

Based on the findings of their study on dogs carried out in 1999, van Leeuwen et al (13) stated that there were 4 of these phases. These were initial, arrest, start and linear phases. Post-lag phase was divided into two phases, namely start and linear. During the start phase, a tooth moves toward the resorbed area following indirect resorption; and finally tooth movement observed after this phase makes the final linear phase.

Tooth movement is a consequence of cellular response; the time-span and magnitude of this response is determined by the local stress and strain observed in tissue as a result of appliance activation. It is these local stress and strain occurrences which produce piezoelectricity, stimulate changes in blood circulation and metabolic responses via cell membrane, and help the production and emission of chemical resorption agents. Stress and strain help the reshaping of periodontal structures and enable tooth movement. In order to further improve the mechanics of tooth movement, the stress/strain concept must be clarified (14).

#### **Magnitude of Force and Stress/Strain**

Under normal conditions, magnitude of force is a value that can easily be understood and measured in gram. However, defining forces obtained through the use of orthodontic appliances is not easy.

Two types of force-rate relation have been studied concerning tooth movement. One of these is the magnitude of force and tooth movement rate; the other is the study of stress-strain distribution within periodontal ligament (5, 6, 15, 16, 17). The real mechanical parameter in tooth movement is not the magnitude of exerted force but the magnitude of stress in the periodontium created by the appliance (14). In such studies, measure-



oluşturduğu stresin büyüklüğüdür (14). Bu tip çalışmalarda stres-gerilim dağılımının ölçülmesi tercih edilmelidir. Stres, belli alan üzerine gelen kuvvet olarak tanımlanmaktadır (g/cm<sub>2</sub>). Gerilim ise stres sonucu dokuda oluşan deformasyonu tanımlamaktadır. Diş devrildiği zaman stresin periodonsiyum üzerindeki dağılımı eşit olmamaktadır (18). Servikal ve apikal ligamentlerin üçte birlik bölümünde yüksek stres oluşurken orta bölgede daha düşük stres görülmektedir. Apareylerin kuvvetleri direnç merkezinden geçecek şekilde uygulandığında stres dağılımı daha homojen bir biçimde gerçekleşmektedir. Bu durumda, uygulanan kuvvet aynı miktarda olsa bile kuvvet dağılımında M/K oranındaki farklılıktan dolayı değişik diş hareketleri ortaya çıkmaktadır (6). Bu uygulanan kuvvetin, sistemde yaratacağı rotasyon merkezinin hesaplanması in vivo olarak mümkün olmamaktadır. Ancak laboratuvarında fotoelastik modeller (19) ve halografik interferometri (20) ya da sonlu eleman analizi gibi matematiksel modellerden daha gerçeğe yakın ölçüm sonuçları verebilecek alternatif modeller bulunana kadar bu yöntemlerin kullanılması uygun olacaktır.

#### Stres ve Hareket İlişkisinin Hipotezi

Bir dişe uygulanan kuvvetin meydana getirdiği stres ve oluşacak olan diş hareketine ait dört model vardır (14). İlk modele (Resim 1) baktığımızda hareket oranı ve stres arasında sabit bir ilişki bulunmaktadır. Stres arttıkça diş hareketi oranı da artmamaktadır. Kuvvet belli bir seviyeye geldiğinde de daha fazla arttırılsa bile diş hareketi oranında herhangi bir değişiklik görülmemektedir (14, 21). Owman-Moll ve arkadaşları (22) insan premolar dişlerinde yaptıkları devrilme hareketi çalışması sonucunda 50 ve 100 cN arasında herhangi bir fark bulamamışlardır. Iwasaki ve arkadaşları (23) 18 cN'lik düşük kuvvetler ile yeterli efektif diş hareketinin sağlanabileceğini, 60 cN'lik ağır kuvvetlerle ise daha hızlı diş hareketinin olmadığını göstermişlerdir. Hayvan çalışmalarına bakıldığında, değişik kuvvetler arasında çok fazla bir fark gözlenememiştir (10, 13, 24, 25). Bu da bize hafif kuvvetlerin dokularda yüksek biyolojik cevaplar oluşturabildiğini göstermektedir.

İkinci modeli (Resim 2) incelediğimizde belli bir eşik seviyesi görülmektedir. Bu eşik

ment of stress-strain distribution should be preferred. While stress is defined as the force exerted on a certain area (gr/cm<sup>2</sup>=square), strain refers to deformation in tissues as a result of stress. During tipping of a tooth, stress is not distributed equally on the periodontium (18). While high stress is seen in one third of the cervical and apical ligaments, lower stress is observed in mid areas. The stress distribution is more homogeneous when the appliance forces act through the centre of resistance. In this case, even if the magnitude of exerted force remains the same, variations in tooth movement are observed due to the differences in the M/F ratio of force distribution (6). Measurement of the rotation centre caused by the exerted force is not possible in vivo. However, it would be suitable to use these methods until alternative models are developed; alternative models that will yield more realistic values than photo elastic models in laboratories (19) and holographic interferometer (20) or mathematical models (such as finite element analysis).

#### Stress and Movement Relation Hypothesis

4 models have been developed in order to explain stress caused by an exerted force on a tooth and the resulting tooth movement (14). In the first model (figure 1) a static relation between movement rate and stress can be seen. The tooth movement rate does not increase as long as stress remains unchanged. When the exerted force reaches a certain level, the tooth movement rate levels off and does not change even if the exerted force is further increased (14, 21). Owman-Moll et al. (22) did not observe any differences between 50 and 100 cN during their tipping study on human premolars. Iwasaki et al. (23) showed that a satisfactory effective tooth movement can be activated by light forces of 18 cN and that heavy forces of 60 cN did not cause any increase in tooth movement rate. Similarly, studies on animals did not reveal any big differences between light and heavy forces (10, 13, 24, 25). This proves that light forces can activate high biological responses in tissues.

In the second model (figure 2), a certain threshold is observed. When forces exceeding this threshold are applied, a proportion is seen between the exerted force and the resulting tooth movement. Some researchers



aşan kuvvetler uygulandığında, uygulanan kuvvet ile oluşan diş hareketi arasında doğru oranlı izlenir. Bazı araştırmacılar ağır kuvvetlerin diş hareketini arttırdığını savunmakta ve bu modeli desteklemektedirler (26-30).

Üçüncü model (Resim 3) Smith ve Storey (31) tarafından düşünülmüştür. Uygulanan kuvvet belli bir miktara ulaşıncaya kadar kuvvet ve hareket arasında doğru orantılı bir ilişki izlenirken, arttırıldığında önce bir plato oluşacak, daha sonra yine arttırıldığında ise hareket azalmaya başlayacaktır. Yani optimal düzeye erişen hareket, daha fazla stresle karşılaştığında diş hareketi yavaşlamaya başlayacaktır. Bu model Begg' in (2) teorisini desteklemektedir. Çünkü Begg' e göre düşük kuvvetlerle boşluk kapatılmalıdır, ağır kuvvetlerle ise ankras sağlanmalıdır. Bu modeli destekleyen başka çalışmalarda vardır (26, 32-35). Bu çalışmalarda sınırlı kuvvet aralığı içerisinde maksimum kanin diş hareketi gösterilirken bu kuvvet aralığının altında bulunan kuvvetlerde herhangi bir diş hareketi izlenmemiştir. Storey ve Smith' e göre bu aralığın ötesinde bir kuvvet uygulandığında diş hareketi yavaşlayacak ve en sonunda tamamen duracaktır. Fakat biyolojik açıdan bakıldığında aşırı kuvvetler hücre yenilenmesini veya differansiyasyonunu yavaşlatır. Bu da dokuda hyalinizasyona neden olur. Bu iki işlem de diş hareketini engeller ve hücre-matriks interaksyonunu etkiler.

Son model (Resim 4) 3. modelle hemen hemen aynıdır sadece sondaki azalan hareket kısmı yoktur. Hixon (28), Boester (36) ve Berg (37) gibi araştırmacılar bu son modele ait verileri desteklemektedirler. Bu araştırmacılar belli bir kuvvetten sonra diş hareketinde bir artışla karşılaşmamıştır. King ve arkadaşlarının (38) yaptığı hayvan çalışması da bu modeli desteklemektedir.

Gerek 1980 öncesinde, gerekse son yıllarda kuvvet-diş hareketi oranını araştıran bu çalışmalarda kesin sonuçlara varılamamasının en önemli sebebi optimum kuvvetin belirlenmesinde karşılaşılan birçok zorluk olmasıdır. Bunlar:

1. Periodontal ligament bölgesindeki stres ve gerilim dağılımının kesin ve net olarak ölçülmemesidir. Birçok çalışma uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve diş hareketi oranını ölçmektedir (11, 22, 27-30, 39-42). Fakat uygulanan kuvvet sonucunda dişin

argue that heavy forces increase tooth movement rate and advocate this model (26-30).

The third model (figure 3) has been developed by Smith and Storey (31). In this model, a proportional relation between force and movement is observed until the exerted force reaches a certain threshold; and when the force is increased, a plateau appears (where movement levels off), if force is further increased tooth movement begins to slow down. In other words, after movement reaches an optimal rate, tooth movement slows down even if it is exposed to higher rates of stress. This model supports Begg's (2) theory. Begg argues that extraction spaces should be closed by using light forces, while heavy forces should be applied for anchorage. Other studies also support this model (26, 32-35). These studies show that while maximum canine tooth movement is observed within a limited range of force values, no tooth movement was seen when forces below these values were applied. Smith and Storey argue that when a force above this range is exerted, tooth movement will slow and finally come to a full stop. However, when viewed biologically, excessive forces slow down the renewal or differentiation of cells. And this leads to hyalinization in tissues. These two processes hinder tooth movement and influence cell-matrix interaction.

The last model (figure 4) is almost the same as the third one, the only difference being the final stage where the movement rate decreases. Findings of researchers such as Hixon (28), Boester (36) and Berg (37) support data yielded by this last model. They did not observe any increase in tooth movement rate beyond a certain level of force. The studies by King et al. on animals also support this model.

Studies carried out before and after 1980, on force-tooth movement rate have not yielded any definite results; the most important reason for this is the difficulties met in defining the optimum force. These difficulties are:

1. Stress and strain distribution in periodontal ligament can not be measured precisely. Many studies focus on measuring the magnitude of an exerted force and the tooth movement rate (11, 22, 27-30, 39-42). However, measurement of stress and strain distribution in the periodontal structure



periodontal yapısında oluşan stres ve gerilim dağılımının ölçülebilmesi uygulanan kuvvet miktarından çok daha önemlidir. Bugün bu parametrelerin net olarak ölçülebilmesi imkansızdır (6).

2. Birçok araştırmada deney süresi boyunca oluşan diş hareketi kontrol altında tutulmamıştır. Araştırmaların çoğunda translasyon hareketi yerine devrilme hareketi oluşmuştur ki bu da stres-gerilimin periodontal ligament bölgesinde eşit olarak dağılmadığına işaret eder. Dişin rotasyon merkezinin belirlenmesi oldukça güçtür. Hareket sırasında dişin yer değiştirmesi ile rotasyon merkezi de devamlı yer değiştirmektedir (18). Bu yüzden deney süresi boyunca dişin rotasyon merkezi sabit kalmamaktadır. Diş hareketi ile ilgili araştırmalarda dişin direnç merkezi yerine daha çok kronları üzerinde ölçümler yapılmıştır. Devrilme hareketinde eğer ölçümü kron üzerinden yaparsak bu sefer oluşan hareket olduğundan çok fazla çıkacaktır. Bu yüzden devrilme hareketi ile yapılan diş hareketi araştırmalarının sonucunu diğer araştırmalar ile karşılaştırmak çok zor olmakla beraber anlamlı da değildir.
3. Diş hareketi üzerine yapılan araştırmaların çoğunda deney süresi çok kısa tutulmuştur. Diş hareketinin ilk iki safhası araştırılırken esas diş hareketinin oluşacağı duraklama sonrası faz deney süresinin kısalığından dolayı araştırma kapsamı içine alınmamaktadır. Diş hareketinin Burstone (1)' un tanımladığı gibi başlangıç, duraklama ve duraklama sonrası fazlar gibi farklı safhalara bölünmesinin doğru olup olmadığı da tartışılmıştır. Diş hareketinin değişik safhalarında periodontal ligament ve kemikte oluşan yapısal değişiklikler biyokimyasal değişikliklere yol açmaktadır ve bunun sonucunda lokal stres ve gerilim dağılımı değişecektir (18). Bilindiği gibi diş hareketinin başlangıç fazında hareket oluşur ve daha sonra duraklama fazına geçildiğinde bu hareket durur veya çok yavaş ilerler. Eğer dişe ağır bir kuvvet uygulanmışsa diş, periodontal ligamentin izin verdiği ölçüde hareket edebilecektir. Yani burada periodontal aralığının kalınlığı çok büyük bir rol oynamaktadır. Aynı aralıkta hafif kuvvet uygulandığı takdirde bu mesafe daha yavaş katedilecektir. Hafif

of the tooth generated by exerted forces is much more important than measuring the magnitude of the force. Today, it is not yet possible to make a precise measurement of these parameters (6).

2. In many of the studies, tooth movement has not been controlled throughout the experiment. In these studies, instead of translation movement, tipping movement was observed, which indicates that stress-strain in the periodontal ligament is not equally distributed. It is considerably difficult to locate the tooth rotation centre. During movement, tooth displacement causes the centre of rotation to change (18). That is why; the tooth rotation centre does not remain fixed during experiment. In studies on tooth movement, tooth crown movements were measured rather than tooth resistance centre. If we make measurements on tooth crowns during tipping movement, this time the resulting movement values will be much higher than they really are. Therefore, it is both difficult and pointless to compare the results of tooth displacement studies based on measurements of tipping movement with those of other studies.
3. In many studies on tooth movement the experiment period was very short. While studying tooth movement in the first two phases, the post-lag phase, during which the substantial tooth movement takes place, was not covered in the studies because of the short length of experiment. There has also been some controversy on the division of tooth movement into three different phases such as initial, lag and post-lag as suggested by Burstone (1). During different phases of tooth movement, structural changes in the periodontal ligament and bone come out; and they lead to biochemical changes, which result in variations in the local stress and strain distribution (18). As is known, displacements are seen in the initial phase of tooth movements; later, during the lag phase movement stops or progresses very slowly. If a heavy force is exerted, the tooth will move as much as the periodontal ligament permits. The width of the periodontal space plays a crucial role here. If light force is applied to the same interval,



kuvvetler ve ağır kuvvetler 2-3 günlük bir süre boyunca karşılaştırıldığı takdirde saf diş hareketi arasında herhangi bir fark gözlenmemektedir (6).

4. Hem hayvan hem de insan çalışmalarında denekler arasındaki biyolojik farklılıklar araştırmaların sonucunu etkilemektedir. Her ne kadar standardize, sabit ve eşit kuvvetler uygulanmaya çalışılsa da deneklerin kendi içlerinde bile farklılıklar gözlenmektedir. Hücresel aktivitedeki değişiklikler, periodontal ligament ve alveol kemiğinin yapısal değişiklikleri (43), büyüme faktörleri ve sitokinlerin (44) salgılanma oranlarındaki değişiklikler gibi birçok varyasyonlar optimal diş hareketinin net olarak belirlenebilmesini engellemektedir.

Diş e gelen kuvvetleri veya periodontal ligament içindeki stresi, oluşan doku cevabı ile beraber inceleyen histolojik çalışmalar optimal kuvvetin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. İnsan materyalinin incelenmesinde karşılaşılan zorluklar bu tip histolojik çalışmaları sınırlandırmaktadır. Diğer taraftan diş e ve kemikte veya hastanın semptomlarında meydana gelen değişiklikleri klinik açıdan ortodontistin değerlendirmesi sınırlı olmasına rağmen, çok iyi yapılmış olan klinik değerlendirmelerin optimal kuvvetin belirlenmesinde yardımcı olmayacağı anlamına gelmez. Ağrının olmaması, minimal mobilitenin görülmesi ve aparey yerleştirilmesinden sonra duraklama tazının oluşmaması periodontal ligamentte arzu edilen stresin uygulandığını gösteren klinik verilerdir. Optimal kuvvetin göstergesi olarak diş hareketi oranının tek başına kullanılması sakıncalı olabilir. Hem ağır hem de hafif sürekli kuvvetlerin diş e hızlı bir şekilde hareket ettirebilmesinden dolayı, dişlerin ortodontik kuvvet ile hızlı hareket ediyor olması uygulanan kuvvetin optimal kuvvet olması anlamına gelmez. Optimal kuvvetin tabiatının daha iyi anlaşılması için uzun dönem histolojik ve klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.

#### SONUÇ

Diş hareketinin biyomekaniği ile ilgili yapılan çalışmalar ümit verici olmakla beraber, biyolojik bir olayın matematiksel formüllerle tanımlanması risklidir; çünkü

the tooth will take longer to move to the desired position. When the effects of light and heavy forces are compared for the first 2-3 days, no differences between tooth displacements are observed (6).

4. The biological differences between subjects influence the results of studies carried out on both humans and animals. No matter how standardised, invariant and equal the applied forces are, changes can be observed among even subjects themselves. Among the many variations that hinder the precise measurement of optimal tooth movement are differences in cell activity, the structural changes of periodontal ligament and alveolar bone (43), factors related to growing up, and the variations in the emission rates of cytokines (44).

Histologic studies, which investigate external forces on a tooth or stress within the periodontal ligament together with the resulting tissue response, play an important role in measuring optimal force. Such histologic studies are limited due to the difficulties encountered when working on human material. However, this does not mean that careful clinical evaluations do not help in defining the optimal force although the clinical evaluations of the orthodontist regarding the changes observed in tooth, bone or the symptoms of the patients may be very limited. The clinical indications that show the desired level of stress has been applied to the periodontal ligament are, minimal mobility, no experience of pain or of lag phase after the placement of appliance. Using tooth movement rate as an indicator of optimal force may be misleading. Because both light and heavy continuous forces can cause fast tooth movement, the fact that teeth move fast when an orthodontic force is exerted does not prove that the force exerted is an optimal one. In order to better understand the nature of optimal force, long term histologic and clinical studies should be carried out.

#### CONCLUSION

Although studies conducted on the biomechanics of tooth movement are promising, it is risky to describe a biological phenomenon with mathematical formulae because simple mathematical definitions of





yüksek dinamiğe sahip, farklı canlı yapıların ve reaksiyonların basit matematiksel tanımlamaları yanlış bilgiler de verebilir. Canlı varlıklara ait değerlendirmeler bu yüzden her zaman biyokimyasal, histolojik ve klinik veriler ile beraber sunulmalı ve değerlendirilmelidir. Bu tarz multidisipliner yaklaşımlar, kuvvet sistemi ve diş hareketi gibi ortodontik problemlerin çözülmesinde büyük rol oynayacaktır.

different and highly dynamic living structures and reactions may be misleading. For this very reason evaluations regarding living structures must always be presented and evaluated with the help of biochemical, histologic and clinical data. Such multi-disciplinary approaches will play a vital role in explaining orthodontic problems such as force systems and tooth movement.

#### KAYNAKLAR/REFERENCES

1. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod* 73: 86-92, 2003.
2. Begg PR. Differential force in orthodontic treatment. *Am J Orthod* 42:481-510, 1956.
3. Schwarz AM. Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod* 18:331-352, 1932.
4. Oppenheim A. Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration. *Am J Orthod Oral Surg* 28:263-30, 1942.
5. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod* 53:721-745, 1967.
6. Burstone CJ. Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL. *Current principles and techniques*. Mosby: St. Louis, Missouri, 259-292, 2000.
7. Dellinger EL. Histologic and cephalometric investigation of premolar intrusion in the macaca speciosa monkey. *Am J Orthod* 53:325, 1967.
8. Fortin JM. Translation of premolars in the dog by controlling the moment-to-force ratio in the crown. *Am J Orthod* 59:541, 1971.
9. Wainwright WM. Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate. *Am J Orthod* 64:278, 1973.
10. Pilon JJ, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC. Magnitude of orthodontic force and rate of bodily tooth movement, an experimental study in beagle dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107:16-23, 1996.
11. Kuhlberg AJ, Priebe D. Testing force systems and biomechanics-measured tooth movements from differential moment closing loops. *Angle Orthod* 73:270-280, 2003.
12. Melsen B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 69:151-158, 1999.
13. van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in beagle dogs. *Eur J Oral Sci* 107:468-474, 1999.
14. Quinn RS, Yoshikawa K. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod* 88:252-260, 1985.
15. Melsen B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement-a new paradigm. *Eur J Orthod* 23:671-681, 2001.
16. Rygh P. Ultrastructural changes in pressure zones of rat molar periodontium incident to orthodontic movement. *Acta Odont Scand* 30:575-599, 1972.
17. Rygh P. Ultrastructural changes in tension zones of rat molar periodontium incident to orthodontic movement. *Am J Orthod* 70:269-281, 1976.
18. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Davidovitch M. On tooth movement. *Angle Orthod* 63:305-309, 1993.
19. Baeten LR. Canine retraction: A photoelastic study. *Am J Orthod* 67:11-23, 1975.
20. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod* 77:396-409, 1980.
21. Ren Y, Maltha JC, van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A mathematic model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125:71-77, 2004.
22. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D. Effects of a doubled orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorption. An inter-individual study in adolescents. *Eur J Orthod* 18:141-150, 1996.
23. Iwasaki L, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 117:175-183, 2000.
24. Von Böhl M, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Focal hyalinization limits experimental tooth movement in "slow movers" [abstract]. *Eur J Orthod* 23:468, 2001.
25. Maltha JC, Van Leeuwen EJ, Van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Effect of changing force magnitude on the rate of orthodontic tooth movement [abstract]. *Eur J Orthod* 23:458, 2001.
26. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Aust Dent J* 56:11-8, 1952.
27. Andreasen GF, Zwanziger D. Experimental findings on tooth movement under two conditions of applied force. *Angle Orthod* 37:9-12, 1967.
28. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW. Optimal force, differential force, and anchorage. *Am J Orthod* 55:437-57, 1969.
29. Hixon EH, Aasen TO, Arango J, Clark RA, Klosterman R, Miller SS, et al. On force and tooth movement. *Am J Orthod* 57:476-489, 1970.
30. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D. The effects of a four-fold increased orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorption. An intra-individual study in adolescents. *Eur J Orthod* 18:287-294, 1996.



31. Smith R, Storey E. The importance of force in orthodontics: The design of cuspid retraction springs. *Aust Dent J* 56:291-304, 1952.
32. Lee BW. Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. *J Dent Res* 44:1053, 1965.
33. Lee BW. The force requirements for tooth movement. Part 1 tipping and bodily movement. *Aust Orthod J* 13:238-248, 1995.
34. Burstone CJ, Groves MH. Threshold and optimum force values for maxillary tooth movement. *J Dent Res* 39:695-696, 1961.
35. Andreasen GF, Zwanziger D. A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. *Am J Orthod* 78:25-40, 1980.
36. Boester CH, Johnston LE. Aclinical investigation of the concept of differential and optimal force in canine retraction. *Angle Orthod* 44:113-119, 1974.
37. Berg R. Intraoral measurement on the pattern of initial orthodontic tooth movement. *Scand J Dent Res* 78:453-461, 1970.
38. King GJ, Keeling SD, McCoy EA, Ward TH. Measuring dental drift and orthodontic tooth movement in response to various forces in adult rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 99:456-465, 1991.
39. Dixon V, Read MJF, O' Brien KD, Worthington HV, Mandall NA. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontics space closure. *J Orthod* 29:31-36, 2002.
40. Daskalogiannakis J, McLachlan KR. Canine retraction with rare earth magnets: An investigation into the validity of the constant force hypothesis. *Am J Orthod* 109:489-495, 1996.
41. Ziegler P, Ingervall B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 95:99-106, 1989.
42. Von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthod* 63:145-148, 1992.
43. Steigman S, Michaeli Y. Experimental intrusion of rat incisors with continuous loads of varying magnitude. *Am J Orthod* 80:429-436, 1981.
44. Bridges T, King GJ, Mohammed A. The effect of age on tooth movement and mineral density in the alveolar tissues of the rat. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 93:245-255, 1988.