

# Ortodontik Bukkal Tüp Boyutu ve Slot Mesafesinin Mandibular Molar Üzerindeki Biyomekanik Etkisi: Sonlu Elemanlar Analizi

## Biomechanical Impact of Orthodontic Buccal Tube Size and Slot Distance on Mandibular Molar Tooth: A Finite Element Analysis

**Doç. Dr. Nurver KARSLI**

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,  
Ortodonti Anabilim Dalı, Trabzon  
ORCID ID: 0000-0003-3585-9440

**Dr. Öğr. Üyesi Salim ÇAM**

Erzincan Binali Yıldırım Üniversitesi  
Mühendislik-Mimarlık Fakültesi,  
Makine Mühendisliği Bölümü, Erzincan  
ORCID ID: 0000-0003-2603-8691

**Doç. Dr. Hüccet KAHRAMANZADE**

Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi,  
Makine Mühendisliği Bölümü,  
Konstrüksiyon ve İmalat Anabilim Dalı, Trabzon  
ORCID ID: 0000-0002-9078-1933

**Geliş tarihi: 13.08.2025**

**Kabul tarihi: 21.10.2025**

**doi: 10.5505/yeditepe.2026.59480**

**Yazışma adresi:**

Doç. Dr. Nurver Karslı

**Adres:** Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği  
Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı 61200 Trabzon,  
Türkiye

**Tel:** +90 551 207 86 77

**E-posta:** dtnurverkarsli@hotmail.com

### ÖZET

**Amaç:** Bu çalışmada, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile bukkal tüp uzunluğu (l), slot-kaide mesafesi (d) ve uygulanan ortodontik kuvvetin (F) mandibular birinci molardaki diş yer değiştirmesi, periodontal ligament (PDL) deformasyonu ve kullanılan adezivde oluşan gerilme dağılımı üzerindeki etkileri incelendi.

**Gereç ve Yöntem:** Farklı tüp uzunluğu, slot-kaide mesafesi ve kuvvet büyüklüğü kombinasyonlarından oluşan dokuz model, mandibular molar sonlu eleman yöntemi ile analiz edildi. Diş hareket yönü, adezivde oluşan gerilme düzeyleri ve PDL deformasyonu değerlendirildi. Parametrelerin bireysel ve etkileşimli etkileri istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

**Bulgular:** Bukkal tüp uzunluğundaki artış, adezivde oluşan gerilmeyi yaklaşık %43 oranında azaltarak bağlanma güvenirliğini artırdı. Slot-kaide mesafesindeki artış ise adezivde oluşan gerilmede %2,9 diş yer değiştirmesinde %0,4 ve PDL deformasyonunda %0,4 artışa yol açtı. Uygulanan kuvvet, diş ve PDL yer değiştirmesindeki varyasyonun %99,59'unu açık-larken, bukkal tüp uzunluğunun (%0,01) ve slot-kaide mesafe-sinin (%0,4) etkisi ihmal edilebilir düzeyde bulundu.

**Sonuç:** Ortodontik kuvvetin büyüklüğü hem adezivde oluşan gerilme hem de biyomekanik doku tepkisi üzerinde belirleyici faktördür. Bukkal tüp geometrisindeki değişiklikler adezivde oluşan gerilmeyi azaltabilir ancak diş yer değiştirmesi üzerinde sınırlı etkiye sahiptir. Kuvvet büyüklüğünün hassas kontrolü, klinik başarı ve biyomekanik güvenlik için temel unsurdur.

**Anahtar Kelimeler:** Bukkal tüp, diş yer değiştirmesi, mandibular molar, sonlu elemanlar analizi.

### ABSTRACT

**Aim:** To evaluate the effects of buccal tube length (l), slot-to-base distance (d), and applied orthodontic force (F) on adhesive stress distribution, tooth displacement, and periodontal ligament (PDL) deformation in the mandibular first molar using three-dimensional finite element analysis.

**Materials and Method:** Nine configurations with varying tube lengths, slot distances, and force magnitudes were modeled in a mandibular molar finite element setup. Directional tooth movement and stress levels within the adhesive and PDL were analyzed. A statistical comparison was performed to assess the individual and interactive effects of each analyzed parameter.

**Results:** An increase in buccal tube length resulted in approximately 43% reduction in adhesive stress, suggesting enhanced bond reliability. Increasing slot-to-base distance led to a 2.9% increase in adhesive stress, 0.4% increase in tooth

displacement, and 0.4% increase in PDL deformation. The findings revealed that the applied force accounted for 99.59% of the variation in tooth and PDL displacement, while buccal tube length (0.01%) and slot distance (0.4%) showed negligible effects.

**Conclusion:** The applied orthodontic force is the dominant factor influencing both adhesive stress and biological tissue response. While modifications in buccal tube geometry effectively reduce adhesive stress, their role in altering tooth movement is limited. Optimal tube design may offer supplementary benefits, but precise control of force magnitude remains the key to biomechanical safety and clinical success.

**Keywords:** Buccal tubes, finite element analysis, mandibular molar, tooth displacement.

## GİRİŞ

Sabit ortodontik tedavide, anterior ve premolar dişlere braketlerin yapıştırılması standart bir uygulamadır; ancak, belirli klinik durumlarda molar bantlar veya bukkal tüplerin kullanımı vazgeçilmezdir.<sup>1,2</sup> Son yıllarda, adeziv teknolojilerindeki gelişmeler sayesinde, yapıştırılmış bukkal tüpler geleneksel bantlara kıyasla klinik ve biyolojik avantajları nedeniyle yaygın kabul görmüştür.<sup>3,4</sup> Bu avantajlar arasında klinik sürenin kısalması, yapıştırma prosedürlerinin basitleşmesi, hasta konforunun artması ve plak birikiminin azalması yer almaktadır. Ayrıca molar tüpler, ağız hijyenine erişimi kolaylaştırmakta, mine demineralizasyonu veya çürük lezyonlarının erken tespitine olanak sağlamaktadır.<sup>4-6</sup> Bununla birlikte, molar bant ile bukkal tüp seçimi, kron morfolojisi ve hastanın tıbbi geçmişi gibi bireysel faktörlere bağlı olarak hasta özelinde belirlenmektedir.<sup>1,7</sup> Edgewise aparey sisteminde ana posterior ataşman olarak görev yapan bukkal tüp, moların bukkal yüzeyine sabitlenir ve ark telleri için bir kanal görevi görür.<sup>8-11</sup> Bu tasarım, tork iletimini kolaylaştırır ve diş hareketi sırasında etkili sürgü mekaniklerinin uygulanmasına imkân tanır. Ticari bukkal tüpler genellikle yapıştırma kaidesine sahip tek slotlu bir yapı ve elastik uygulanabilir bir hook yapısından oluşur; 0,018 veya 0,022 inç standart ölçülerde üretilmekte olup, seçim klinisyenin tercihinine bağlıdır.<sup>11</sup> Ortodontik tedavi sürecinde yuvarlak tellerden dikdörtgen kesitli tellere geçiş ile tork ifadesi ve molar konumunun kontrolü belirgin şekilde artar.

Dikdörtgen kesitli ark telleri ile bukkal tüp slotlarının boyutsal uyumu, kuvvet ve momentlerin periodonsiyuma etkin şekilde iletimi için kritik öneme sahiptir. Tedavinin erken fazlarında bu etkileşim, moların üç boyutlu kontrolünü destekler. Çalışma fazında, slot ile ark teli uyumu, direnç merkezinden uzakta kuvvet uygulandığında dahi, dişin gövdesel hareketini sağlayan anti-tipping momentleri

oluşturur. Bitim fazında ise slot doğruluğu, optimal molar pozisyonu ve oklüzal ilişkilerin sağlanmasında kilit rol oynar. Bu amaçla, yapıştırma kaidesi morfolojisi, slot tasarımı ve malzeme özelliklerinde iyileştirmeler yapılarak biyomekanik güvenilirlik artırılmıştır.<sup>11-13</sup> Yapıştırılmış bukkal tüplerin, makaslama, çekme, soyulma ve burulma kuvvetlerinin yanı sıra çiğneme kaynaklı döngüsel yüklemelere de dayanıklı olması gerekmektedir.

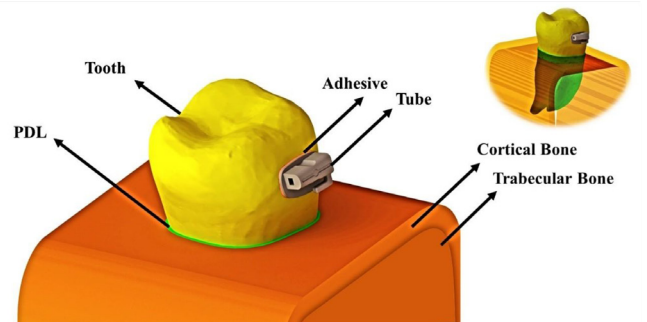
Ortodontik braketler ve molar ataşmanlarda slot özellikleri, boyutsal doğruluk ve bağlanma dayanımı üzerine çok sayıda çalışma bulunmasına rağmen,<sup>11,14-18</sup> bukkal tüplerin iç geometrisi ve konumlandırması, özellikle biyomekanik açıdan, sınırlı sayıda araştırılmıştır. Her ne kadar bazı deneysel çalışmalar, molar dikleştirme sırasında bukkal tüp davranışını incelemiş olsa da,<sup>18</sup> slot tasarımı ve geometrik farklılıkların mekanik etkilerini sistematik olarak değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar analizi (SEA) henüz kullanılmamıştır. SEA, ortodontik kuvvetlere maruz kalan dental dokulardaki gerilme-deformasyon davranışının nicel olarak belirlenmesinde güçlü ve non-invaziv bir yöntemdir.<sup>19</sup> Periodontal ligament (PDL) ve alveolar kemik gibi in-vivo değerlendirilmesi zor bölgelerdeki mekanik tepkilerin simülasyonuna olanak tanır.

Bu çalışmanın amacı, yapıştırılmış bukkal tüplerde boyutsal ve slot mesafesi değişikliklerinin biyomekanik etkilerini, üç boyutlu SEA ile araştırmak; özellikle adeziv gerilme, diş yer değiştirmesi ve PDL deformasyonu üzerindeki etkilerini değerlendirmektir.

## GEREÇ VE YÖNTEM

### Geometrik Ayrıntılar

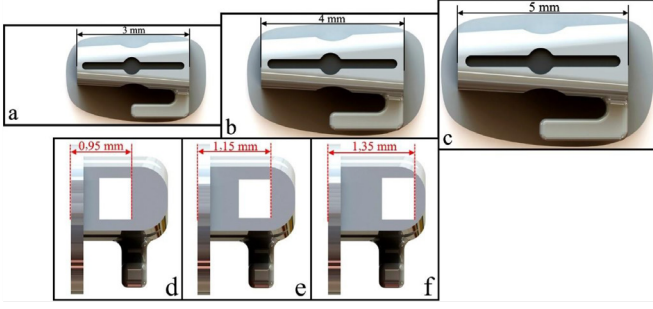
Mandibular birinci molar, diş yapısı, PDL, kortikal kemik ve trabeküler kemikten oluşan kapalı bir biyomekanik sistem olarak modellenmiştir. Bukkal tüp uygulanmasının ardından modele iki ek bileşen daha eklenmiştir: bukkal tüpün kendisi ve adeziv tabaka (Şekil 1).



**Şekil 1.** Mandibular birinci moların, bukkal tüp ve adeziv ara yüz ile üç boyutlu modeli.

Bu çalışmada üç farklı bukkal tüp uzunluğu (3 mm, 4 mm ve 5 mm) ile üç farklı slot-kaide mesafesi (0,95 mm, 1,15 mm ve 1,35 mm) değerlendirilmiştir. Bu varyasyonlara ait geometrik konfigürasyonlar Şekil 2’de sunulmaktadır. Bukkal tüp ve kemik yapıları SolidWorks (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Fransa) yazılımı ile modellenirken, mandibular bi-

şinci molar geometrisi DICOM verilerinden 3D Slicer yazılımı (versiyon 5.8.1) kullanılarak elde edilmiştir.



Şekil 2. Farklı uzunluklardaki bukkal tüp modelleri: a. 3 mm, b. 4 mm, c. 5 mm ve d-e-f. farklı slot-taban mesafeleri.

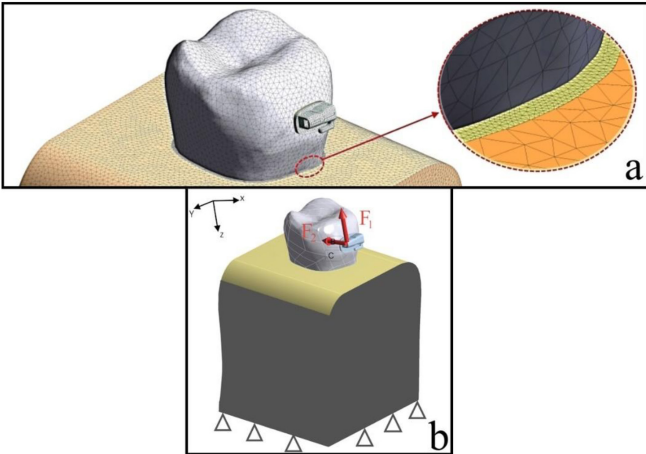
### Sonlu Eleman Modeli ve Materyal Özellikleri

Sonlu eleman analizleri, ticari mühendislik yazılımı ANSYS Workbench (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, ABD) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Analize dâhil edilen tüm bileşenler için doğrusal elastik malzeme modeli kullanılmıştır. Her bir malzemeye ait mekanik özellikler Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1. Malzeme özellikleri

|                  | Elastik Modülü (MPa) | Poisson Oranı |
|------------------|----------------------|---------------|
| Ti6Al4V          | 113800               | 0,34          |
| Adeziv           | 8823                 | 0,25          |
| PDL              | 0,69                 | 0,45          |
| Diş              | 19600                | 0,30          |
| Kortikal Kemik   | 13700                | 0,26          |
| Trabeküler Kemik | 1370                 | 0,30          |

Sonlu eleman modelinin mesh yapısı Şekil 3(a)’da gösterilmektedir. Tüm bileşenler, komşu yüzeyler arasında sürekli etkileşim sağlayan “bonded” temas tipi ile birleştirilmiştir. Tüm model bileşenleri için dört düğümlü tetrahedral eleman (tip F1907B) kullanılmış ve eleman boyutu 0,25 mm olarak sabitlenmiştir. Mesh kalitesi ölçütleri ve toplam eleman sayıları Tablo 2’de sunulmuştur.



Şekil 3. Yapıştırılmış bukkal tüp ataçmanına sahip mandibular birinci moların sonlu eleman modeli.

Tablo 2. Sonlu elemanlar modelinin mesh ölçütleri ve eleman özellikleri

|                       |             |
|-----------------------|-------------|
| Mesh Element Sayısı   | 1548321     |
| Mesh Düğüm Sayısı     | 2248670     |
| Mesh Element Kalitesi | 0,86 ± 0,07 |

Modelde uygulanan sınır koşulları Şekil 3(b)’de gösterilmektedir. Sınır şartlarının belirlenmesinde ise, kortikal kemiğin tabanı tamamen sınırlandırılmıştır. Ortodontik yükleme, bukkal tüp üzerinden iki kuvvet bileşeni ile uygulanmıştır: z yönünde (oklüzö-gingival) normal kuvveti temsil eden  $F_1$  ve x yönünde (bukko-lingual) ark teli etkisini taklit eden teğetsel kuvvet  $F_2$ .  $F_1$  büyüklüğü 1,5 N olarak sabitlenirken,  $F_2$  değeri üç seviyede değiştirilmiştir: 0 N, 0,5 N ve 1 N. Parametre varyasyonlarının tamamı Tablo 3’te özetlenmiştir.

Tablo 3. Sonlu eleman analizinde kullanılan parametre değişkenleri

| Tüp Uzunluğu (mm) | Slot Mesafesi (mm) | Kuvvet * (N)               |
|-------------------|--------------------|----------------------------|
| 3                 | 0,95               | $F_1=1,5$ N<br>$F_2=0$ N   |
| 4                 | 1,15               | $F_1=1,5$ N<br>$F_2=0,5$ N |
| 5                 | 1,35               | $F_1=1,5$ N<br>$F_2=1$ N   |

\* $F_1$ : Normal Kuvvet;  $F_2$ : Teğetsel Kuvvet

ANOVA için kullanılan sonlu eleman modeli konfigürasyonları

| Konfigürasyonlar | Tüp Uzunluğu (l) (mm) | Slot Mesafesi (d) (mm) | Teğetsel Kuvvet ( $F_2$ ) (N) | Sembol  |
|------------------|-----------------------|------------------------|-------------------------------|---------|
| 1                | 3 mm (A)              | 0,95 mm (1)            | 0 N (I)                       | A-1-I   |
| 2                | 3 mm (A)              | 1,15 mm (2)            | 0,5 N (II)                    | A-2-II  |
| 3                | 3 mm (A)              | 1,35 mm (3)            | 1 N (III)                     | A-3-III |
| 4                | 4 mm (B)              | 0,95 mm (1)            | 0,5 N (II)                    | B-1-II  |
| 5                | 4 mm (B)              | 1,15 mm (2)            | 1 N (III)                     | B-2-III |
| 6                | 4 mm (B)              | 1,35 mm (3)            | 0 N (I)                       | B-3-I   |
| 7                | 5 mm (C)              | 0,95 mm (1)            | 1 N (III)                     | C-1-III |
| 8                | 5 mm (C)              | 1,15 mm (2)            | 0 N (I)                       | C-2-I   |
| 9                | 5 mm (C)              | 1,35 mm (3)            | 0,5 N (II)                    | C-3-II  |

### ANOVA Çalışması

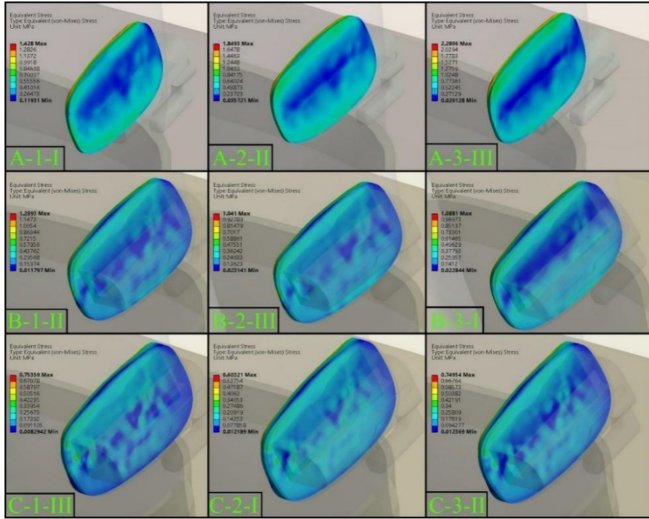
Bağımsız değişkenler olan bukkal tüp uzunluğu, slot-kai-de mesafesi ve uygulanan ortodontik kuvvetin, adezivde oluşan gerilme dağılımı ve yapısal deformasyon üzerindeki göreceli etkilerini değerlendirmek amacıyla istatistiksel analiz yapılmıştır. Analizlerde varyans analizi (ANOVA) kullanılmış, anlamlılık düzeyi  $p<0,05$  olarak belirlenmiştir.

Bu bağlamda, sinyal (S) ölçülebilir yanıt değişkenini, gürültü (N) ise kontrol edilemeyen veya istenmeyen varyasyonun etkisini ifade etmektedir. Her bir parametrenin duyarlılığını değerlendirmek amacıyla sinyal/gürültü (S/N) oranı grafikleri oluşturulmuştur. Buna paralel olarak ANOVA, her değişkenin biyomekanik sonuçlar üzerindeki istatistiksel önemini niceliksel olarak belirlemek için kullanılmıştır. Tüm istatistiksel hesaplamalar Minitab® (Minitab LLC, State College, PA, ABD) istatistik yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. ANOVA için kullanılan SEA konfigürasyonları Tablo 3’te özetlenmiştir.

## BULGULAR

### Sonlu Eleman Analizi Sonuçları

Şekil 4, tüm sonlu eleman modeli konfigürasyonlarında adeziv tabakadaki von Mises gerilme dağılımını göstermektedir. En yüksek gerilme değeri, Konfigürasyon 3'te (2,28 MPa), en düşük değer ise Konfigürasyon 8'de (0,60 MPa) kaydedilmiştir. Diğer ölçülen değerler arasında Konfigürasyon 6'da 1,31 MPa ve Konfigürasyon 1'de 1,15 MPa gerilmenin olduğu gözlemlenmektedir. Tespit edilen tüm değerler, adeziv malzemesinin bilinen akma dayanımı sınırının altında kalmıştır.



Şekil 4. Tüm konfigürasyonlar için adezivdeki von Mises eşdeğer gerilme dağılımı.

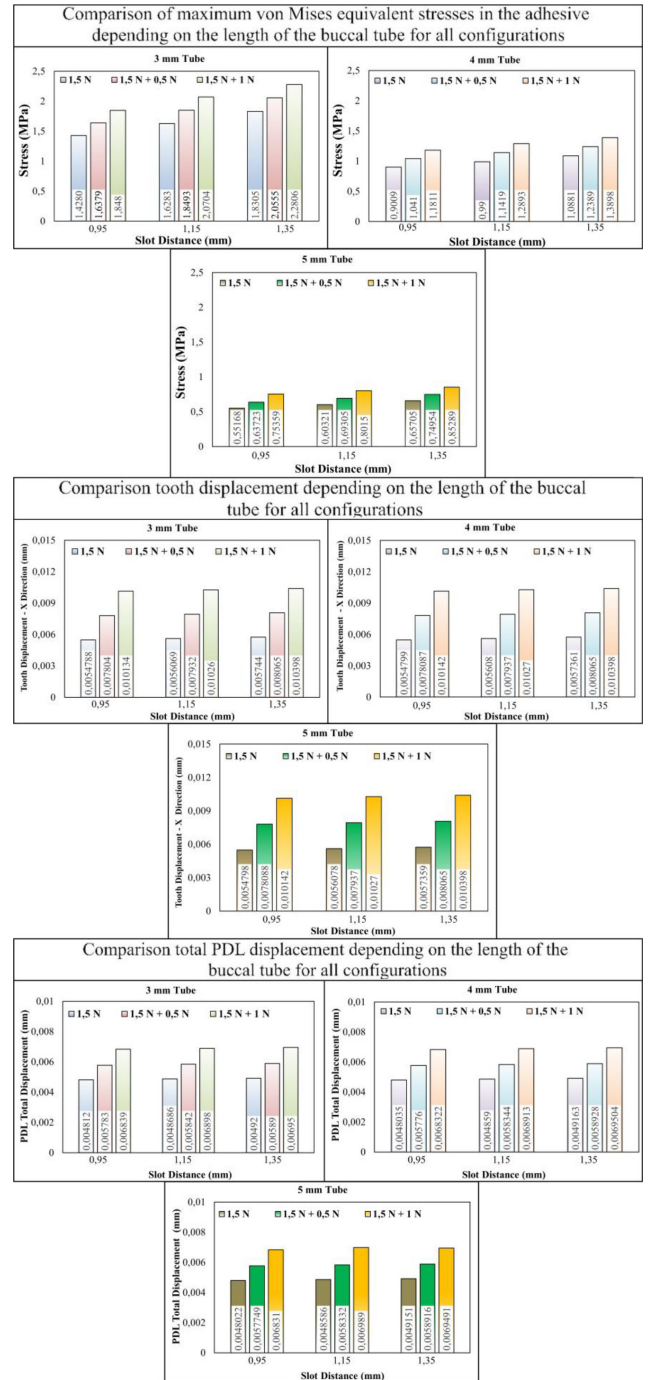
Şekil 5(a), bukkal tüp uzunluğuna göre adeziv tabakasında oluşan maksimum gerilmesindeki değişimi göstermektedir. 3 mm uzunluğundaki tüplere sahip konfigürasyonlarda (Konfigürasyon 1-3) ortalama gerilme değeri 1,57 MPa iken, 4 mm'lik tüplerde (Konfigürasyon 4-6) bu değer 1,18 MPa olarak bulunmuştur. 5 mm tüplerde (Konfigürasyon 7-9) ise ortalama gerilme 0,89 MPa'a düşmüştür. En geniş gerilme farkı, Konfigürasyon 3 ( $l = 3$  mm,  $d = 1,35$  mm,  $F_2 = 1$  N) ile Konfigürasyon 8 ( $l = 5$  mm,  $d = 1,15$  mm,  $F_2 = 0$  N) arasında gözlenmiş olup, değerler sırasıyla 2,28 MPa ve 0,60 MPa'dır.

Şekil 5(b), bukkal tüp uzunluğuna göre maksimum diş yer değiştirmesini göstermektedir. X eksenı boyunca ortalama yer değiştirme, 3 mm'lik tüplerde (Konfigürasyon 1-3) 0,0034 mm, 4 mm'lik tüplerde (Konfigürasyon 4-6) 0,0038 mm ve 5 mm'lik tüplerde (Konfigürasyon 7-9) 0,0042 mm olarak hesaplanmıştır. En yüksek yer değiştirme değeri, Konfigürasyon 5'te (0,0046 mm,  $l = 4$  mm,  $d = 1,15$  mm,  $F_2 = 1$  N), en düşük değer ise Konfigürasyon 1'de (0,0031 mm,  $l = 3$  mm,  $d = 0,95$  mm,  $F_2 = 0$  N) kaydedilmiştir. Diğer ölçülen değerler arasında Konfigürasyon 9'da 0,0043 mm ve Konfigürasyon 2'de 0,0034 mm bulunmaktadır.

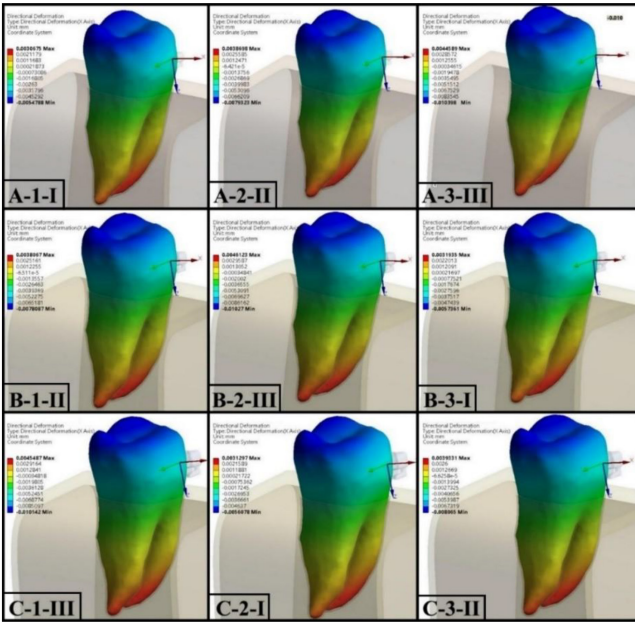
Şekil 5(c), bukkal tüp uzunluğuna göre toplam PDL deformasyonunu göstermektedir. Ortalama deformasyon değerleri, 3 mm'lik tüplerde 0,0056 mm, 4 mm'lik tüplerde

0,0053 mm ve 5 mm'lik tüplerde 0,0058 mm olarak bulunmuştur.

Şekil 6, tüm model konfigürasyonlarında X eksenı boyunca diş yer değiştirmesini göstermektedir. Maksimum yer değiştirme değeri, Konfigürasyon 5'te (0,0046 mm,  $l = 4$  mm,  $d = 1,15$  mm,  $F_2 = 1$  N), minimum değer ise Konfigürasyon 1'de (0,0031 mm,  $l = 3$  mm,  $d = 0,95$  mm,  $F_2 = 0$  N) kaydedilmiştir. Diğer değerler arasında Konfigürasyon 9'da 0,0043 mm ve Konfigürasyon 2'de 0,0034 mm bulunmaktadır.

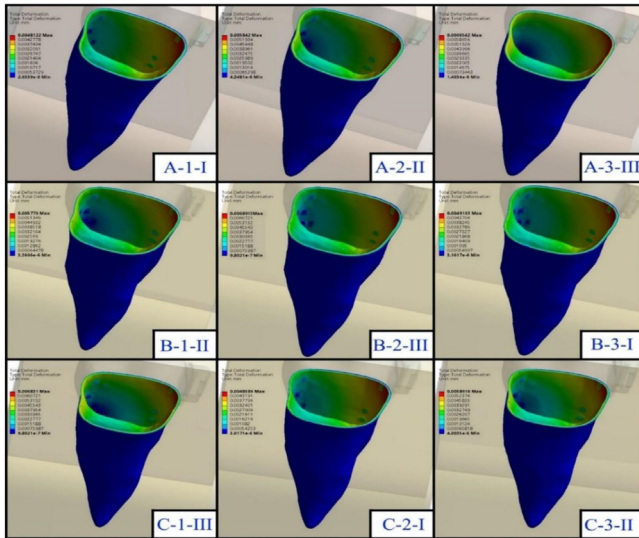


Şekil 5. Tüm konfigürasyonlar için maksimum von Mises eşdeğer gerilmeleri ve yer değiştirmelerin karşılaştırılması



Şekil 6. Tüm konfigürasyonlar için X yönündeki diş deformasyonu.

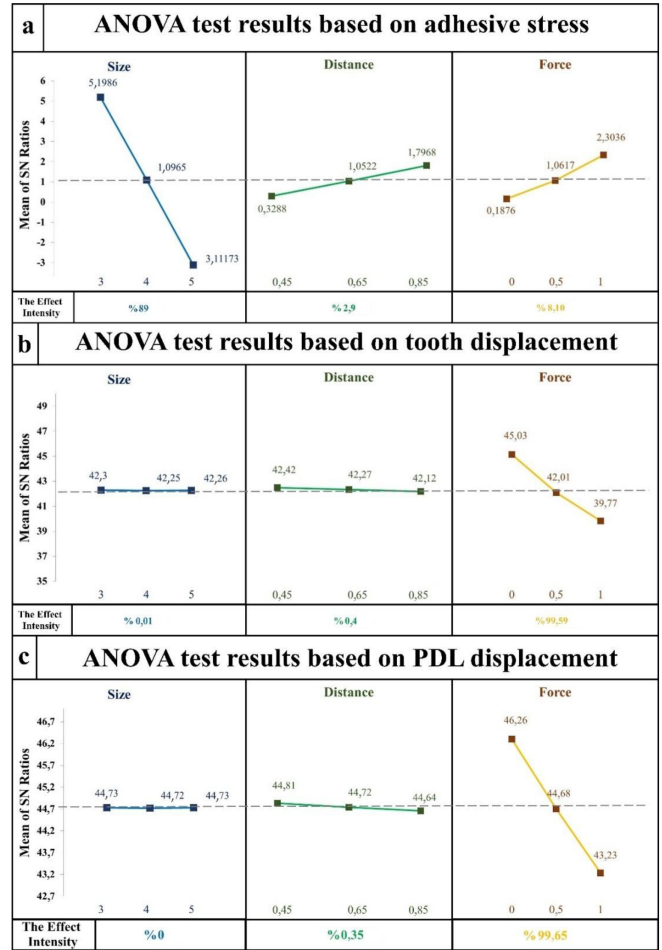
Şekil 7, tüm konfigürasyonlardaki periodontal ligament (PDL) toplam deformasyonunu göstermektedir. En yüksek toplam deformasyon değeri Konfigürasyon 3'te (0,0069 mm, l = 3 mm, d = 1,35 mm, F<sub>2</sub> = 1 N), en düşük değer ise Konfigürasyon 1'de (0,0048 mm, l = 3 mm, d = 0,95 mm, F<sub>2</sub> = 0 N) kaydedilmiştir. Diğer değerler arasında Konfigürasyon 7'de 0,0064 mm ve Konfigürasyon 6'da 0,0052 mm bulunmaktadır.



Şekil 7. Tüm konfigürasyonlar için toplam PDL deformasyonu.

### ANOVA Test Sonuçları

Şekil 8(a), adeziv tabakadaki maksimum eşdeğer gerilme değerleri üzerinde gerçekleştirilen varyans analizi (ANOVA) sonuçlarını göstermektedir. İncelenen üç parametre arasında, bukkal tüp uzunluğu %89'luk katkı oranı ile en yüksek etkiye sahip olmuş, bunu %8,1 ile uygulanan normal kuvvet ve %2,9 ile slot-taban mesafesi izlemiştir.



Şekil 8. ANOVA test sonuçları.

Şekil 8(b), X eksenini boyunca maksimum diş yer değiştirmesi için elde edilen ANOVA sonuçlarını göstermektedir. Katkı oranları; uygulanan kuvvet için %99,59, slot mesafesi için %0,4 ve bukkal tüp uzunluğu için %0,01 olarak bulunmuştur.

Şekil 8(c), toplam PDL deformasyonuna ilişkin ANOVA sonuçlarını göstermektedir. Uygulanan kuvvetin katkı oranı %99,59, slot mesafesinin katkısı %0,4 ve bukkal tüp uzunluğunun katkısı %0 olarak belirlenmiştir.

### TARTIŞMA

Bu çalışmada, farklı bukkal tüp uzunluğu, slot mesafesi ve normal kuvvet varlığı/yokluğu koşulları altında adeziv tabakada gerilme dağılımı ile diş ve PDL deformasyon paternleri, SEA kullanılarak değerlendirildi. Bulgular, uygulanan normal kuvvetin hem adeziv ara yüzeyindeki von Mises gerilmesi hem de dişin mezio-distal yer değiştirmesi üzerinde baskın etkili faktör olduğunu açıkça ortaya koydu.

Literatürle uyumlu olarak, normal kuvvet seviyesinin artmasıyla gerilme yoğunlaşmasının belirgin şekilde arttığı gözlemlendi.<sup>13,16</sup> Adeziv tabakada oluşan en yüksek gerilme (2,28 MPa), kısa bukkal tüp (3 mm), geniş slot mesafesi (1,35 mm) ve 1 N normal kuvvet kombinasyonuna sahip konfigürasyonda kaydedildi. Bu bulgu, temas yüzey alanının azalmasıyla birlikte kuvvetin artmasının bağlanma

ara yüzeyinde lokal gerilme birikimine yol açarak adeziv tabakanın başarısızlığı riskini artırabileceğini desteklemektedir.<sup>13,16</sup> Buna karşılık, adeziv tabakada oluşan en düşük gerilme (0,60 MPa), uzun bukkal tüp (5 mm), dar slot mesafesi (1,15 mm) ve normal kuvvet uygulanmayan konfigürasyonda gözlemlendi. Bukkal tüp uzunluğu ile gerilme seviyesi arasındaki ters ilişki, daha geniş temas yüzeyinin mekanik yüklerin daha etkin şekilde dağılımını sağlamasıyla açıklanabilir.<sup>17</sup> Bu konfigürasyonda gözlenen gelişmiş bağ performansı, geniş taban tasarımlarının adeziv ara yüzeyde gerilme dağılımını iyileştirdiğini bildiren önceki çalışmalarla uyumludur.<sup>14,15</sup>

Diş yer değiştirmesi açısından, normal kuvvetin var olduğu senaryoların tutarlı şekilde daha büyük meziodistal hareket gösterdiği belirlendi. Özellikle, orta uzunlukta tüp (4 mm), dar slot (1,15 mm) ve 1 N normal kuvvet içeren konfigürasyon en yüksek X yönlü yer değiştirmeyi (0,0046 mm) verirken, normal kuvvet olmayan, kısa tüp (3 mm) ve dar slot (0,95 mm) konfigürasyonu en düşük yer değiştirme (0,0031 mm) değerini gösterdi. Bu sonuçlar, kuvvet vektörlerinin yönü ve büyüklüğünün kuron ve kök hareketi üzerinde doğrudan etkili olduğunu öngören biyomekanik prensiplerle uyumludur.<sup>18</sup>

ANOVA analizi, diş ve PDL deformasyonundaki varyansın %99,59'unun uygulanan kuvvetten kaynaklandığını ortaya koydu. Buna karşın, bukkal tüp uzunluğu ve slot mesafesinin etkileri %0,4'ün altında kaldı. Bu istatistiksel bulgu, ortodontik diş hareketi davranışı üzerinde geometrik değişkenlerden ziyade biyomekanik yüklemenin baskın olduğunu göstermektedir.<sup>19</sup>

Her ne kadar bu çalışmada gözlenen gerilme ve deformasyon eğilimleri büyük ölçüde önceki bulgularla uyumlu olsa da, bazı farklılıklar dikkate değerdir. Özellikle bazı in vitro çalışmalar, braket taban tasarımı ve slot boyutlarındaki değişikliklerin bağlanma dayanımı ve braket stabilitesini etkileyebileceğini bildirmiştir.<sup>10,12</sup> Ancak, bu çalışmalar statik yükleme koşulları altında yapılmış olup, sonlu elemanlar modellemesi ile simüle edilen dinamik klinik ortamı yansıtmayabilir.<sup>19</sup> Ayrıca, tüm konfigürasyonlarda kaydedilen gerilme seviyelerinin, konvansiyonel ışıkla sertleşen ortodontik adezivlerin (genellikle 5–10 MPa aralığında) bilinen akma dayanımının oldukça altında kaldığı görülmüştür; bu da rutin ortodontik kuvvetler altında adeziv tabakasının başarısızlığı riskinin düşük olduğunu göstermektedir.<sup>8,11</sup>

Klinik açıdan bakıldığında, adeziv tabakada oluşan gerilmeyi en aza indirmek istendiğinde daha uzun bukkal tüplerin tercih edilmesi desteklenmektedir. Bunun yanı sıra, optimum biyomekanik sonuçlara ulaşmak ve periodontal sağlığı korumak için uygulanan kuvvet vektörlerinin hassas kontrolünün gerekli olduğu vurgulanmaktadır. Bulgular, yalnızca braket veya tüp geometrisine odaklanmak yerine kuvvet uygulama stratejisinin modifiye edilmesinin

gerilme yoğunlaşmalarını yönetmede ve istenmeyen diş hareketlerini azaltmada daha etkili olabileceğini göstermektedir. Bununla birlikte, bu çalışmanın bazı sınırları bulunmaktadır. Kullanılan statik, lineer sonlu eleman modeli, in-vivo ortamda mevcut olan karmaşık ve dinamik biyomekanik koşulları tam olarak yansıtmayabilir. Simülasyonda bireysel hasta anatomisindeki farklılıklar, oklüzal yükleme paternleri ve çiğneme dinamikleri dikkate alınmamıştır. Ayrıca, malzeme özellikleri homojen ve izotropik varsayılmış olup, klinik değişkenliği yansıtmayabilir. Gelecekteki çalışmaların doğrusal olmayan modelleme, hasta-özel geometriler ve zamana bağlı yükleme senaryolarını içermesi, bulguların doğrulanması ve genişletilmesi açısından faydalı olacaktır.

## SONUÇ

Bu çalışma, uygulanan ortodontik kuvvetin büyüklüğünün, hem adeziv tabakasındaki gerilme dağılımını hem de mezio-distal yöndeki mandibular birinci molar yer değiştirmesini etkileyen en önemli faktör olduğunu ortaya koymuştur. Bukkal tüp geometrisinde yapılan değişiklikler, özellikle tüp uzunluğunun artırılması ve slot mesafesinin azaltılması adeziv ara yüzeydeki gerilimi azaltmada etkili olmuş, ancak diş hareketi üzerindeki etkileri sınırlı kalmıştır. Ölçülen tüm gerilme değerleri belirlenen adeziv malzemesinin akma dayanımının altında kalmış ve tipik klinik yükleme altında biyomekanik güvenliği doğrulamıştır. Bu bulgular, bukkal tüp mekaniklerinde hassas kuvvet kontrolünün önemini vurgulamakta ve geometrik optimizasyonun uzun vadeli klinik stabiliteyi artırmada değerli bir strateji olabileceğini düşündürmektedir.

## KAYNAKLAR

1. Zachrisson BJ. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod* 1977; 71: 173-189. doi: 10.1016/s0002-9416(77)90394-3
2. Mizrahi E. Orthodontic bands and directly bonded brackets: a review of clinical failure rate. *J Dent* 1983; 11: 231-236. doi: 10.1016/0300-5712(83)90192-6
3. Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS. 2008 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, Part 1: Results and trends. *J Clin Orthod* 2008; 42: 625-640.
4. Niazi M, Saqib S, Nawadat K, Qazi SH, Khan NB, et al. A Comparative Study of Gingival Health of Orthodontic Patients with Bands and Buccal Tubes on First Molars. *Found Univ J Dent* 2024; 4: 50-57.
5. Zachrisson BU. Cause and prevention of injuries to teeth and supporting structures during orthodontic treatment. *Am J Orthod* 1976; 69: 285-300. doi: 10.1016/0002-9416(76)90077-4.
6. Boyd RL, Baumrind S. Periodontal considerations in the use of bonds or bands on molars in adoles-

- cents and adults. *Angle Orthod* 1992; 62: 117-126. doi: 10.1043/0003-3219(1992)062<0117:PCITUO>2.0.CO;2
7. Hobson RS, Clark JD. Management of the orthodontic patient 'at risk' from infective endocarditis. *Br Dent J* 1995; 178: 289-295. doi: 10.1038/sj.bdj.4808741
8. Al-Zubaidi HJ, Alhuwaizi AF. Molar buccal tubes front and back openings dimensions and torsional play. *J Bagh Coll Dent* 2018; 30: 32-39.
9. Angle EH. The Latest and Best in Orthodontic Mechanism. *Dent Cosmos* 1928; 70: 1143-1158.
10. Tepedino M, Paiella G, Iancu Potrubacz M, Monaco A, Gatto R, et al. Dimensional variability of orthodontic slots and archwires: an analysis of torque expression and clinical implications. *Prog Orthod* 2020; 21: 32. doi: 10.1186/s40510-020-00333-5
11. Kłos S, Janiszewska-Olszowska J, Grocholewicz K. Nanotomographic Analysis of Orthodontic Molar Tubes for Direct Bonding. *Appl Sci* 2024; 14: 4174. doi: 10.3390/app14104174
12. Maijer R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod* 1981; 79: 20-34. doi: 10.1016/0002-9416(81)90098-1
13. Talpur M, Cunningham SJ, Moles DR, Jones SP. The relationship between base dimensions, force to failure, and shear bond strengths of bondable molar tubes. *Angle Orthod* 2012; 82: 536-540. doi: 10.2319/060311-366.1
14. Palesik B, Šileikytė K, Griškevičius J, Stonkus R, Šidlauskas A, et al. Impact of temperature changes to the adhesion strength of molar tubes: an in vitro study. *BMC Oral Health* 2022; 22: 115. doi: 10.1186/s12903-022-02144-y
15. Öncel NA, Ulusoy N, Ulusoy C. Comparison of shear bond strength and residual adhesive remnants on the enamel surface after debonding of three different orthodontic molar tubes: A scanning electron microscope study. *J Orofac Orthop* 2024; 85: 94-101. doi: 10.1007/s00056-023-00496-w
16. Buyukcavus E, Ugurlu M, Buyukcavus MH. Shear bond strength of orthodontic molar tubes to composite restoration bonded with particular adhesives after different surface pre-treatments. *Orthod Craniofac Res* 2022; 25: 541-548. doi: 10.1111/ocr.12567
17. Nahidh M, Yassir YA, Marrapodi MM, Di Blasio M, Ron-sivalle V, et al. A scanning electron microscopy investigation of the precision of three orthodontic bracket slot systems. *BMC Oral Health* 2024; 24: 221. doi: 10.1186/s12903-023-03841-y
18. Shibasaki WMM, Martins RP. Loads of continuous mechanics for uprighting the second molar on the second molar and premolar. *Am J Orthod* 2022; 161: 679-686. doi: 10.1016/j.ajodo.2020.10.032
19. Hari Krishnan P, Magesh V, Ajayan AM, JebaSingh DK. Finite element analysis of torque induced orthodontic bracket slot deformation in various bracket-archwire contact assembly. *Comput Methods Programs Biomed* 2020; 197: 105748.