

T.C.  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**ÖN AÇIK KAPANIŞ VAKALARINDA ORTOPEDİK AMAÇLA  
KULLANILAN VERTİKAL ÇENELİĞİN ALT ÇENE ÜZERİNDEKİ  
BİYOMEKANİK ETKİLERİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU  
ELEMENLAR METODU İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

**Dt. Özer ALKAN**

Tez Danışmanı  
Prof.Dr. Sevil AKKAYA

ANKARA  
Mart 2010

T.C.  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**ÖN AÇIK KAPANIŞ VAKALARINDA ORTOPEDİK AMAÇLA  
KULLANILAN VERTİKAL ÇENELİĞİN ALT ÇENE ÜZERİNDEKİ  
BİYOMEKANİK ETKİLERİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU  
ELEMENLAR METODU İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

**Dt. Özer ALKAN**

Tez Danışmanı  
Prof.Dr. Sevil AKKAYA

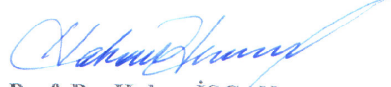
Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından  
03/2007-4 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA  
Mart 2010

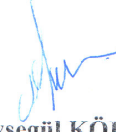
T.C.  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ortodonti Ana Bilim Dalı Doktora Programı  
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından  
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

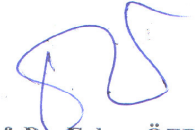
Tez Savunma Tarihi : 12/03/2010

  
Prof. Dr. Hakan İŞCAN  
Gazi Üniversitesi  
Jüri Başkanı

  
Prof. Dr. Sevil AKKAYA  
Gazi Üniversitesi  
Danışman

  
Prof. Dr. Ayşegöl KÖKLÜ  
Ankara Üniversitesi

  
Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞCIOĞLU  
100.Yıl Üniversitesi

  
Prof. Dr. Erhan ÖZDİLER  
Gazi Üniversitesi

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                                                                                                            |                   |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------|
| <b><i>Kabul ve Onay</i></b>                                                                                                                                                | <b><i>i</i></b>   |
| <b><i>İçindekiler</i></b>                                                                                                                                                  | <b><i>ii</i></b>  |
| <b><i>Tablolar</i></b>                                                                                                                                                     | <b><i>iv</i></b>  |
| <b><i>Şekiller</i></b>                                                                                                                                                     | <b><i>v</i></b>   |
| <b><i>Resimler</i></b>                                                                                                                                                     | <b><i>xi</i></b>  |
| <b><i>Semboller, Kısaltmalar</i></b>                                                                                                                                       | <b><i>xii</i></b> |
| <br>                                                                                                                                                                       |                   |
| <b>1. GİRİŞ</b>                                                                                                                                                            | <b>1</b>          |
| <b>2. GENEL BİLGİLER:</b>                                                                                                                                                  | <b>4</b>          |
| 2.1. Ortopedik Tedaviler ve Bu Tedavileri Etkileyen Faktörler                                                                                                              | 4                 |
| 2.2. Ön Açık Kapanış Anomalileri                                                                                                                                           | 18                |
| 2.3. Bilgisayarlı Tomografi Tekniği                                                                                                                                        | 23                |
| 2.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizi                                                                                                                                         | 32                |
| <b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>                                                                                                                                                  | <b>42</b>         |
| <b>4.BULGULAR</b>                                                                                                                                                          | <b>63</b>         |
| 4.1. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Dentofasiyal Yapılarda Belirlenen Stres Dağılımına İlişkin Bulgular                                                                   | 66                |
| 4.2. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Alt Çene Kemiğinde Belirlenen Stres Dağılımına İlişkin Bulgular                                                                       | 67                |
| 4.3. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Alt Çene Üzerindeki Sefalometrik Noktalara Ait ÖnGörülen Yer Değiştirme Miktarlarına İlişkin Bulgular                                 | 70                |
| 4.4. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Üst Çene Kemiğinde ve Üst Çene Kemiğinin Kafa Kaidesine Bağlantısını Sağlayan Suturlarda Belirlenen Stres Dağılımına İlişkin Bulgular | 70                |



|                                                                                                                                                            |            |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| 4.5. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Dentofasiyal ve Üst Çene Üzerindeki Sefalometrik Noktalara Ait ÖnGörülen Yer Değiştirme Miktarlarına İlişkin Bulgular | 73         |
| 4.6. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Alt ve Üst Çene Kemiğine Ait Dişlerde Belirlenen Stres Dağılımına İlişkin Bulgular                                    | 74         |
| 4.7. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Alt ve Üst Çene Kemiği Dişlerine Ait Sefalometrik Noktalarda ÖnGörülen Yer Değiştirme Miktarlarına İlişkin Bulgular   | 75         |
| <b>5. TARTIŞMA</b>                                                                                                                                         | <b>124</b> |
| <b>6. SONUÇLAR</b>                                                                                                                                         | <b>139</b> |
| <b>7. ÖZET</b>                                                                                                                                             | <b>141</b> |
| <b>8. SUMMARY</b>                                                                                                                                          | <b>142</b> |
| <b>9. KAYNAKLAR</b>                                                                                                                                        | <b>143</b> |
| <b>10.EKLER</b>                                                                                                                                            | <b>160</b> |
| Ek 1: Onam Formu                                                                                                                                           | 160        |
| Ek 2: Etik Kurul Raporu                                                                                                                                    | 164        |
| <b>11. TEŞEKKÜR</b>                                                                                                                                        | <b>165</b> |
| <b>12. ÖZGEÇMİŞ</b>                                                                                                                                        | <b>166</b> |

## **Tablolar**

|                                                                                                                                         |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tablo 1: Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan sefalometrik noktalar ve açıklamaları. ....                               | 46  |
| Tablo 2: Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan düzlemler ve açıklamaları. ....                                           | 48  |
| Tablo 3: Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan açısal ölçümler ve açıklamaları. ....                                     | 49  |
| Tablo 4: Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan boyutsal ölçümler ve açıklamaları. ....                                   | 50  |
| Tablo 5: Model I ve Model II'nin ağ yapısının oluşturulmasında kullanılan eleman ve düğüm sayıları. ....                                | 59  |
| Tablo 6: Geometrik modellerin ağ yapısının oluşturulmasında kullanılan elemanların 'elastik modulus' ve 'poisson oranları'. ....        | 60  |
| Tablo 7: Bireylere ilişkin lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan açısal ölçüm değerleri. ....                                   | 63  |
| Tablo 8: Bireylere ilişkin lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan boyutsal ve oransal ölçüm değerleri. ....                      | 64  |
| Tablo 9: Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda belirlenen x,y,z koordinat sistemindeki yer değiştirme miktarları. .... | 123 |

## Şekiller

|                                                                                                                                           |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 1: Model I ve Model II'ye ait üç boyutlu geometrik modellerin vestibülden görünüşü. ....                                            | 54 |
| Şekil 2: Model I ve Model II'ye ait üç boyutlu geometrik modellerin vestibülden görünüşü. ....                                            | 55 |
| Şekil 3: Model I ve Model II'ye ait üç boyutlu geometrik modellerin ağ yapısının görünüşü.....                                            | 56 |
| Şekil 4: Model I ve Model II'ye ait üç boyutlu geometrik modellerin ağ yapısının vestibülden görünüşü.....                                | 57 |
| Şekil 5: Model I ve Model II'ye ait üç boyutlu geometrik modellerin ağ yapısının lingualden görünüşü. ....                                | 58 |
| Şekil 6: Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. .... | 77 |
| Şekil 7: Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. .... | 78 |
| Şekil 8: Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü. ....  | 79 |
| Şekil 9: Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü. ....  | 80 |
| Şekil 10 Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. ....     | 81 |
| Şekil 11: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. ....    | 82 |

|                                                                                                                                                          |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 12: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü. ....                    | 83 |
| Şekil 13: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü. ....                    | 84 |
| Şekil 14: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların oklüzalden görünüşü. ....                    | 85 |
| Şekil 15: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kortikal yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü... ..   | 86 |
| Şekil 16: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kortikal yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü... ..   | 87 |
| Şekil 17: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kortikal yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.....     | 88 |
| Şekil 18: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kortikal yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.....     | 89 |
| Şekil 19: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kortikal yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların oklüzalden görünüşü....      | 90 |
| Şekil 20: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği süngerimsi yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. .... | 91 |
| Şekil 21: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği süngerimsi yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. .... | 92 |
| Şekil 22: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği süngerimsi yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü. ....  | 93 |

|                                                                                                                                                                       |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Şekil 23: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği süngerimsi yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü. ....               | 94  |
| Şekil 24: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kondil başı ve glenoid fossada belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. ....    | 95  |
| Şekil 25: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kondil başı ve glenoid fossada belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların alttan görünüşü. ....         | 96  |
| Şekil 26: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kondil başı ve glenoid fossada belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü. ....     | 97  |
| Şekil 27: Vertikal çenelik uygulaması ile temporal kemiğin glenoid fossasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların görünüşü....                             | 98  |
| Şekil 28: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kondil başı ve koronoid çıkıntıda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. .... | 99  |
| Şekil 29: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kondil başı ve koronoid çıkıntıda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü. ....  | 100 |
| Şekil 30: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. ....                                | 101 |
| Şekil 31: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. ....                                | 102 |
| Şekil 32: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü. ....                               | 103 |

|                                                                                                                                                            |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Şekil 33: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü. ....                    | 104 |
| Şekil 34: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların oklüzalden görünüşü. ....                      | 105 |
| Şekil 35: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği kortikal tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. ....   | 106 |
| Şekil 36: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği kortikal tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. ....   | 107 |
| Şekil 37: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği kortikal tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü. ....  | 108 |
| Şekil 38: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği kortikal tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü. ....  | 109 |
| Şekil 39: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği kortikal tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların oklüzalden görünüşü. ....    | 110 |
| Şekil 40: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği süngerimsi tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. .... | 111 |
| Şekil 41: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği süngerimsi tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. .... | 112 |

|                                                                                                                                                                                                                  |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Şekil 42: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği süngerimsi tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü. ....                                                      | 113 |
| Şekil 43: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği süngerimsi tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü. ....                                                      | 114 |
| Şekil 44: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği süngerimsi tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların oklüzalden görünüşü. ....                                                        | 115 |
| Şekil 45: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinin kafa kaidesi ile bağlantısını sağlayan suturlara ait süngerimsi tabakada belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. ....  | 116 |
| Şekil 46: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinin kafa kaidesi ile bağlantısını sağlayan suturlara ait süngerimsi tabakada belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü. .... | 117 |
| Şekil 47: Vertikal çenelik uygulaması ile alt-üst çene kemiğine ait daimi dişlerde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. ....                                                     | 118 |
| Şekil 48: Vertikal çenelik uygulaması ile alt-üst çene kemiğine ait daimi dişlerde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü. ....                                                     | 119 |
| Şekil 49: Vertikal çenelik uygulaması ile alt-üst çene kemiğine ait daimi dişlerde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü. ....                                                      | 120 |

|                                                                                                                                                                 |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Şekil 50: Vertikal çenelik uygulaması ile alt-üst çene kemiğine ait daimi dişlerde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü. ....     | 121 |
| Şekil 51: Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda ön görülen yer değiştirmelerin tespitinde kullanılan x,y,z koordinat sisteminin görünüşü. .... | 122 |



## **Resimler**

|                                                                                                                                            |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Resim 1: Araştırma kapsamına alınan bireylere ait ağız içi ve ağız dışı fotoğraflar .....                                                  | 45 |
| Resim 2: Model I deki vakada kullanılan vertikal çenelik apareyine ait ağız dışı fotoğraflar. ....                                         | 61 |
| Resim 3: Model I deki vakada kullanılan vertikal çenelik apareyine ait kuvvet vektörünün sefalometrik radyografi kullanılarak tesbiti..... | 61 |

## Kısaltmalar

|      |                                            |
|------|--------------------------------------------|
| N    | Newton                                     |
| kg-f | Kilogram- Kuvvet                           |
| g-f  | Gram-Kuvvet                                |
| oz   | Ons                                        |
| dyn  | Dyne                                       |
| FDA  | Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi              |
| CBVT | Cone Beam Volumetric Tomography            |
| CBCT | Cone Beam Computerized Tomography          |
| sv   | Sieverts                                   |
| ICRP | Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi |
| CAD  | Computer Aided Design                      |
| cm   | Santimetre                                 |
| N    | Nasion Noktası                             |
| S    | Sella Noktası                              |
| Or   | Orbitale Noktası                           |
| Po   | Porion Noktası                             |
| ANS  | Spina Nasalis Anterior Noktası             |
| PNS  | Spina Nasalis Posterior Noktası            |
| A    | Subspinal Nokta                            |
| B    | Supramental Nokta                          |
| Pog  | Pogonion Noktası                           |

|            |                                  |
|------------|----------------------------------|
| Gn         | Gnathion Noktası                 |
| Me         | Menton Noktası                   |
| Co         | Kondilyon Noktası                |
| Cd         | Cd Noktası                       |
| C          | Menteşe Eksenı                   |
| Ar         | Artikölare Noktası               |
| Go         | Gonion Noktası                   |
| PP         | Palatal Düzlem                   |
| OP         | Oklüzal Düzlem                   |
| MP         | Mandibular Düzlem                |
| Ü1⊥ANS-PNS | Üst Ön Dentoalveolar Yükseklik   |
| Ü6⊥ANS-PNS | Üst Arka Dentoalveolar Yükseklik |
| A1⊥Go-Gn   | Alt Ön Dentoalveolar Yükseklik   |
| A6⊥Go-Gn   | Alt Arka Dentoalveolar Yükseklik |
| MPa        | Megapaskal                       |
| mm         | Milimetre                        |

## 1. GİRİŞ

Ortodontik tedaviler, mekanik kurallara göre tasarlanan apareylerden birim dokuda en hızlı fizyolojik doku cevabını gerçekleştirecek optimum kuvvetlerin oluşturulmasını amaçlar. Bireyin çeneler ve dentoalveoler yapısının morfolojik ve biyolojik özelliklerine göre değişiklik gösterebilen bu kuvvetlerin etkileri 'biyomekanik kavramı' ile açıklanmaktadır.

Kuvvet, bir cismin uzayda yer değiştirmesine ya da şeklinin değişmesine neden olan etki olarak tanımlanmış vektörel bir büyüklüktür. Ortodonti biliminde kuvvet uygulamalarını temel olarak dişsel oklüzyon bozukluklarının tedavisinde kullanılan ortodontik kuvvetler ile iskeletsel bozuklukların tedavisinde kullanılan ortopedik kuvvetler şeklinde sınıflandırmak mümkündür.

Ortopedik kuvvet kullanımı ile kraniofasial bölgedeki büyümenin yön ve/veya miktarı değiştirilerek iskeletsel bozuklukların düzeltilmesi amaçlanmaktadır. Kuvvet sisteminin ortodontik bölgede oluşturduğu morfolojik, biyolojik ve biyomekanik değişimlerde, kuvvetin uygulama noktasının, yönünün, şiddetinin ve süresinin etkili olduğu bilinmektedir. İskeletsel bozuklukların tedavisinde etkin bir ortopedik uygulama planlanabilmesi için; kuvvet, kuvvet momenti, direnç merkezi ve rotasyon merkezi gibi temel mekanik kavramlar ile bu kavramların birbirleriyle ilişkilerinin tanımlanması gerekmektedir.

Bireysel değişiklikler gösteren büyüme ve gelişim gibi biyolojik parametrelerden, ortopedik kuvvetlerin etkilerini istatistiksel olarak ayırt edebilmek için, kontrol gruplarının da dahil olduğu uygun büyüklükteki örnek gruplarının oluşturulması gerekmektedir. Klinik büyüme çalışmalarında ise bu bahsedilen örnek grubu oluşturmak zor olduğu için

ilgili çalışmalar, ortopedik kuvvetleri modeller üzerinde test etmeye yoğunlaşmaktadır <sup>1</sup>.

Diş hekimliğinde, anatomik yapılar üzerine uygulanan kuvvetlerin etkileri farklı analiz yöntemleriyle incelenebilmektedir. Bu analiz yöntemleri, foto elastik kuvvet analiz yöntemi, kırılabilir vernik ile kaplama yöntemi, halografik interferometri, termografik stres analiz yöntemi, gerinim ölçer stres analiz yöntemi, radyotelemetri ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir. Bu yöntemlerden pek çoğunun metabolik ve yapısal ihtiyaçlara cevap verebilen, canlı ve kompleks bir doku olarak tanımlanan kemik yapısının i birimlerindeki stres dağılımını ve yer değiştirmeleri değerlendirmede sınırlı kaldığı belirtilmektedir. Bu durum biyomekanik davranışların daha ayrıntılı olarak tanımlanmasına gereksinim olduğunu göstermektedir. Ancak sonlu elemanlar stres analizi ile analitik zm bulunmayan problemlere yaklaşık zm bulunabilmekte; bu nedenle de deneysel metotlara alternatif yeni bir simülasyon ve deney aracı olarak kullanılabilmektedir <sup>2</sup>.

Sonlu elemanlar stres analizi, stres, gerilim, bükülme, ısı transferi ve sıvı akışını belli modeller oluşturarak kompleks matematiksel üzümlere ulaştıran bir yöntem olarak tanımlanmakta ve ortodontik tedavilerde kullanımı yaygınlaşmaktadır <sup>3</sup>.

Sentrik oklüzyonda alt ve st keser dişlerin kesici kenarları arasındaki dik yöndeki kontak eksikliği olarak tanımlanan iskeletsel n açık kapanış vakalarının tedavisinde yaygın olarak kullanılan ortopedik aygıtlar: oksipital headgear, arka ısırma blokları, posterior mıknatıslar, fonksiyonel apareyler ve vertikal çenelik gibi apareylerdir <sup>4-7</sup>.

İskeletsel n açık kapanış vakalarının tedavisinde yaygın kullanımı olan vertikal çenelik apareyinin; alt çenenin aşağı ve arka yöndeki büyümesinin ne ve yukarı yöne değiştirilmesinde, n yüz yksekliliğinin azaltılmasında, alt arka dentoalveolar bölgenin

intruzyonunda etkili olduğu klinik çalışmalarda sefalometrik olarak gösterilmiştir <sup>8,9</sup>.

İskeletsel bozuklukların tedavisinde kullanılan bu ortopedik apareyler, standart kuvvet sistemleri oluşturmaktadır. Bu sistemlerin oluşturduğu ortopedik kuvvetlerin, farklı dişsel özelliklere sahip n açık kapanışlı bireylerin çeneleri ve dentoalveolar yapılarındaki dağılımı ve bu yapıların direnç merkezleriyle ilişkilerini inceleyen çalışma mevcut değıldir.

Bu araştırmanın amacı, iskeletsel n açık kapanış vakalarında uygulanan ortopedik bir aygıt olan vertikal eneliğın, dentofasiyal yapılar üzerindeki biyomekanik etkilerinin, günümüzde üç boyutlu digital görüntüleme metodları ile birlikte gelişen ve invitro olarak uygulanan stres analizleri içinde avantajları ortaya konulmuş olan sonlu elemanlar stres analizi metodu ile incelenmesidir.

## **2. GENEL BİLGİLER:**

### **2.1. Ortopedik Tedaviler ve Bu Tedavileri Etkileyen Faktörler**

Dişsel ve fasiyal yapılardaki normalden sapmış ilişkiler olarak tanımlanan dentofasiyal bozuklukların diş ve/veya çene fonksiyonlarında neden olduğu kısıtlamalar neticesinde konuşma, yutkunma, beslenme gibi stomatognatik sistem fonksiyonlarında sıkıntılar oluşturduğu; tedavi için başvuran bireylerin yaklaşık 1/2'sinde ise mevcut durumun bireylerin psikososyal yaşam kalitelerini de olumsuz yönde etkilediği belirtilmektedir<sup>10,11</sup>.

Dentofasiyal bozuklukların ortodontik tedavisindeki temel amaç, normal olmayan diş ve çene fonksiyonlarının düzeltilmesi ve dentofasiyal estetiğin sağlanması neticesinde bireylere kaliteli bir yaşam sağlanmasıdır<sup>10,12</sup>.

Dentofasiyal bozukluklar; ortopedik tedaviler, ortodontik kamuflej tedavileri veya ortognatik cerrahiyle düzeltilebilir. Yeterli miktarda büyüme potansiyelinin olduğu düşünülen hastaların ortodontik bölgelerindeki alt ve üst çene kemiklerinin konum ve yapı bozuklukları sonucunda oluşan iskeletsel kökenli ortodontik anomalilerinin tedavisinde ideal yaklaşım ortopedik tedavilerdir<sup>10</sup>.

Günümüzde, dentofasiyal ortopedik tedaviler olarak da tanımlanan bu tedavilerle, büyüme dönemindeki hastalarda ortopedik apareylerin oluşturduğu mekanik kuvvetlerin ortodontik problemin tespit edildiği kemik dokularda neden olduğu 'remodeling' ile bu tip iskeletsel kökenli ortodontik anomalilerin düzeltilebileceği gösterilmiştir<sup>10,13</sup>.

Bu noktada ortodonti bilimi açısından en önemli konu hastanın ortodontik teşhis materyalinde yapılacak analiz sonuçlarına göre belirlenen temel amaca ulaşmamızı sağlayacak biyomekaniğin kurulmasıdır<sup>14</sup>.

Hastanın dentofasiyal bölgesindeki normal olmayan büyümenin yön ve/veya miktarını değiştirerek kontrolünü amaçlayan ortopedik tedavilerin sonucunda oluşabilecek morfolojik, biyolojik ve biyomekanik cevapları etkileyebilen pekçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörlerden hasta yaşı ve dentofasiyal morfoloji gibi özellikleri değiştirilemezken tedavi yönteminde kullanılacak mekaniklerin oluşturduğu kuvvetler ve uygulama şekillerinde gerekli düzenlemeler yapılabilmektedir. Bu nedenle kurulacak mekaniğin ortodontik bölgede oluşturacağı etkileri önceden tespit edebilmek için bazı temel mekanik kavramların tanımlanması gerekmektedir <sup>15</sup>.

Başlangıç noktası, doğrultusu, yönü ve şiddeti gibi belirleyicileriyle vektörel bir büyüklük olan kuvvet, bu kavramlardan ilkidir. Kuvvet, bir cismin denge durumunu veya şeklini değiştirebilmek için gerekli olan etki olarak tanımlanmaktadır <sup>16</sup>.

Bir cismin veya canlının diğer bir cisim üzerine uyguladığı itme veya çekme miktarı olarak da tanımlanabilen kuvvetler etki mekanizmalarına göre; temas kuvvetleri ve alan kuvvetleri olmak üzere iki katogoride sınıflandırılmaktadır. Temas kuvvetleri cisimle temas halinde olup cismin temasta olduğu yüzeyler üzerinde etkilerini göstermektedir. Elektromanyetik dalga ve yerçekimi kuvvetleri gibi alan kuvvetleri ise uzak mesafelerden cismin her bir ögesinin kütlesi üzerine temas etmeden etki etmektedirler <sup>16</sup>.

Kuvvet 'F' sembolu ile gösterilir ve şiddeti 'dinamometre' denilen yaylı kantarla ölçülmektedir. Kuvvetin şiddeti; Newton (N), kilogram-kuvvet (kg-f), gram-kuvvet (g-f), ons (oz) veya dyne (dyn) cinsinden belirtilebilir. Bu kuvvet birimleri arasındaki dönüşümler ise  $1\text{kg-f} = 1000\text{g-f} = 32.18\text{ oz} = 9.81\text{N} = 981000\text{dyn}$  şeklindedir. Mekanikte kullanılan kuvvetin birimi genelde Newton'dur. 1 newton şiddetinde kuvvet, 1 kilogramlık bir kütlenin hızını saniyede 1 metre/saniye kadar değiştiren etki



olarak tanımlanır <sup>16</sup>. Ortodonti pratiğinde ise kuvvetin şiddeti olarak genelde gram veya ons cinsinden ölçülmektedir <sup>15</sup>.

Mekanik bilimi, bir cismin üzerine uygulanan kuvvetin cismin denge durumu veya hareketi üzerine etkilerini Newtonun üç hareket yasasıyla incelemektedir. İlk iki hareket yasası bir cismin üzerine etkiyen net bir kuvvetin cisim üzerindeki etkilerini değerlendirirken, üçüncü hareket yasası da her etkinin kendisine eşit ve ters yönde bir tepki doğurduğunu gösterir <sup>15,16</sup>.

Bir cismin birim alanındaki kuvvet miktarı gerilim (stress) olarak tanımlanır. Bu gerilimin cismin üzerinde oluşturduğu boyutsal değişim ise gerinim (strain) olarak tanımlanmaktadır. Bu kuvvetlerin etkisi altında cismin formunda oluşan değişimlere de deformasyon denir <sup>15,17,18</sup>.

Bir cismin üzerine uygulanan kuvvetin cismin formunda oluşturduğu deformasyon tiplerine göre de kuvvetler sınıflandırılabilir. Biyomekanik terminolojisinde bu sınıflamaya göre kuvvetler; baskı, çekme, makaslama, bükme ve burulma kuvvetleri şeklinde tanımlanabilir. Bu kuvvetlerin iki temel tipi, baskı ve çekme kuvvetleridir. Baskı kuvvetleri, cismin herhangi bir noktasını merkezine doğru iten etki olarak tanımlanırken, çekme kuvvetleri cismin herhangi bir noktasını merkezden dışarı doğru çeken etki olarak tanımlanır. Makaslama kuvvetleri ise ilk ikisinden farklı olarak bir cismi iki kuvvetin birbirine paralel ve zıt yönde itmesi sonucunda cismin parçalarını birbiri üzerinden paralel olarak kaydırabilen etki olarak tanımlanır. Bükme kuvvetleri bir cisme birbirine paralel bir itme ve iki çekme kuvvetinin etkisiyle oluşurken, burulma kuvveti diğer dört kuvvetin ortak etkisiyle oluşmaktadır <sup>17,18</sup>.

Ortodonti biliminde tedavi amacıyla kullanılan sabit ve/ veya hareketli apareylerin oluşturduğu mekanik kuvvetler, ortodontik bölgede amaçlanan etkilerine göre ortodontik kuvvetler ve ortopedik kuvvetler şeklinde sınıflandırılır. Bu noktada ortodontik ve dentofasiyal ortopedik

tedavilerde istenilen hareketleri elde ederek zaman kaybını en aza indirecek optimum kuvvetlerin şiddet ve uygulanma sürelerinin belirlenmesi gerekmektedir. Ortodontik tedavilerde kullanılan kuvvetler şiddetlerine göre; hafif ve ağır kuvvetler, uygulama sürelerine göre ise; sürekli, kesikli ve aralıklı kuvvetler olarak sınıflandırılabilir. Sürekli kuvvetlerde, iki aktivasyon arasında kuvvetin şiddeti yavaş yavaş azalır ancak sıfırlanmazken, kesikli kuvvetlerde uygulandıktan kısa bir süre sonra kuvvetin şiddeti sıfırlanmaktadır. Aralıklı kuvvetlerde ise aparey hasta tarafından çıkarıldığında kuvvet sıfırlanırken, aparey yeniden ağıza takıldığında kuvvet kaldığı düzeyden azalarak devam eder. Ortopedik tedavilerde kullanılan ağız dışı apareylerle aralıklı kuvvetler uygulanmaktadır <sup>12,15</sup>.

Direnç merkezi, rotasyon merkezi ve kuvvetin momenti, tanımlanması gereken diğer temel mekanik kavramlardır. Bir cismin paralel olarak hareket etmesine neden olacak bileşke kuvvetin etki çizgisinin, bu cismin uzun ekseninde kestiği değişmez nokta direnç merkezi olarak tanımlanmaktadır. Dentofasiyal bölgeye ait anatomik yapıların direnç merkezlerinin lokalizasyonuna yönelik değişik görüşler mevcut olmasına karşın bu noktanın tespitinde dişlerin çevre dokularıyla ve üzerine etki eden tüm kuvvet sistemleriyle birlikte değerlendirilmesi gerektiği üzerinde bir görüş birliği mevcuttur. Bir cismin etrafında dönme hareketi yaptığı hayali bir nokta olarak tanımlanan rotasyon merkezinin lokalizasyonu ise cisme uygulanan kuvvet sistemlerine bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir. Bir cisme uygulanan kuvvetin cismin direnç merkezi etrafında dönmesine neden olan etki olarak tanımlanan kuvvetin momenti, kuvvetin şiddeti ile cismin direnç merkezinden bu kuvvetin etki çizgisine indirilen dik mesafenin çarpımıdır. Ortodontik tedavilerde kullanılan dentofasiyal bölgedeki anatomik yapıların direnç merkezlerinden geçmeyen her mekanik kuvvetin şiddetiyle ve cismin direnç merkezine

olan dik uzaklığıyla doğru orantılı olarak bir moment oluşturduğu bilinmektedir <sup>12,15</sup>.

Dentofasiyal yapıları oluşturan kemik dokuların komşu dokularla olan ilişkilerinin ve fonksiyonlarının bozulmadan devam edebilmesi kemik dokusunun büyüme gelişimi ve yeniden şekillenmesiyle gerçekleşmektedir <sup>19</sup>.

Kemik, hücreler ve hücreler arası boşluğu dolduran ekstrasellüler matriksten oluşan bir bağ dokusudur. Özelleşmiş mineralize bir bağ dokusu olarak tanımlanan kemik ekstrasellüler matriksinin kalsifiye olabilme özelliklerinden dolayı diğer bağ dokularından ayrılmaktadır <sup>20,21</sup>.

Kemik dokusunun % 65'ini mineral yapı, % 25'ini organik matriks ve % 10'unu su oluşturmaktadır. Organik kısmın % 90'ı ise kollajen liflerden meydana gelmektedir. Kalan %10'luk kısım ise proteoglikanlar ve nonkollajenöz proteinlerden oluşmaktadır <sup>22</sup>.

Kemik dokunun hücreler arası boşluğunu dolduran ekstrasellüler matriksin organik ve inorganik bileşenleri birbirleriyle yakın ilişki içindedir. Bu dokunun ilk oluşan organik kısmındaki kollajen lifler esneklik ve gerginliğe katkıda bulunarak kemiğin germe kuvvetlerine karşı dayanıklılığını sağlamaktadır. Kalsiyum, fosfat ve hidroksiapatit mineralleri ise kollajen liflerin etrafını sararak kemiğe yük taşıyabileceği sıkışma dayanımını sağlamaktadırlar. Kemik dokunun bu anisotropik yapısından dolayı mekanik yüklemelerin yönüne göre kemiğin içyapısında farklı değişimler görülebilmektedir <sup>19,22</sup>.

Kemik dokunun canlı bileşenlerini oluşturan kemik hücreleri toplam kemik hacminin % 1-5'ini oluşturmaktadır. Kemik dokusunun yapımından, yıkılmasından ve yeniden şekillendirilmesinden sorumlu olan üç tip hücre vardır. Bu kemik hücre tipleri: osteoblastlar, osteositler, osteoklastlardır <sup>20,21,23</sup>.

Osteoblastlar, osteoprogenitör hücrelerden türeyen kemik matriksinin organik kısımlarının sentezinden sorumlu olan tek çekirdekli hücrelerdir. Kemikleşme bölgelerinde ve gelişmekte olan kemiklerin dış zarının (periosteum) kemiğe temas eden derin bölgelerinde diziler halinde bulunurlar <sup>19-21,23</sup>.

Osteoblastlardan kaynak alan osteositler kemik matriksin lamelleri arasında bulunan lakünalar içinde yer alır. Osteositler kalsiyum tuzlarının birikmesiyle kalsifiye olan kemik matriksi içinde sıkışmış durumdadırlar. Dolayısıyla kemik dokunun canlılığını sürdürmesini sağlayan osteositler, olgunlaşmış kemikteki esas hücrelerdir. Osteositlerin kemiğin diğer hücre tiplerine de dönüşebilme özelliği vardır. Kemik yıkımı sırasında içinde bulundukları lakünlerden dışarı çıkan osteosit hücreleri önce osteoprogenitor hücrelerine, daha sonra da osteoblastlara dönüşebilmektedirler <sup>23</sup>.

Osteoklastlar, kemik dokusunun yeniden biçimlendirilmesi sürecinde kemiğin çözünerek çevre dokularca emilmesinden sorumlu çok çekirdekli hücrelerdir. Kalsiyumun kemik dokusundan kana salınmasında aktif rol alan osteoklast hücreleri vücut sıvılarındaki kalsiyum homeostatiğinin düzenlenmesinde de önemli rol oynarlar <sup>19,23</sup>.

Yapısı hakkında bilgiler verilen kemik dokunun başlıca fonksiyonları ise: vücudun iskelet yapısını oluşturarak yumuşak dokulara destek olmak, kafatası ve toraks gibi vücut boşluklarında yer alan yaşamsal organları korumak, kaslarla birlikte oluşturduğu kaldıraç sistemiyle vücudun hareketliliğini sağlamak, vücuttaki başlıca kan yapıcı doku olan kemik iliğini barındırmak ve vücuttaki birçok reaksiyon için gerekli olan mineralleri depolamaktır <sup>19</sup>.

Bir mineral deposu olan kemik dokusunun hücresel cevapları çeşitli dış etkenleri hücre içi cevaplara dönüştüren iç haberleşme sistemleri tarafından düzenlenmektedir <sup>24</sup>. Bu mineral deposunun kontrolü

sistemik olarak hormonlar, lokal olarak da mekanik kuvvetler ve büyüme faktörleri, biyolojik olarak sitokinler gibi aktif maddelerle sağlanmaktadır <sup>19</sup>.

Kemik dokusu, zarsal (intramembranöz) kemik oluşumu ve kıkırdaksal (endokondral) kemik oluşumundan meydana gelmektedir. Kemik oluşumu, bu iki farklı mekanizmayla gerçekleşmesine karşın histolojik olarak yapılan incelemelerde oluşan kemik dokular arasında herhangi bir fark yoktur. Her iki yolla da ortaya çıkan kemik dokusu primer kemik dokusu olan woven kemiktir. Yetişkinlerde kısa bir süre sonra bunun yerini sekonder kemik dokusu olan lameller kemik alır <sup>19,25</sup>.

Osteoblast hücrelerinin salgıladıkları kemik matriksin doğrudan doğruya mineralizasyonu ile karakterize olan zarsal kemik oluşumu, periodontal ligament, suturlar ve alt çene eklem (temporomandibular eklem) kondili gibi ikincil büyüme alanları ile ilişkilidir. Bu zarsal kemik oluşumu kompakt kemik modelini oluşturmaktadır <sup>19,25</sup>.

Mevcut kıkırdak matriksin üzerine kemik matriksinin çökmesi ile karakterize olan kıkırdaksal kemik oluşumu ise hyalin ve fibrokartilaj kıkırdakları etrafında gerçekleşmektedir. Hyalin kıkırdakları büyüme plakları ve sinkondrozisler gibi birincil büyüme merkezleriyle ilişkiliyken fibrokartilaj kıkırdakları ise alt çene kondili ve üst çene palatal suturu gibi ikincil büyüme alanlarıyla ilişkilidir. Bu kıkırdaksal kemik oluşumu ise spongiöz kemik modelini oluşturur <sup>19,25</sup>.

Bu kemik oluşum mekanizmalarından elde edilen kemik dokular çıplak gözle değerlendirildiğinde iki farklı kemik türü izlenmektedir: 1) Sert (kompakt) kemik, 2) Süngerimsi (spongiöz) kemik <sup>19</sup>.

Hemen hemen bütün kemiklerde bu iki dokuyu görmek olasıdır. Kompakt kemik, mekanik güçlere karşı oldukça dayanıklı olup, vücuttaki tüm kemiğin % 85'ini oluşturmaktadır. Süngerimsi yapıdan oluşan spongiyöz kemik ise yumuşak olup, mekanik kuvvetlere karşı daha dayanıksızdır <sup>19,23</sup>.

Bu iki farklı kemik tipi de mikroskopik düzeyde değerlendirildiğinde dört farklı kemik türü izlenmektedir: 1) Woven kemik 2) Composite kemik 3) Lamellar kemik ve 4) Bundle Kemik <sup>19,23</sup>.

Woven kemik, büyüme ve/veya iyileşme sürecinde çok çabuk oluştuğu için organize olmamış yapıdadır. Bu nedenle oldukça yumuşak ve dayanıklılığı azdır. Faz I kemik olarak da tanımlanan bu kemik hızlı bir şekilde yıkılarak yerini Faz II kemiğe yani daha olgun olan lameller kemiğe bırakmaktadır <sup>19,23</sup>.

Composite kemik, woven (Faz I) kemik ve lameller (Faz II) kemik arasındaki değişim aşamasında görülen kemik türü olarak tanımlanabilir. Bu değişim aşamasında kafes şeklindeki woven kemiğin arasındaki boşlukların lameller kemikle dolduğu izlenmektedir <sup>23</sup>.

Lameller kemik, vücuttaki kemik türleri arasında yük taşıma kapasitesi en yüksek olanıdır. Bu tip kemiğin iyi oluşmuş kollajen yapısının gerçekleşmesi ise oldukça yavaştır <sup>19,23</sup>.

Bundle kemik, periodontal ligamentlerin ve eklemlerin etrafında bulunan kemik türü olarak tanımlanmaktadır <sup>26</sup>.

Yeni oluşan kemik dokudaki organik matriksin kalsifikasyonu ile birlikte kemiğin interstisyel büyümesi imkansızlaşır ve apozisyonel büyüme süreci başlar. Bu süreçte mineralize bir doku olan kemiğin formundaki değişimler ancak kemik yüzeyinde gerçekleşen bir takım hücrel aktivitelerle olabilmektedir. Bu hücrel aktiviteler kemik dokunun dış zarı (periosteum) ve iç zarı (endosteum) yüzeylerinde yeniden bir şekillenme meydana getirmektedirler. Kemik dokunun formunu etkileyen bu biçimlendirici mekanizmalar kemiğin yeniden şekillendirilmesi (bone remodelling) olarak tanımlanmaktadır <sup>27</sup>.

Kemik dokunun yeniden şekillenmesi, sistemik ve lokal faktörlerin doğrudan kemik hücrelerinin fonksiyonlarını düzenlediği karmaşık bir aktivitedir <sup>28</sup>.

Yaşam boyu kendini yenileyebilme özelliğine sahip dinamik bir doku olan kemik, büyüme dönemindeki bireylerde her yıl ortalama %30 ile %100 oranında yeni kemikle yer değiştirmektedir. Erişkinlerde ise bu oran %3 ile 5'e düşmektedir <sup>23,27</sup>.

Kemik dokusunun yeniden şekillendiği bölgelerde bir takım hücrelerin aktivasyonu ile birlikte kemik yıkımı ve yapımı şeklinde birbirini izleyen olaylar gerçekleşmektedir <sup>23,27</sup>.

Kemik dokuya yapılan mekanik yüklemeler sonucunda kemik hücrelerinden osteoblastlardaki inositol fosfataz aktivasyonu ile birlikte kemik yıkım faktörlerinin üretimi gerçekleşmektedir <sup>28</sup>.

Osteoklast hücre membranındaki integral membran proteinlerinin kemik matriksinde angininine-glycine asparagine reseptörüne sahip osteopontin proteinleriyle teması osteoklast hücre aktivasyonunu gerçekleştirmektedir. Bu aktivasyonla birlikte rezorpsiyon lakünasındaki kemik yıkımı başlamaktadır <sup>24,29</sup>.

Rezorpsiyon lakünasında kemik yıkımının sona erip, kemik oluşumunun başlaması ise coupling süreci olarak tanımlanır. Coupling süreci kemik oluşum fazı sırasında yıkılan kemik miktarı ile depolanacak kemik miktarının dengede olmasını sağlamaktadır <sup>29</sup>.

Osteoblastik kemik formasyonuna dahil olan hücresel olaylar şunlardır: osteoblast prekürsörlerinin kemotaksis sonucu yıkım bölgesine migrasyonu, osteoblast prekürsörlerinin proliferasyonu, bu osteoblast prekürsörlerinin farklılaşması, sonrasında mineralize kemiğin şekillenmesi ve yıkım bölgesinin kısmen veya tamamen tamirinden sonra bu hücresel

aktiviteler sırasında üretilen lokal faktörlerle osteoblast aktivitesinin azaltılarak sonlanması şeklindedir <sup>29</sup>.

Bu farklı dönemlerin süresi değerlendirildiğinde kemiğin yeniden şekillenme döngüsünün üç ile altı ay içerisinde tamamlandığı görülmüştür <sup>29</sup>.

Kemik dokusunun fizyolojisi ve fonksiyonları hakkındaki bu bilgiler kemik büyüme gelişiminin ve yeniden şekillenmesinin ortodontik ve dentofasiyal ortopedik tedavi felsefelerinin temelini oluşturması gerektiğini göstermektedir. Bu tedavilerde kullanılan mekanik kuvvetlerin etkisiyle kemik dokusunun içyapısı yeniden şekillendirilerek bu yapılarda görülen bozuklukların düzeltilmesi amaçlanmaktadır.

Dentofasiyal bölgedeki kemik dokunun uygulanan ortodontik ve dentofasiyal ortopedik kuvvetlere karşı uyumu üç farklı mekanizma ile gerçekleşmektedir. Bunlar; kemik yapımı (apozisyonu), kemik yıkımı (rezorbsiyonu) ve kemik dokuda herhangi bir değişimin olmamasıdır <sup>27</sup>.

Mekanik yüklemeler sonucunda kemik dokunun iç yapısında ilk etkilenen yapı kan damarlarıdır. Bu mekanik yüklemeler, dolaşım sisteminde bulunan preosteoblast hücrelerin kan damarlarını geçerek osteoklast hücrelerine dönüşüp kan damarının etrafında konumlanmaktadır. Kan damarları etrafındaki osteoprogenik hücreler (pericytes) ise doku içine yayılan kan damarlarına eşlik ederek osteoblast hücrelerine dönüşmektedir. Bu osteoblast hücreleri yeni lameller kemikle rezorbsiyon kavitesini doldurmaktadır <sup>27</sup>.

Kemik dokunun oldukça sert ve mineralize olan yapısı mekanik yüklemeler karşısında % 2,5 kadar esneyebilmektedir. Kemik dokunun bu bükülme alanlarında baskı ve gerilme yüzeyleri oluşmaktadır. Bu yüzeyler kemik yapımı ve yıkımı için potansiyel alanlar meydana getirmektedir <sup>27</sup>.



Dentofasiyal bölgenin anatomik yapısının, bu yapının büyüme gelişiminin ve fonksiyonlarının tanımlanması dentofasiyal ortopedik tedavilerin etkilerinin açıklanabilmesinde büyük önem taşımaktadır <sup>30,31</sup>.

Kafatası kemiklerini, destek ve koruma görevlerinin olduğu yumuşak dokularla olan anatomik komşuluklarına göre, neurocranium ve viscerocranium olarak iki bölgeye ayırarak incelemek mümkündür <sup>32</sup>.

Kafa tabanı (basis cranium) ve kafa tavanı (calvaria) kemiklerinin oluşturduğu neurocranium vücudun en önemli organlarından biri olan beyni içinde barındırmaktadır. Kafa tabanını oluşturan kemikler: os frontale, os ethmoidale, os sphenoidale, os occipitale ve os temporale iken, kafa tavanını oluşturan kemikler; squama frontalis, ossa parietalia ve squama occipitalis'dir <sup>32,33</sup>.

Viscerocraniumu oluşturan kemikler ise stomatognatik sistemin fonksiyonlarının gerçekleştiği göz çukuru, burun ve ağız boşluğu gibi önemli anatomik boşlukların etrafını çevirerek yüzün iskeletsel temelini oluşturan kemiklerdir <sup>32,33</sup>.

Kafatasının neurocranium ve viscerocranium olarak tanımlanan her iki bölgesinde de oluşan kemik doku: ya direk ya da kıkırdaksal kemikleşme sonucunda meydana gelmektedir <sup>32,33</sup>.

Bu farklı kemikleşme şekillerine göre kafatası kemiklerini kondrocranium (chondrocranium) ve desmocranium (desmocranium) olarak da iki bölgeye ayırarak incelemek mümkündür. Kondrocranium kafa tabanı kemiklerini oluştururken, desmocranium ise, frontal, sphenoid, temporal, zygomatik, maksilla, palatinal, vomer, ethmoid, konka nazalis, lakrimal, nazal, mandibula ve hyoid kemikleri oluşturmaktadır <sup>12,30,32-34</sup>.

Bu kemiklerden üst çene kemiği (maksilla), alt çene kemiği (mandibula) ve temporal kemikler dentofasiyal yapıların büyüme

gelişiminde ve stomatognatik sistemin fonksiyonlarında önemli görevler almaktadırlar<sup>31,33</sup>.

Üst çene kemiği neurokranium ve viscerokraniumu oluşturan kemiklere suturlarla bağlanarak yüzün orta bölümünün temelini oluşturmaktadır. Bu suturlardan en önemlileri: sutura frontomaksillaris, sutura zygomaticomaksillaris, sutura zygomaticotemporalis ve sutura pterigopalatina'dır. Bu bilginin ışığında literatürde, yüzün orta bölümünü oluşturan anatomik yapıyı yalnız üst çene kemiği olarak tanımlamak yerine burun ve üst çene kemiği grubu (nasomaksiller kompleks) olarak tanımlamanın daha doğru olabileceği belirtilmektedir<sup>31,34,35</sup>.

Anatomik olarak üst çene kemiği maksiller sinüsü çevreleyen bir gövde (corpus) ve 4 çıkıntıdan (processus) oluşmaktadır. Üst çene kemiğine ait bu çıkıntılar: processus frontalis, processus zygomaticus, processus palatinus ve processus alveolaris'dir<sup>31,34,35</sup>.

Üst çene gövdesinin ön-iç köşesinde bulunan frontal çıkıntının iç kenarıyla nasal kemiğin birleşmesi sonucunda nasal boşluğun tavanı oluşmaktadır. Bu çıkıntının üst kenarı ise frontal kemikle birleşerek göz çukurunun iç kenarını oluştururken, arkaya doğru gidildikçe lakrimal ve ethmoid kemiklerle de birleşerek göz çukurunun iç duvarını oluşturmaktadır<sup>31,34,35</sup>.

Üst çene gövdesinin ön-dış köşesinde bulunan zygomatik çıkıntı zygomatik kemikle birleşerek göz çukurunun alt kenarı ve tabanının büyük bir kısmını oluşturmaktadır<sup>31,34,35</sup>.

Üst çene gövdesinin iç yüzeyinin alt kenarında bulunan palatinal çıkıntı palatal kemiğin yatay (horizontal) kenarıyla birleşerek sert damağı oluşturmaktadır. Bu oluşan sert damağın en arka noktası 'posterior nasal spina', sert damağın üst yüzeyinin vomerle birleşmesi sonucunda şekillenen burun çıkıntısının (nasal crest) en ön noktası ise 'anterior nasal spina' olarak tanımlanmaktadır<sup>31,34,35</sup>.

Sert damağın alt kısmını oluşturan alveolar çıkıntı üst çene dişlerini barındırmaktadır. Alveolar çıkıntının orta hat düzlemi üzerindeki en derin nokta subspinale'dir. Alveolar çıkıntının arka sınırını oluşturan üst çene tüberositası ise pterygomaksillar fissürün ön kenarını oluşturmaktadır<sup>31,34,35</sup>.

Alt çene kemiği gövde (body) olarak tanımlanan yatay (horizontal) parça ile ramus (rami) olarak tanımlanan sağ ve sol dik (vertikal) parçalardan oluşan at nalı şeklindeki bir kemiktir. Dentofasiyal yapıların iskeletsel temelini oluşturan kemikler içinde hareket özelliğine sahip olan tek kemik alt çene kemiğidir<sup>31,34,35</sup>.

Alt çene kemiği basis mandibula ve pars alveolaris olarak tanımlanan iki bölümden oluşmaktadır. Alt çene gövdesinin (basis mandibula) üst yüzeyini alt çene dişlerini barındıran alveolar çıkıntı (pars alveolaris) oluşturmaktadır. Alt çene gövdesinin dış yüzeyindeki mental açıklığın (foramen) hemen arkasından geçen dış oblik çizgi, ramusun ön kenarından arkaya ve yukarıya doğru geçerek koronoid (coronoid) çıkıntıyı sınırlamaktadır. Koronoid çıkıntı, hemen arkasındaki bölgede bulunan kondiler (condilar) çıkıntıların temporal kemiğin glenoid fossasıyla birlikte oluşturduğu alt çene eklemiyle (temporomandibular eklem) birlikte bağımsız olarak hareket edebilen alt çene kemiği kafa kaidesi kemiklerine bağlanmaktadır<sup>34,35</sup>.

Dentofasiyal bölgenin anatomik yapısına kemik dokunun yanında yumuşak dokular, kaslar ve iletim yolları da dahil olmaktadır<sup>30,31</sup>.

Dentofasiyal bölgenin yumuşak dokuları: dudaklar, yanak, dil, ağız mukozası ve yutak duvarı dokularından meydana gelmektedir. Bu bölgenin kas yapısını ise: çiğneme kasları, mimik kasları, damak, dil ve yutak kasları, alt-üst hyoid kasları ve boyun kasları oluşturmaktadır<sup>32</sup>. Bu kemik, kas ve yumuşak dokuların birbirleriyle uyumu ve ilişkileri ise sinirler,

arterler, venler ve lenf damarlarının oluşturduğu iletişim yolları aracılığıyla kontrol edilmektedir <sup>30,32,33</sup>.

Dentofasiyal bölgede gerçekleşen büyüme ve gelişim olaylarını doğum öncesi (prenatal) ve doğum sonrası (postnatal) dönemler olarak iki bölümde incelemek mümkündür. Doğum öncesi dönem, organ taslaklarının olduğu organogenezis safhasıyken, doğum sonrası dönem bu oluşan organ taslaklarının erişkin şekil ve büyüklüğe ulaştıkları morfogenezis safhasıdır <sup>12</sup>.

Doğum öncesi ve doğum sonrası dönemlerde karşılaşılan etyolojik faktörler, normal büyüme ve gelişim sürecini etkilemekte ve bunun sonucunda ortodontik ve dentofasiyal ortopedik anomaliler meydana gelebilmektedir. Bu oluşan anomalilerden iskeletsel kökenli olanlarının yalnız ortopedik olarak tedavi edilmesi ancak dentofasiyal ortopedik kuvvetlerle bireyin mevcut büyüme gelişiminin yönlendirilmesiyle mümkün olabilmektedir. Bu nedenlerle normal büyüme gelişim hakkındaki bilgilerimiz büyük önem kazanmaktadır <sup>12</sup>.

Neurocranium ve viscerocraniuma ait kemiklerin doğum sonrasındaki büyüme ve gelişimleri 'büyüme zinciri' olarak tanımlanan birbirine bağımlı bir işlem sırasıyla gerçekleşmektedir <sup>30</sup>.

Bu büyüme zincirinin ilk ve son aşamalarının kafa kaideleri üzerindeki çakıştırmaları, üst ve alt göz kenarlarından geçen yüz düzlem çizgisinin öne doğru rotasyonu ile birlikte yüzün öne ve aşağı doğru büyüdüğünü göstermektedir. Ancak büyüme zincirinde gözle görülür boyutta olan değişimlere ait bu görüntü büyüme ve gelişim mekanizmalarının ayrıntıları hakkında yeterli bir bilgi verememektedir <sup>30</sup>.

Büyüme zincirinin tüm aşamalarının incelenmesiyle birlikte dentofasiyal bölgeyi oluşturan kemiklerin doğum sonrası dönemdeki normal büyüme ve gelişimleri hakkında ayrıntılı bilgiler elde edilmiştir <sup>30</sup>.

Bu bilgiler ışığında viscerocraniuma ait kemiklerin büyüme ve gelişimi, kemik hacmindeki artışa bağlı olarak yeni bir büyüklük kazanma, yeniden biçimlenme ve yer değiştirme mekanizmalarıyla gerçekleşmektedir <sup>30</sup>.

Kemik hacmindeki artışla yeni bir büyüklük kazanma ve yeniden biçimlenme mekanizmalarının birbirleriyle yakın ilişkide olduğu görülmüştür. Ancak bu kemiklerin hacimlerindeki artışla yeni bir büyüklük kazanması tüm yüzeylerinin dışa doğru eşit miktarlarda büyümesiyle gerçekleşmemektedir. Kemiğin erişkin şeklini alabilmesi mekanizmasında kemiğin tüm yüzeylerinde farklı miktarlarda kemik büyümesinin hatta bazı yüzeylerinde kemik yıkımının ve yeniden biçimlenmenin söz konusu olduğu bilinmektedir <sup>30</sup>.

Bu iki mekanizmanın kemik büyümesine etkisiyle birlikte, kemik dokular ve bu kemik dokuların temas yüzeylerindeki ilişkilere bağlı olarak da komşu kemik dokularda yer değiştirmeler olmaktadır <sup>30</sup>.

## **2.2. Ön Açık Kapanış Anomalileri**

Büyüme gelişim mekanizmalarındaki normalden sapmalar sonucunda oluşan dentofasiyal bölgedeki iskeletsel anomalilerin teşhis ve tedavisine yönelik çalışmalar daha fazla ön arka yön anomalileri üzerinde yoğunlaşmaktadır <sup>4,36,37</sup>. Dik yön anomalileri üzerindeki sınırlı sayıdaki çalışmalarda ise ön açık kapanış vakalarının hem teşhis ve tedavilerinin, hem de elde edilen sonuçların korunmasının diğer iskeletsel anomali tiplerine göre daha zor olduğu belirtilmiştir <sup>4,5,36,38-43</sup>.

Dik yön anomalilerinden biri olan ön açık kapanış, sentrik oklüzyonda alt ve üst keser dişlerin kesici (insizal) kenarları arasındaki dik yöndeki kontakt eksikliği veya negatif over bite olarak tanımlanmaktadır <sup>6,36,44-46</sup>.

Gershater <sup>45</sup>, herhangi bir vakanın ön açık kapanış olarak tanımlanabilmesi için sentrik oklüzyonda alt ve üst keser dişlerin kesici kenarları arasındaki dik yöndeki kontakt eksikliğinin en az 1 mm olması gerektiğini belirtmiştir.

Büyüme ve gelişim döneminde oluşan dik yön anomalilerine birçok etyolojik faktörün neden olabileceği bildirilmiştir. Çevresel ve/veya kalıtsal olabilen bu etyolojik faktörlerin sonucunda oluşan ön açık kapanış dişsel, iskeletsel ve yumuşak dokuları etkileyebilmektedir <sup>5-7,36,44,47-50</sup>.

Dişsel ön açık kapanış vakalarında çevresel faktörler ve lokal faktörlerin daha etkili olduğu <sup>6,44,46,47,51-54</sup>; iskeletsel ön açık kapanış vakalarında ise etyolojik faktörlerin belirlenmesinin oldukça güç olmasına karşın etyolojinin daha fazla kalıtsal faktörlerle ilişkili olduğu belirtilmiştir <sup>4,36,54</sup>.

Ön açık kapanış vakalarının karma dişlenme dönemindeki çocuklarda görülme oranı %17-18 iken, parmak emme alışkanlığı gibi etyolojik faktörlerle ise bu oranın %36.3'e kadar çıkabileceği; ancak bu dönemdeki ön açık kapanış vakalarında %80 oranında da kendiliğinden bir düzelmenin olduğu gösterilmiştir <sup>5,36</sup>.

Büyüme dönemlerindeki dişsel ön açık kapanış vakalarının görülme oranlarındaki azalmaya karşın, iskeletsel ön açık kapanışa sahip vakaların görülme oranında ise bir artma eğilimi gözlenmektedir <sup>55</sup>. 8-18 yaş dağılımındaki bireylerde ön açık kapanışın görülme oranının %3.5 olduğu gösterilmiştir <sup>56,57</sup>.

Ön açık kapanış vakalarının farklı ırklardaki görülme oranlarının incelendiği çalışmalarda bu oranın siyah ırkta % 16 iken, beyaz ırkta % 4 olduğu görülmüştür <sup>6,9,58</sup>. Alt çene eklem probleminin mevcut olduğu bireylerin ise %5,4'ünde ön açık kapanışın bulunduğu belirtilmiştir <sup>6</sup>.

Ön açık kapanış vakalarının teşhis, tedavi planlamalarında klinik ve sefalometrik değerlendirme yöntemleri kullanılmaktadır <sup>4,6,39,59-61,62</sup>.

Ön açık kapanış vakalarının temel klinik özellikleri: daha fazla alt ön yüzden kaynaklanan artmış ön yüz yüksekliği, alt çene gelişim yetersizliği ile birlikte sınıf II malokluzyona eğilim, alt çene arkında çapraşıklık, dar üst çene gelişimi ile birlikte arka bölgede çapraz kapanışa eğilim ve keser dişlerin supraerupsiyonu'dur <sup>6,50</sup>.

Fields <sup>61</sup> ve Ngan <sup>6</sup> bu temel klinik özelliklere dayanarak herhangi bir vakaya iskeletsel ön açık kapanış teşhisi konulamayacağını belirtmişlerdir.

Ön açık kapanış vakalarındaki klinik özelliklerinin açıklanmasında kullanılabilecek temel sefalometrik özellikler ise, azalmış arka ve üst ön yüz yüksekliği ile birlikte arka dentoalveolar bölgenin dikey yön büyüme artışı, artmış alt ön yüz yüksekliği, palatal (ANS/ PNS) düzleminin arka bölgesinin aşağı yönde rotasyonu, ön bölgesinin ise yukarı ve ileri rotasyonu, artmış gonial açı, artmış alt çene kemiği düzlem açısı ve artmış oklüzal düzlem açısı, kısa alt çene kemiği ramus ve korpus boyutu, kafa kaidesine göre geride konumlanmış alt çene kemiği, ile alt çenenin geri ve aşağı yöndeki rotasyonudur <sup>4-6,58</sup>.

Bu klinik ve sefalometrik özelliklere sahip olan iskeletsel ön açık kapanış vakalarının tedavi planmasında iki önemli faktör göz önünde bulundurularak farklı tedavi yöntemleri geliştirilmiştir <sup>63</sup>.

Tedavi planmasındaki önemli faktörlerden biri artmış dik yön yüz boyutlarının kontrolüdür <sup>5,7,41,49,58,64</sup>.

İskeletsel ön açık kapanış vakalarının tedavi planlamasında dik yön boyutlarının kontrolünü sağlamak için arka yüz/ ön yüz oranının artırılması amaçlanmaktadır. Bu amaca ulaşmak için alt çene kemiği

kondilinin dik yön büyümesinin artırılmasıyla birlikte alt çenenin saat yönünün tersine rotasyonu hedeflenmektedir <sup>4,5,7,40,58,63,64</sup>.

Ön açık kapanış vakalarının tedavi planlamasındaki diğer bir önemli faktör ise bireyin kalan büyüme potansiyelidir <sup>5,36</sup>.

Cerrahi uygulamalar dışında başarılı tedavi yaklaşımları düşünüüyorsa erken ortopedik tedaviler gerekmektedir <sup>50,55,58,63,65,66</sup>. Ön açık kapanış vakalarındaki erken ortopedik tedavilere ait zamanın daimi dişlerin sürmesinden önceki iskeletsel ve dişsel gelişimin hızlandığı süt veya karma dişlenme döneminin olduğu belirtilmektedir <sup>6,55,63,67,68</sup>.

Geç dönem tedavilerde ise, büyüme modifikasyonundaki değişimin azalması nedeni ile olası tek tedavi yöntemi cerrahi uygulamalar olmaktadır <sup>6,36,55,58</sup>.

İskeletsel ön açık kapanış vakalarının erken dönem tedavilerinde pek çok yaklaşım ortodonti literatüründe yer almıştır. Ancak bu vakaların erken dönem tedavilerinde arka ısırma blokları ile vertikal çenelik apareylerinin daha fazla tercih edildiği belirtilmiştir <sup>9,37,41,63,69,70</sup>.

Literatür incelemesinde ön açık kapanış vakalarının erken dönem tedavilerinde kullanılan ortopedik uygulamaların etkinliklerinin belirlenip diğer tedavi yöntemleriyle karşılaştırılmalarını amaçlayan araştırmalara az da olsa rastlanırken <sup>5,58</sup>; bu araştırmalarda ön açık kapanış vakalarının teşhis, tedavi planlaması ve tedavi sonuçlarının değerlendirilmesinde, sefalometrik radyografiler <sup>4-6,36,38,68,70-72</sup>, çalışma modelleri <sup>71</sup>, ağız içi-dışı fotoğraflar <sup>38,71</sup> gibi materyallerden yararlanılmıştır.

Ön açık kapanış vakalarının teşhis ve tedavi planlamasında kullanılan önemli sefalometrik ölçümler: sella nasion-alt çene düzlem eğimi açısı, alt çene düzlem eğimi-oklüzal düzlem eğimi açısı, alt çene düzlem eğimi-palatal düzlem eğimi açısı <sup>73</sup>, oklüzal düzlem üzerinde alt ve üst keser dişler arasındaki dik yöndeki mesafenin miktarı <sup>39</sup>, arka yüz



yüksekliğinin ön yüz yüksekliğine oranı ve üst yüz yüksekliğinin alt yüz yüksekliğine oranıdır <sup>5,61,73-75</sup>.

Ön açık kapanış vakalarının tedavi sonuçlarının değerlendirilmesinde kullanılan önemli sefalometrik ölçümler ise, ön açık kapanışın düzeltilme miktarı, keser eğimi ve pozisyonu, yüksek açılı büyüme modelindeki değişim, alt çene kemiği ramusundaki büyüme miktarıdır <sup>46,50,71,76</sup>.

Ortodontik ve ortopedik apareylerin ortodontik bölgede uyguladıkları kuvvetler karşısındaki kemik doku cevaplarının yorumlanabilmesi için kemik dokuya ait hücrelerin fizyolojilerinin de tam olarak bilinmesi gerekmektedir <sup>12</sup>.

Günümüze kadar olan süreçte kemik dokunun morfolojisi net bir şekilde tanımlanmış olmasına karşın teknolojik sınırlamalardan dolayı fizyolojisi hakkında yeteri kadar bilgi elimizde bulunmamaktadır <sup>12,76-78</sup>.

Hızla gelişen teknolojiyle birlikte mineralleşmiş kesitler (mineralized sections), polarize edilmiş ışık (polarized light), floresan etiket (fluorescent label), mikro radyografi cihazı (microradiography), çekirdek hacim morfometrisi (nuclear volume morphometry), hücre kinetikleri (cell kinetics), mikro elektrotlar (microelektrodes), tersine saçma (backscatter), microindentation testing, bilgisayarlı tomografi (computed tomografi) ve sonlu elemanlar stres analizi (finite element modelling) gibi yöntemler kemik dokusunun fizyolojisini değerlendirmek için kullanım alanı bulmuştur <sup>12</sup>.

Son yıllarda ortodonti bilminde de kullanım alanı bulmaya başlayan bu yöntemlerden bilgisayarlı tomografi tekniği ve sonlu elemanlar stres analiziyle yapılacak olan araştırmaların ortodonti kliniğindeki kemik doku fizyolojisiyle ilişkili bazı soruların cevaplandırılmasında yardımcı olabileceği düşünülmüştür <sup>12,77,79,80</sup>.

### 2.3. Bilgisayarlı Tomografi Tekniği

1895 yılında Roentgen tarafından x-ışınının (ray) keşfedilmesi dentofasiyal bölgenin incelenmesine yönelik yöntemlerin gelişmesinde devrim niteliğinde bir süreç olmuştur. X-ışınlarının kullanımıyla birlikte üç boyutlu dentofasiyal anatomik yapıların iki boyutlu radyografik görüntüleri elde edilmiştir. Radyografik görüntülerdeki kemik ve yumuşak doku işaret noktalarına ait ölçümlerin kullanıldığı yöntem ise radyografik sefalometri olarak tanımlanmıştır<sup>34,81,82</sup>.

Günümüz ortodonti biliminde yaygın kullanım alanına sahip olan radyografik sefalometri yöntemlerindeki temel dezavantaj ise konvansiyonel x-ışınlı radyografilerden elde edilen görüntülerde, insan vücuduna ait üç boyutlu anatomik yapılar iki boyutlu olarak yansıtıldığı için anatomik yapının bir boyutunda oluşan kayıplardır. Bu kayıp nedeniyle insan vücuduna ait farklı anatomik yapıların üst üste çakışmasından dolayı yüksek kalitede kontrasta sahip görüntüler elde edilememektedir<sup>83,84</sup>.

Konvansiyonel x-ışınlı radyografilere ait görüntülerdeki bu temel dezavantajların giderilmesi için yeni görüntüleme sistemleri üzerinde çalışmalara başlanmıştır<sup>3,83</sup>.

Görüntüleme sistemlerindeki diğer bir devrim niteliğindeki süreç ise insan vücuduna ait anatomik yapıların üç boyutlu kesitsel görüntülerinin alınmasını sağlayan bilgisayarlı tomografi tekniğinin geliştirilmesiyle olmuştur<sup>3,83,85</sup>.

1963 yılında A. Cormak tarafından teorik olarak tanımlanan, 1972 yılında ise Sir G. Hounsfield tarafından geliştirilip radyolojik tanı alanının hizmetine sunulan bilgisayarlı tomografi tekniğı 1979 yılında her iki fizik bilim adamına da tıp alanında Nobel ödülü kazandırmıştır<sup>83,85</sup>.

İnsan vücuduna ait anatomik yapıların üç boyutlu olarak görüntülenmesi ve modellenmesini sağlayan bilgisayarlı tomografi tekniği tıp alanında büyük ilgi uyandırmıştır<sup>85,86</sup>.

Bilgisayarlı tomografi tekniğinde kullanılan cihazlar, üç ana bölümden oluşmaktadırlar. Bunlar: x-ışın kaynağı ve detektörlerin bulunduğu tarayıcı bölüm, elde edilen bilgilerin toplanıp değerlendirildiği bilgisayar bölümü ve görüntülerin yayılıp kaydedildiği görüntüleme bölümüdür<sup>83,86</sup>.

Tarayıcı bölümü, incelenecek anatomik yapının çevresinde bulunan ve eş zamanlı olarak hareket eden x-ışını tüpü ve detektörler oluşturmaktadır. Anatomik yapının görüntüsünün oluşturulması için farklı geometrideki ışın demetlerinin şekillendirilip yönlendirildiği yer x-ışını tüpüdür. Detektör ise, insan vücuduna ait anatomik yapılardan geçen x-ışınının zayıflama miktarını ölçmektedir<sup>84,86,87</sup>.

Genelde x-ışını kaynağıyla eş zamanlı hareket eden detektörler, insan vücuduna ait anatomik yapıların belirli bir katmanı etrafındaki hareketleri sonrasında, bu katman içindeki farklı dokuların uygun konumda düzenlenmesini sağlamak için gerekli olan yeterli bilgiyi toplamış olmaktadır. Bu durum bilgi kazanma aşaması olarak tanımlanmaktadır<sup>84,87</sup>.

Tarayıcı bölümün kesit taramasının tamamlanmasından sonra elde edilen veriler, bilgisayar bölümüne dijital olarak aktararak işlenmektedir. Detektörlerden gelen her bir anatomik katmana ait bilgiler matematiksel olarak karmaşık algoritma şeklinde toplanmaktadır. Bu işlemle birlikte her bir katmandaki anatomik yapıların uzay boşluğundaki gerçek koordinatları tespit edilmiş olmaktadır. Bu durum ise bilgisayar ortamında yeniden yapılanma aşaması olarak tanımlanmaktadır. Aynı işlemler insan vücuduna ait anatomik yapıların tüm katmanlarında tekrarlanarak birbiri ardı sıra kesitsel görüntüler oluşturmaktadır. En son

aşamada ise insan vücuduna ait anatomik yapının tüm katmanları bilgisayar ortamında birleştirilerek anatomik yapıya ait hacmin görüntüsü tamamlanmaktadır<sup>84,87</sup>.

İşlenen bu veriler, görüntü bölümünden dijital resim şeklinde izlenmektedir. Bilgisayarlı tomografi görüntüsü 'piksel' adı verilen resim elemanlarının matrisinden ibarettir. Her resim elemanı seçilen kesit kalınlığına göre bir hacime sahiptir. Seçilen kesit kalınlığının piksel yüzeyi ile çarpımı sonucu ortaya çıkacak olan bu hacime ise 'voksel' adı verilmektedir. Tanımlanan yapıdaki dijital resim görüntüleri manyetik teyp, flopi veya optik disklerde depolanabilmekte; istenildiği zaman ise dijital resim görüntüleri doğrudan ya da bu kayıtlardan multiformat kamera aracılığı ile film üzerine de resim şeklinde kaydedilebilmektedir<sup>84,87</sup>.

Günümüze kadar olan süreçte, bilgisayarlı tomografi tekniğinde kullanılan cihazlar x-ışın kaynağından çıkan ışının yayılım geometrisi, x-ışın kaynağının fiziksel hareketi ve detektörlerin biçim ve sayılarına göre çeşitli şekillerde sınıflandırılmıştır<sup>3,83,84,87</sup>.

Konvansiyonel bilgisayarlı tomografi tekniğinde x-ışınının iki farklı yayılım geometrisi vardır. Bunlar paralel ışın geometrisi ve yelpaze ışın (fan beam) geometrisidir. Bu teknikte kullanılan cihazlardaki x-ışın kaynağının temel fiziksel hareketleri ise öteleme (translasyon) ve dönme (rotasyon)'dır<sup>3,84,87</sup>.

Bu temel bilgiler ışığında günümüze kadar geliştirilen bilgisayarlı tomografi cihazları altı nesile ayrılarak sınıflandırılmışlardır<sup>3,84,87</sup>.

Birinci nesil bilgisayarlı tomografi cihazları, öteleme (translasyon) ve dönme (rotasyon) fiziksel hareketlerini yapan ince kalem uçlu (pencil beam) x-ışın kaynağından paralel ışın geometrisine sahip ışın demetleri yaymaktadır. X-ışın kaynağının karşısında bulunan detektör ise eş zamanlı dönme fiziksel hareketini yapmaktadır<sup>3,84,87</sup>.

Bir kesitin taranması için 1°lik dönme açısıyla birlikte olan öteleme hareketi 180°lik dönüş tamamlanıncaya kadar devam etmektedir. Bir kesitin taranma görüntülerini elde etmek için ise ortalama 5 dakikalık bir süre gerekmektedir<sup>3,84,87</sup>.

İkinci nesil bilgisayarlı tomografi cihazlarında öteleme ve dönme hareketlerini yapan x-ışın kaynağından dar yelpaze (fan beam) geometrisine sahip ışın demetleri yayılmaktadır. Bu x-ışın kaynağının karşısında ise eş zamanlı dönme hareketini yapan çizgisel olarak dizilmiş 30 adet detektör bulunmaktadır<sup>3,84,87</sup>.

5-12°lik dar yelpaze geometrisine sahip ışın demetlerini oluşturan x-ışın kaynağı, 10°lik açılarla hareket etmektedir. Tarama sırasında x-ışın kaynağının bu özelliğinden dolayı daha az dönme hareketine gereksinim duyulmaktadır. Ancak dar yelpaze geometrisine sahip ışın demetinin daha fazla radyasyon saçtığı belirtilmektedir<sup>3,84,87</sup>.

Üçüncü nesil bilgisayarlı tomografi cihazlarında dönme hareketi yapan x-ışın kaynağından 42°lik geniş yelpaze (fan beam) geometrisine sahip ışın demeti yayılmaktadır. Bu x-ışın kaynağının karşı tarafında eş zamanlı olarak dönme hareketini yapan iç bükey (konveks) şekilde dizilmiş 800 adetten fazla detektör mevcuttur<sup>3,84,87</sup>.

Diğer iki nesil bilgisayarlı tomografi cihazlarından farklı olarak bu cihazlarda kullanılan ışının geometrisindeki değişim insan vücuduna ait anatomik yapıların etrafındaki x-ışın kaynağının öteleme hareketine olan gereksinimini ortadan kaldırmaktadır. X-ışın kaynağındaki öteleme hareketine olan gereksinimin kalkması sayesinde, bu cihazlar daha hızlı bir tarama özelliğine sahip olmuşlardır. Ancak x-ışın kaynağı ile detektörlerin eş zamanlı 360°lik dönme hareketleri sonucunda oluşan halka şeklindeki yapay görüntüler (ring artefaktları) ise bu nesil cihazların en önemli dezavantajlarıdır<sup>3,84,87</sup>.

Dördüncü nesil bilgisayarlı tomografi cihazları ise görüntülerde oluşan 'ring artifaktlarına' bağlı dezavantajları ortadan kaldırmak için dönme hareketi yapan x-ışın kaynağından yayılan geniş yelpaze geometrisine sahip ışın demetlerinin insan vücuduna ait anatomik yapının çevresinde daire şeklinde sıralanmış sabit konumlu 4800 adetten fazla detektörde toplanmasını sağlayacak şekilde geliştirilmişlerdir. Bu nesil cihazlarla birlikte tek bir kesit alanının taranması için geçen süre 1-2 saniyelere düşmüştür <sup>3,84,87</sup>.

Beşinci nesil bilgisayarlı tomografi cihazları sadece kalbin tomografik görüntüsünün alınabilmesi için geliştirilmiş özel cihazlardır. Bu cihazlarda konvansiyonel bir x-ray ışın kaynağı bulunmamaktadır. Elektron ışınının insan vücuduna ait anatomik yapının etrafında sıralanan tungsten hedeflere çarpacak şekilde yönlendirilmesi sonucunda oluşan x-ışın demeti tam karşısında bulunan daire şeklinde sıralanmış sabit konumlu dedektörlerde toplanmaktadır <sup>3,84,87</sup>.

Altıncı nesil bilgisayarlı tomografi cihazları spiral (helical) bilgisayarlı tomografi cihazları olarak da tanımlanmaktadırlar. Bu cihazlarda x-ray ışın kaynağı ve detektörler dönme hareketi yaparken hastanın üstünde bulunduğu tabla ise aynı anda öteleme hareketi yapmaktadır. Aynı anda gerçekleşen bu fiziksel hareketler sonucunda anatomik yapı etrafında sürekli helikal hareketler oluşmakta ve devamlı olarak bilgi toplanmaktadır <sup>3,84</sup>.

Cihazın bu özellikleri sayesinde x-ışın kaynağından düşük miktarda x-ışını saçılmaktadır. Bunun yanı sıra insan vücuduna ait anatomik yapıların görüntüsüne ait verilerde artış olmakta ve toplam tarama zamanı da oldukça azalmaktadır. Anatomik yapıya ait her bir santimetrelilik kesitin taranması bir saniye süre almaktadır. Yani tek bir nefes tutma süresinde 35-40 kesit alınabilmektedir. Bu kesitlerden

alınacak verilerin görüntü şeklinde yeniden yapılandırılması ise yaklaşık 10 saniyede tamamlanmaktadır <sup>3,84</sup>.

Günümüze kadar olan süreçteki tüm bu gelişmeler göstermiştir ki, bilgisayarlı tomografi cihazlarından elde edilen radyolojik görüntülerin konvansiyonel radyografilerden elde edilen radyolojik görüntülere göre önemli avantajları bulunmaktadır. Bilgisayarlı tomografi tekniğinin insan vücuduna ait anatomik yapılardan kesitler alarak oluşturduğu üç boyutlu görüntüleri konvansiyonel röntgen görüntülerinin önemli miktardaki dezavantajlarını ortadan kaldırmıştır <sup>3,84</sup>.

Bu tekniğin bir diğer avantajı ise uygulama alanında hiçbir sınırlama olmadığı için incelenen kesitlerdeki tüm anatomik yapılar görüntülenebilmektedir <sup>3,81</sup>.

Bilgisayarlı tomografi tekniğinin avantajlarının yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Bu dezavantajlarının başında konvansiyonel radyografi cihazlarına göre daha büyük fiziksel alanlara gereksinim duyan bilgisayarlı tomografi cihazlarının çok daha pahalı olması gelmektedir <sup>3,81,88</sup>.

Bir diğer dezavantaj ise insan vücuduna ait anatomik yapıların maruz kalacakları x-ışınının miktarı ve bu x-ışınlarının olası yan etkileridir. Bilgisayarlı tomografi cihazında kullanılan 0.04 -1000 A° dalga boyundaki elektromanyetik bir titreşim olan x-ışınları insan vücuduna ait anatomik yapılarda iyonizasyona sebep oldukları için biyolojik yan etkilere sahiptirler <sup>3,81,88</sup>.

Tıp dünyasında kullanılmakta olan bilgisayarlı tomografi tekniği tüm bu avantajlar ve dezavantajlarıyla birlikte günümüzde en önemli radyolojik inceleme yöntemi haline gelmiştir. On yıl öncesinde bilgisayarlı tomografilerden elde edilen görüntülerin radyolojik incelemelerde kullanılma sıklığı %2 iken günümüzde bu oran %10-15'lere çıkmıştır <sup>85</sup>.

Bilgisayarlı tomografi tekniği, ortodonti biliminde rutin olarak kullanılan iki boyutlu siyah-beyaz radyografik görüntüleme göre üç boyutlu etkileyici renkli görüntülerin kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır. Ancak bu tekniğin ortodontik uygulamalardaki en önemli dezavantajı çocuk hastaların maruz kalacakları x-ışınlarının olası biyolojik yan etkileridir <sup>3</sup>.

Bilgisayarlı tomografi cihazlarında hem hastanın hem de kullanıcının sağlığı açısından x-ışınının dozunu azaltmak amacıyla yeni teknolojiler üzerinde çalışılmıştır. Konvansiyonel bilgisayarlı tomografi tekniğinden elde edilen üç boyutlu görüntüleme olan talebin artmasına karşın yukarıda bahsedilen dezavantajları ortadan kaldırmaya yönelik olarak yapılan bu çalışmalar sonucunda konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (Cone beam computerized tomography - CBCT veya Cone Beam Volumetric Tomography – CBVT) tekniğı geliştirilmiştir <sup>81,3,85,89</sup>.

1982 yılında Mayo klinikteki biodinamik araştırma laboratuvarında anjiyografi uygulamaları için geliştirilen konik ışınlı bilgisayarlı tomografi sistemi, daha sonraki süreçte radyoterapi uygulamalarının planlanması, mamografi uygulamaları ve kulak burun boğaz cerrahisi gibi farklı tıp alanlarında kullanılmıştır <sup>90,91</sup>.

Kraniofasial yapıların görüntülenmesi için geliştirilen ilk ticari amaçlı konik ışınlı bilgisayarlı tomografi sistemi olan NewTom'a (Quantitative Radiology, Verona, Italy) 2001 yılında Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından kullanım ruhsatının verilmesiyle birlikte bu teknik diş hekimliği uygulamalarında da kullanım alanı bulmaya başlamıştır <sup>91</sup>.

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazlarından elde edilen üç boyutlu dentofasial görüntülerin klinik uygulamalarda kullanılabilecek olması diş hekimliğinde devrim niteliğindeki bir başka konu olmuştur <sup>85,88,90</sup>.

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tekniğinde, x-ışın kaynağından paralel veya yelpaze geometrisi şeklinde yayılan ışın demeti



yerine konik geometrisi şeklindeki ışın demeti yayılmaktadır. Ayrıca çizgisel şekilde sıralanmış detektörler yerine iki boyutlu düzlemsel detektörler kullanılmaktadır<sup>3,81,85,88,89</sup>.

Bu teknikte x-ışın kaynağından çıkan konik şeklindeki ışın demeti, insan vücuduna ait anatomik yapılardan geçirilerek iki boyutlu detektör üzerine düşürülüp dijital bir görüntü elde edilmektedir<sup>3,81,85,88</sup>.

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tekniğinde dentofasiyal bölgeye ait anatomik yapıların dijital görüntülerinin oluşturulması bir dakikanın altındaki bir sürede gerçekleşebilmektedir. Tekniğin sağladığı bu avantajın kullanılan ışın demetinin geometrisi ve detektörün yapısındaki farklılıklardan kaynaklanmakta olduğu belirtilmiştir<sup>3,81,85,88</sup>.

Bu teknikte kullanılan konik ışın geometrisi, daha fazla odaklanmış ışın oluşturduğu için x-ışını saçılımını da önemli miktarda düşürmektedir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tekniğiyle birlikte ortaya çıkan bu avantajlar neticesinde x-ışını salınım miktarının da %20 oranında düştüğü görülmüştür<sup>3</sup>.

Daha küçük fiziksel yerlere gereksinim duyulan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazlarından elde edilen üç boyutlu görüntüleme maliyetlerinin, konvansiyonel bilgisayarlı tomografi cihazlarından elde edilenlere göre daha düşük olduğu belirtilmiştir<sup>3,81,88</sup>.

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tekniğinin tanımlanan avantajlarının yanı sıra en önemli dezavantajının yine de radyasyon salınım miktarı ve olası etkileri olduğu belirtilmiştir<sup>91-93</sup>.

Radyolojik görüntüleme tekniklerinde, insan doku ve organlarının maruz kaldığı radyasyon miktarının belirlenmesi gerekli görülmüştür. Bu amaç için kullanılan ve 'sieverts (sv)' ölçü birimi ile ifade edilen etkili radyasyon doz miktarı, Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi (ICRP) tarafından belirlenmektedir<sup>94</sup>.

Ortodonti bilminde teşhis ve tedavi planlaması amacıyla kullanılan panoramik görüntülerde 5,5-20 mikrosieverts, sefolometrik görüntülerde 2,2-6,2 mikrosieverts, konik ışınli bilgisayarlı tomografilerde 13-498 mikrosieverts - kraniofasiyal bölgede yapılan çoğu taramada bu miktar 30-80 mikrosieverts'e kadar düşmektedir- bilgisayarlı tomografilerde ise 860 mikrosieverts etkili radyasyon dozu kullanılmaktadır. Bir bireyin doğal ortamdaki aldığı etkili radyasyon doz miktarı ise yıllık ortalama 3000 mikrosieverttir<sup>88,94,95</sup>.

Bilgisayarlı tomografi tekniğiyle konik ışınli bilgisayarlı tomografi tekniğinde kullanılan etkili radyasyon doz değerleri karşılaştırıldığında konik ışınli bilgisayarlı tomografi tekniğinde baş boyun bölgesindeki taramalarda %35, tüm vücut bölgesindeki taramalarda ise %49 oranında daha düşük etkili radyasyon dozuna ihtiyaç duyulduğu gösterilmiştir<sup>96</sup>.

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazlarıyla farklı tipteki bilgisayarlı tomografi cihazlarında kullanılan etkili radyasyon doz miktarının karşılaştırıldığı araştırmalarda konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazlarındaki etkili radyasyon doz miktarının 15 ile 100 kat arasında daha düşük olduğu gösterilmiştir<sup>81,97-99</sup>.

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi tekniği bilgisayarlı tomografilerle karşılaştırıldığında azaltılmış radyasyon dozuyla birlikte dentomaksillofasiyal kemik yapılarının yüksek çözünürlükte görüntülenmesi tekniğe klinik uygulamalarda geniş kullanım alanları sağlamaktadır<sup>81,83,88,90,100-103</sup>.

Ortodonti bilmindeki klinik uygulamalarda konik ışınli bilgisayarlı tomografi tekniği; gömülü<sup>85,103-105</sup> ve sünnümerer<sup>105</sup> dişlerin konumlarının değerlendirilmesinde<sup>105</sup>, diş kök yüzeyinde oluşan rezorbsiyonların konumu ve miktarının değerlendirilmesinde<sup>106,107</sup>, temporomandibular eklem bozukluklarının değerlendirilmesinde<sup>101,103,106-</sup>

<sup>112</sup>, ortodontik mini vidaların yerleştirileceği alt üst çene kemiğindeki güvenli alanların değerlendirilmesinde <sup>113-115</sup>, sefalometrik değerlendirmelerde <sup>91</sup>, diş pozisyonları ve eğimlerinin değerlendirilmesinde <sup>116,117</sup>, hızlı üst çene genişletmesi sonrasındaki üst birinci azı dişlerinin bukkal yüzündeki kemik değişimlerinin değerlendirilmesinde <sup>118</sup>, servikal vertebra morfolojilerine dayanarak iskelet yaşının değerlendirilmesinde <sup>119</sup> kullanılmaktadır.

Günümüze kadar olan süreçteki biyomekanik araştırmalarda, yapıya uygulanan yüklemelerin neden olduğu gerilmeyi (stres) değerlendiren farklı stres analizi yöntemleri kullanılmıştır <sup>2</sup>.

Diş hekimliğindeki biyomekanik araştırmalarda da kullanılan stres analiz yöntemleri; kırılabilir vernikle kaplama tekniği (brittle lacquer coating), fotoelastik kuvvet analizi (photoelastic stress analysis), termografik stres analiz (thermografik stress analysis), gerilim ölçerin kullanıldığı stres analizi (stress analysis by using strain gauges), lazer ışınli stres analizi (halografik interferometri) ve sonlu elemanlar stres analizi'dir <sup>2</sup>.

#### **2.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizi**

Mühendislik yapılarındaki statik yüklemelerinin hesaplanması amacıyla geliştirilen ve zamanla diş hekimliğindeki biyomekanik araştırmalarda da yaygın bir kullanım alanı bulan sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, materyal özellikleri ve/veya yükleme koşulları homojen olmayan karmaşık geometrik şekilli yapıların geometrisini basit geometride sınırlı sayıda elemanlara ayırarak yaklaşık çözümler sağlamaktadır <sup>3,120-125</sup>.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin üç temel hazırlık aşaması vardır. Bu aşamalar, biyolojik yapının modellenmesi (pre-

processing), çözülmesi (processing) ve modelin doğruluğunun tesbit edilerek yorumlanması (post-processing)'dir <sup>3,125</sup>.

Modelleme aşamasında, analizi yapılacak yapıya ait materyal bilgileri toplanarak bilgisayar ortamında modelin farzedilen geometrisi, ağ yapısı (mesh generation), materyal özellikleri, yükleme ve sınır koşulları oluşturulmaktadır <sup>3,120-122,125</sup>.

Yapının boyutlarında oluşturulan geometrik modeller, yapıyı gerçeğe daha yakın olacak şekilde temsil etmektedirler. Ancak uygun boyutlardaki geometrik modellerin oluşturulması, oluşturulan bu modellerin çözülmesi ve ardından yorumlanması çoğu zaman mümkün olamamaktadır. Bu nedenle bilgisayar ortamında modelin farzedilen geometrisini oluşturmadan önce araştırmanın amacına yönelik ilgilenilen problemin uygun olan boyutunu tanımlamak gerekmektedir <sup>3,125</sup>.

Bilgisayar destekli tasarım (computer aided design - CAD) programları, analizi yapılmak istenen yapının geometrik modelinin bilgisayar ortamına aktarılmasını sağlamaktadır. Ancak bu programlar biyolojik yapının sadece dış morfolojisine bağlı geometrik modelini oluşturmaktadırlar. Günümüzde yapının mekanik davranışlarında, iç morfolojisinin öneminin anlaşılmasıyla birlikte, biyolojik yapının soyut olarak temsil edildiği basit şekilli geometrik modellerin gerçek yapının davranışlarını yansıtmada yetersiz kaldığı ve analizin çözüm aşamasını sınırlandırdığı saptanmıştır <sup>3,120,122</sup>.

Bu sorun, biyolojik yapının geometrisinin bilgisayara veri şeklindeki girdisinin en üst düzeyde yapılmasıyla birlikte çözülebilir. Daha önce ayrıntılı olarak açıklanan bilgisayarlı tomografi tekniğinde kullanılan üç boyutlu tarama birimleri olan vokseller, geometrik modelin elemanlarına bilgisayar programlarıyla dönüştürülebilmektedir. Bu dönüşüm işlemi bu yöntemde yüksek çözünürlükle gerçekleşmektedir <sup>120-122,125,126</sup>.

Bilgisayar ortamına aktarılan bu geometrik modellerin her biri, eleman (element) adı verilen sınırlı sayıdaki basit şekilli parçalara bölünerek, düğüm (node) noktaları olarak tanımlanan özelleşmiş bölgelerde birbirleriyle birleşmektedir. Bu işleme ise 'ağ yapısının oluşturulması' denilmektedir<sup>3,120,122</sup>.

Yapının bilgisayara girilen verilerinden oluşan geometrik modeller elle dijitize (manually digitized) edilerek veya finite element (sonlu elemanlar) bilgisayar programları (software) kullanılarak ağ yapıya dönüştürülmektedir. Ağ yapısının oluşturulmasında elle dijitize etme ve/veya sonlu elemanlar bilgisayar programlarının seçimi ilgilenilen yapının ve araştırmacının amacına bağlı olarak değişebilmektedir. Araştırmacılar genellikle elle dijitize edilerek oluşturulan ağ yapısı üzerinde daha iyi kontrol sağlarken, bu işlem çalışma süresini oldukça arttırmaktadır<sup>3</sup>.

Araştırılacak problemin boyutuna ve özelliklerine bağlı olarak oluşturulacak olan ağ yapısında farklı sayı ve tipte elemanlar kullanılmaktadır<sup>3,120,125</sup>.

Ağ yapısını oluşturan elemanların mekanik olarak ana yapıyı daha iyi temsil edebilmeleri için boyutlarının olabildiğince küçük olması gerekmektedir. Bu durum ağ yapısını oluşturan eleman sayısının ve dolayısıyla da analitik olarak çözümlenmesi gereken denklem sayısının artması anlamına gelmektedir. Günümüz bilgisayar teknolojisi ise bu artmış sayıdaki denklemlerin çözümlenebilmesi için yetersiz kalabilmektedir<sup>3,125</sup>.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanıldığı araştırmalarda ağ yapısının oluşturulmasında, bir ve iki boyutlu eleman tipleri biyolojik gerçeği aşırı basitleştirdiği için nadiren kullanılmaktadır<sup>3,120,122,125</sup>.

Günümüzde ağ yapısının oluşturulmasında yaygın olarak kullanılan üç boyutlu eleman tipleri: sekiz düğümlü, altı düğümlü, beş düğümlü ve dört düğümlüdür<sup>3,120,122,125</sup>.

Bu nedenle sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan elemanların sayı ve tiplerinin belirlenmesi üst düzey mühendislik bilgisi ve deneyimi gerektirmektedir<sup>3</sup>.

Ağ yapısı oluşturmak amacıyla kullanılan elemanların sayı ve tiplerindeki bu değişimlere bağlı olarak gerilme ve gerinin değerlendirildiği düğüm noktalarının sayısında da önemli artışlar görülmektedir. Bu artışlar analitik olarak çözülmesi gereken daha fazla denklem, daha büyük bilgisayar hafızaları ve daha fazla çalışma zamanı anlamına gelmektedir<sup>3,125</sup>.

Araştırmacılar sonlu elemanlar stres analizinde ortaya çıkan bu problemlerin çözümüne yönelik ise modelleme aşamasında bir takım değişimler yapmışlardır<sup>3</sup>.

Bunlardan biri modellenen yapıya ait herhangi bir simetri avantajının bulunmasıdır. Bu durum yapının sadece yarısının modellenmesine olanak tanımaktadır. Bir diğeri ise modelin karmaşık geometrilili bölgeleri ve/veya yüksek gerilme ve gerinim beklenen bölgelerinin çevresinde daha çok sayıda ve daha hassas tipte elemanlar kullanılmasıdır<sup>3</sup>.

Modelleme aşamasında yapılan bu değişikliklerle birlikte, en yüksek düzeyde ayrıntı ve doğruluk, bunun yanı sıra en düşük düzeyde hesaplama giderleri elde edilmektedir<sup>3</sup>.

Ağ yapısını oluşturan elemanların sayı ve tiplerinin belirlenmesinin ardından bu elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmaktadır<sup>3,125</sup>.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin önemli özelliklerinden biri de, biyolojik yapının elastik özelliklerine ait bilgileri geometrik modele dönüştürme kabiliyetidir. Bu noktada elemanların materyal özelliklerinin tanımlanmasındaki en önemli mekanik özelliklerden ikisi ise 'elastik modulus' ve 'poisson oranı' dır <sup>121,122</sup>.

Elastik (young) modulus, yapının yükleme sırasındaki gerilme/ gerinim oranının ölçümü olarak tanımlanmaktadır. Yapılacak herhangi bir yükleme altında ne kadar materyalin deforme olacağını göstergesidir <sup>3,127</sup>.

Poisson oranı ise yapının yükleme sırasında yan yöndeki geriniminin eksen yönündeki gerinimine oranı olarak tanımlanmaktadır <sup>3,127</sup>.

Bu elastik özellikler uygulanacak yüklemeler sonucunda ağ yapısını oluşturan elemanlardaki gerilme ve gerinimin nasıl olacağını belirlemektedir <sup>125,128</sup>.

Geometrik modele uygulanan yüklemelerde kullanılan kuvvetler; uygulama noktası, büyüklüğü ve yönü olan vektörlerdir. Bu yüklemelerin neden olduğu fizyolojik ve mekanik kuvvetlerin konumu ve büyüklükleri anatomik, fizyolojik ve radyolojik çalışmalardan yararlanılarak tanımlanmıştır <sup>3,120-122,125</sup>.

Materyal özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmış olan biyolojik yapının geometrik modeline dışardan uygulanacak kuvvetlerin model üzerindeki gerilme ve gerinim etkileri, ancak dengeli bir model üzerinde hesaplanabilir. Çünkü uzay boşluğunda bulunan geometrik modele uygulanacak olan dış kuvvetler, modeli evrensel referans düzleminde biyolojik yapının elastik cevabından etkilenmeksizin hareket ettirecektir. Bu durum ise araştırılmak istenen problem denkleminin sonsuz sayıdaki analitik çözümünü doğurur. Geometrik modele bazı sınırlamaların (boundary constraints) getirilmesi ise modele bir dayanak noktası

oluşturduğundan problem denkleminin tek bir çözümünü ortaya çıkartmaktadır <sup>3,120-122,125</sup>.

Geometrik model üzerindeki bu sınırlamalardaki en düşük bir hata bile sınırlamaya komşu olan elemanlara ait düğüm noktalarındaki gerilme ve gerinimin hesaplanmasını etkileyebileceği için bu sınırlamalar araştırmada ilgilenilen temel problem bölgesinden uzağa yerleştirilmelidir <sup>128</sup>.

Tanımlanan bu özelliklere göre yüklemelerin elemanlar üzerinde neden olduğu gerilme (stres) ve gerinimler (strain) oluşturulan analitik denklemlerle birlikte hesaplanmaktadır. Ağ yapısını oluşturan elemanlar ana yapının tüm mekanik özelliklerini taşıdığı için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş olduğu tepkilerin bütünü asıl yapıyı temsil etmektedir <sup>3,120,125</sup>.

Sonlu elemanlar stres analizindeki bu analitik denklem çözümleri sonucunda bilgisayar ortamında depolanan veriler, grafik ve tabloların oluşturulmasında kullanılmaktadır <sup>3,120,125</sup>.

Bu aşamada modelin doğruluğu onaylanarak elde edilen sonuçların yorumlanması gerekmektedir. Bu süreçteki en önemli bölüm, biyolojik problemlerin tanımlandığı modelin doğrulanmasıdır. Çünkü model sonuçlarına göre herhangi bir yorumun yapılabilmesi biyolojik durumu yansıtabilen bir modelin oluşturulmasına bağlıdır <sup>3,125</sup>.

Mühendislik bilimindeki yapısal problemleri çözmek amacıyla geliştirilmiş olan sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dış hekimliğindeki ilk kullanım alanı Farah'ın <sup>129</sup> biyomekanik araştırması olmuştur.

Dış hekimliğindeki bu ilk uygulamalardan günümüze kadar geçen süreçte sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ağız, diş ve çene



cerrahisi, protetik diş tedavisi, implantoloji ve ortodonti bilimlerinde geniş kullanım alanları bulmuştur<sup>95,122,130,131</sup>.

Sameshima ve Melnick<sup>132</sup>, Cattaneo ve ark.<sup>121</sup>, Fennis ve ark.<sup>131</sup>, Wakabayashi ve ark.<sup>133</sup> ve Rodrigues<sup>134</sup> ve ark., sonlu elemanlar stres analizi yönteminin günümüze kadar olan süreçte in vivo olarak değerlendirmesi mümkün olmayan insan dokularının ve bazı biyomateryallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesine olanak sağladığını belirtmişlerdir.

Ortodonti biliminde sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ortodontik kuvvetlerin dişler, periodontal ligamentler ve alveol kemikte neden oldukları gerilimlerin değerlendirilmesinde<sup>98,121,131-144</sup>, ortodontik diş hareketlerine neden olan farklı ortodontik apareylerin biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde<sup>135,139,143</sup>, farklı ortopedik kuvvetler uygulayan apareylerin kraniofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde<sup>145-147</sup>, hızlı üst çene genişletmesi için kullanılan apareylerin kraniofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde<sup>140,145-150</sup> ve ankraj amacıyla kullanılan mini vidaların etrafında oluşan gerilimlerin değerlendirilmesinde<sup>151,152</sup> kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak ortodontik kuvvetlerin diş kökleri, periodontal ligamentler ve diş köküne komşu olan alveol kemikte oluşturdukları gerilim dağılımlarını gösteren araştırmalar ışığında<sup>121,131,132,134,136,137,141,142,144,148,149</sup> ortodontik diş hareketlerinin periodonsiyumdaki gerilim/gerinim dağılımındaki değişimle birlikte başlayan alveol kemikteki remodelasyon mekanizmasıyla gerçekleştiğini sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak göstermiştir.

Jeon ve ark.<sup>153</sup>, Reimann ve ark.<sup>154</sup> ve Cattaneo ve ark.<sup>145</sup>, farklı ortodontik kuvvet uygulamalarının diş hareket tipine olan etkilerini sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak değerlendirmişlerdir. Geramy<sup>155</sup> ise, ortodontik kuvvetlerin farklı seviyelerdeki alveoler

kemiklere ait periodontal membranlarda oluşturduğu gerilim dağılımlarını ilk kez sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak değerlendirmiştir.

Cattaneo ve ark.<sup>145</sup>, sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle elde edilen bulguları günümüze kadar olan süreçteki ortodontik diş hareketleriyle ilgili teorik bilgiler ışığında yorumlamıştır.

Kawarizadeh ve ark.<sup>156,157</sup>, Gonzales ve ark.<sup>158</sup> ve Milne ve ark.<sup>159</sup>, günümüze kadar olan süreçteki ortodontik diş hareketleriyle ilgili araştırmalarda genelde materyal olarak ratların kullanıldığını belirtmişlerdir. Bu nedenle ortodontik diş hareketlerinin biyolojik mekanizmalarını sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak değerlendirdikleri araştırmalarının materyallerini diğer araştırmalardan farklı olarak ratlardan oluşturmuşlardır.

Tanne ve ark.<sup>142</sup>, ortodontik kuvvetlerin dişlerde, periodonsiyumda ve alveol kemiklerde oluşturdukları biyomekanik etkilerinin büyüme dönemindeki bireyler ile erişkin dönemdeki bireylere ait farklılıklarını ilk kez sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak göstermiştir.

Rudolph ve ark.<sup>160</sup> ve Oyama ve ark.<sup>161</sup>, ortodontik kuvvetlerin diş kök yüzeyinde neden oldukları gerilimlerin sonucunda oluşabilecek kök rezorbsiyonlarının in vivo olarak değerlendirilmesi mümkün olmadığı için bu tip karmaşık yapısal problemlerin analizinde sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Beek ve ark.<sup>123</sup>, Chen ve Xu<sup>162</sup>, De Vocht ve ark.<sup>163</sup>, Chen ve ark.<sup>164</sup>, Nagahara ve ark.<sup>165</sup>, Tanaka ve ark.<sup>166</sup> ve Gupta ve ark.<sup>167</sup>, temporomandibular eklem üzerinde oluşabilecek gerilim ve gerininin dağılım modellerinin in vivo olarak değerlendirilmesi mümkün olmadığı için bu tip araştırmalarda sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Singh ve ark.<sup>168</sup>, farklı etnik kökenden gelen bireylerin alt çene kemiğine ait morfoloji farklılıklarıyla birlikte kafa kaidesindeki şekil ve boyut farklılıklarını ilk kez sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak değerlendirmiştir.

Tanne ve Sakuda<sup>169</sup>, Tanne ve ark.<sup>170</sup>, Tanne ve Matsubara<sup>171</sup>, üst çene kemiğine protraksiyon veya retraksiyon amacıyla uygulanan ortopedik kuvvetlerin üst çene–burun kompleksine ait kemikler ve sutural yüzlerindeki biyomekanik cevaplarını ilk kez sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelemiştir.

Holberg ve ark.<sup>172</sup>, üst çene protraksiyon tedavisinde kullanılan ortopedik apareylerin kafa kaidesi ve üst çene kemiği çevresindeki suturlarda oluşturduğu gerinimi ve bu gerinimin apreylerden istenen iskeletsel etkiyi sağlayıp sağlayamayacağını değerlendirmek için ilk kez sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanmıştır.

Holberg ve Rudaki-Janson<sup>173</sup>, hızlı üst çene genişletmesi sonrasında kafa kaidesi ve üst çene kemiği çevresindeki suturlarda oluşan gerilim dağılımının büyüme gelişim dönemindeki ve erişkin dönemindeki bireylerdeki farklılıklarını incelemek için ilk kez sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanmıştır.

Holberg ve ark.<sup>172</sup>, erişkin bireylerin midpalatal suturunda yapılan üç farklı cerrahi yöntemiyle gerçekleştirilen hızlı üst çene genişletmesinin kafa kaidesi ve üst çene kemiği çevresindeki suturlarda oluşturduğu gerilimi azaltıcı etkilerini ilk kez sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak incelemiştir.

Lee ve ark.<sup>174</sup>, Provatidis ve ark.<sup>175,176</sup>, Jafari ve ark.<sup>177</sup>, Pan ve ark.<sup>178</sup> ve Holberg ve ark.<sup>172</sup>, hızlı üst çene genişletmesi sonrası oluşan gerilimin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirildiği araştırmalarında üst çene kemiği çevresindeki sutural yapının gerilim modelindeki rolünün önemini göstermişlerdir.

Yu ve ark.<sup>179</sup>, üst çene kemiği protraksiyonu sırasında açılan midpalatal suturun üst çene kemiği ve çevresindeki suturlarda oluşturduğu gerilim ve yer değiştirmelerinin hesaplanması için sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanmıştır.

Katada ve Isshiki<sup>180</sup>, üst çene kemiğine ortopedik kuvvetler uygulayan yüz maskesi ve headgear gibi apareylerin sefalometrik referans noktalarında neden oldukları yer değişikliklerini ilk kez sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak incelemiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemindeki geometrik modelin oluşturulmasında genelde insan kadavrası, kafa fantomları, anatomik örnekler, çekilmiş dişler ve geometrik nesneler gibi in vitro yapılar kullanılmıştır<sup>95</sup>. Bu nedenle bireysel olabilen yapısal farklılıklar sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarında değerlendirilememiştir<sup>98</sup>.

Araştırmalarda bireysel yapısal farklılıkları da değerlendirebilmek için ileri görüntüleme tekniklerinden in vivo olarak elde edilen verilere dayanarak oluşturulan geometrik modeller kullanılmaya başlanmıştır<sup>95,97,98,176</sup>.

Cano ve ark.<sup>181</sup>, yüksek çözünürlükte görüntü sağlayan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tekniğini kemik morfolojisi ve remodelasyonlarının değerlendirilmesinde sanal biyopsi olarak kullanılabilecek en gelişmiş teknik olarak tanımlamıştır.

Bu genel bilgilerin ışığında araştırmanın amacı, iskeletsel ön açık kapanış vakalarında uygulanan ortopedik bir aygıt olan vertikal çeneliğin, dentofasiyal yapılar üzerindeki biyomekanik etkilerinin, günümüzde üç boyutlu digital görüntüleme metodları ile birlikte gelişen ve in vitro olarak uygulanan stres analizleri içinde avantajları ortaya konulmuş olan sonlu elemanlar stres analizi metodu ile incelenmesidir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

İskeletsel ön açık kapanış vakalarının erken dönem tedavisinde kullanılan vertikal çenelik apareyinin iskeletsel olarak benzer dentofasiyal yapılardaki farklı dişsel kapanış ilişkilerine sahip bireylerdeki ortopedik etkilerini sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirmek amacıyla iki kız birey araştırma kapsamına alındı.

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na tedavi amacıyla başvuran bu bireylerden ortodontik teşhis materyali olarak anamnez ve muayene formu bilgileri, ağız içi ve ağız dışı klinik fotoğraflar, ortodontik modeller, lateral sefalometrik radyografiler, panoramik radyografiler, el-bilek radyografileri ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi dijital görüntüleri elde edildi.

Anamnez kayıtlarındaki incelemede bireylerin genel sağlık durumunu etkileyecek herhangi bir sistemik rahatsızlıklarının bulunmaması ve daha önceden herhangi bir ortodontik tedavi görmemiş olmalarına dikkat edildi.

Bireylerin kronolojik yaşları, anamnez bilgilerindeki doğum tarihi ile radyografik kayıtlar arasındaki zaman hesaplanarak tespit edildi. Model I ve Model II e ait bireylerin kronolojik yaşları sırasıyla; 13 yıl 11 ay, 13 yıl 4 ay'dır. DP<sub>3 union</sub> büyüme gelişim dönemindeki dişsel ön açık kapanışı bulunan ve bulunmayan bireylerin kemik yaşları ise sırasıyla; 14 yıl 1 ay, 13 yıl 11 ay'dır. Büyüme gelişim dönemleri el-bilek radyografilerine göre değerlendirildiğinde kemik yaşlarında kronolojik yaşlarına göre önemli bir sapmanın mevcut olmadığı belirlendi.

Ortodontik muayene kayıtlarındaki incelemede, eksik daimi dişlerin, daimi dişlerde geniş restorasyonların, aşırı derecede dişsel çapraşıklıkların ve temporomandibular eklem problemlerinin bulunmamasına dikkat edildi.

Aljinat ölçü maddesi kullanılarak alınan alt ve üst çene ölçülerinden elde edilen alçı modellerle, sentrik oklüzyonda alınan mumlu kapanışlar birleştirilerek bireylerin çenelerarası ilişkisi saptandı. Bu ortodontik modeller üzerinde yer darlığı, overbite ve overjet değerleri ölçüldü.

El-bilek radyografilerini elde ederken ise sol el film kasetinin ortasına getirildi ve avuç içi kasete degecek şekilde yerleştirildi. Röntgen cihazının x-ışın kaynağı ile film kaseti arasındaki uzaklık 155 cm olarak ayarlandı. X-ışın demeti filme dik ve karpal kemiklerin ortasından geçecek şekilde yönlendirildi. El-bilek radyografileri bu konumda 66 mA, 8kV/mAs gücündeki Orthopantomography OP100 (Orthopantomography® OP100, Tuusula, Finland) röntgen cihazıyla 0,4 saniye ışın verilerek çekildi.

Bireylerin kemik yaşları ise el bilek radyografilerindeki her kemik, Greulich-Pyle atlasındaki standart maturasyon göstergeleri ile eşleştirilerek hesaplandı. Araştırma kapsamındaki bireylerin kronolojik yaşları ile kemik yaşları arasındaki sapmanın bir yıldan az ve aynı büyüme gelişim döneminde olmasına dikkat edildi.

Araştırma sırasında kullanılan tüm hizmet alımları Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Birimine sunulan 01.02.2007 tarih ve 03/2007-4 no'lu projemizin desteklenmesiyle karşılandı.

Araştırmamızda yer almak isteyen uygun şartlara sahip bireylerin velileri, kendi istekleriyle araştırmamıza katıldıklarına dahil rıza formunu imzaladılar. Araştırmamız Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yerel Etik Kuruluna sunulularak alınan onay doğrultusunda başlatıldı (Ek 1 ve 2).

Lateral sefalometrik ve el-bilek radyografilerinin elde edilmesinde 'Orthopantomography OP100 (Orthopantomography®

OP100, Tuusula, Finland)' marka 66 mA, 8 kV/ mAs gücündeki röntgen cihazı kullanıldı.

Lateral sefalometrik radyografiler elde edilirken röntgen cihazındaki x-ışın kaynağı ile bireyin arasındaki uzaklık 155 santimetre (cm); film kaseti ile orto oksal düzlem arasındaki uzaklık ise 12,5 cm olacak şekilde çalışıldı. Lateral sefalometrik radyografilerin elde edilmesi işlemi, bireylerin başlarına 'frankfurt horizontal düzlem' yere paralel olacak şekilde konum verilirken, dişler sentrik oklüzyona getirildi. Bu konumda sabitleştirilen bireylere 8 kV ve 0,4-0,5 saniye ışın verildi.

Elde edilmiş olan lateral sefalometrik radyografilerin üzerine oturtulan asetat kağıtlarına negatoskop üzerinde 0,3mm kurşun kalem ile analiz için gerekli anatomik yapılar çizilip, sefalometrik noktalar işaretlendi.

Klinik muayene sırasında dik yön boyutları artmış olduğu görülen bireylerden alınan lateral sefalometrik radyografilerde ANB açısı ve alt çene düzlem eğimi kullanılarak bir ön değerlendirme yapıldı. Bu ön değerlendirme sonucunda iskeletsel sınıf 1, yüksek açılı vakalar tespit edildi. Bu bireyler arasından da biri dişsel ön açık kapanış, diğeri ise kabul edilebilir over bite ve over jet ilişkisine sahip olan iki kız birey araştırmamıza dahil edildi ( Resim 1).



Resim 1: Araştırma kapsamına alınan bireylere ait ağız içi ve ağız dışı fotoğraflar



Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan sefalometrik noktalar ve açıklamaları Tablo 1’de görülmektedir <sup>9,34</sup>.

Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan düzlemler ve açıklamaları Tablo 2’de görülmektedir <sup>9,34</sup>.

Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan açısal ölçümler ve açıklamaları Tablo 3’de görülmektedir <sup>9,34</sup>.

Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan boyutsal ölçümler ve açıklamaları Tablo 4’de görülmektedir <sup>34 9</sup>.

**Tablo 1: Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan sefalometrik noktalar ve açıklamaları.**

| Sefalometrik Noktalar                          | Açıklamaları                                                                                         |
|------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1. <b>Nasion Noktası (N)</b>                   | Frontonazal suturun orta oksal düzlemdeki en ön noktasıdır.                                          |
| 2. <b>Sella Noktası (S)</b>                    | Sella tursikanın merkezidir.                                                                         |
| 3. <b>Orbitale Noktası (Or)</b>                | Göz çukuru tabanının alt kenarının en alt noktasıdır.                                                |
| 4. <b>Porion Noktası (Po)</b>                  | Dış kulak yolunun üst kenarındaki orta noktadır.                                                     |
| 5. <b>Spina Nasalis Anterior Noktası (ANS)</b> | Ön nazal açıklığın alt sınırı hizasında üst çene kemiğinin orta sivri projesidir.                    |
| 6. <b>Spina Nasalis Posterior Noktası(PNS)</b> | Palatinal kemiğin arkasındaki, sert damak yapısını teşkil eden kemik projesidir.                     |
| 7. <b>Subspinal Nokta (A)</b>                  | ANS ve prosthion noktası arasında kalan alveolar projesin orta konturu üzerindeki en derin noktadır. |
| 8. <b>Supramental Nokta (B)</b>                | Pogonion ve infradental noktası arasında kalan alveolar kontur üzerindeki en derin noktadır.         |

|                                      |                                                                                                                                                                               |
|--------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>9. Pogonion Noktası (Pog)</b>     | Orta oksal düzlemde alt çene simfizinin en ön noktasıdır.                                                                                                                     |
| <b>10. Gnathion Noktası (Gn)</b>     | Alt çene simfizinin en ön ve en alt noktaları arasında kalan orta noktasıdır.                                                                                                 |
| <b>11. Menton Noktası (Me)</b>       | Alt çene kemiği simfizinin dış sınırındaki en alt noktadır.                                                                                                                   |
| <b>12. Kondilyon Noktası (Co)</b>    | Alt çene kemiği kondilinin arka ve üst kenarına çizilen teğetin oluşturduğu açının açıortayının alt çene kemiği kondilini kestiği noktadır.                                   |
| <b>13. Cd Noktası (Cd)</b>           | Kondiler fossanın içbükey yüzeyinin en derin noktası.                                                                                                                         |
| <b>14. Mentşe Ekseni (C)</b>         | Alt çene kemiği kondil başının geometrik orta noktası.                                                                                                                        |
| <b>15. Gonion Noktası (Go)</b>       | Alt çene kemiği ramusunun arka kenarına çizilen teğet ile mentondan alt çene alt kenarına çizilen teğetin oluşturduğu açının açıortayının alt çene kemiğini kestiği noktadır. |
| <b>16. (Ü1) Noktası</b>              | Üst en ileri keser dişin kesici uç noktasıdır.                                                                                                                                |
| <b>17. (Ü1k) Noktası</b>             | Üst en ileri orta keser dişin kök ucudur.                                                                                                                                     |
| <b>18. (A1) Noktası</b>              | Alt en ileri keser dişin kesici uç noktasıdır.                                                                                                                                |
| <b>19. (A1k) Noktası</b>             | Alt en ileri orta keser dişin kök ucudur.                                                                                                                                     |
| <b>20. (Ü6) Noktası</b>              | Üst 1.büyük azı dişin mezyobukkal tüberkül uç noktasıdır.                                                                                                                     |
| <b>21. (Ü6k) Noktası</b>             | Üst 1.büyük azı dişinin mezyobukkal kök ucudur.                                                                                                                               |
| <b>22. (A6) Noktası</b>              | Alt 1.büyük azı dişin mezyobukkal tüberkül uç noktasıdır.                                                                                                                     |
| <b>23. (A6k) Noktası</b>             | Alt 1.büyük azı dişinin mezial kök ucudur.                                                                                                                                    |
| <b>24. Oklüzal Düzlem Noktası I</b>  | Alt ve üst birinci büyük azı dişleri arasındaki kapanış fazlalığının orta noktasıdır.                                                                                         |
| <b>25. Oklüzal Düzlem Noktası II</b> | Alt ve üst en ileri orta keser dişler arasındaki kapanış fazlalığının orta noktasıdır.                                                                                        |

**Tablo 2: Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan düzlemler ve açıklamaları.**

| Sefalometrik Düzlemler    | Açıklamaları                                                                                                           |
|---------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1. SN Düzlemi             | Sella ve nasion noktalarının oluşturduğu düzlemdir.                                                                    |
| 2. Frankfurt Düzlemi      | Orbita ve porion noktalarından geçen düzlemdir.                                                                        |
| 3. Palatal Düzlem (PP)    | Spina nasalis anterior ile spina nasalis posterior noktaları arasından geçen düzlemdir.                                |
| 4. Oklüzal Düzlem (OP)    | Kesici kenarların orta noktası ve büyük azı dişlerinin oklüzal düzeyini birleştiren düzlemdir                          |
| 5. Mandibular Düzlem (MP) | Menton noktasından gonial bölgedeki çentiğin hemen arkasından ramusun en alt noktasına teğet olarak çizilen düzlemdir. |
| 6. Y aksı Çizgisi         | Sella ve gnathion noktaları arasından geçen doğrudur.                                                                  |

**Tablo 3: Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan açısal ölçümler ve açıklamaları.**

| Açısal Ölçümler                        | Açıklamaları                                                                                                             |
|----------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 7. SNA Açısı                           | S-N ile N-A noktalarından geçen doğrular arasında kalan açıdır.                                                          |
| 8. SNB Açısı                           | SN ile NB doğruları arasında kalan açıdır.                                                                               |
| 9. ANB Açısı                           | NA ve NB doğruları arasında yer alan açıdır.                                                                             |
| 10. SN/ANS-PNS Açısı                   | Kafa kaidesi ile palatal düzlem arasındaki açıdır.                                                                       |
| 11. Go-Gn/ SN Açısı                    | SN doğrusu ile Go-Gn doğrusu arasındaki açıdır.                                                                          |
| 12. Palatomandibular Açı (ANS-PNS/ MP) | Alt çene düzlemi ile palatal düzlem arasındaki açıdır.                                                                   |
| 13. Oklüzal Düzlem Açısı (OP/ SN)      | Oklüzal düzlem ile SN düzlemi arasındaki açıdır.                                                                         |
| 14. Gonial Açı                         | Ar, Go ve Me noktaları arasında oluşan açıdır.                                                                           |
| 15. Ü1/ SN Açısı                       | Üst en ileri orta keser dişin uzun ekseninin kafa kaidesi doğrusu ile yaptığı açıdır.                                    |
| 16. Ü1/ PP açısı                       | Üst en ileri orta keser dişin uzun ekseninin palatal düzlemle yaptığı açıdır.                                            |
| 17. Ü6Ü6k/ PP açısı                    | Üst 1. büyük azı dişinin mezyobukkal tüberkül ve kök uç noktalarından geçen doğrunun palatal düzlemle yaptığı açıdır.    |
| 18. Ü1/ A1 Açısı                       | Üst ve alt en ileri orta keser dişlerin uzun eksenleri arasında oluşan geniş açıdır.                                     |
| 19. A1/ MP Açısı                       | Alt en ileri orta keser dişin uzun ekseninin mandibular düzlemle yaptığı açıdır.                                         |
| 20. A6A6k/ MP Açısı                    | Alt 1. büyük azı dişinin mezyobukkal tüberkül ve kök uç noktalarından geçen doğrunun mandibular düzlemle yaptığı açıdır. |

**Tablo 4: Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan boyutsal ölçümler ve açıklamaları.**

| Boyutsal Ölçümler                                                | Açıklamaları                                                                                                           |
|------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 21. Ön Yüz Yüksekliği (N-Me)                                     | Nasion ile menton noktaları arasındaki uzunluktur.                                                                     |
| 22. Arka Yüz Yüksekliği (S-Go)                                   | Sella ile gonion noktaları arasındaki uzunluktur.                                                                      |
| 23. Arka Yüz Yüksekliği-Ön Yüz Yüksekliği Oranı (S-Go/ N-Me)     | Arka yüz yüksekliğinin ön yüz yüksekliğine bölünmesi ile elde edilir.                                                  |
| 24. Üst Yüz Yüksekliği (N-ANS)                                   | Nasion'dan palatal düzleme bir dik açı çizilerek elde edilen uzunluktur.                                               |
| 25. Alt Yüz Yüksekliği (ANS-Me)                                  | Menton'dan palatal düzleme bir dik açı çizilerek elde edilen uzunluktur.                                               |
| 26. Üst Yüz Yüksekliği-Alt Yüz Yüksekliği Oranı (N-Me/ ANS-Me)   | Üst yüz yüksekliğinin alt yüz yüksekliğine bölünmesi ile elde edilir.                                                  |
| 27. Üst Ön Dentoalveolar Yükseklik ( $\overline{U1-ANS-PNS}$ )   | Üst orta keserin kesici ucundan palatal düzleme çizilen dikmenin milimetrik uzunluğudur.                               |
| 28. Üst Arka Dentoalveolar Yükseklik ( $\overline{U6-ANS-PNS}$ ) | Üst birinci büyük azı dişinin mezyobukkal tüberkül tepesinden palatal düzleme çizilen dikmenin milimetrik uzunluğudur. |
| 29. Alt Ön Dentoalveolar Yükseklik ( $A1\perp Go-Gn$ )           | Alt orta keserin kesici ucundan Go-Gn düzlemine çizilen dikmenin milimetrik uzunluğudur.                               |
| 30. Alt Arka Dentoalveolar Yükseklik ( $A6\perp Go-Gn$ )         | Alt birinci büyük azı dişinin mezyobukkal tüberkül tepesinden Go-Gn düzlemine çizilen dikmenin milimetrik uzunluğudur. |

Araştırmada kullanılan vertikal çenelik apareyine ait dikey yönlü elastik başlık (vertical pull headcap) ve plastik çenelik (chin cup, white) parçaları 3M Unitek (3M Unitek Orthodontic Products, Monnovia, USA) firması tarafından prefabrik olarak üretilmektedir.

Vertikal enelik apareyinin uyguladığı kuvvetin alt çene kemiğine dik yönde iletilebilmesi için supramental altından başlayıp çene ucunu içine alacak şekilde yerleştirilen çeneliğin engel ucunun oksipital, parietal ve frontal kemik bölgelerinden ankraj alınarak yerleştirilen dikey yönlü başlıkla bağlantısını sağlayan elastik parçanın gzn dış bileşiminin  santimetre uzağından geçecek şekilde yerleştirilmesine dikkat edildi (Resim 2).

Vertikal enelik uygulamasındaki kuvvet miktarı tek tarafta 500 gr olarak belirlendi. Bu kuvvetin yönünün tesbiti için bireylere uygulanan vertikal çenelik apareyi ile birlikte alınan lateral sefalometrik radyografiler kullanıldı. Tespit edilen kuvvetin yönü ise daha sonra sonlu elemanlar stres analizi yönteminin yükleme aşamasında geometrik model üzerine aktarıldı (Resim 3).

Vertikal enelik kullanım endikasyonu konulan büyüme gelişim dönemindeki bu iki kız bireyin 3 boyutlu geometrik modellerinin oluşturulması amacıyla maksillofasiyal görüntüleme merkezinde (Tomoloji Maksillofasiyal Görüntüleme Merkezi, Ankara, Türkiye) konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tekniği kullanılarak kraniyofasial yapılarının dijital görüntüleri elde edildi.

Maksillofasiyal görüntüleme merkezinde ILUMA marka (ILUMA™ Cone Beam CT Scanner, Powered by FlashCT® IMTEC Technology, Oklahoma, USA) konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazı kullanıldı.

Kullanılan konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazı 24,4x19,5 cm boyutlarında detektörle 1-3.8 mA, 120 kVp gücünde x-ışın kaynağına sahiptir. Bu cihazla kraniofasiyal yapıların 0.09, 0.2, 0.3 ve 0.4 milimetre (mm) kesit aralığındaki taramaları yapılabilmektedir. Alınan kesit aralığına ve taranan alana bağılı olarak tarama zamanı 7.8 ile 40 saniye arasında değişmektedir.

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazında bireylerin uygun baş konumlarının tesbit edilebilmesi için her üç düzlemde de bulunan kırmızı rehber ışıklar kullanıldı. Bireyin başı dışleri sentrik oklüzyonda iken 'frankfurt horizontal düzlem', 'göz pupillerinden geçen düzlem' ve 'orta oksal düzlem' bu rehber kırmızı ışıklarla çakışacak şekilde konumlandırıldı. Bu konumda birey başı önde çene desteğıyle birlikte oturma pozisyonunda sabitlendi.

10 saniye süren ön tarama sonucunda bilgisayar ortamında oluşan görüntüyle baş konumu ve tarama alanı tekrar değerlendirildi. Gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra bireylerin kraniofasiyal yapılarının 0.3 mm kesit aralığındaki tarama işlemleri 40 saniye sürdü.

Tarama işlemi sonucunda elde edilen verilerden tam dijital DICOM 3.0 (Conversion to DICOM 3.0 Compatible with 3rd Party software & systems) uyumlu volumetrik bilgisayarlı tomografi görüntüleri elde edildi.

Yaklaşık 10 dakika süren bu rekonstrüksiyon işlemi için Dual Core Pentium 64 bit işlemci özelliğı ve Windows XP Pro işletim sistemine sahip DELL marka bilgisayar kullanıldı.

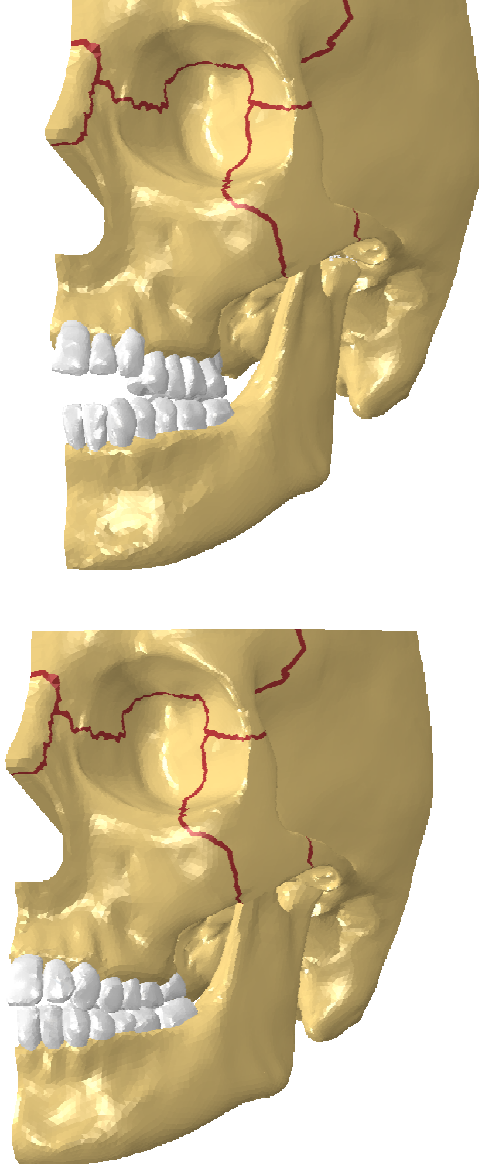
Araştırmanın amacına yönelik olarak tanımlanan modelin farz edilen geometrisinin oluşturulması için DICOM 3.0 uyumlu konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanıldı. Bu görüntülerden geometrik modelin elde edilerek ağ yapısının oluşturulması işlemi ise, ABAQUS

(ABAQUS Version 6.8.1, Hibbitt, Karlsson & Sorensen Ins.-HKS) bilgisayar programı kullanılarak BIAS Mühendislik tarafından yapılmıştır.

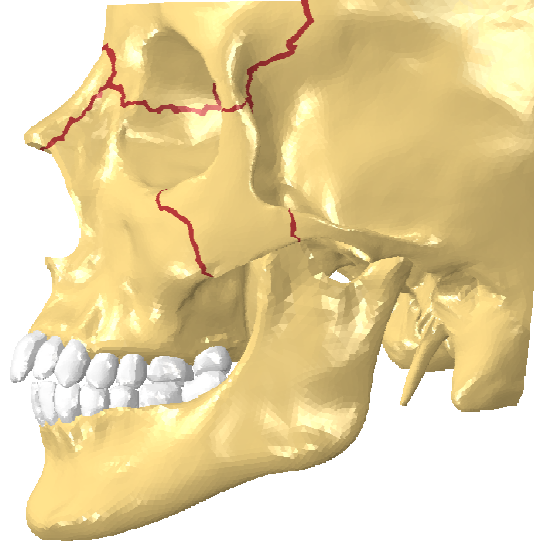
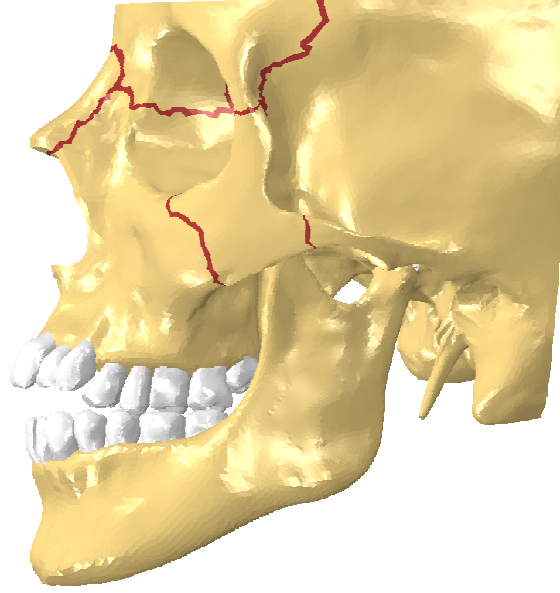
Bulgular ve tartışma bölümlerindeki şekil ve tablolarda belirtilen Model I; dişsel ön açık kapanış ilişkisine sahip vakayı tanımlarken, Model II; kabul edilebilir over jet, over bite ilişkisine sahip olan vakayı tanımlamaktadır.

Model I ve Model II'ye ait geometrik modeller Şekil 1 ve 2'de görülmektedir.

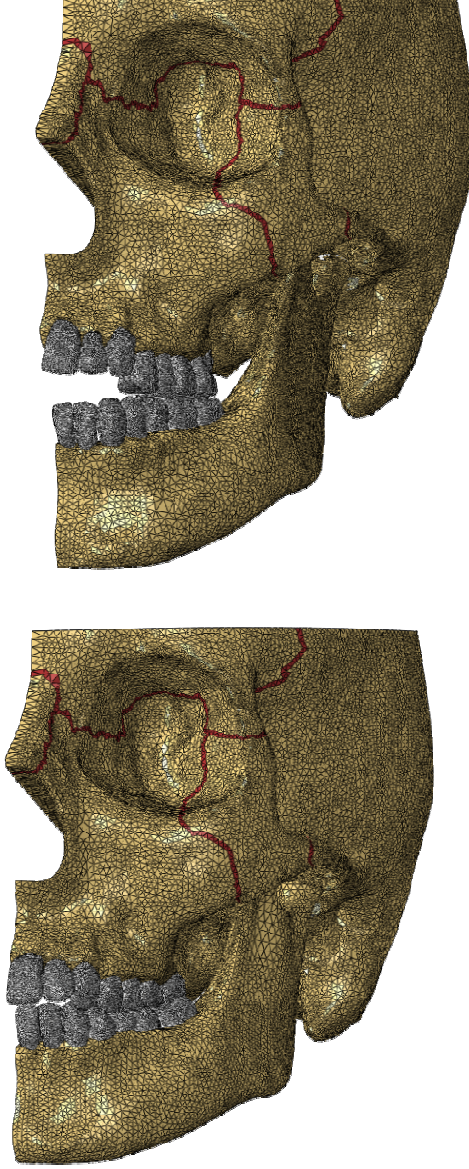




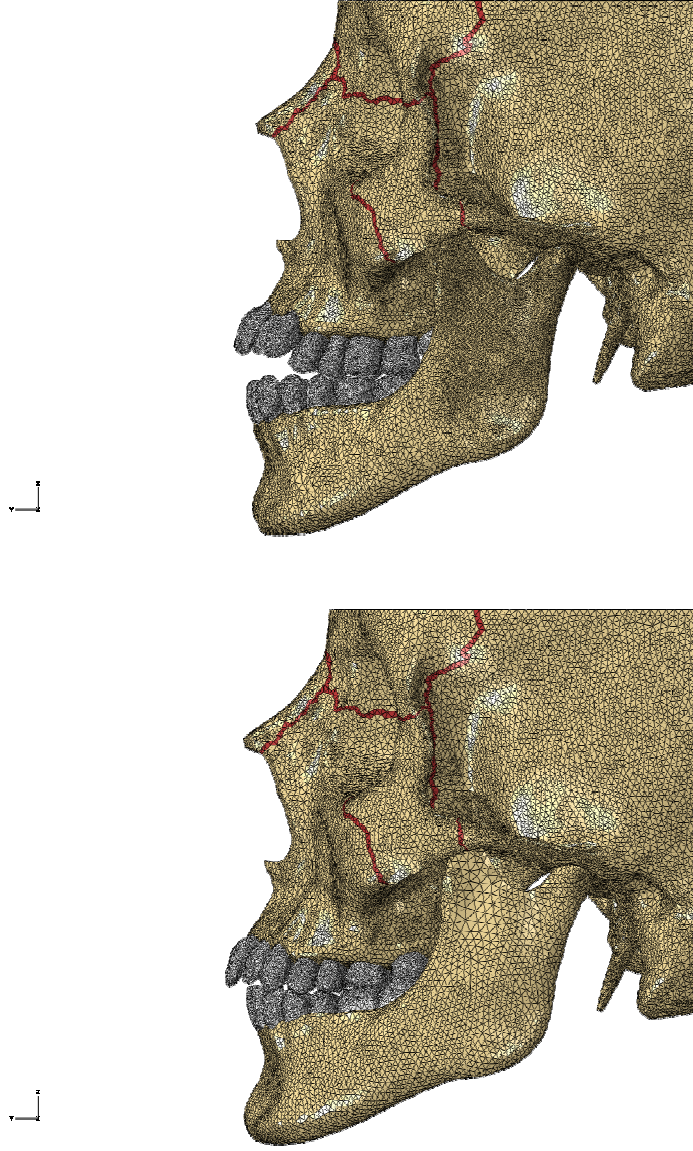
**Şekil 1: Model I ve Model II'ye ait üç boyutlu geometrik modellerin vestibülden görünüşü.**



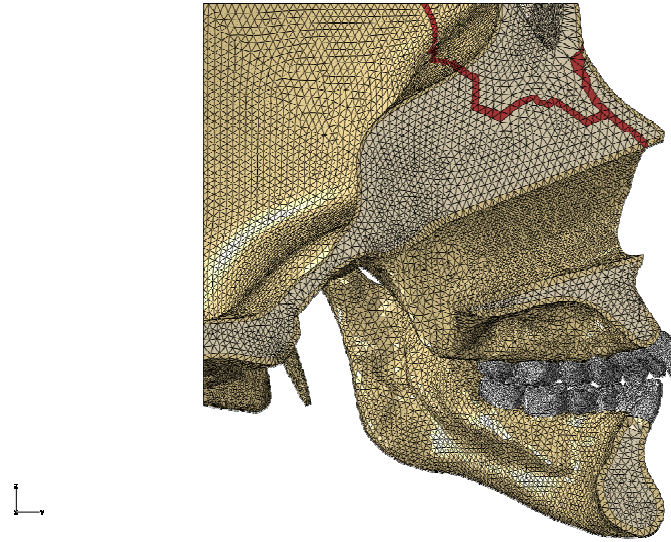
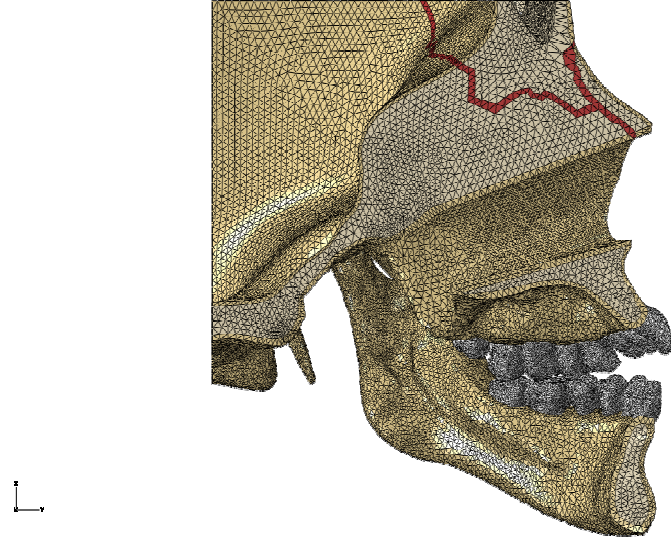
**Şekil 2: Model I ve Model II'ye ait üç boyutlu geometrik modellerin vestibülden görünüşü.**



**Şekil 3: Model I ve Model II'ye ait üç boyutlu geometrik modellerin ağ yapısının görünüşü.**



**Şekil 4: Model I ve Model II'ye ait üç boyutlu geometrik modellerin ağ yapısının vestibülden görünüşü.**



**Şekil 5: Model I ve Model II'ye ait üç boyutlu geometrik modellerin ağ yapısının lingualden görünüşü.**



Araştırma kapsamına alınan her iki bireye ait geometrik modelin ağ yapısının oluşturulmasında dört düğümlü tetrahedron eleman tipi kullanıldı. Bu geometrik modellerin ağ yapısının oluşturulmasında kullanılan eleman ve düğüm sayısı ise Tablo 5'te görülmektedir (Şekil 3-5).

**Tablo 5: Model I ve Model II'nin ağ yapısının oluşturulmasında kullanılan eleman ve düğüm sayıları.**

|                 | Eleman Sayısı | Düğüm Sayısı |
|-----------------|---------------|--------------|
| <b>Model I</b>  | 617586        | 130420       |
| <b>Model II</b> | 578410        | 120673       |

Geometrik modelin sınır koşullarının belirlenmesinde her iki bireye ait DICOM 3.0 uyumlu konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinin uç sınır noktaları kullanıldı. Yükleme koşullarından sonra bu modellerin uzay boşluğundaki serbest hareketini önlemek için ise geometrik modeller foramen magnum bölgesinden sabitlendi.

Geometrik modellerin ağ yapısının oluşturulmasında kullanılan elemanların materyal özelliklerinin tanımlanmasında kullanılan 'elastik modulus' ve 'poisson oranları' Tablo 6'da görülmektedir.

**Tablo 6: Geometrik modellerin ağ yapısının oluşturulmasında kullanılan elemanların 'elastik modulus' ve 'poisson oranları'.**

| Anatomik yapılar     | Elastik modulus | Poisson oranları | Literatür |
|----------------------|-----------------|------------------|-----------|
| Dişler               | 70000 MPa       | 0,3              | 170,180   |
| Periodontal Ligament | 7 MPa           | 0,49             | 170,180   |
| Süngerimsi Kemik     | 7800 MPa        | 0,35             | 170,180   |
| Kortikal Kemik       | 14000 MPa       | 0,3              | 170,180   |
| Sutural Yapılar      | 7 MPa           | 0,49             | 170,180   |

Model I ve Model II üzerindeki vertikal çenelik apareyinin neden olduğu yükleme koşulları daha önce tespit edilen miktar ve yönde olacak şekilde gerçekleştirildi (Resim 2, 3).



**Resim 2: Model I deki vakada kullanılan vertikal çenelik apareyine ait ağız dışı fotoğraflar.**



**Resim 3: Model I deki vakada kullanılan vertikal çenelik apareyine ait kuvvet vektörünün sefalometrik radyografi kullanılarak tesbiti.**



Araştırma kapsamına alınan bireylerin anatomik yapılarına ait materyal bilgileriyle birlikte bilgisayar ortamında modelin farzedilen geometrisi, ağ yapısı, materyal özellikleri, yükleme ve sınır koşulları yukarıda açıklandığı şekilde oluşturuldu.

Çözüm aşamasında ise, belirtilen verilerin geometrik model üzerinde oluşturduğu von mises gerilme modellerine ait dağılımlarının analizi yapıldı.

Geometrik modelin oluşturulması ve yapılan bu analizlerin çözümünde Dual Cpu Pentium IV 2.8 Ghz, 4 GB RAM (DDRII-400), 2\*120 GB SATA Harddisk, 128 MB GEFORCE 5750 , WİNDOWS XP 64 Bit Edition konfigürasyonundaki bir bilgisayar kullanıldı.

#### 4.BULGULAR

Araştırma bulguları, sefalometrik ön değerlendirmede ön-arka yönde iskeletsel sınıf 1, dik yönde ise yüksek açılı olduğu tespit edilen benzer büyüme dönemindeki dişsel ön açık kapanışa sahip olan ve olmayan iki kız bireye ilişkin lateral sefalometrik analiz ve sonlu elemanlar stres analizine ait bulgular yer almaktadır. Sefalometrik analize ilişkin bulgulara Tablo 7 ve 8’de, standart olarak uygulanan vertikal çenelik apareyinin bireylerin dentofasiyal yapılarında oluşturduğu streslere ilişkin bulgulara Şekil 6-50’de ve bu streslerin neden olduğu ön görülen yer değiştirme miktarlarına ilişkin bulgulara Tablo 9’da, yer değiştirme vektörlerine ait koordinat sistemi ise Şekil 51’de yer verilmektedir.

Bireylere ilişkin lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan açısal değerleri Tablo 7 de, boyutsal ve oransal ölçüm değerleri Tablo 8 de verilmiştir.

**Tablo 7: Bireylere ilişkin lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan açısal ölçüm değerleri.**

| Açısal Ölçümler                         | Model I | Model II |
|-----------------------------------------|---------|----------|
| 1. SNA Açısı                            | 84°     | 74°      |
| 2. SNB Açısı                            | 80°     | 71°      |
| 3. ANB Açısı                            | 4°      | 3°       |
| 4. SN/ANS-PNS Açısı                     | 6°      | 10°      |
| 5. Go-Gn/ SN Açısı                      | 41°     | 42°      |
| 6. Palatomandibular Açısı (ANS-PNS/ MP) | 34°     | 35°      |
| 7. Oklüzal Düzlem Açısı (OP/ SN)        | 15°     | 23°      |

|                  |      |      |
|------------------|------|------|
| 8. Gonial Açısı  | 132° | 130° |
| 9. Ü1/ PP açısı  | 124° | 111° |
| 10. A1/ MP Açısı | 85°  | 97°  |

**Tablo 8: Bireylere ilişkin lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan boyutsal ve oransal ölçüm değerleri.**

| Boyutsal Ölçümler |                                                                | Model I    | Model II  |
|-------------------|----------------------------------------------------------------|------------|-----------|
| 1.                | Ön Yüz Yüksekliği (N-Me)                                       | 136mm      | 138mm     |
| 2.                | Arka Yüz Yüksekliği (S-Go)                                     | 82mm       | 79mm      |
| 3.                | Arka Yüz Yüksekliği-Ön Yüz Yüksekliği Oranı<br>(S-Go/N-Me)     | 60,29      | 57,24     |
| 4.                | Üst Yüz Yüksekliği (N-ANS)                                     | 54mm       | 63mm      |
| 5.                | Alt Yüz Yüksekliği (ANS-Me)                                    | 85mm       | 76mm      |
| 6.                | Üst Yüz Yüksekliği-Alt Yüz Yüksekliği Oranı<br>(ANS-Me/ N-ANS) | +19mm uzun | +1mm uzun |
| 7.                | Üst Ön Dentoalveolar Yükseklik ( $\bar{U}1 \perp$ ANS-PNS)     | 33mm       | 35mm      |
| 8.<br>PNS)        | Üst Arka Dentoalveolar Yükseklik ( $\bar{U}6 \perp$ ANS-PNS)   | 29mm       | 27mm      |
| 9.                | Alt Ön Dentoalveolar Yükseklik ( $A1 \perp$ Go-Gn)             | 44mm       | 39mm      |
| 10.               | Alt Arka Dentoalveolar Yükseklik ( $A6 \perp$ Go-Gn)           | 35mm       | 30mm      |

Tablo 7 de izlendiği üzere her iki vakada ANB açısı ön-arka yönde iskeletsel sınıf I yapıyı gösterirken (dişsel açık kapanışlı vaka-Model I, ANB= 4°; dişsel açık kapanışlı olmayan vakada-Model II, ANB=3°); dik yön sefalometrik değerlendirmeleri ile ilgili parametrelerden SNGoGn açısının vakalarda sırasıyla 41° ve 42° ile iskeletsel açık kapanışlı işaret ettiği belirlenmiştir. Diğer ön-arka ve dik yön parametreler ile ilgili ölçümler vakalar arasında oldukça yakın paralellik gösterirken; yalnızca SNB açısı, palatal düzlem eğimi ve oklüzal düzlem eğimin paralellik göstermediği belirlenmiştir (Sırasıyla SNA= 84°,74°; SNB=80°,71°; SN-ANSPNS= 6°,10°; Oklüzal düzlem eğimi= 15°,23°)( Tablo 7 ve 8).

Dik yönde farklı dişsel kapanış ilişkisine sahip olan yüksek açılı vakalarda kullanılan vertikal çenelik apareyinin dentofasiyal yapılarda oluşturduğu von mises stres miktarları ve dağılımına ilişkin görüntüler sırasıyla Şekil 6-50'de verilmiştir.

Araştırmanın bundan sonraki bölümlerinde geçen stres ifadesi von mises kriterlerine göre tanımlanmıştır.

Araştırmada üç boyutlu geometrik modellerde tespit edilen stres alanları, farklı renklerin kullanıldığı diyagramlarla gösterilmektedir. Oluşan stresleri temsil etmek için bilgisayar programı tarafından oluşturulan bu renk şemaları her görüntünün sol üst alanında bulunmaktadır. Herbir şekilde kullanılan renk şeması benzer aralıklardaki stres miktarını gösterecek biçimde oluşturulmuştur. Değerlendirilen anatomik yapıların tanımlanan özellikleri nedeniyle renk şemasının en üst basamağını oluşturan en yüksek stres miktarına ait değerlerde farklılıklar izlenmektedir.

#### **4.1. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Dentofasiyal Yapılarda Belirlenen Stres Dağılımına İlişkin Bulgular**

Şekil 6-9'da dişsel ön açık kapanışı bulunan ve bulunmayan yüksek açılı vakalarda vertikal çenelik apareyi uygulamasıyla dentofasiyal yapılar üzerinde oluşan stres dağılımlarının vestibül ve lingual yüzey görüntüleri verilmektedir (Şekil 6-9, 24-27). İki farklı model üzerindeki renk dağılımları incelendiğinde, vakalarda vertikal çenelik apareyinin uyguladığı kuvvetin dentofasiyal yapılarda oluşturduğu stres dağılımı ve yönünde farklılıklar olduğu görülmektedir (Şekil 6-9, 24-27).

Model I'e ait dentofasiyal yapıların vestibül (Şekil 6, 7). ve lingual (Şekil 8, 9). görüntülerinde gri renkle tanımlanan ve 0,50-16,86 MPa arasında değişen yüksek stres bölgeleri tespit edilmiştir.

Model II'e ait dentofasiyal yapıların vestibül (Şekil 6, 7) ve lingual (Şekil 8, 9) görüntülerinde gri renkle tanımlanan ve 0,50-13,94 MPa arasında değişen yüksek stres düzeylerine sahip bölgeler saptanmıştır.

Model I'de stres dağılımları, özellikle üst çene üst yüz bölgesinde nasion noktası ve çevresi suturlar ile alt dişlerle temastaki dişlerde yoğunlaşarak daha dik yönde seyrederken, Model II'de nasion ve çevresi suturlar ile alt dişlerle temastaki küçük azı ve büyük azı dişlerinde yoğunlaşarak, daha oblik ve öne doğru seyretmektedir (Şekil 6, 7).

Model I'de 0,50 ve üzeri (16,86'a ulaşan) stres dağılımlarının, alt çenede çeneliğin oturduğu anterior'da çene ucu bölgesi, ramusun posterior yüzeyi ile anterior alveolar proces ve üst dişlerle temas eden dişlerde olduğu belirlenmiştir (Şekil 6-9).

Model II'de 0,50 üzeri (13,94 MPa'a ulaşan) stres düzeylerinin, alt çenede, korpusun arka alt yüzeyinde ve üst dişlerle temastaki posterior dişlerde olduğu saptanmıştır (Şekil 6-9).

#### **4.2. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Alt Çene Kemiğinde Belirlenen Stres Dağılımına İlişkin Bulgular**

Model I'e ait alt çene kemiği korpusu ve ramusunun vestibül yüzeyi görüntülerindeki en yüksek stres bölgeleri; çene ucu, alt keser dişlere ait alveol kemik, II. küçük azı ve I. büyük azı dişlerine ait alveol kemik ve kondil başının altından başlayıp sigmoid girintiyi içine alarak koronoid çıkıntının arka kenarında sonlanan ramusun üst-arka alanıdır (Şekil 10, 11). Alt çene kemiği korpusu ve ramusunun lingual görüntülerinde de; çene ucu, alt dişlere ait alveol kemik ve kondil başının altından başlayıp sigmoid girintiyi içine alarak koronoid çıkıntının arka kenarında sonlanan ramusun üst-arka bölgesinde yüksek stres düzeyleri izlenmektedir (Şekil 12, 13).

Model I'e ait alt çene kemiğinde tespit edilen ve 1,20-8,12 MPa arasında değişebilen en yüksek stres dağılımı, alt çene kemiğinin vestibül görüntüsünde; alt II. küçük azı dişinin bukkal tüberkülünde (10, 11, 14), lingual görüntüsünde ise; alt I. büyük azı dişinin distolingual tüberkülünde ve alt II. büyük azı dişinin distobukkal tüberkülünde (12-14) izlenmektedir.

Alt çene kemiği korpusunun vestibül görüntüsünde; çene ucu, alt keser dişlere ait alveol kemik, alt II. küçük azı ve alt I. büyük azı dişlerine ait alveol kemik bölgesinde 0,90 MPa'a çıkabilen stresler tespit edilmiştir (Şekil 10, 11). Alt çene kemiği korpusunun lingual görüntüsünde ise, çene ucu ve alt dişlere ait alveol kemikteki dar bir alanda 1,20 MPa seviyesine çıkabilen stresler görülmektedir (Şekil 12,13).

Alt çene kemiği ramusunun vestibül ve lingual görüntüsünde; alt çene kondil başının altından başlayıp sigmoid girintiyi içine alarak koronoid çıkıntının arka kenarında sonlanan alt çene kemiği ramusunun üst-arka bölgesinde 1,10 MPa'a çıkabilen stresler saptanmıştır (Şekil 10-13).

Model II' e ait alt çene kemiği korpusu ve ramusunun vestibül tarafındaki görüntülerinde kırmızı renkle tanımlanan stres düzeyinin en yüksek değerlere ulaştığı bölgeler; II. küçük azı dişine ait alveol kemik ve alt çene kemiği korpusunun arka alt kenarıdır. Çene ucu, alt keser dişlere ait alveol kemik ve kondil başının altında ramusun arka bölgesinde ise mavi ve yeşil renkle tanımlanan orta düzeydeki stresler görülmektedir (Şekil 10, 11). Alt çene kemiği korpusu ve ramusunun lingual görüntülerinde ise çene ucu, alt dişlere ait alveol kemik, alt çene kondil başının altından başlayıp sigmoid girintiyi içine alarak koronoid çıkıntının arka kenarında sonlanan ramusun üst-arka bölgesinde mavi ve yeşil renkle tanımlanan orta düzeyde stres seviyeleri tespit edilmiştir. Alt I. büyük azı dişinin alveol kemiğine ait dar bir bölgede ise kırmızı ve gri renkle tanımlanan yüksek stres düzeyi saptanmıştır (Şekil 12,13).

Model II'e ait alt çene kemiğinde tespit edilen 1,20-11,21 MPa arasında değişebilen en yüksek stres düzeyi, alt çene kemiği vestibül görüntüsünde; alt I.küçük azı dişinin bukkal tüberkülünde, alt II.küçük azı dişinin bukkal tüberkülünde ve alt I.büyük azı dişinin distobukkal tüberkülünde (Şekil 10,11), alt çene kemiği lingual görüntüsünde ise; alt II. büyük azı dişinin distolingual tüberkülünde görülmektedir (Şekil 12,13).

Alt çene kemiği korpusunun vestibül görüntüsünde; çene ucu, alt keser dişlere ait alveol kemikte 0,20 MPa düzeyinde düşük değerli stres bölgeleri izlenmektedir. Ayrıca Model I'den farklı olarak alt II. küçük azı dişine ait alveol kemikte ve alt çene kemiği korpusunun arka alt kenarında 0,80 MPa' a çıkabilen stres değerleri saptanmıştır (Şekil 10,11). Alt çene kemiği korpusunun lingual görüntüsünde ise; çene ucu ve hemen hemen tüm alt dişlere ait alveol kemikte 0,20 MPa değerinde stres bölgeleri görülmektedir. Bunun yanı sıra alt I. büyük azı dişine ait alveol kemikteki dar bir bölgede 0,80 MPa'a çıkabilen stres düzeyleri tespit edilmiştir (Şekil 12,13).

Alt çene kemiği ramusunun vestibül ve lingual görüntüsünde; alt çene kondil başının altından başlayıp sigmoid girintiyi içine alarak koronoid çıkıntının arka kenarında sonlanan alt çene kemiği ramusunun üst-arka bölgesinde 0,20 MPa düzeyinde düşük stresler izlenmiştir (Şekil 10-13).

Alt çene kemiği kondilinin vestibül görüntüsünde; kondilin üst ön bölgesinde tespit edilen ve 1,20 MPa seviyesine kadar çıkabilen stres dağılımlarının sigmoid girintinin orta bölgesine doğru azalarak devam ettiği saptanmıştır (Şekil 28). Alt çene kemiği kondilinin lingual görüntüsünde ise, kondilin üst ön bölgesinde 0,80 MPa seviyesine çıkabilen stres dağılımları görülmektedir (Şekil 29).

Model I'de alt çene kemiğindeki dişler uzaklaştırılarak alt çene kemiği kortikal tabakasında ortaya çıkan en yüksek düzeydeki stresi belirlemek amaçlanmıştır. Bunun sonucunda 5,64 MPa seviyesine çıkabilen en yüksek stres dağılımı, alt çene kemiği kondilinin üst arka bölgesinde ve alt II. küçük azı dişi ile alt I. büyük azı dişi arasındaki alveol kemikteki dar bir alanda saptanmıştır. Model II'deki alt çene kemiğine ait kortikal tabakadaki en yüksek stres dağılımı ise 1,38 MPa düzeyinde alt çene kondilinin üst ön bölgesinde tespit edilmiştir (Şekil 15-18).

Model I ve Model II'e ait alt çene kemiğindeki kortikal tabaka uzaklaştırılarak süngerimsi tabakadaki stres dağılımlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Model I ve Model II'e ait alt çene kemiği süngerimsi tabakadaki stres dağılımının kortikal tabakadakine benzer, ancak daha düşük miktarda olduğu tespit edilmiştir. Model I'e ait alt çene kemiğinin kortikal tabakasında 5,64 MPa'a çıkabilen stres düzeyinin süngerimsi tabakada 0,15 MPa seviyesinde kalmış olduğu görülmüştür. Model II'e ait alt çene kemiğinin kortikal tabakasında ise 1,38 MPa'a çıkabilen stres düzeyinin süngerimsi tabakada 0,10 MPa seviyesinde olduğu saptanmıştır (Şekil 20-23).



#### **4.3. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Alt Çene Üzerindeki Sefalometrik Noktalara Ait Öngörülen Yer Değiştirme Miktarlarına İlişkin Bulgular**

Alt çene kemiğine ait lateral sefalometrik analiz parametrelerinden B noktasına ilişkin öngörülen yer değiştirme miktarı y düzleminde Model I'de  $1,91 \times 10^{-2}$  mm, Model II'de  $2,45 \times 10^{-2}$  mm'dir. Z düzleminde ise bu miktar sırasıyla  $2,85 \times 10^{-2}$  mm ve  $4,90 \times 10^{-2}$  mm'dir (Tablo 9).

Alt çene kemiğiyle ilgili sefalometrik Pog, Gn, Me ve Go noktalarında öngörülen yer değiştirme miktarlarının y ve z düzlemlerinde oldukça benzer olduğu görülmüştür. Sefalometrik Co noktasında öngörülen yer değiştirme miktarları Model I ve Model II'de sırasıyla; y düzleminde  $-2,11 \times 10^{-2}$  mm ve  $1,53 \times 10^{-3}$  mm, z düzleminde  $3,21 \times 10^{-3}$  mm ve  $1,83 \times 10^{-3}$  mm, x düzleminde  $8,63 \times 10^{-3}$  mm ve  $2,49 \times 10^{-3}$  mm'dir (Tablo 9).

#### **4.4. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Üst Çene Kemiğinde ve Üst Çene Kemiğinin Kafa Kaidesine Bağlantısını Sağlayan Suturlarda Belirlenen Stres Dağılımına İlişkin Bulgular**

Model I'e ait üst çene kemiği ve ilişkili olduğu çevre yapıların vestibül görüntülerinde, üst I. büyük azı dişine ait alveol kemiğindeki stresin en yüksek değere sahip olduğu (kırmızı renkle tanımlanan) tespit edilmiştir. Tespit edilen en yüksek stres düzeyi iki farklı yönde dağılırarak çevre yapılara iletilmektedir. Bu iletim yollarından biri arkaya doğru ilerlerken, diğeri ise oblik bir hatla öne ve yukarı doğru ilerleyerek nasion çevresindeki suturlara uzanmaktadır (Şekil 30,31). Üst çene kemiği palatinal yüzeyinde ise mavi ve yeşil renklerle tanımlanan orta düzeyde stres dağılımı saptanmıştır (Şekil 32,33).

Üst II. küçük azı dişinin bukkal tüberkülü, üst I. büyük azı dişinin palatinal tüberkülü ve üst II. büyük azı dişinin meziobukkal

tüberkülünde 0,80-16,86 MPa arasında değişebilen en yüksek stres dağılımları tespit edilmiştir (Şekil 34).

Üst çene kemiğinin vestibül görüntüsünde; üst I.büyük azı dişin distopalatinal tüberkülü ile kolesinde, üst II. büyük azı dişin meziobukkal tüberkülü ile kolesinde (Şekil 30,31), üst çene kemiğinin palatinal görüntüsünde ise; üst II. küçük azı dişin kolesinde, üst I. büyük azı dişin distopalatinal tüberkülü ve kolesinde, üst II. büyük azı dişin distopalatinal kole bölgesinde en yüksek stres düzeyleri görülmektedir (Şekil 32,33).

Üst çene kemiği ve ilişkili olduğu çevre yapıların vestibül görüntüsünde üst I. büyük azı dişine ait alveol kemikte 0,53 MPa'a çıkabilen stres değerleri tespit edilmiştir. Üst I.büyük azı dişine ait alveol kemikte oluşan stresler iki farklı yönde dağılarak çevre yapılara iletilmektedir. Tanımlanan bölgelerin vestibül yüzeyinde; 0,07-0,33 MPa (Şekil 30,31) palatinal yüzeyde ise; 0,08-0,40 MPa arasında değişen stresler izlenmektedir (Şekil 32,33).

Model II'e ait üst çene kemiği ve ilişkili olduğu çevre yapıların vestibül görüntülerinde, üst I. büyük azı dişine ait alveol kemiğindeki stresin en yüksek değerlere sahip olduğu (yeşil renkle tanımlanan) tespit edilmiştir. Tespit edilen en yüksek stres iki farklı yönde dağılarak çevre yapılara iletilmektedir. Ancak her iki hat üzerindeki mavi renkle tanımlanan stres düzeyinin Model I'e göre daha düşük seviyede olduğu saptanmıştır. Üst çene kemiği vestibül yüzeyinde mavi renkle tanımlanan düşük düzeydeki stresler sutural bölgede tekrar gri renkle temsil edilen yüksek stres seviyelerine çıkmaktadır (Şekil 30,31). Üst çene kemiğinin palatinal yüzeyinde ise üst II. büyük azı, üst I. büyük azı ve üst II. küçük azı dişine ait alveol kemikte mavi ve yeşil renklerle tanımlanan orta düzeyde stresler görülmektedir (Şekil 32,33).

Üst I. küçük azı dişin bukkal tüberkülü, üst II. küçük azı dişin bukkal tüberkülü, üst I.büyük azı dişin meziobukkal tüberkülü ve üst II.büyük azı dişin distobukkal tüberkülünde 0,80-13,94 MPa arasında değişen yüksek stres dağılımları tespit edilmiştir (Şekil 34).

Üst çene kemiğinin vestibül görüntüsünde; üst I.büyük azı dişin meziobukkal tüberkülünde ve üst II.büyük azı dişin distobukkal tüberkülünde (Şekil 30,31), üst çene kemiği palatinal görüntüsünde ise; üst I. küçük azı dişinin bukkal tüberkülünde, üst II. küçük azı dişinin bukkal tüberkülünde (Şekil 32-33) 0,80-13,94 MPa arasında değişebilen stres dağılımları saptanmıştır.

Üst çene kemiği ve ilişkili olduğu çevre yapılarının vestibül görüntüsünde, üst I. büyük azı dişine ait alveol kemikte 0,27 MPa'a çıkabilen stres değerleri izlenmektedir. Üst I.büyük azı dişine ait alveol kemikte oluşan stres iki farklı yönde dağılırarak çevre yapılara iletilmektedir. Bu iletim yollarından biri arkaya doğru ilerlerken diğeri ise öne ve yukarı doğru Model I'e göre daha da oblik bir hatla ilerleyerek frontomaksiller ve nasofrontal sutura ulaşmaktadır. Bununla birlikte her iki hat üzerindeki stres dağılımının düzeyi ve miktarının Model I'e göre daha düşük olduğu görülmüştür. Tanımlanan bölgede 0,07-0,20 MPa arasında değişen streslerin sutural bölgede tekrar 0,50-13,94 MPa seviyelerine çıktığı saptanmıştır (Şekil 30,31). Üst çene kemiğine ait palatal yüzeyde ise; üst II. küçük azı, üst I. büyük azı dişi ve üst II. büyük azı dişinin alveol kemiğinde 0,08-0,33 MPa arasında değişen orta düzeyde stresler izlenmektedir (Şekil 32-34).

Model I'e ait üst çene kemiğindeki dişler uzaklaştırılarak üst çene kemiği kortikal tabakasında ortaya çıkan en yüksek düzeydeki stresi belirlemek amaçlanmıştır. 1,63 MPa seviyesine çıkabilen en yüksek stres, üst II. küçük azı dişi ile üst I. büyük azı dişinin arasındaki alveol kemikte, üst I. büyük azı dişinin bukkalindeki alveol kemikte ve üst II.büyük azı

dişinin distalindeki alveol kemikte tespit edilmiştir. Model II'deki üst çene kemiğine ait kortikal tabakadaki en yüksek stres ise 1,85 MPa düzeyinde, üst I. büyük azı dişi ile üst II. büyük azı dişinin arasındaki alveol kemikteki dar bir alanda tespit edilmiştir (Şekil 35-39).

Model I ve Model II'e ait üst çene kemiğindeki kortikal tabaka uzaklaştırılarak süngerimsi tabakadaki stresin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Model I ve Model II'e ait üst çene kemiği süngerimsi tabakadaki stres dağılımı kortikal tabakadakine benzer olmakla birlikte, stres miktarının daha düşük olduğu saptanmıştır. Model I'e ait üst çene kemiğinin kortikal tabakasında 1,63 MPa'a çıkabilen stres düzeyinin süngerimsi tabakada 0,16 MPa seviyesinde kalmış olduğu görülmüştür. Model II'e ait üst çene kemiğinin kortikal tabakasında ise 1,85 MPa'a çıkabilen stres düzeyinin süngerimsi tabakada 0,18 MPa seviyesinde kalmış olduğu görülmüştür (Şekil 40-44).

Üst çene kemiğinin çevre yapılarla bağlantısını sağlayan suturlardan özellikle frontomaksiller ve nazomaksiller suturlarda Model I ve Model II'e ait kortikal yüzeylerde stresin sırasıyla 0,50-16,86 MPa ve 0,50-13,94 MPa arasında değiştiği, süngerimsi tabakada ise her iki modelde de 0,10 MPa seviyelerine düştüğü saptanmıştır (Şekil 6, 7, 45, 46).

#### **4.5. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Dentofasiyal ve Üst Çene Üzerindeki Sefalometrik Noktalara Ait Öngörülen Yer Değiştirme Miktarlarına İlişkin Bulgular**

Dentofasiyal yapılara ait sefalometrik noktalardan N noktasına ilişkin öngörülen yer değiştirme miktarı Model I ve Model II'de sırasıyla; y düzleminde  $8,12 \times 10^{-5}$  mm ve  $-3,96 \times 10^{-4}$  mm, z düzleminde ise  $7,34 \times 10^{-5}$  mm ve  $3,85 \times 10^{-4}$  mm olarak bulunmuştur (Tablo 9).

Üst çene kemiğiyle ilgili sefalometrik A ve ANS noktalarının y ve z düzlemlerindeki öngörülen yer değiştirme yön ve miktarlarının benzer,

PNS noktasında ise bu değerlerin Model I ve Model II'de sırasıyla y düzleminde  $7,02 \times 10^{-4}$  mm ve  $9,37 \times 10^{-4}$  mm; z düzleminde  $-3,83 \times 10^{-4}$  mm ve  $3,32 \times 10^{-4}$  mm olduğu belirlenmiştir (Tablo 9).

#### **4.6. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Alt ve Üst Çene Kemiğine Ait Dişlerde Belirlenen Stres Dağılımına İlişkin Bulgular**

Model I'de, alt II. küçük azı dişinin bukkal tüberkülü, alt I. büyük azı dişinin distolingual tüberkülü ve II. büyük azı dişinin distobukkal tüberkülünde tespit edilen 1,20-8,12 MPa arasında değişen yüksek stres dağılımı (Şekil 14), üst dişlerden üst II. küçük azı dişinin bukkal tüberkülü, üst I. büyük azı dişinin palatinal tüberkülü ve üst II. büyük azı dişinin meziobukkal tüberkülünde 0,80-16,86 MPa arasında değişen yüksek streslere neden olmaktadır (Şekil 14, 34).

Model I ve Model II'e ait dişlerin kronlarında oluşan stresin dağılımı yukarıda ayrıntılı olarak anlatıldığı için bu bölümde sadece dişlerin köklerinde mevcut olan streslerden bahsedilecektir.

Model I'e ait alt-üst dişlerin vestibül ve lingual görüntüsünde; üst keser dişlerin köklerinde 0,07 MPa düzeyinde, alt keser dişlerin köklerinde ise 0,73 MPa düzeyinde stresler saptanmıştır. Ayrıca üst II. küçük azı, üst I. büyük azı, üst II. büyük azı, alt II. küçük azı ve alt I. büyük azı dişlere ait köklerde de 0,73 MPa'a çıkabilen stresler tespit edilmiştir (Şekil 47-50).

Model II'e ait alt I. küçük azı dişinin bukkal tüberkül tepesi, II. küçük azı dişinin bukkal tüberkül tepesi ve I. büyük azı dişinin distobukkal tüberkül tepesinde 1,20-11,21 MPa arasında değişen yüksek stres dağılımı (Şekil 14), üst dişlerde üst I. küçük azı dişinin bukkal tüberkülü, üst II. küçük azı dişinin bukkal tüberkülü, üst I. büyük azı dişinin bukkal tüberkülü ve II. büyük azı dişinin distobukkal tüberkülünde 0,80-13,94 MPa arasında değişen yüksek streslere neden olmaktadır (Şekil 14,34).

Model II'e ait alt-üst dişlerin vestibül ve lingual görüntüsünde; alt II. küçük azı dişin kökünde 0,53 MPa seviyesine çıkabilen stresler izlenirken, diğer dişlere ait köklerde ise bu değerin genelde 0,20 MPa seviyelerinde kaldığı tespit edilmiştir (Şekil 47-50).

#### **4.7. Vertikal Çenelik Uygulaması ile Alt ve Üst Çene Kemiği Dişlerine Ait Sefalometrik Noktalarda Öngörülen Yer Değiştirme Miktarlarına İlişkin Bulgular**

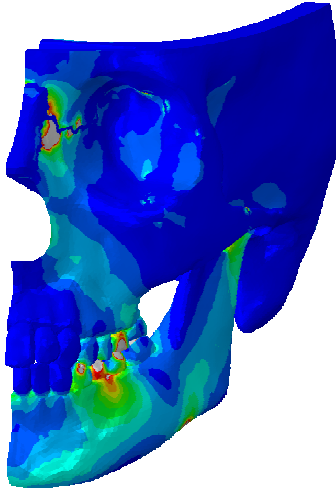
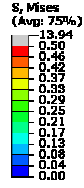
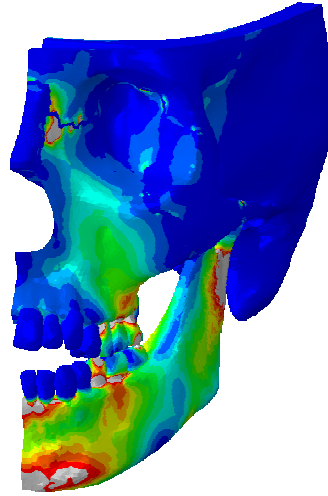
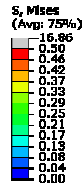
Üst çene keser dişlere ait lateral sefalometrik analiz parametrelerinden Ü1 ve Ü1k noktalarına ilişkin öngörülen yer değiştirme miktarı sırasıyla; y düzleminde Model I'de  $1,51 \times 10^{-3}$  mm,  $8,84 \times 10^{-4}$  mm, Model II'de  $6,81 \times 10^{-4}$  mm,  $5,28 \times 10^{-4}$  mm iken, z düzleminde ise Model I'de  $2,05 \times 10^{-3}$  mm,  $1,43 \times 10^{-3}$  mm Model II'de  $1,12 \times 10^{-3}$  mm,  $9,19 \times 10^{-4}$  mm'dir (Tablo 9).

Üst çene I. büyük azı dişlere ait lateral sefalometrik analiz parametrelerinden Ü6 ve Ü6k noktalarına ilişkin öngörülen yer değiştirme miktarı sırasıyla; y düzleminde Model I'de  $7,27 \times 10^{-3}$  mm,  $7,82 \times 10^{-4}$  mm, Model II'de  $1,83 \times 10^{-3}$  mm,  $9,08 \times 10^{-4}$  mm iken, z düzleminde ise Model I'de  $3,35 \times 10^{-2}$  mm,  $1,14 \times 10^{-3}$  mm Model II'de  $1,04 \times 10^{-3}$  mm,  $9,11 \times 10^{-4}$  mm'dir (Tablo 9).

Alt çene keser dişlere ait lateral sefalometrik analiz parametrelerinden A1 ve A1k noktalarına ilişkin öngörülen yer değiştirme miktarı sırasıyla; y düzleminde Model I'de  $1,14 \times 10^{-2}$  mm,  $2,73 \times 10^{-2}$  mm, Model II'de  $1,37 \times 10^{-2}$  mm,  $2,09 \times 10^{-2}$  mm iken, z düzleminde ise Model I'de  $5,13 \times 10^{-2}$  mm,  $4,49 \times 10^{-2}$  mm, Model II'de  $2,97 \times 10^{-2}$  mm,  $2,56 \times 10^{-2}$  mm'dir (Tablo 9).

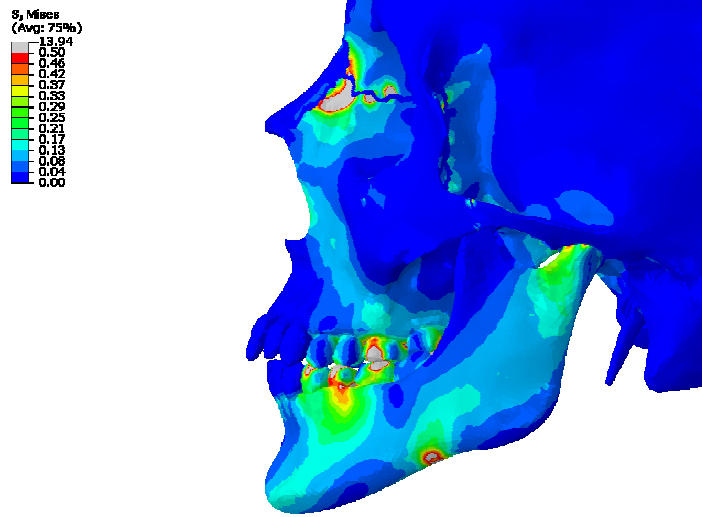
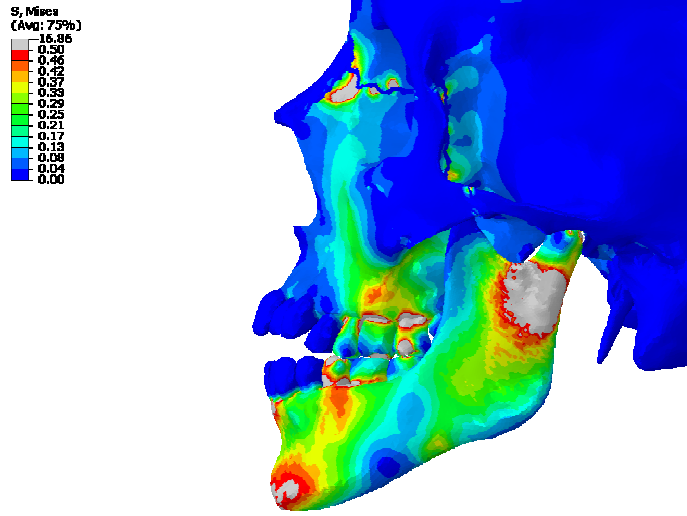
Alt çene keser dişlere ait lateral sefalometrik analiz parametrelerinden A6 ve A6k noktalarına ilişkin öngörülen yer değiştirme miktarı sırasıyla; y düzleminde Model I'de  $7,62 \times 10^{-3}$  mm,  $2,26 \times 10^{-2}$  mm,

Model II'de  $1,30 \times 10^{-2}$  mm,  $2,10 \times 10^{-2}$  mm iken, z düzleminde ise Model I'de  $3,55 \times 10^{-2}$  mm,  $3,64 \times 10^{-2}$  mm, Model II'de  $2,21 \times 10^{-2}$  mm,  $2,11 \times 10^{-2}$  mm'dir (Tablo 9).



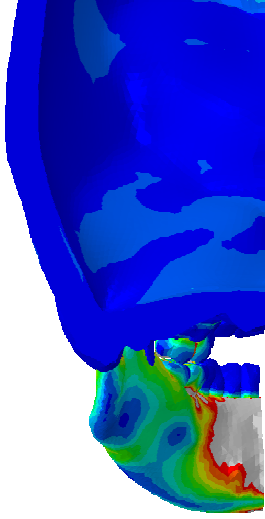
Şekil 6: Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.



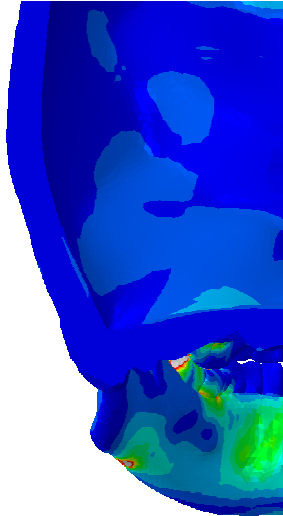


Şekil 7:Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

S, Mises  
(Avg: 75%)  
16.86  
0.50  
0.46  
0.42  
0.37  
0.33  
0.29  
0.25  
0.21  
0.17  
0.13  
0.08  
0.04  
0.00

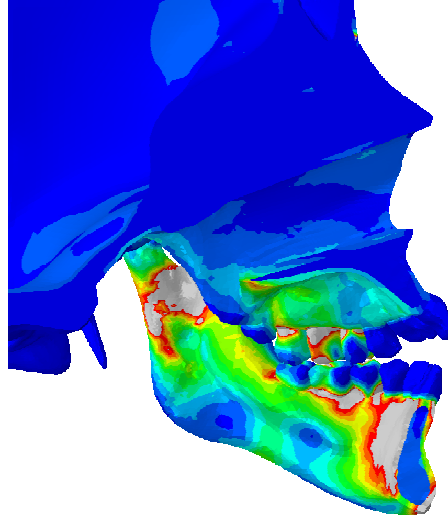


S, Mises  
(Avg: 75%)  
13.94  
0.50  
0.46  
0.42  
0.37  
0.33  
0.29  
0.25  
0.21  
0.17  
0.13  
0.08  
0.04  
0.00

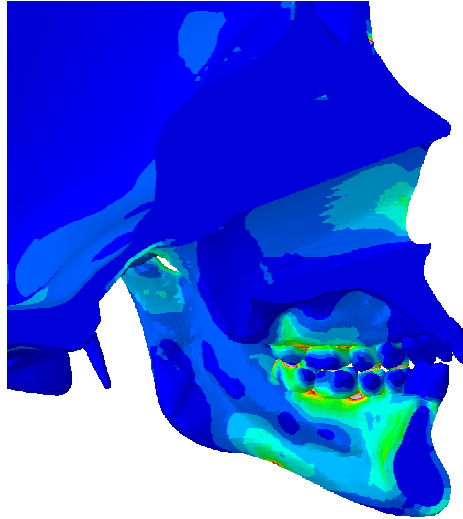


Şekil 8: Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.

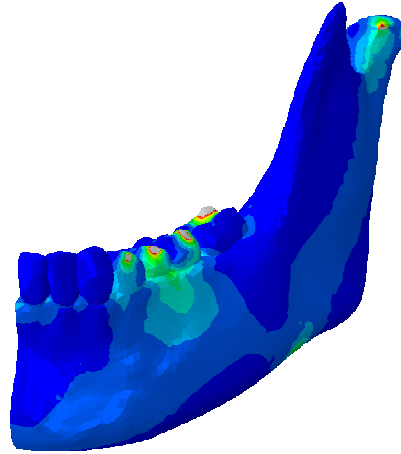
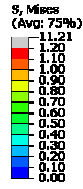
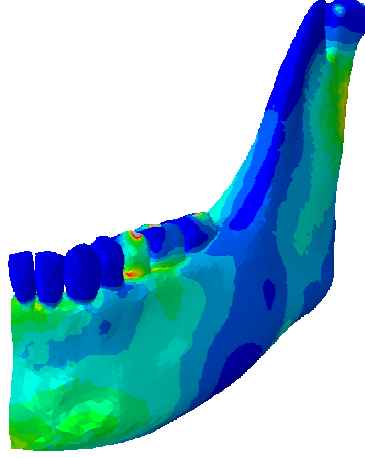
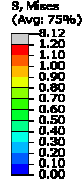
S, Mises  
(Avg: 75%)  
16.86  
0.50  
0.46  
0.42  
0.37  
0.33  
0.29  
0.25  
0.21  
0.17  
0.13  
0.08  
0.04  
0.00



S, Mises  
(Avg: 75%)  
13.94  
0.50  
0.46  
0.42  
0.37  
0.33  
0.29  
0.25  
0.21  
0.17  
0.13  
0.08  
0.04  
0.00

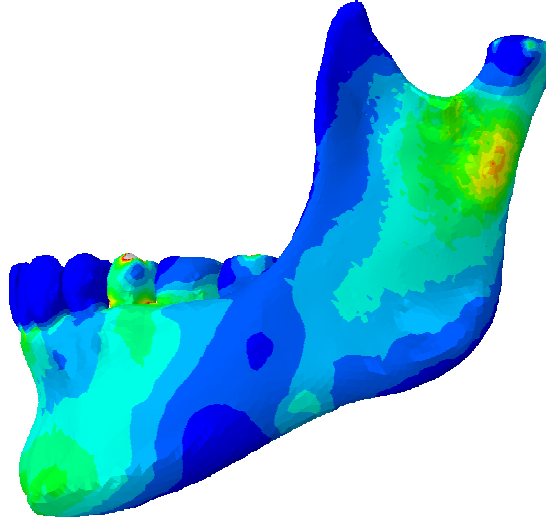


Şekil 9: Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.

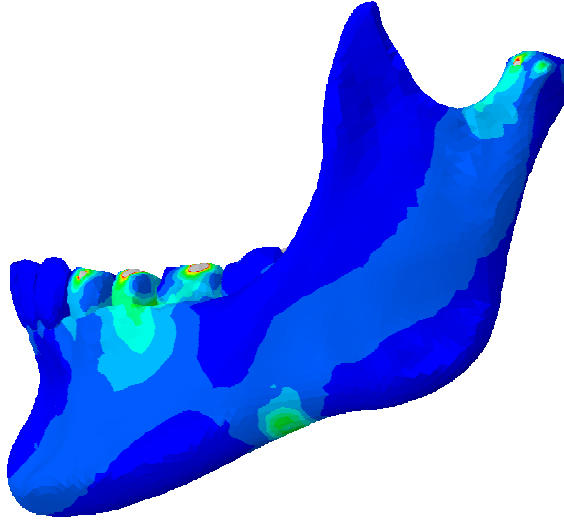


Şekil 10 Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 73%)  
0.12  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00

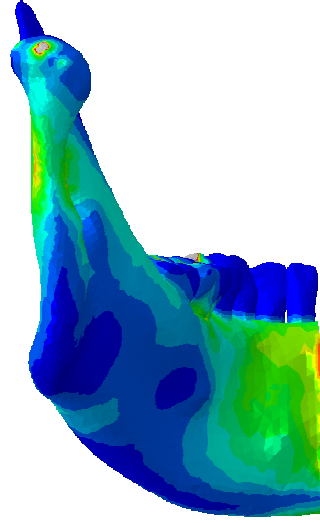


S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 73%)  
11.21  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00

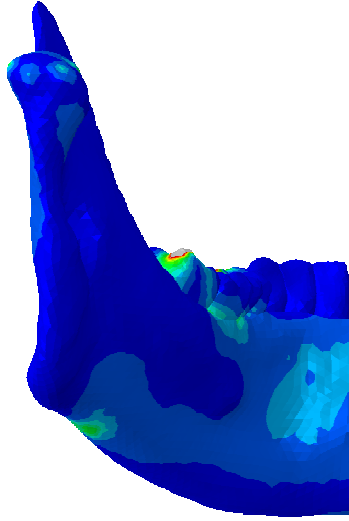


Şekil 11: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

S, Mises  
(Avg: 73%)  
0.12  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00

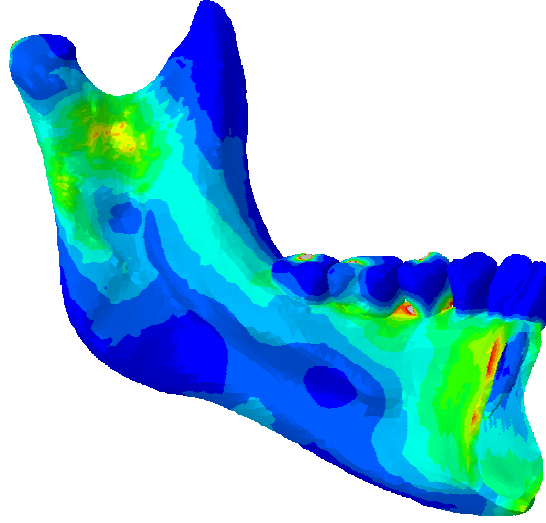


S, Mises  
(Avg: 73%)  
11.21  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00

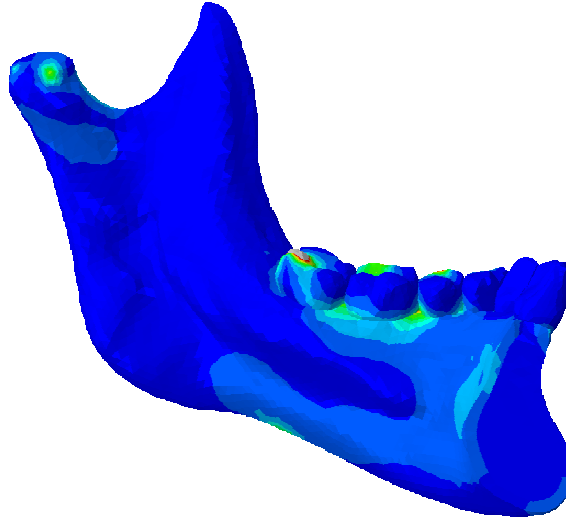


Şekil 12: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.

S, Mises  
(Avg: 75%)  
0.12  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00

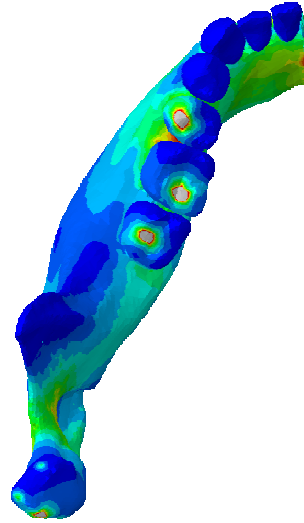


S, Mises  
(Avg: 75%)  
1.21  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00

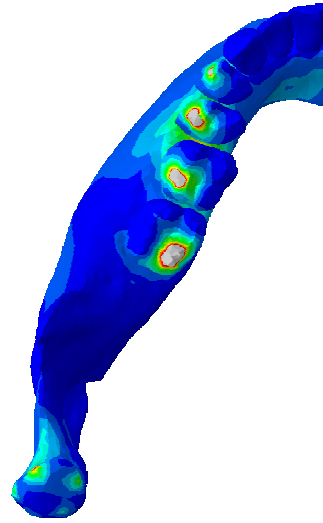


Şekil 13: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.

S, Mises  
(Avg: 73%)  
0.12  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00



S, Mises  
(Avg: 75%)  
11.21  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00

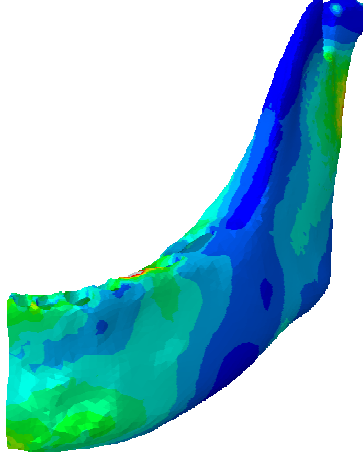


Şekil 14: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların oklüzalden görünüşü.



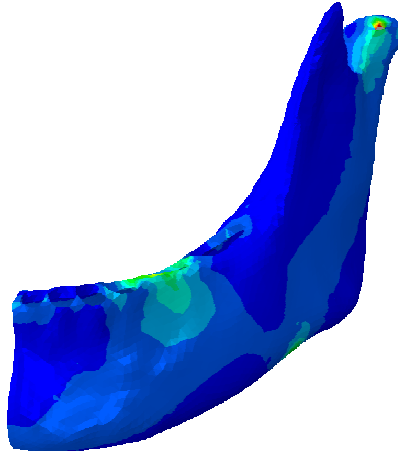
S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 73%)

|      |
|------|
| 1.20 |
| 1.10 |
| 1.00 |
| 0.90 |
| 0.80 |
| 0.70 |
| 0.60 |
| 0.50 |
| 0.40 |
| 0.30 |
| 0.20 |
| 0.10 |
| 0.00 |



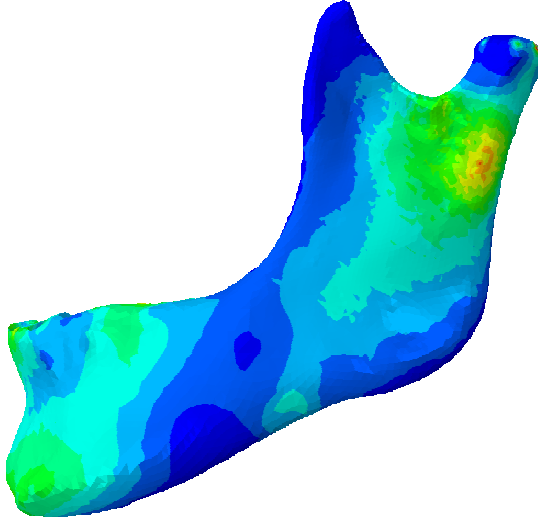
S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 73%)

|      |
|------|
| 1.38 |
| 1.20 |
| 1.10 |
| 1.00 |
| 0.90 |
| 0.80 |
| 0.70 |
| 0.60 |
| 0.50 |
| 0.40 |
| 0.30 |
| 0.20 |
| 0.10 |
| 0.00 |

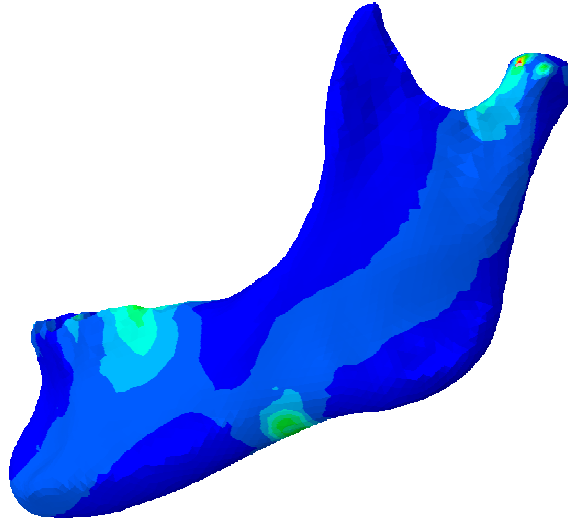


Şekil 15: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kortikal yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

S, Mises  
(Avg: 75%)  
5.64  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00



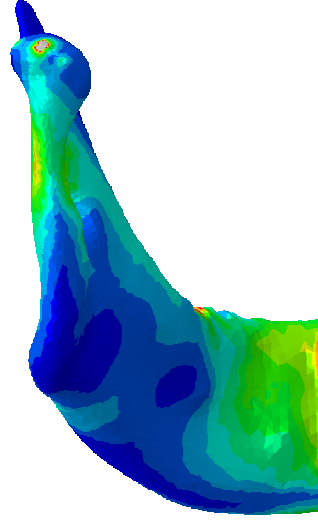
S, Mises  
(Avg: 75%)  
1.38  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00



Şekil 16: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kortikal yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

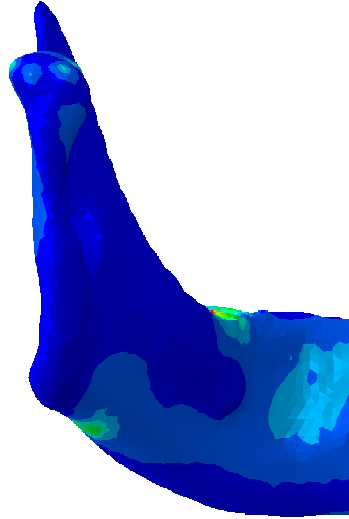
S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 73%)

|      |
|------|
| 1.20 |
| 1.10 |
| 1.00 |
| 0.90 |
| 0.80 |
| 0.70 |
| 0.60 |
| 0.50 |
| 0.40 |
| 0.30 |
| 0.20 |
| 0.10 |
| 0.00 |



S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 73%)

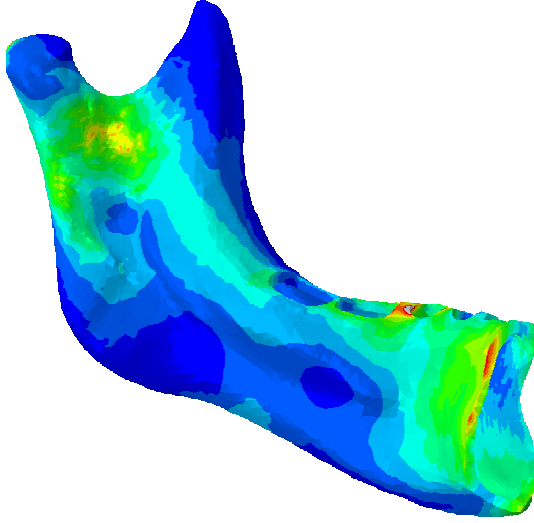
|      |
|------|
| 1.38 |
| 1.20 |
| 1.10 |
| 1.00 |
| 0.90 |
| 0.80 |
| 0.70 |
| 0.60 |
| 0.50 |
| 0.40 |
| 0.30 |
| 0.20 |
| 0.10 |
| 0.00 |



Şekil 17: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kortikal yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.

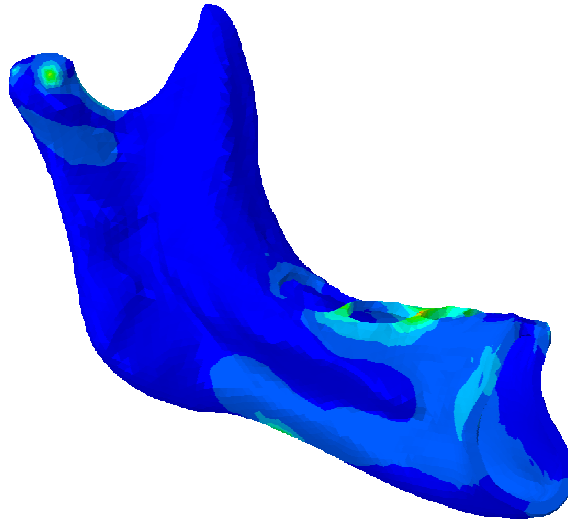
S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 75%)

|      |
|------|
| 1.20 |
| 1.10 |
| 1.00 |
| 0.90 |
| 0.80 |
| 0.70 |
| 0.60 |
| 0.50 |
| 0.40 |
| 0.30 |
| 0.20 |
| 0.10 |
| 0.00 |



S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 75%)

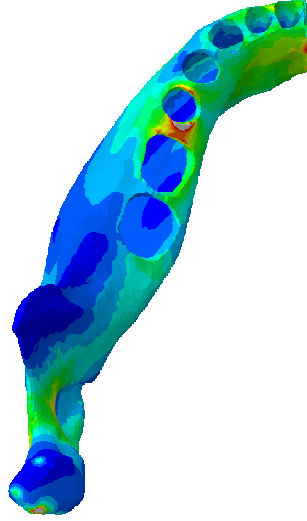
|      |
|------|
| 1.20 |
| 1.10 |
| 1.00 |
| 0.90 |
| 0.80 |
| 0.70 |
| 0.60 |
| 0.50 |
| 0.40 |
| 0.30 |
| 0.20 |
| 0.10 |
| 0.00 |



Şekil 18: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kortikal yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.

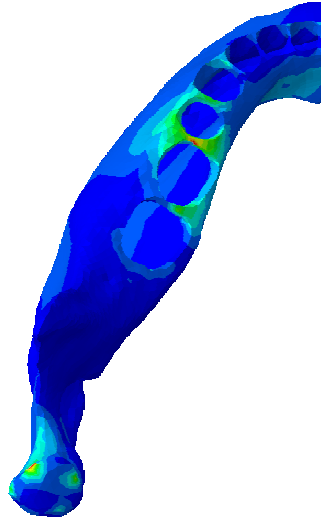
S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 73%)

|      |
|------|
| 1.20 |
| 1.10 |
| 1.00 |
| 0.90 |
| 0.80 |
| 0.70 |
| 0.60 |
| 0.50 |
| 0.40 |
| 0.30 |
| 0.20 |
| 0.10 |
| 0.00 |



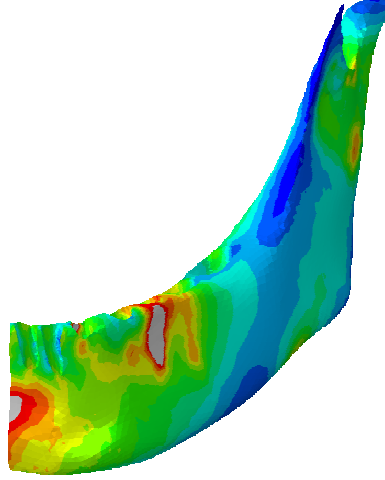
S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 73%)

|      |
|------|
| 1.38 |
| 1.20 |
| 1.10 |
| 1.00 |
| 0.90 |
| 0.80 |
| 0.70 |
| 0.60 |
| 0.50 |
| 0.40 |
| 0.30 |
| 0.20 |
| 0.10 |
| 0.00 |

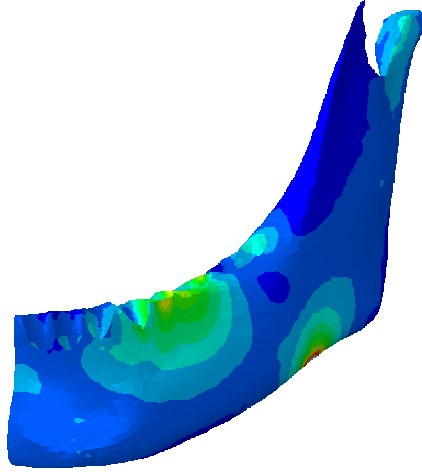


Şekil 19: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kortikal yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların oklüzalden görünüşü.

S, Mises  
(Avg: 75%)  
0.15  
0.08  
0.07  
0.06  
0.05  
0.04  
0.03  
0.02  
0.01  
0.00

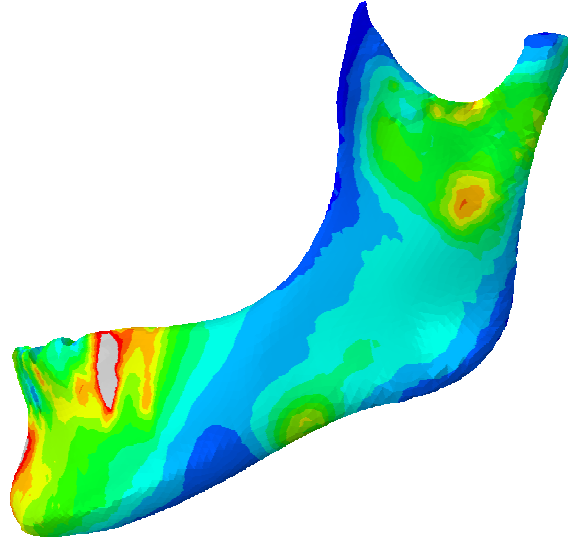


S, Mises  
(Avg: 75%)  
0.10  
0.08  
0.07  
0.06  
0.05  
0.04  
0.03  
0.02  
0.01  
0.00

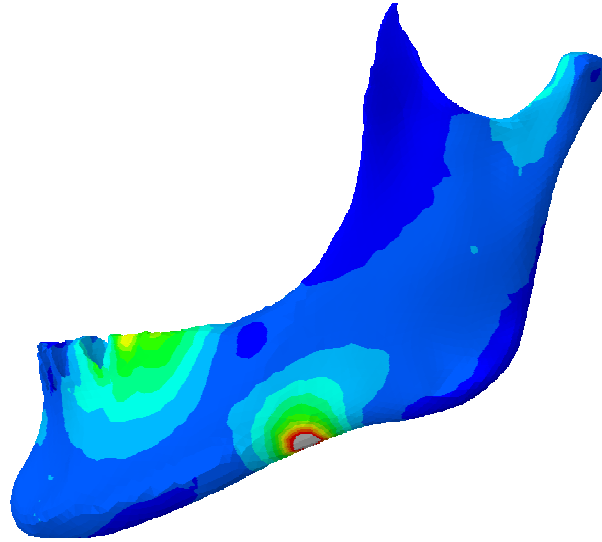


Şekil 20: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği süngerimsi yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

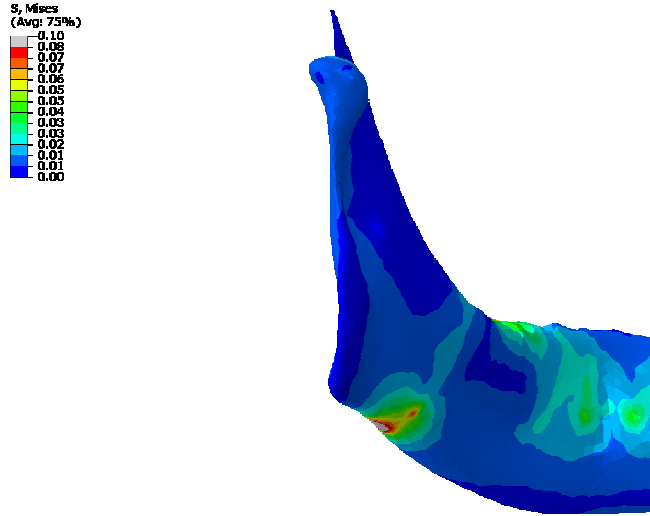
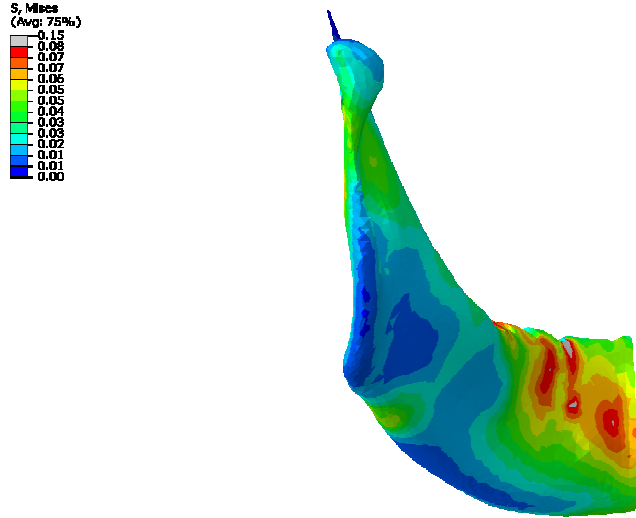
S, Mises  
(Avg: 75%)  
0.15  
0.08  
0.07  
0.06  
0.05  
0.04  
0.03  
0.02  
0.01  
0.00



S, Mises  
(Avg: 75%)  
0.10  
0.08  
0.07  
0.06  
0.05  
0.04  
0.03  
0.02  
0.01  
0.00



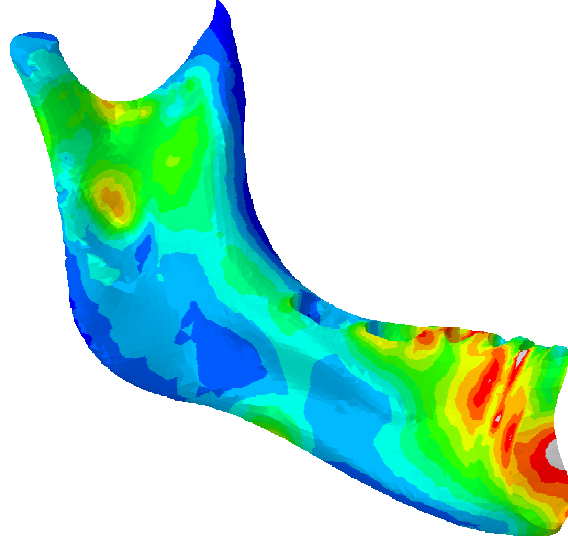
Şekil 21: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği süngerimsi yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.



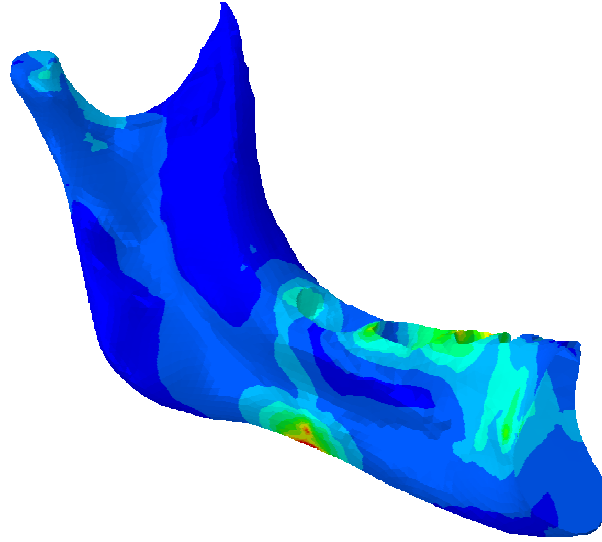
Şekil 22: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği süngerimsi yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.



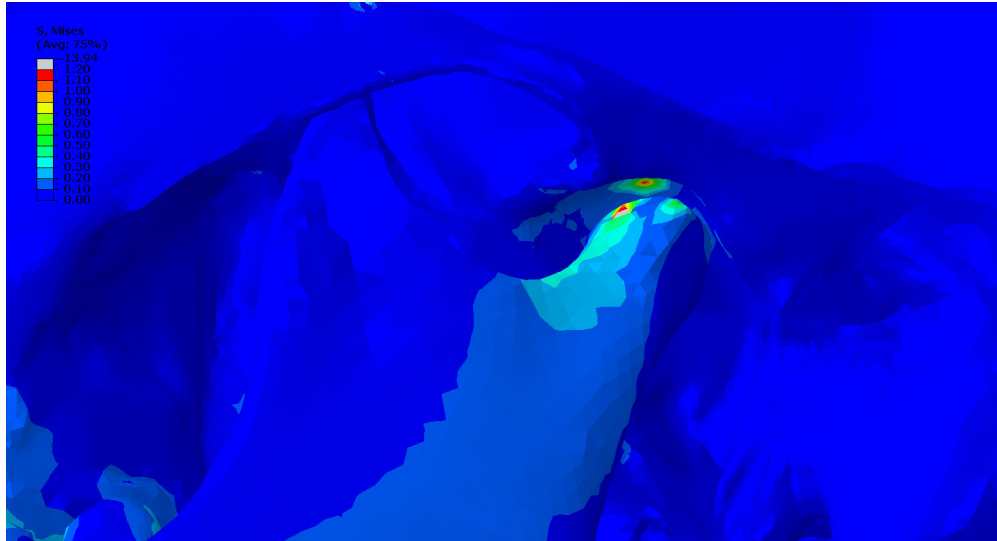
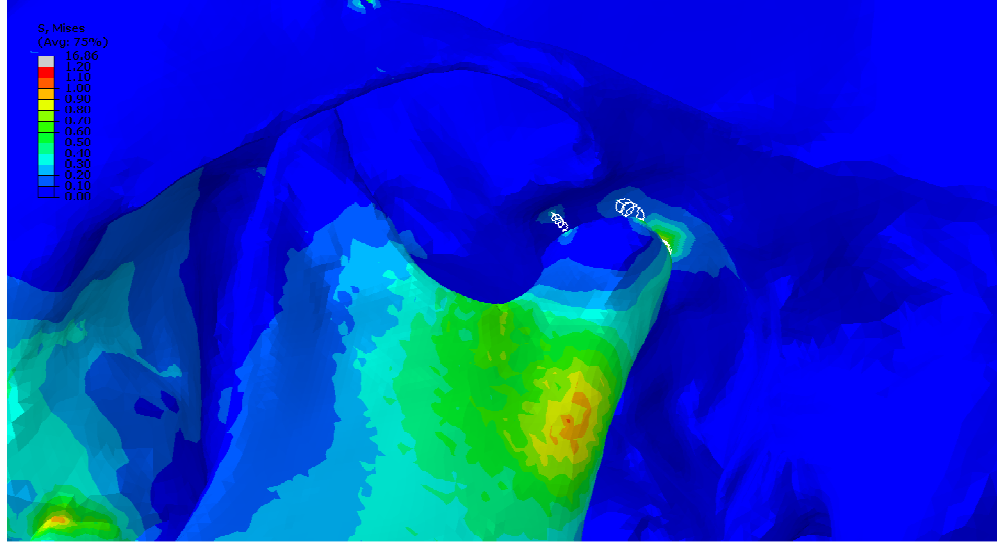
S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 75%)  
0.15  
0.08  
0.07  
0.06  
0.05  
0.04  
0.03  
0.02  
0.01  
0.00



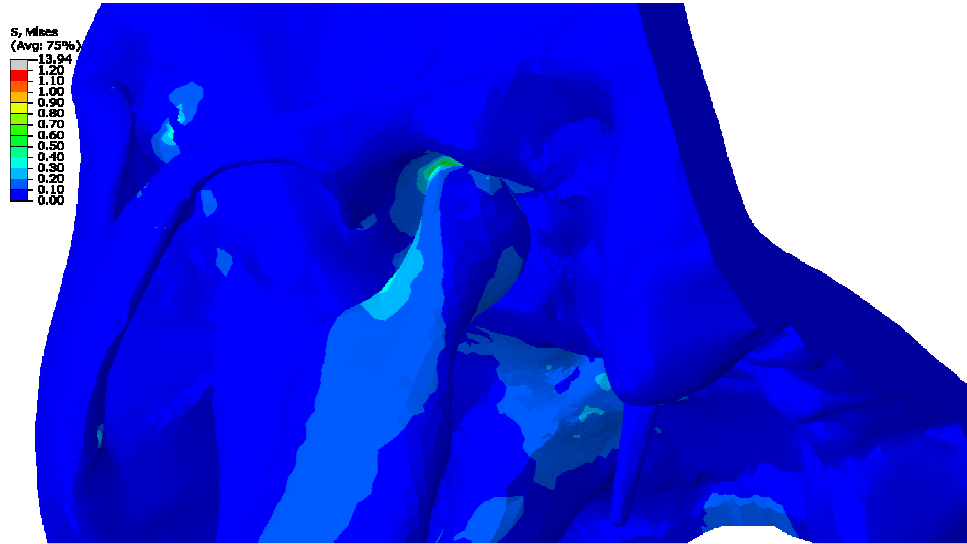
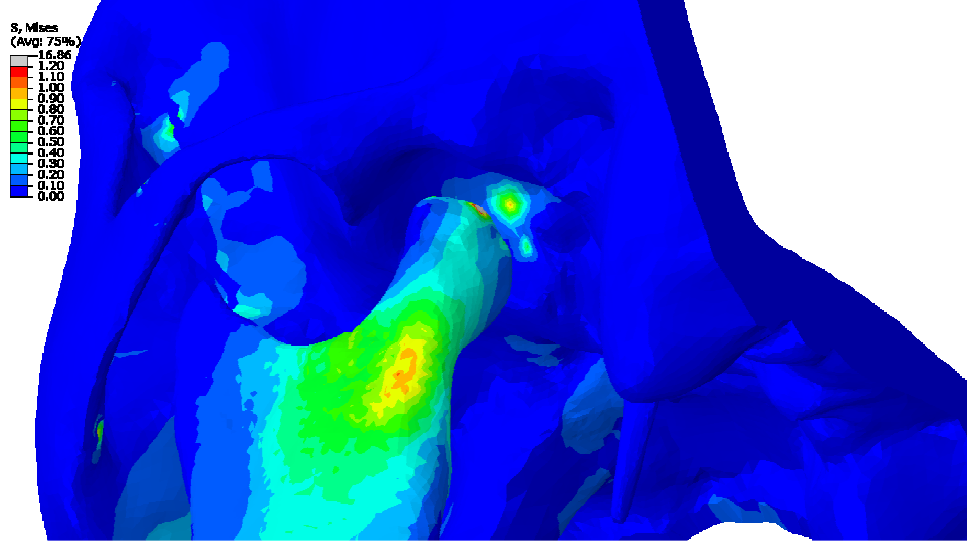
S<sub>y</sub> Mises  
(Avg: 75%)  
0.10  
0.08  
0.07  
0.06  
0.05  
0.04  
0.03  
0.02  
0.01  
0.00



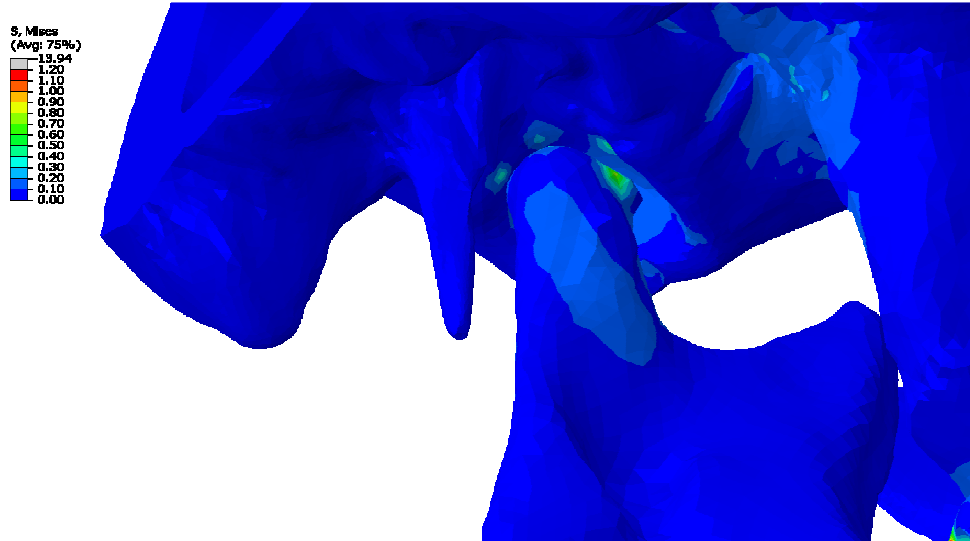
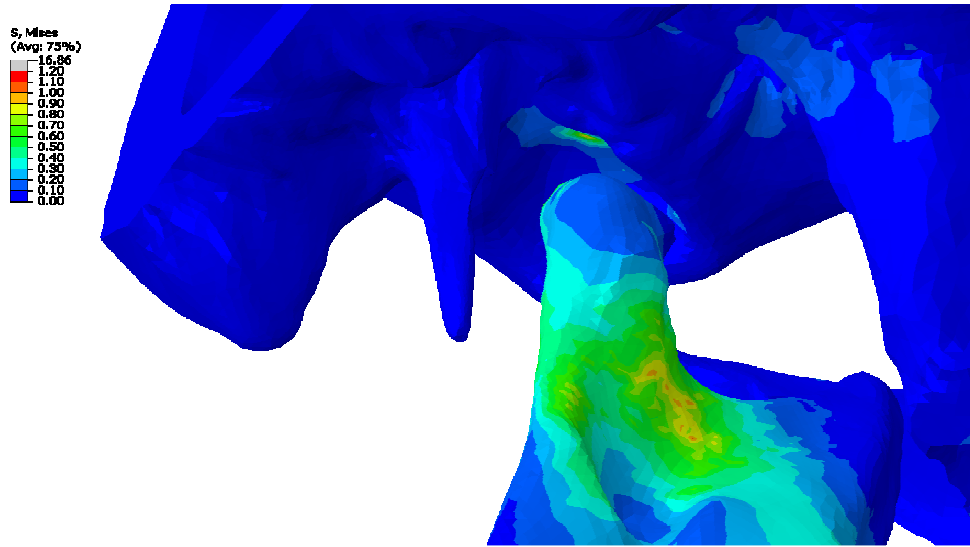
Şekil 23: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği süngerimsi yüzeyinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.



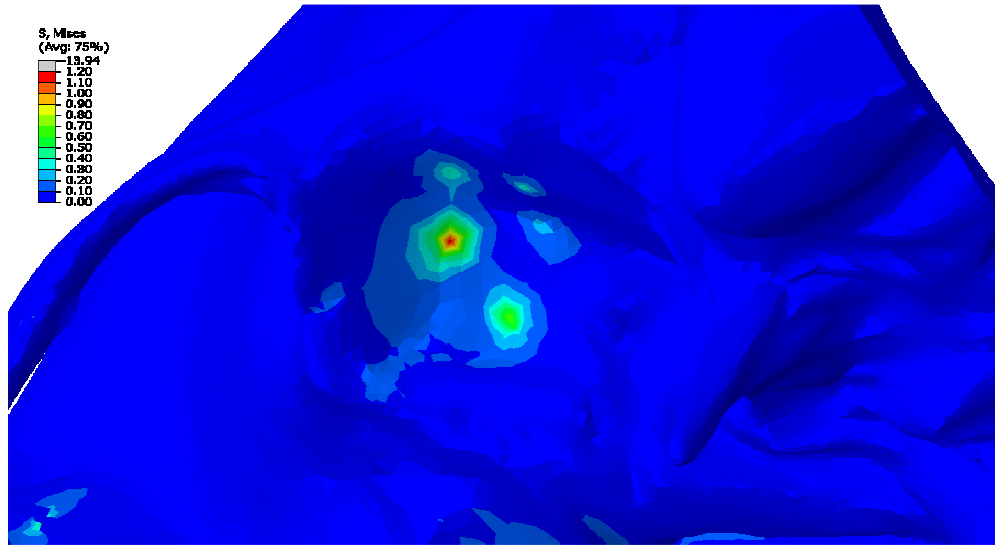
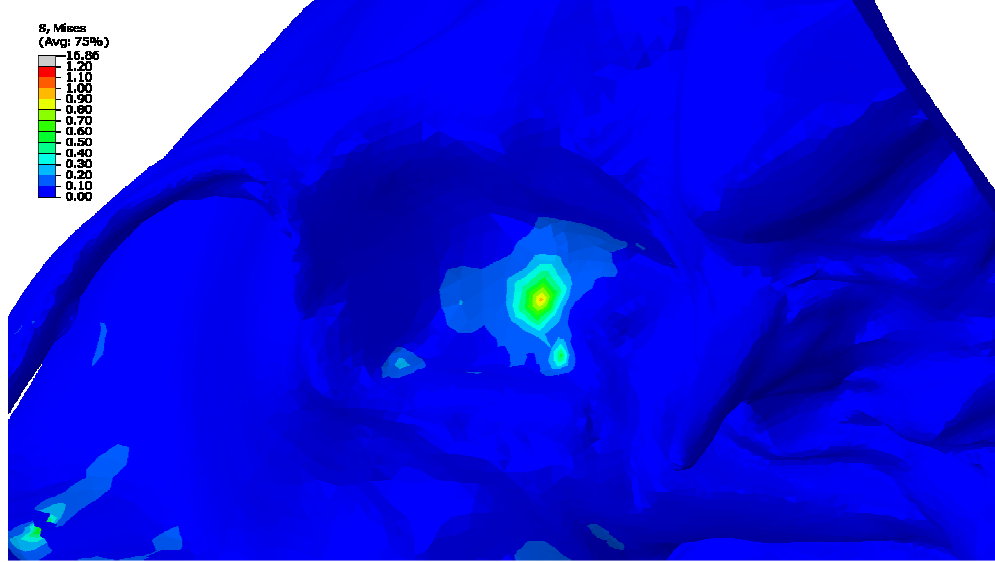
**Şekil 24: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kondil başı ve glenoid fossada belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.**



Şekil 25: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kondil başı ve glenoid fossada belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların alttan görünüşü.

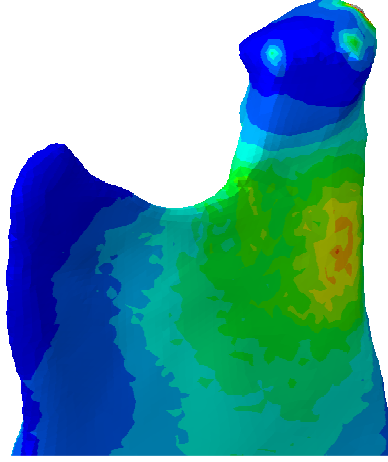


Şekil 26: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kondil başı ve glenoid fossada belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.



Şekil 27: Vertikal çenelik uygulaması ile temporal kemiğin glenoid fossasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların görünüşü.

S, Mises  
(Avg: 75%)  
1.24  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00

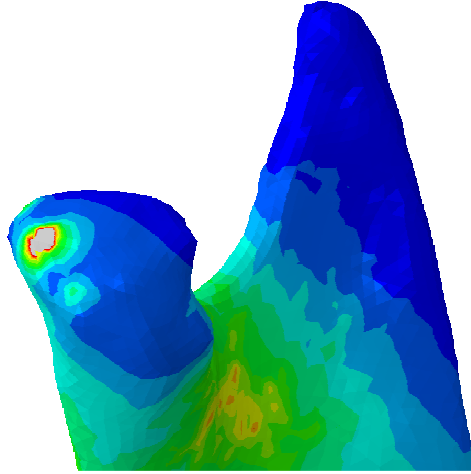


S, Mises  
(Avg: 75%)  
1.38  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00

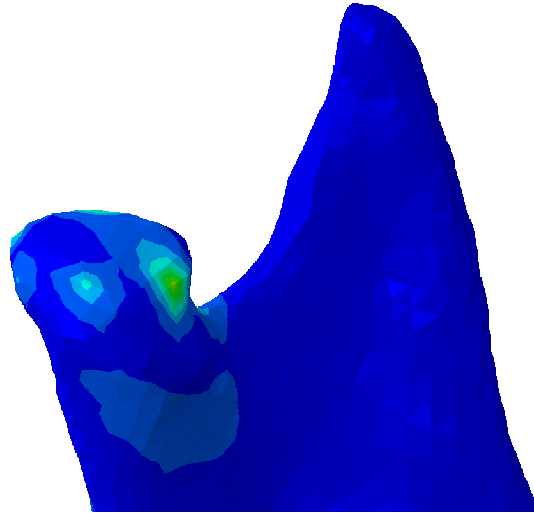


Şekil 28: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kondil başı ve koronoid çıkıntıda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

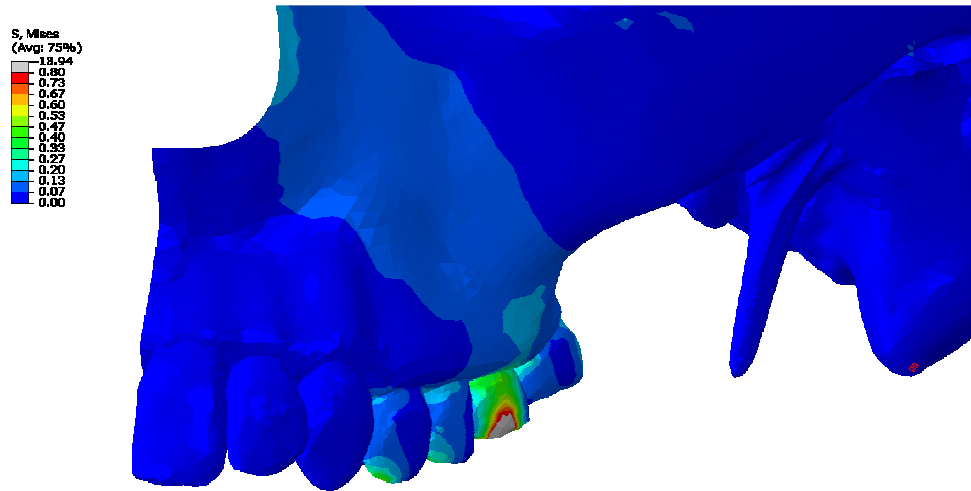
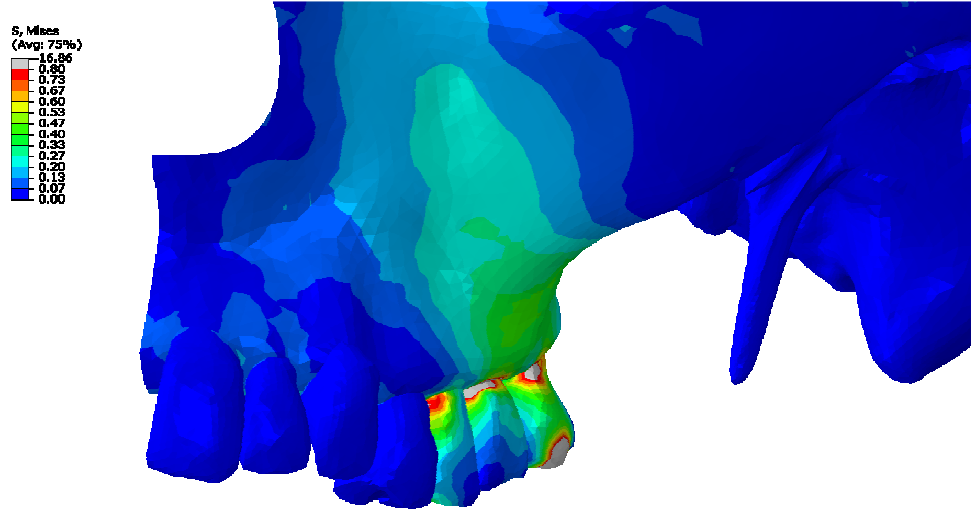
S, Mises  
(Avg: 75%)  
1.64  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00



S, Mises  
(Avg: 75%)  
1.98  
1.20  
1.10  
1.00  
0.90  
0.80  
0.70  
0.60  
0.50  
0.40  
0.30  
0.20  
0.10  
0.00

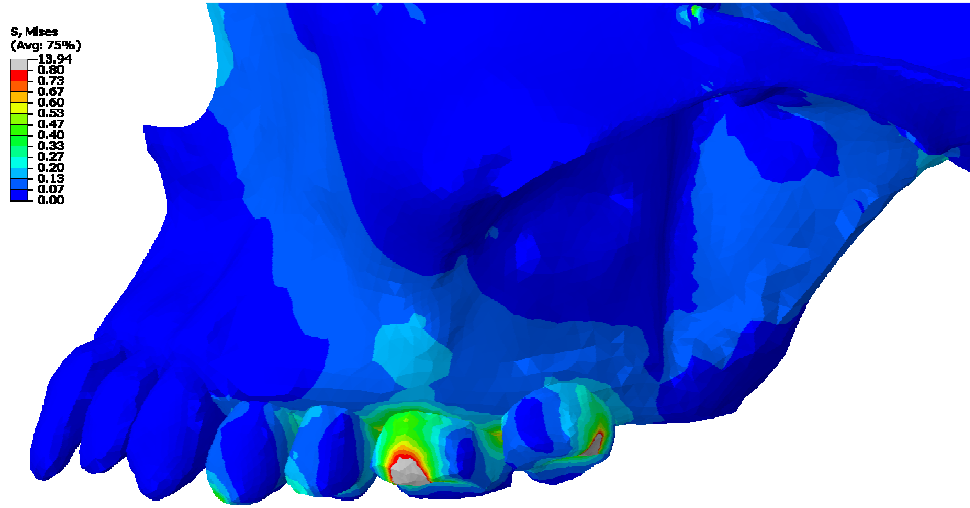
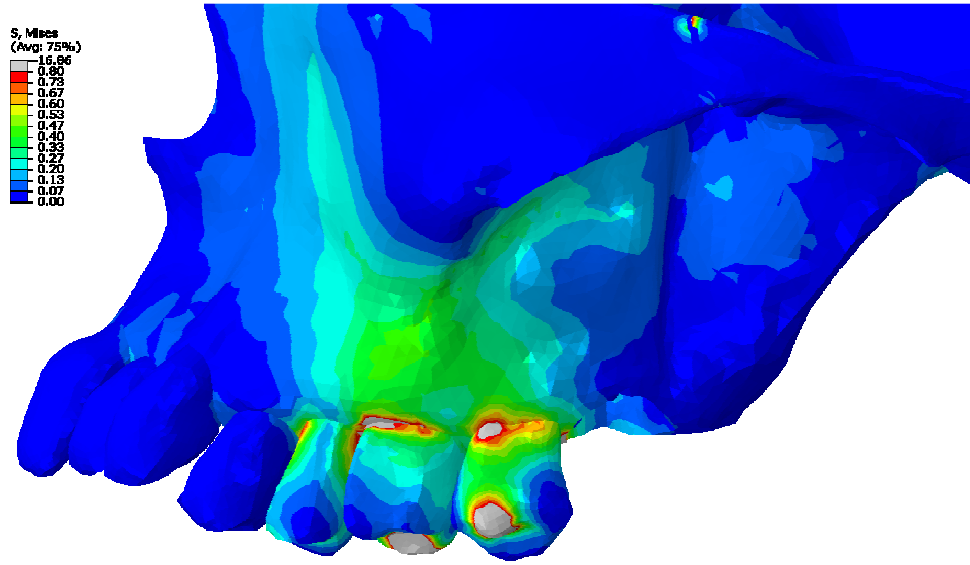


Şekil 29: Vertikal çenelik uygulaması ile alt çene kemiği kondil başı ve koronoid çıkıntıda belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.

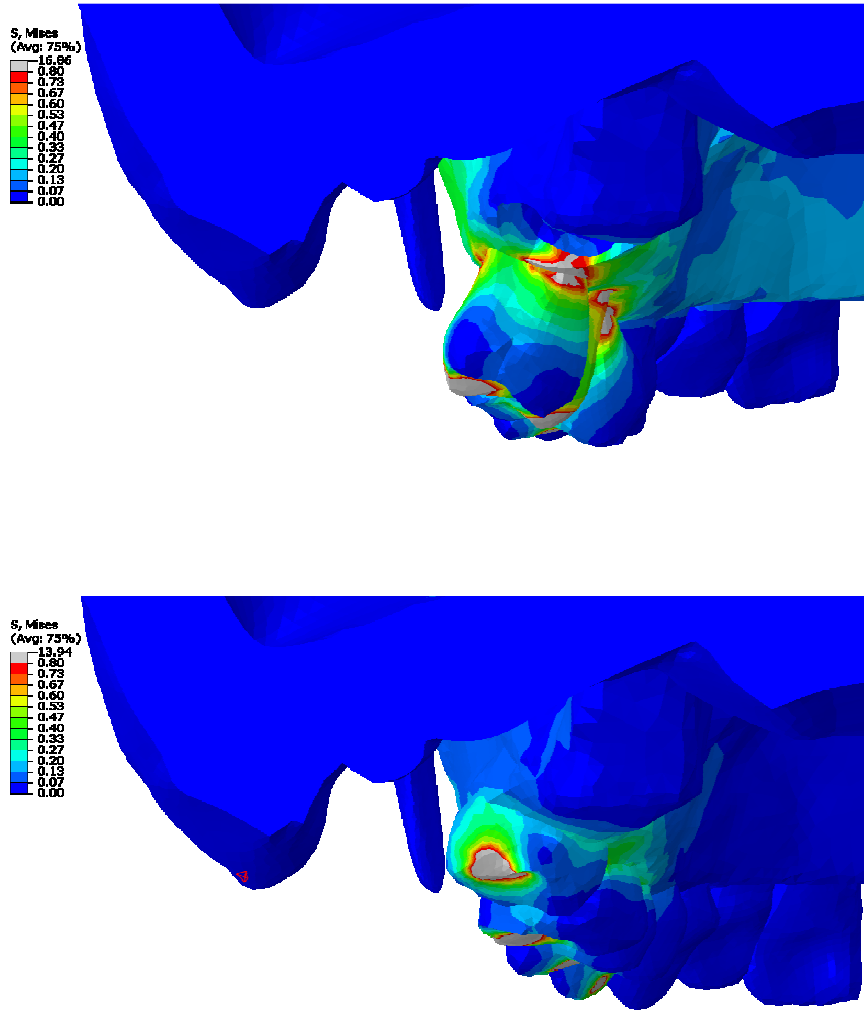


Şekil 30: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

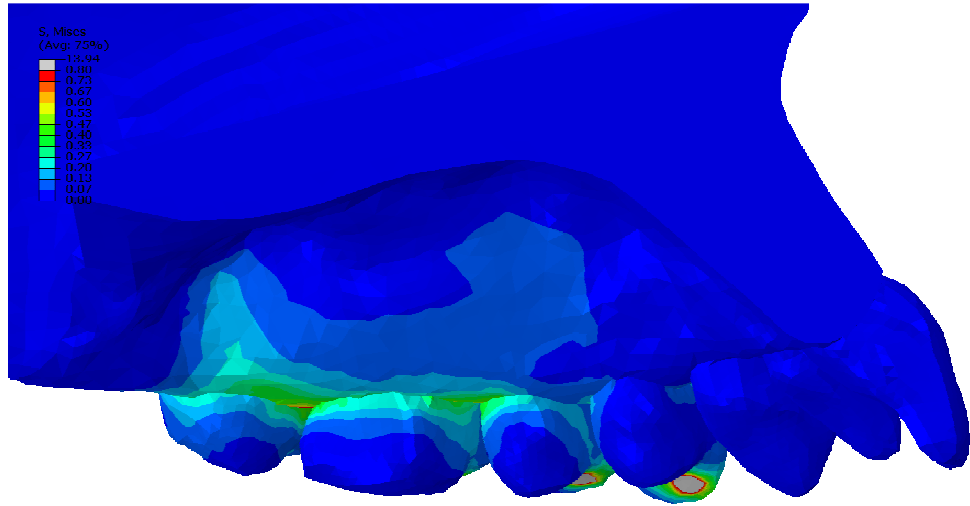
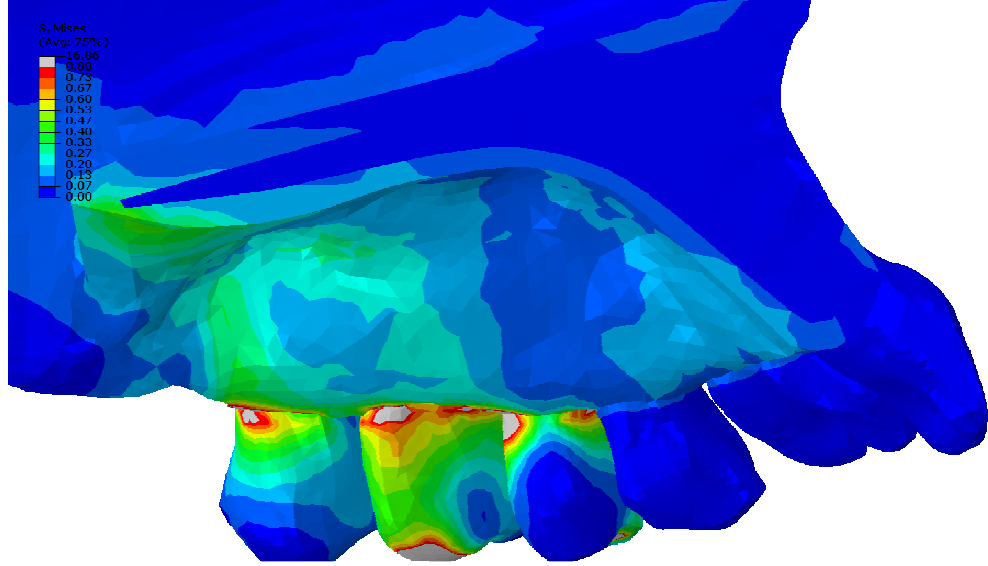




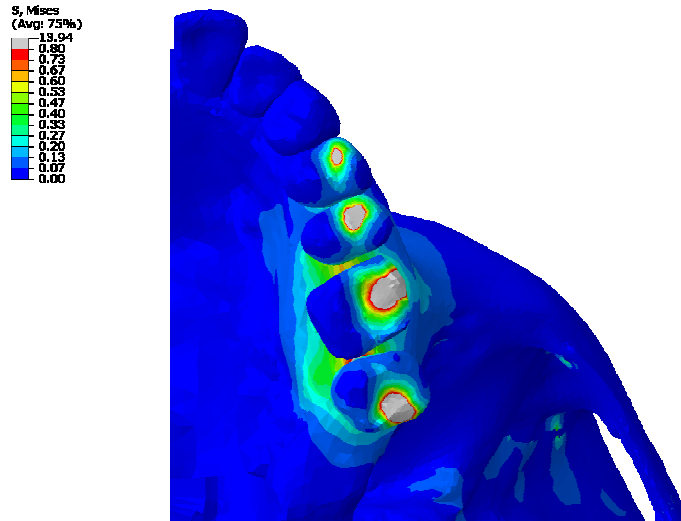
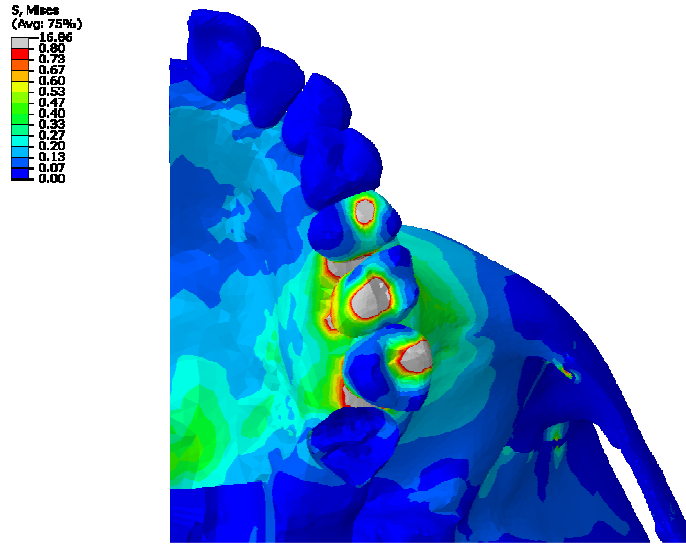
Şekil 31: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.



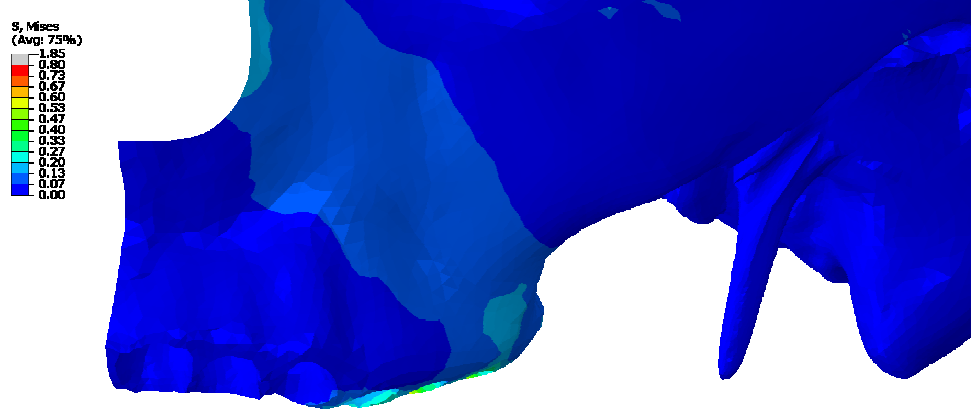
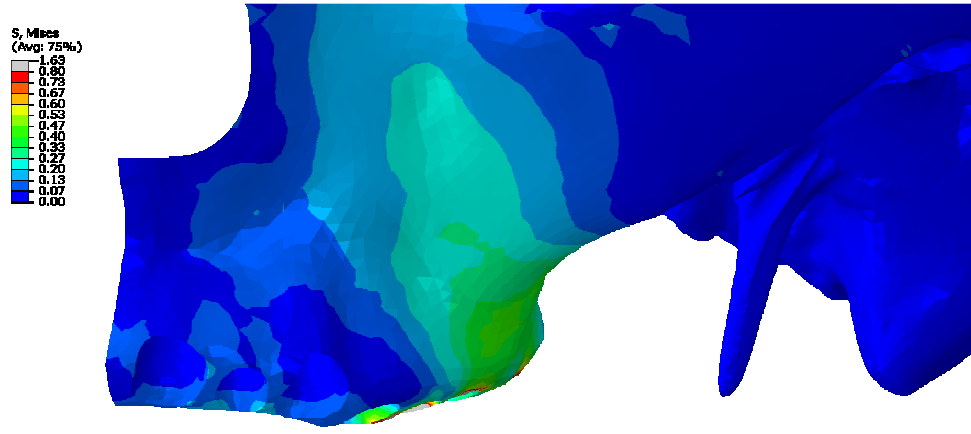
Şekil 32: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü.



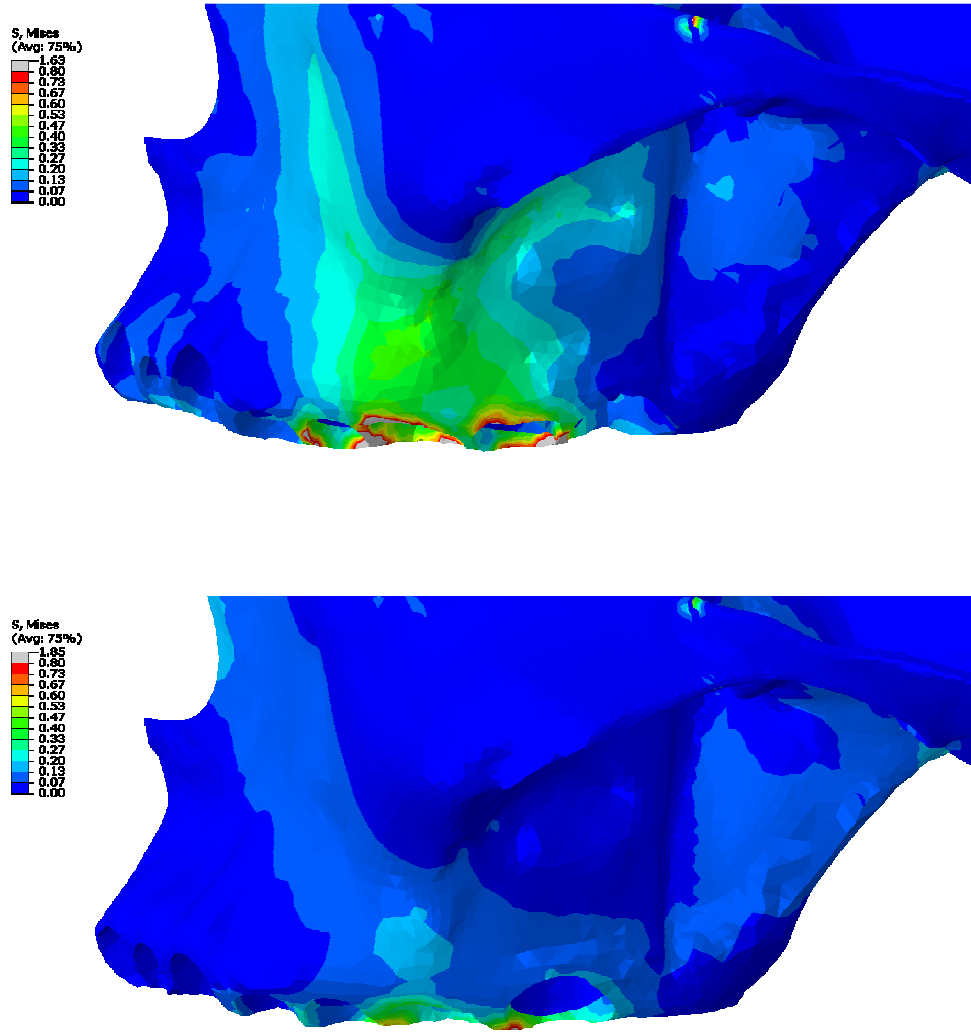
Şekil 33: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü.



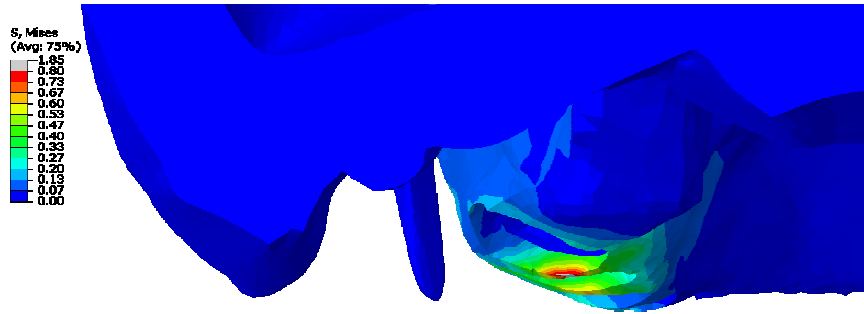
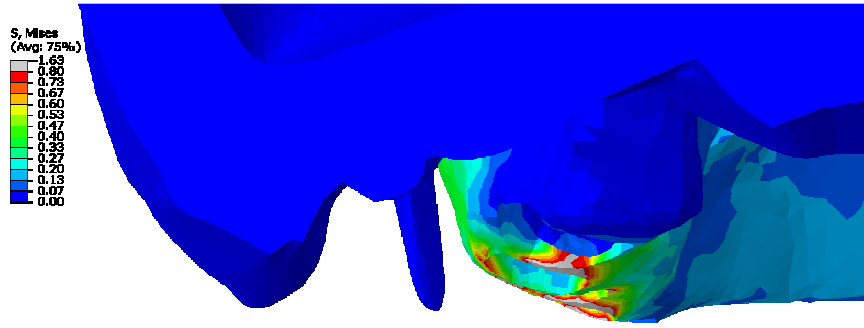
Şekil 34: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların oklüzalden görünüşü.



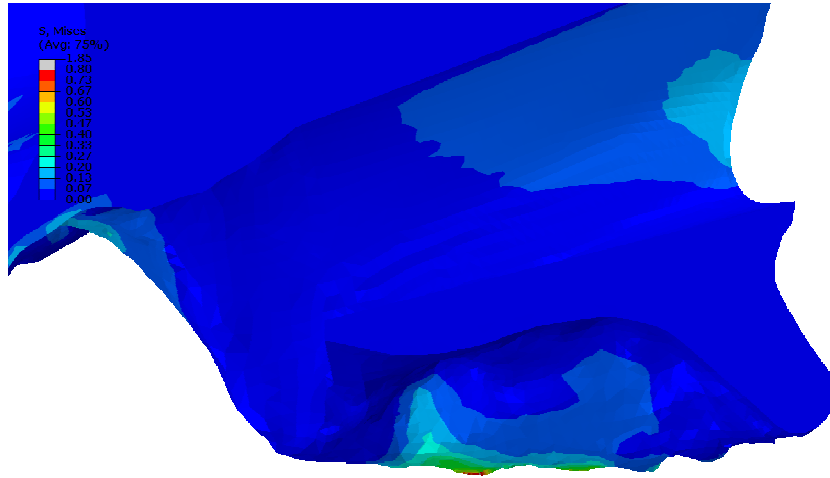
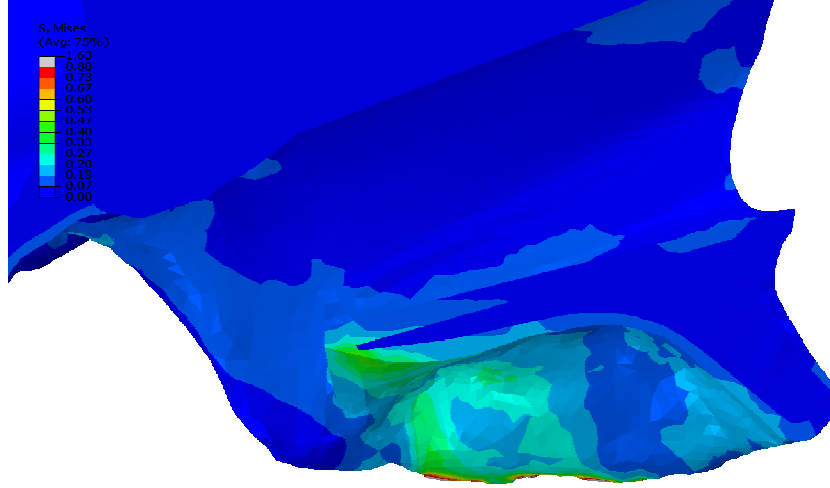
Şekil 35: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği kortikal tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.



Şekil 36: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği kortikal tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

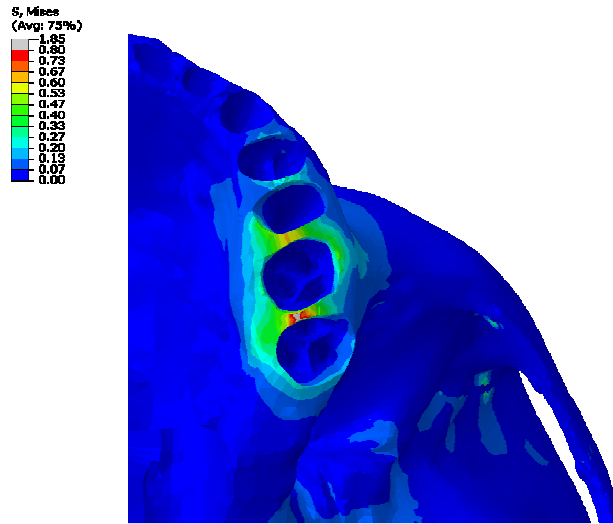
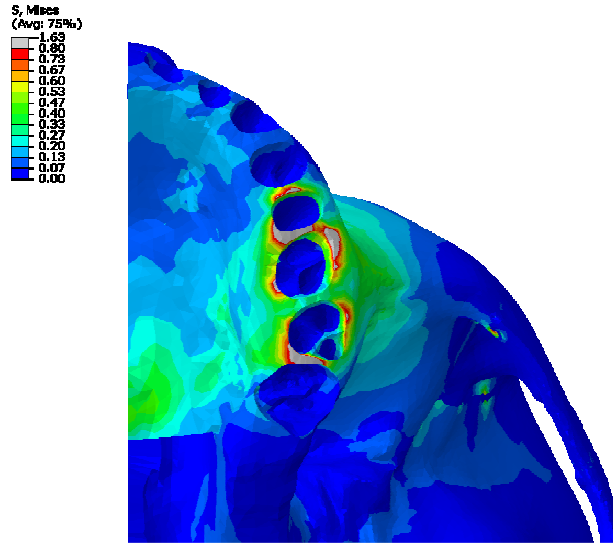


Şekil 37: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği kortikal tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü.

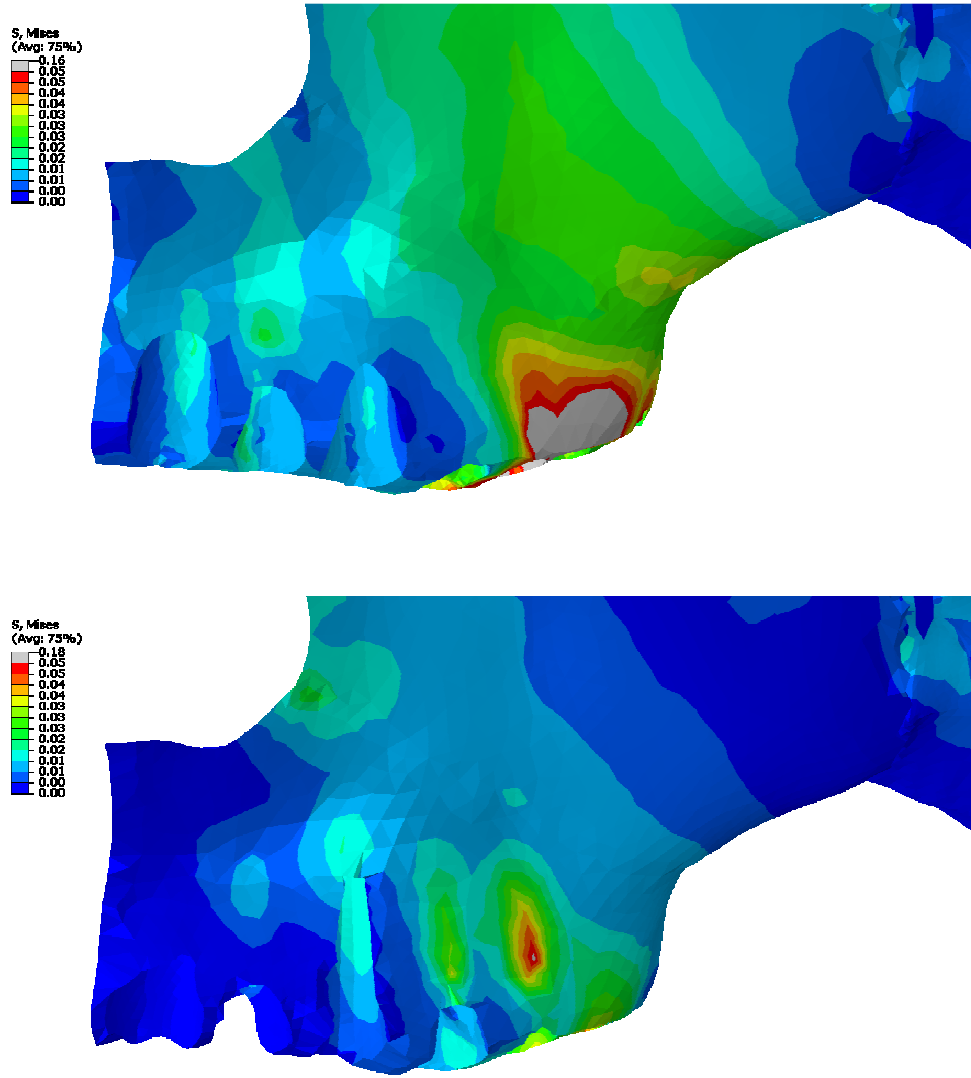


**Şekil 38: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği kortikal tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü.**

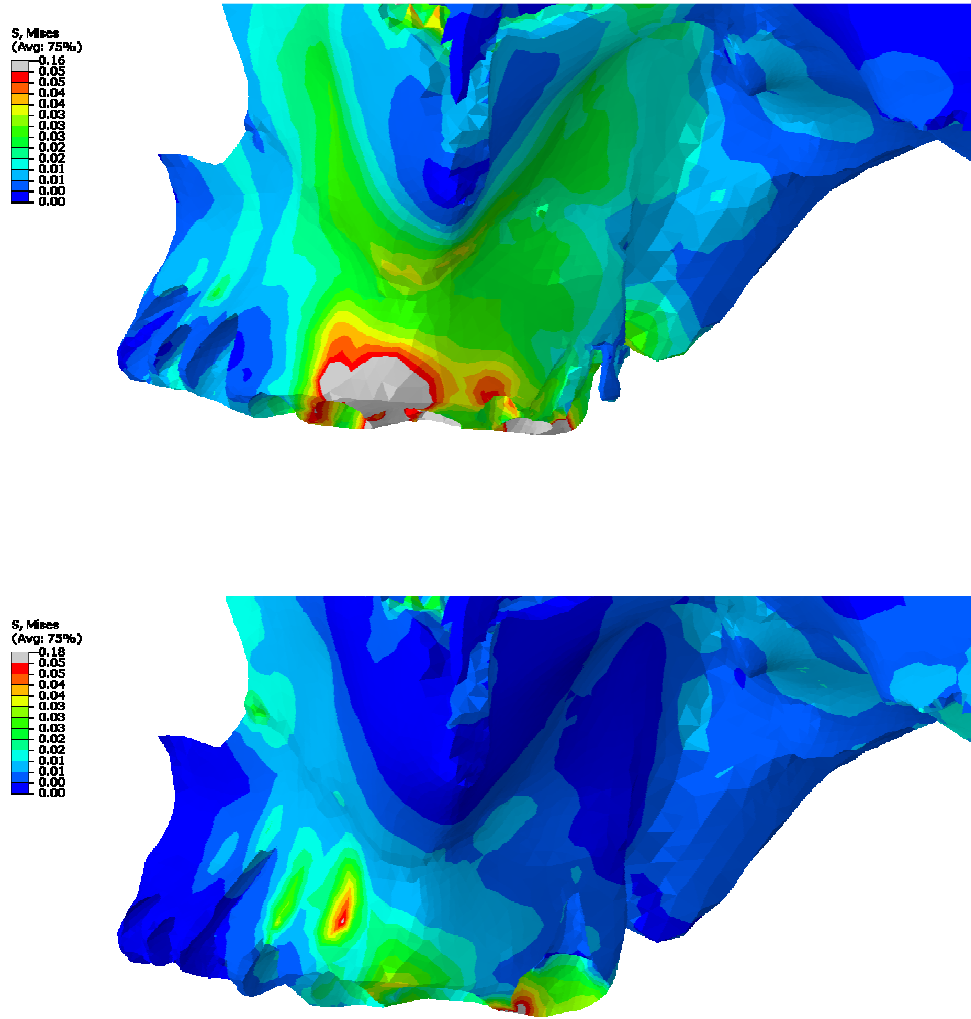




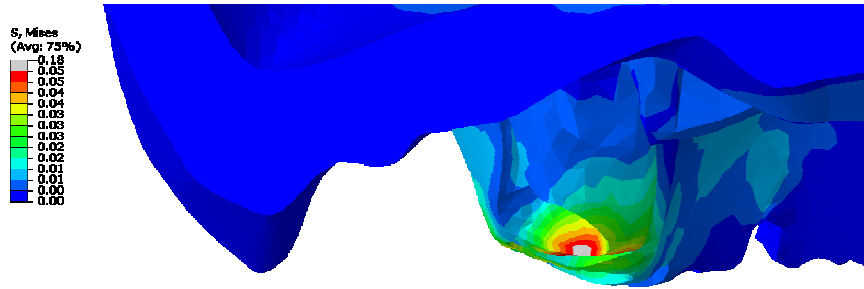
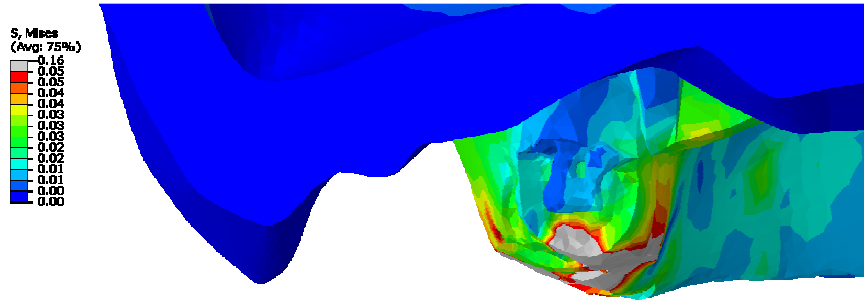
Şekil 39: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği kortikal tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların oklüzalden görünüşü.



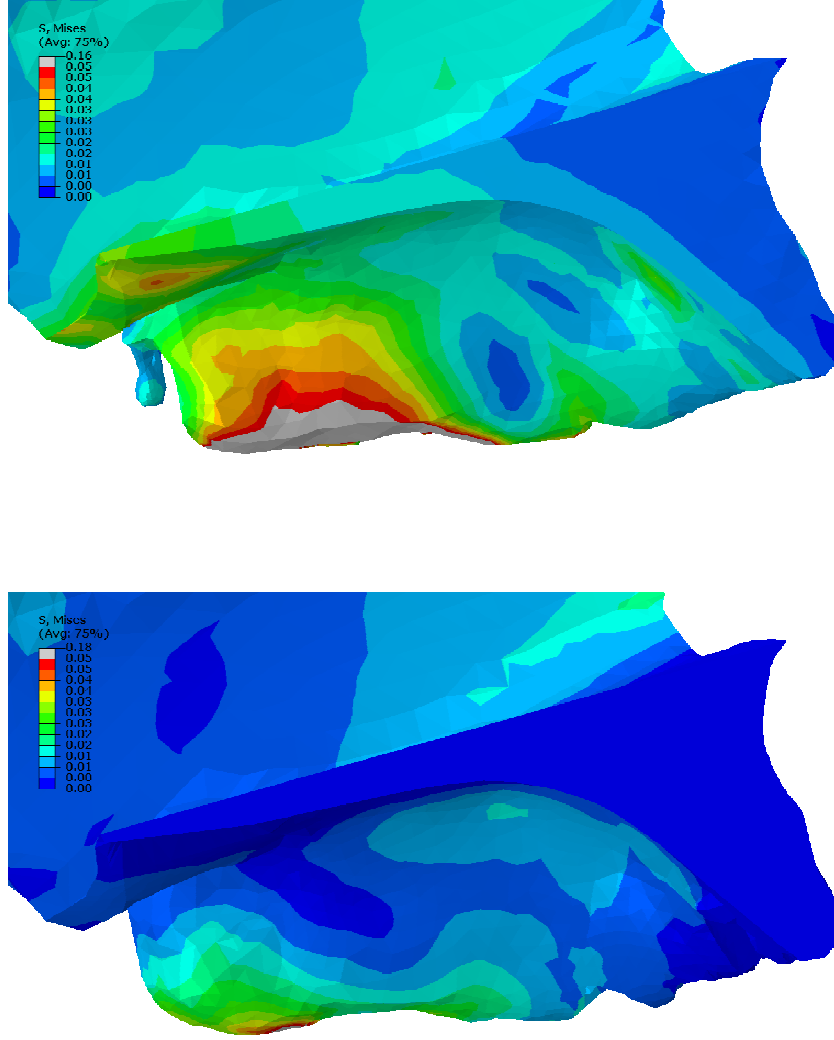
Şekil 40: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği süngerimsi tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.



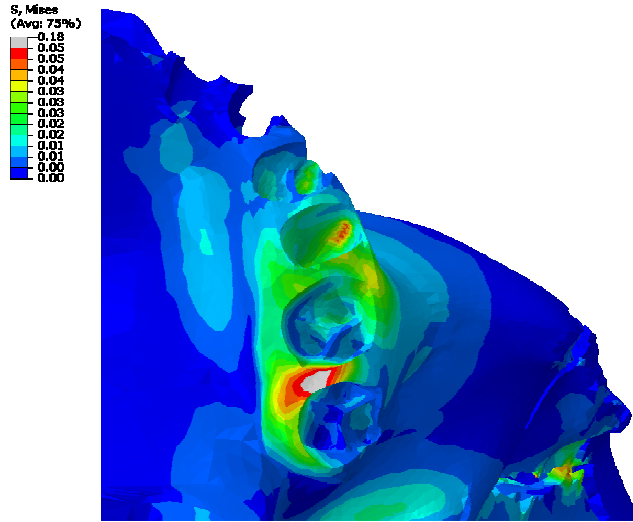
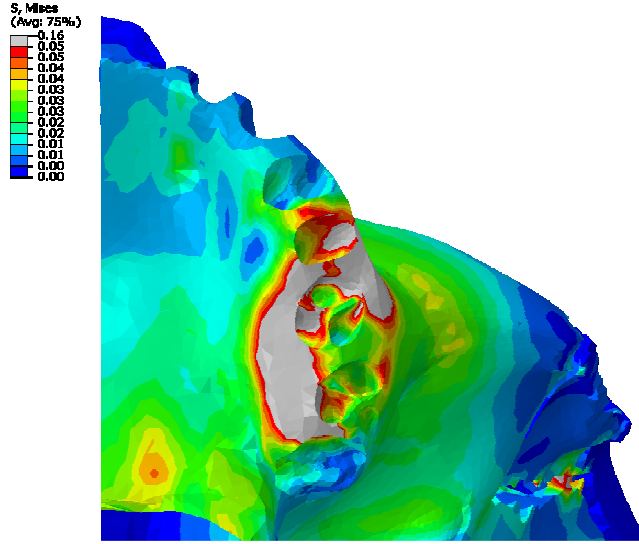
**Şekil 41: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği süngerimsi tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.**



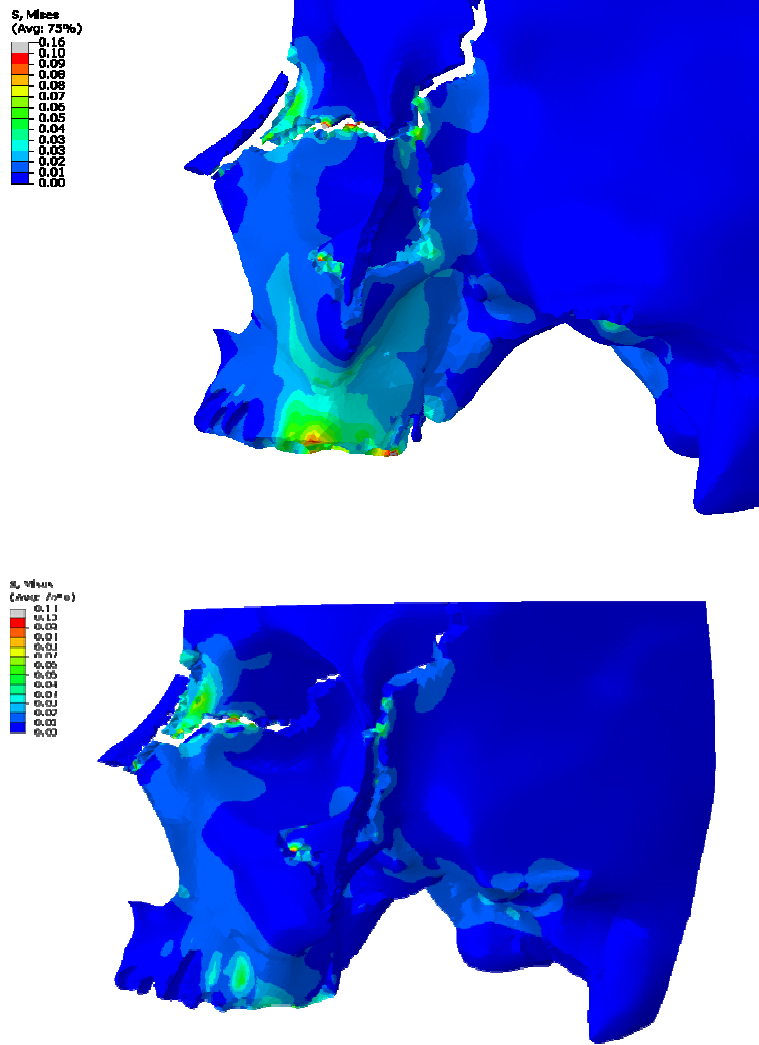
Şekil 42: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği süngerimsi tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü.



Şekil 43: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği süngerimsi tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü.

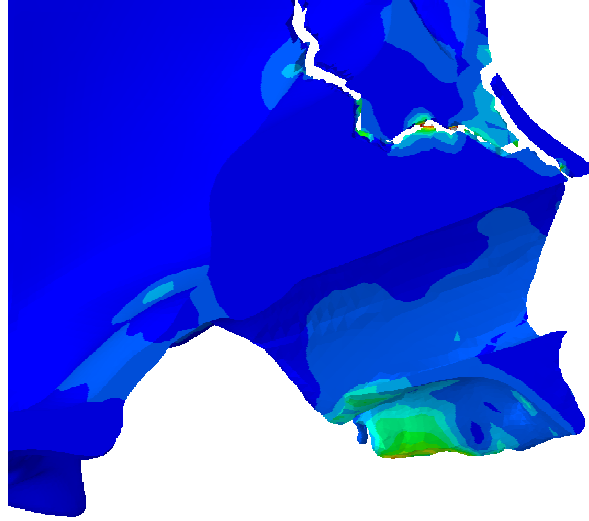


Şekil 44: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiği süngerimsi tabakasında belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların oklüzalden görünüşü.



Şekil 45: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinin kafa kaidesi ile bağlantısını sağlayan suturlara ait süngerimsi tabakada belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

S, Mises  
(Avg: 73%)  
0.16  
0.10  
0.09  
0.08  
0.07  
0.06  
0.05  
0.04  
0.03  
0.02  
0.01  
0.00



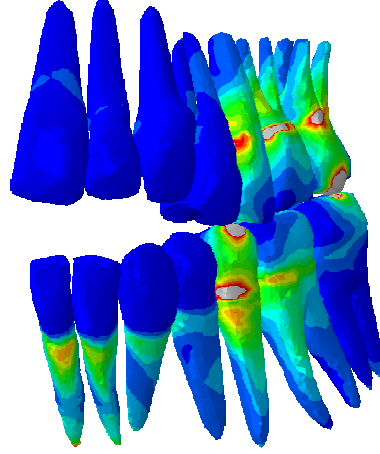
S, Mises  
(Avg: 73%)  
0.12  
0.09  
0.07  
0.06  
0.05  
0.04  
0.03  
0.02  
0.01  
0.00



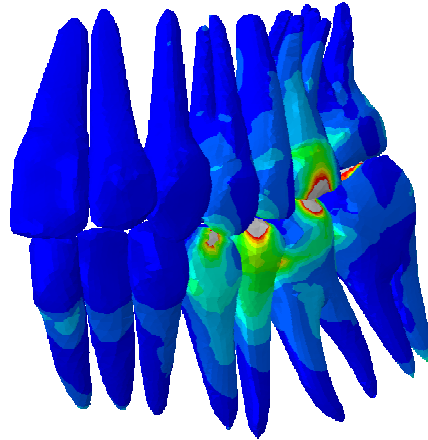
Şekil 46: Vertikal çenelik uygulaması ile üst çene kemiğinin kafa kaidesi ile bağlantısını sağlayan suturlara ait süngerimsi tabakada belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların palatinalden görünüşü.



S, Mises  
(Avg: 75%)  
16.86  
0.80  
0.73  
0.67  
0.60  
0.53  
0.47  
0.40  
0.33  
0.27  
0.20  
0.13  
0.07  
0.00

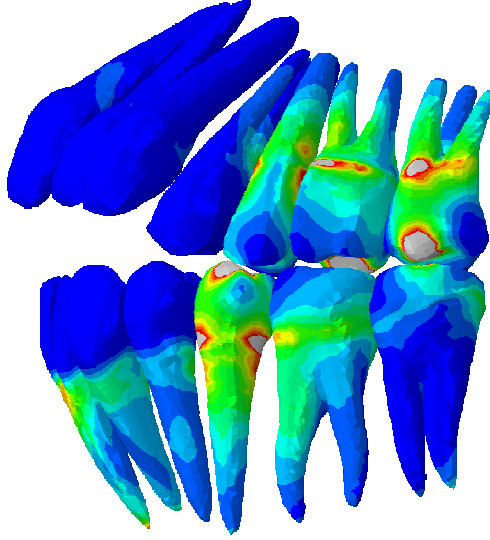


S, Mises  
(Avg: 75%)  
13.94  
0.80  
0.73  
0.67  
0.60  
0.53  
0.47  
0.40  
0.33  
0.27  
0.20  
0.13  
0.07  
0.00

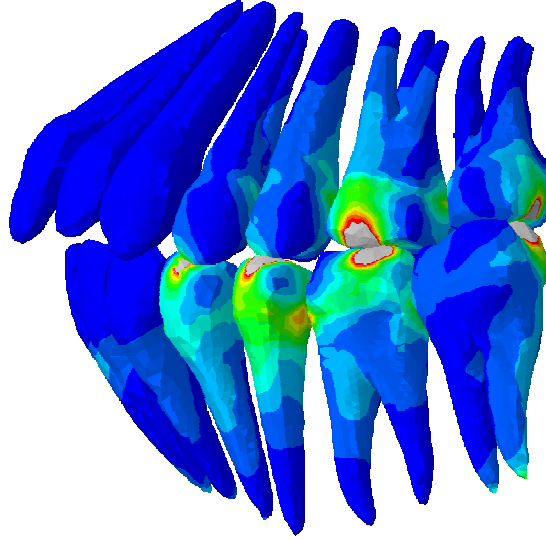


Şekil 47: Vertikal çenelik uygulaması ile alt-üst çene kemiğine ait daimi dişlerde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

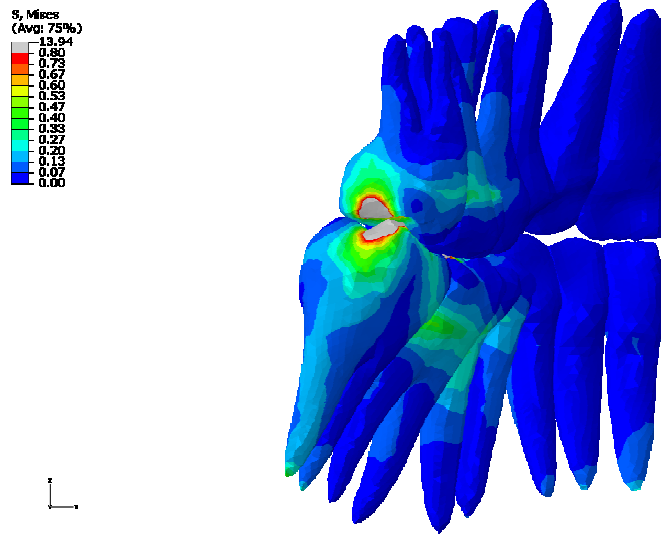
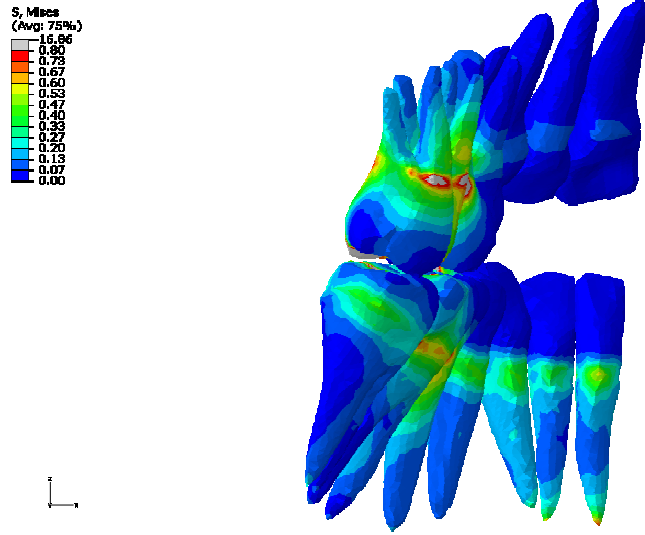
S, Mises  
(Avg: 75%)  
16.86  
0.80  
0.73  
0.67  
0.60  
0.53  
0.47  
0.40  
0.33  
0.27  
0.20  
0.13  
0.07  
0.00



S, Mises  
(Avg: 75%)  
13.94  
0.80  
0.73  
0.67  
0.60  
0.53  
0.47  
0.40  
0.33  
0.27  
0.20  
0.13  
0.07  
0.00

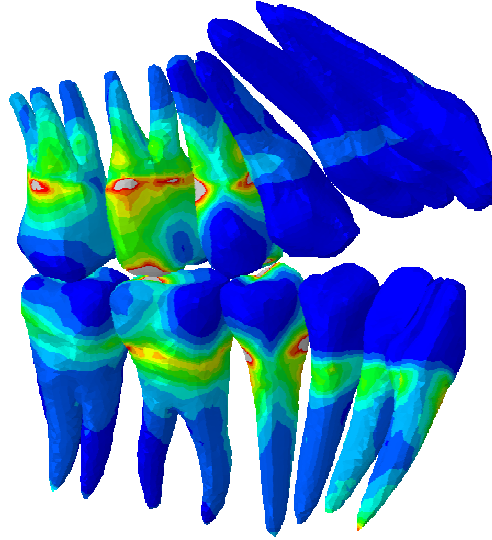


Şekil 48: Vertikal çenelik uygulaması ile alt-üst çene kemiğine ait daimi dişlerde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların vestibülden görünüşü.

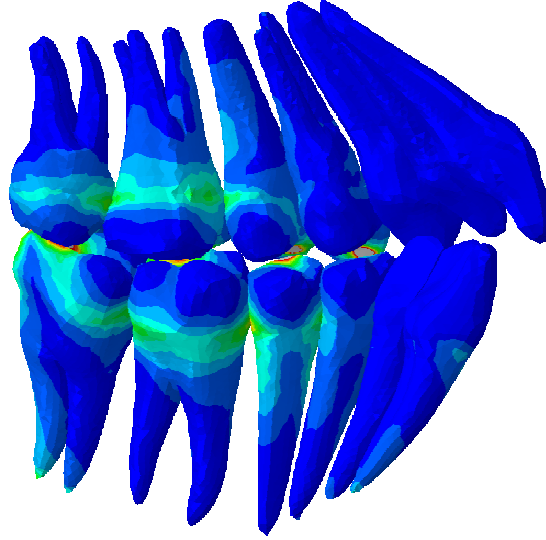


Şekil 49: Vertikal çenelik uygulaması ile alt-üst çene kemiğine ait daimi dişlerde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.

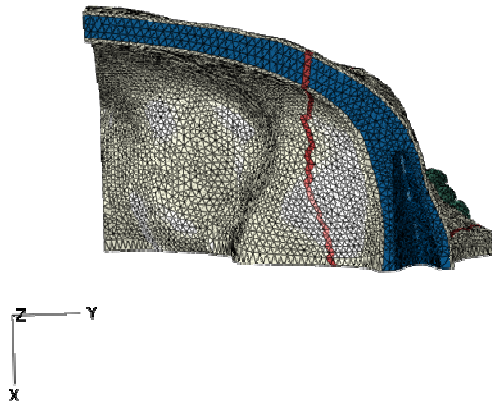
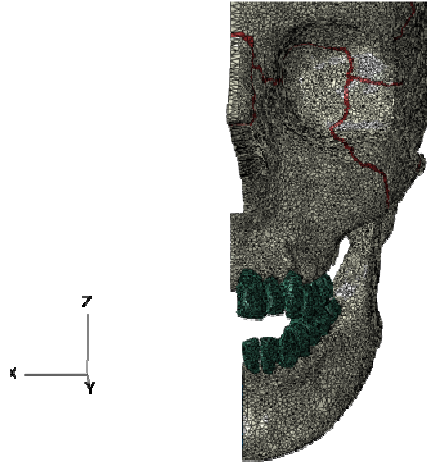
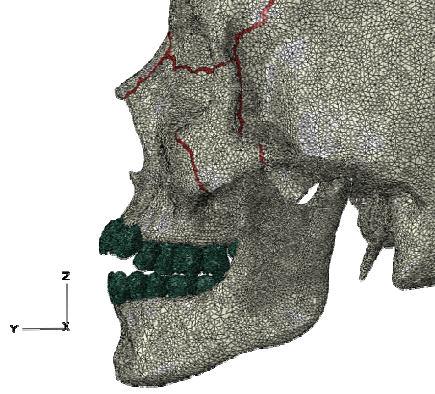
S, Mises  
(Avg: 75%)  
16.86  
0.80  
0.73  
0.67  
0.60  
0.53  
0.47  
0.40  
0.33  
0.27  
0.20  
0.13  
0.07  
0.00



S, Mises  
(Avg: 75%)  
13.94  
0.80  
0.73  
0.67  
0.60  
0.53  
0.47  
0.40  
0.33  
0.27  
0.20  
0.13  
0.07  
0.00



Şekil 50: Vertikal çenelik uygulaması ile alt-üst çene kemiğine ait daimi dişlerde belirlenen stres dağılımına ilişkin bulguların lingualden görünüşü.



**Şekil 51: Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda ön görülen yer değiştirmelerin tespitinde kullanılan x,y,z koordinat sisteminin görünüşü.**

**Tablo 9: Vertikal çenelik uygulaması ile dentofasiyal yapılarda belirlenen x,y,z koordinat sistemindeki milimetre (mm) olarak yer değiştirme miktarları.**

| Sefalometrik Noktalar                | Model I                |                        |                        | Model II               |                        |                       |
|--------------------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|-----------------------|
|                                      | X                      | Y                      | Z                      | X                      | Y                      | Z                     |
| Nasion Noktası (N)                   | 0                      | $8,12 \times 10^{-5}$  | $7,34 \times 10^{-5}$  | 0                      | $-3,96 \times 10^{-4}$ | $3,85 \times 10^{-4}$ |
| Spina Nasalis Anterior Noktası (ANS) | 0                      | $4,45 \times 10^{-4}$  | $1,06 \times 10^{-3}$  | 0                      | $5,88 \times 10^{-4}$  | $1,78 \times 10^{-3}$ |
| Spina Nasalis Posterior Noktası(PNS) | 0                      | $7,02 \times 10^{-4}$  | $-3,83 \times 10^{-4}$ | 0                      | $9,37 \times 10^{-4}$  | $3,32 \times 10^{-4}$ |
| Subspinal Nokta (A)                  | 0                      | $5,09 \times 10^{-4}$  | $1,04 \times 10^{-3}$  | 0                      | $7,46 \times 10^{-4}$  | $1,72 \times 10^{-3}$ |
| Supramental Nokta (B)                | 0                      | $1,91 \times 10^{-2}$  | $2,85 \times 10^{-2}$  | 0                      | $2,45 \times 10^{-2}$  | $4,90 \times 10^{-2}$ |
| Pogonion Noktası (Pog)               | 0                      | $2,23 \times 10^{-2}$  | $2,97 \times 10^{-2}$  | 0                      | $2,79 \times 10^{-2}$  | $4,97 \times 10^{-2}$ |
| Gnathion Noktası (Gn)-               | 0                      | $2,41 \times 10^{-2}$  | $3,00 \times 10^{-2}$  | 0                      | $3,11 \times 10^{-2}$  | $5,09 \times 10^{-2}$ |
| Menton Noktası (Me)                  | 0                      | $2,55 \times 10^{-2}$  | $2,89 \times 10^{-2}$  | 0                      | $3,63 \times 10^{-2}$  | $4,90 \times 10^{-2}$ |
| Kondilyon Noktası (C)                | $8,63 \times 10^{-3}$  | $-2,11 \times 10^{-2}$ | $3,21 \times 10^{-3}$  | $2,49 \times 10^{-3}$  | $1,53 \times 10^{-3}$  | $1,83 \times 10^{-3}$ |
| Cd Noktası (Cd)                      | $6,59 \times 10^{-5}$  | $4,49 \times 10^{-5}$  | $8,80 \times 10^{-5}$  | $7,86 \times 10^{-5}$  | $2,20 \times 10^{-5}$  | $5,71 \times 10^{-5}$ |
| Gonion Noktası (Go)                  | $1,25 \times 10^{-2}$  | $1,34 \times 10^{-2}$  | $7,78 \times 10^{-3}$  | $3,22 \times 10^{-3}$  | $1,63 \times 10^{-2}$  | $6,98 \times 10^{-3}$ |
| (Ü1) Noktası                         | $-2,90 \times 10^{-7}$ | $1,51 \times 10^{-3}$  | $2,05 \times 10^{-3}$  | $5,25 \times 10^{-6}$  | $6,81 \times 10^{-4}$  | $1,12 \times 10^{-3}$ |
| (Ü1k) Noktası                        | $3,38 \times 10^{-6}$  | $8,84 \times 10^{-4}$  | $1,43 \times 10^{-3}$  | $-3,53 \times 10^{-6}$ | $5,28 \times 10^{-4}$  | $9,19 \times 10^{-4}$ |
| (A1) Noktası                         | $-4,21 \times 10^{-5}$ | $1,14 \times 10^{-2}$  | $5,13 \times 10^{-2}$  | $-8,96 \times 10^{-5}$ | $1,37 \times 10^{-2}$  | $2,97 \times 10^{-2}$ |
| (A1k) Noktası                        | $9,46 \times 10^{-5}$  | $2,73 \times 10^{-2}$  | $4,49 \times 10^{-2}$  | $5,37 \times 10^{-5}$  | $2,09 \times 10^{-2}$  | $2,56 \times 10^{-2}$ |
| (Ü6) Noktası                         | $6,95 \times 10^{-3}$  | $7,27 \times 10^{-3}$  | $3,35 \times 10^{-2}$  | $-1,98 \times 10^{-4}$ | $1,83 \times 10^{-3}$  | $1,04 \times 10^{-3}$ |
| (Ü6k) Noktası                        | $-2,40 \times 10^{-4}$ | $7,82 \times 10^{-4}$  | $1,14 \times 10^{-3}$  | $-1,54 \times 10^{-5}$ | $9,08 \times 10^{-4}$  | $9,11 \times 10^{-4}$ |
| (A6) Noktası                         | $6,24 \times 10^{-3}$  | $7,62 \times 10^{-3}$  | $3,55 \times 10^{-2}$  | $1,48 \times 10^{-3}$  | $1,30 \times 10^{-2}$  | $2,21 \times 10^{-2}$ |
| (A6k) Noktası                        | $3,33 \times 10^{-3}$  | $2,26 \times 10^{-2}$  | $3,64 \times 10^{-2}$  | $9,47 \times 10^{-4}$  | $2,10 \times 10^{-2}$  | $2,11 \times 10^{-2}$ |

## 5. TARTIŞMA

Dik yön boyutunda gelişen anomalilerin önemli bir kısmını oluşturan ön açık kapanış anomalilerinin teşhis ve tedavi planlamasında sefalometrik analiz yöntemleri kullanılmaktadır <sup>9,40,46,63,68,71,76,164-167</sup>. İskeletsel ön açık kapanış vakalarında kullanılan sefalometrik analiz yöntemleriyle öncelikle bireyler arasındaki morfolojik farklılıklar ve bu farklılıklardan sorumlu bölgelerin tanımlanarak, vakaların sınıflandırılması amaçlanmıştır <sup>4, 182-185</sup>.

Literatürde, iskeletsel ön açık kapanışa eğilimin belirlenmesine yönelik kabul edilmiş tek bir sefalometrik analiz parametresi tanımlanamamış olmakla birlikte, klinisyenlerin kullandığı en yaygın parametre alt çene düzlem eğimidir <sup>186,187</sup>. Bu nedenle araştırmada, klinik olarak dik yön boyutlarında artma eğilimi görülen bireylerdeki iskeletsel ön açık kapanışın sefalometrik olarak tespitinde alt çene düzlem eğimi kullanılmıştır.

Yukarıda tanımlandığı üzere ön açık kapanış vakalarında görülen fonksiyonel ve estetik problemlerin düzeltilebilmesi için birçok tedavi yöntemi geliştirilmiştir <sup>50</sup>. Bunlar içinde en çok tercih edilen düzeltici ortodontik tedavilerde, apareylerle tek ve/veya iki çene kemiğiyle birlikte dentoalveolar yapıyı da etkileyebilen mekanik kuvvetler uygulanarak dik yön boyutun kontrolü amaçlanmaktadır <sup>6,55,58</sup>.

İskeletsel ön açık kapanış vakalarının düzeltici tedavisinde kullanılan başlıca apareyler; high pull headgear, aktif veya pasif arka ısırma blokları, vertikal çenelik veya bunların kombinasyonlarıdır <sup>41,58,63</sup>. Özellikle bu uygulamalardan arka ısırma blokları ve/veya vertikal çenelik apareylerinin kullanıldığı tedavi yaklaşımlarının daha fazla tercih edildiği görülmektedir <sup>37,41,9,63,65,66</sup>. Bununla birlikte, iskeletsel ön açık kapanış vakalarında dik yön yüz boyutunun kontrolünde etkili olduğu bilinen arka ısırma bloklarının önemli dezavantajlara sahip olduğu da görülmüştür. Bunlar: apareyin yapımı sırasında istirahat pozisyonunun üzerinde alınan

mumlu kapanış nedeniyle gonial açıdaki artma eğilimi, kök rezorbsiyon miktarında artma eğilimi, alt çene kemiğinde oluşabilen iskeletsel asimetrliler ve yan bölgede oluşabilecek açık kapanışlardır <sup>66</sup>.

Bu noktada ise iskeletsel ön açık kapanış vakalarındaki dik yön boyutun kontrolü için kullanılabilecek, uygulaması en basit ve etki mekanizması en mantıklı olan apareyin vertikal çenelik olduğu belirtilmiştir <sup>37,55,188</sup>. Vertikal çenelik apareyi, hızlı üst çene genişletmesi, headgear uygulamaları ve çekimli sabit tedavilerde oluşabilecek alt çene düzlem eğiminin artışı önlemek amacıyla da kullanılmaktadır <sup>66</sup>. Bunun yanı sıra iskeletsel ön açık kapanış vakalarındaki tedavi sonuçlarının uzun süre korunması amacıyla da vertikal çenelik apareyin kullanımı tavsiye edilmektedir. Ancak literatürde vertikal çenelik apareyin insanlar üzerindeki etkilerini değerlendiren araştırma sayısının az olduğu görülmektedir <sup>189</sup>. Tüm bu nedenlerden dolayı araştırmada vertikal çenelik uygulamalarının dentofasiyel yapılar üzerindeki etkileri değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

İskeletsel ön açık kapanış vakalarının ortopedik tedavilerinin başarısında önemli olduğu düşünülen bir diğer nokta ise bireyin büyüme-gelişim dönemine göre doğru tedavi zamanına karar verilmesidir <sup>190</sup>. Bu noktada ortodontik bölgedeki normal büyüme gelişim mekanizmaları sonucunda gelişen dik yöndeki değişimlerin diğer yöndeki değişimlere göre daha uzun zaman alması nedeniyle bu anomalilerin tedavisinin büyüme gelişimin daha geç dönemlerinde de yapılabileceği görüşü ortaya çıkmıştır <sup>37</sup>. Bununla birlikte geç dönemde uygulanan düzeltici tedavilerin daha uzun sürdüğü ve elde edilen tedavi sonuçlarının ise daha az estetik olduğu görülmüştür. Özellikle genç bireylerde iskeletsel ön açık kapanış vakalarının düzeltici tedavilerinin daha etkili ve hızlı cevaplar vermesi nedeniyle ortopedik tedavilerin karma veya erken daimi dişlenme döneminde yapılması gerektiği görüşü öne çıkmıştır <sup>55,58</sup>. Bu yolla anomalinin gelişimi önlenerek ortodontik tedavi gereksinimi ve süresi azalmaktadır <sup>55</sup>. Ayrıca vertikal çenelik apareyin neden olduğu dişsel ve



iskeletsel değişimlerin ve hasta kooperasyonunun pubertal büyüme atılımı dönemindeki vakalarda daha etkili olduğu belirtilmiştir <sup>55</sup>. Bu araştırma kapsamına alınan vakalarda oklüzyonun etkisini de değerlendirebilmek için daimi dişlenmenin tamamlandığı maksimum pubertal büyüme atılımı geğmiş olmakla birlikte büyüme dönemi içinde olan bireyler tercih edilmiştir.

İskeletsel ön açık kapanışlı bireylerin içinde bulunduğu büyüme gelişim döneminin doğru tahmini, sadece ortopedik düzeltici tedavilerin başarısı açısından değil, elde edilen tedavi sonuçlarının korunması açısından da önemlidir <sup>55,66</sup>.

Bu noktada iskeletsel ön açık kapanış vakalarının düzeltici tedavi yöntemlerinin başarısında etyolojik faktörlerin doğru bir şekilde tespit edilip uzaklaştırılmasının, bireyin büyüme modelinin doğru tanımlanmasının ve uygun etki mekanizmasına sahip mekaniklerin seçilmesinin önemli olduğu bilinmektedir. Bunlar içinde ortodontist tarafından kontrol edilebilecek olan tek faktör ise tedavi mekaniklerinin doğru seçimidir <sup>7,63,191</sup>.

Bireyin büyüme gelişimiyle birlikte mekaniklerin uyguladığı kuvvetlerin düzeltici etkileri tedavi planlamaları doğrultusunda ya da dışında gelişebilmektedir. Bu açıdan konu ile ilgili yapılmış ya da yapılmakta olan araştırmalarda kullanılan yöntemlerin bu özelliklere açıklık getirecek nitelikte olması gerekmektedir.

İstatistiksel yöntemlerin gelişmesiyle birlikte sefalometrik analiz parametrelerinden elde edilen verilerin daha açık ve kısa olarak açıklanabilmesi mümkün olmuştur. Teşhiste olduğu gibi, bireyin büyüme gelişim döneminde uygulanan ortodontik mekanik kuvvetlerin düzeltici etkileri de, sıklıkla sefalometrik analiz yöntemleri kullanılarak değerlendirilmektedir <sup>192</sup>.

Ancak iskeletsel ön açık kapanış vakalarının teşhisinde rutin olarak kullanılan sefalometrik analiz parametreleri, etyoloji, bireyin büyüme modeli ve seçilen mekaniklerin uyguladıkları kuvvetlerin kemik dokuda

neden olduğu değişimler gibi biyolojik faktörleri açıklamada yetersiz kalabilmektedir. Bu nedenden dolayı mekanik kuvvetlerin biyolojik etkileri hakkındaki pek çok sorunun hala açıklanamadığı belirtilmiştir <sup>5,12,39,77,189,193-196</sup>. Bunun yanı sıra sefalometrik analiz yöntemlerinin kullanıldığı araştırmalarda örneklem seçim yönteminin planlanması, bu boyuta bağlı olarak yapılacak olan vaka seçimlerindeki kriterlerin tanımlanması ve kullanılacak değerlendirme yöntemlerinin seçiminin doğru bir şekilde gerçekleştirilmesi bilimsel bilginin kalitesini önemli ölçüde etkileyen diğer özelliklerdir <sup>58</sup>. Tüm bu özelliklerin kontrol altına alınıp değerlendirilebilmesi ise uygun örneklem büyüklüğünde randomize kontrollü klinik araştırmalar yapılması ile mümkün olabilmektedir. Bu nedenlerden dolayı konu ile ilgili yapılan araştırmalarda tedavi sonuçlarının değerlendirilmesinde dikkatli olmak gerekmektedir <sup>39</sup>.

Yapılan literatür değerlendirmesi sonucunda, iskeletsel ön açık kapanış vakalarına ilişkin tedavi sonuçlarının, sefalometrik analiz parametreleri kullanılarak daha doğru şekilde değerlendirilebilmesi için yukarıda bahsedilen özelliklere sahip daha fazla sayıda klinik araştırmaya gereksinim olduğu saptanmıştır <sup>40,43,58,66</sup>.

Klinik araştırmalarda, yukarıda bahsedilen biyolojik parametrelerdeki bireysel sapmalardan apareylerin uyguladığı mekanik kuvvetlerin etkilerini istatistiksel olarak ayırtedebilmek için, kontrol gruplarının da dahil olduğu uygun büyüklükteki örneklem oluşturulması gerekmektedir. Ancak klinik araştırmalarda bu bahsedilen örneklem grubunu oluşturmak oldukça zor olduğu için mekanik kuvvetler uygulayan apareylerin olası etkilerinin deneysel araştırmalarla da değerlendirilebileceği belirtilmiştir <sup>1</sup>.

İskeletsel ön açık kapanış vakalarının tedavisinde bir diğer başarı ölçüsü de düzeltici tedavi sonuçlarının uzun süre kalıcılığının korunmasıdır <sup>197</sup>. Ancak bu konunun ele alındığı araştırmalarda da biyolojik yönün çoğu zaman gözardı edildiği sefalometrik analiz

yöntemlerinin kullanılması nedeniyle elde edilen bilgilerin sınırlı kalabildiği belirtilmektedir <sup>58,198</sup>.

Ortodonti kliniğinde uygulanan mekanik kuvvetlerin kemik doku fizyolojisiyle ilişkisinin açıklanmasına yardımcı olabileceği düşünülen sefalometrik analiz yöntemlerinin yukarıda açıklanan dezavantajlı yönlerinden kaynaklanan sorunlarını ortadan kaldırabilmek amacıyla günümüzdeki araştırmalarda, sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanımı başlamıştır <sup>12,80,199</sup>. Bu araştırmada ise yöntem, iskeletsel ön açık kapanış vakalarında kullanılan vertikal çenelik apareyinin uyguladığı kuvvetlerin dentofasiyal yapılardaki etkilerini değerlendirmek amacıyla kullanılmıştır.

Biyomekanik araştırmalarda kullanım alanı bulan sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, materyal özellikleri ve/veya yükleme koşulları homojen olmayan karmaşık geometrik şekilli yapıların geometrisini basit geometride sınırlı sayıda elemanlara ayırarak yaklaşık çözümler sağlamaktadır <sup>3,120-125</sup>.

Gerçek yapının davranışlarını yansıtmada biyolojik yapının soyut olarak temsil edildiği geometrik modellerin oluşturulması sonlu elemanlar stres analizi yöntemin en önemli aşamasıdır. Ancak başlangıç araştırmalarında kullanılan basit yapıli modellerin bu amaç için yetersiz kaldığı görülmüştür <sup>3,120,122</sup>. Günümüzde bu sınırlamanın önüne geçebilmek amacıyla, biyolojik yapının geometrisinin bilgisayara veri şeklindeki girdisinin en üst düzeyde yapılmasını sağlayan bilgisayarlı tomografi tekniği kullanılmaya başlanmıştır <sup>117,121-126</sup>.

Bilgisayarlı tomografi tekniğinin kullanılmasının önündeki en önemli engelin ise ortodontik vakaların büyük bir kısmını oluşturan çocuk hastaların maruz kalacakları x-ışınının miktarı ve bu x-ışınlarının olası biyolojik yan etkileridir <sup>3,81,88</sup>. Bilgisayarlı tomografi tekniğinden elde edilen üç boyutlu görüntülere olan talebin artmasına karşın yukarıda bahsedilen dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla konik ışınli bilgisayarlı tomografi tekniği geliştirilmiştir <sup>3,81,85,88,200</sup>. Bilgisayarlı tomografi tekniğiyle konik ışınli

bilgisayarlı tomografi tekniğinde kullanılan etkili radyasyon doz değerleri karşılaştırıldığında konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tekniğinde baş boyun bölgesindeki taramalarda %35 oranında daha düşük etkili radyasyon dozuna gereksinim duyulmaktadır <sup>96</sup>. Bu teknik, azaltılmış radyasyon dozuyla birlikte dentomaksillofasiyal kemik yapılarının yüksek çözünürlükte görüntülenmesi açısından klinik uygulamalarda geniş kullanım alanları sağlamaktadır <sup>81,83,88,91,93,100-103</sup>. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanıldığı bu araştırmada iskeletsel ön açık kapanış vakalarına ait biyolojik yapının geometrik modelinin oluşturulmasında konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tekniği kullanılmıştır.

Bu genel bilgilerin ışığında araştırmanın amacı, iskeletsel ön açık kapanış vakalarına uygulanan ortopedik bir aygıt olan vertikal çeneliğin, alt çene üzerindeki biyomekanik etkilerini, günümüzde üç boyutlu digital görüntüleme metodları ile birlikte gelişen ve in vitro olarak uygulanan stres analizleri içinde avantajları ortaya konulmuş olan sonlu elemanlar stres analizi metodu ile incelemektir.

İskeletsel ön açık kapanış vakası teşhisi konulan tüm bireylerin erken dönem tedavisinde kullanılan vertikal çenelik apareyi (3M Unitek) prefabrik olarak temin edilebilmektedir. Literatür incelemesinde, uygulaması tanımlanmış olan vertikal çenelik apareyin farklı iskeletsel ve dişsel kapanış ilişkilerine sahip vakalardaki ortopedik etkilerini değerlendiren bir araştırmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle iskeletsel olarak benzer yapıdaki farklı dişsel kapanış ilişkilerine sahip iki kız birey araştırma kapsamına alınmıştır.

Bireylerin ön değerlendirmesinde kullanılan sefalomerik parametreler; ANB açısı ve , alt çene düzlem eğimidir. Bu parametrelere göre sagittal yönde iskeletsel sınıf 1 ( $ANB=0^{\circ}-4^{\circ}$ ), yüksek açılı bireyler ( $GoGn>38$ ) araştırma kapsamına alınmıştır.

Araştırmamızda kullanılan vertikal çenelik apareyin bireylere uygulama şekli, kuvvet miktarı ve kuvvet yönünün seçimi de

gereç yöntem bölümünde ayrıntılarıyla anlatıldığı biçimde, standart olacak şekilde yapılmıştır <sup>9</sup>.

Sonlu elemanlar stres analizindeki geometrik modellerin ağ yapısının oluşturulmasında, bir ve iki boyutlu eleman tipleri biyolojik gerçeği aşırı basitleştirdiği için günümüzde gelişen teknoloji ile birlikte üç boyutlu eleman tipleri kullanılmaktadır. Araştırmamızda kullanılan üç boyutlu tetrahedral eleman tipi, temel klinik uygulamaların sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirildiği çalışmalarda geniş kullanım alanı bulunduğu için tercih edilmiştir <sup>3,120,122,125</sup>.

Araştırılacak problemin boyutuna ve özelliklerine bağlı olarak en yüksek düzeyde ayrıntı ve doğruluk, bunun yanı sıra en düşük düzeyde hesaplama giderleri sağlayacak ağ yapısının oluşturulması için farklı tip ve sayıda elemanlar kullanılmaktadır.

Geometrik modellerin ağ yapısının oluşturulmasında elle dijitize edilen yöntemin bilgisayar programlarından daha iyi kontrol sağladığı belirtilmiştir. Ancak bu işlemin çalışma süresini oldukça artırdığı görülmüştür <sup>3</sup>. Bu nedenle araştırmamızda kullanılan geometrik modellerin ağ yapısının oluşturulmasında başlangıçta bilgisayar programları kullanılmıştır. Daha sonra da bu ağ yapısındaki bozuk yapılar elle dijitize edilerek ağ yapısının kalitesi artırılmaya çalışılmıştır.

Geometrik modelin ağ yapısının kalitesini artıran diğer bir özellik ise birim alanda bulunan eleman sayısıdır. Araştırmamızda özellikle palatal düzlemin altındaki elemanlar sayısını artırabilmek için dentofasiyal yapının simetri özelliğinden yararlanılmıştır. Benzer uygulamaların yapılmış olduğu araştırmalardaki gibi geometrik modelin sadece sol tarafında ağ yapısı oluşturularak birim alandaki eleman sayısı artırılmıştır <sup>3</sup>. Literatürde bugüne kadar yapılmış benzer araştırmalar içinde bu araştırmadaki geometrik modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayısının en yüksek olduğu görülmektedir <sup>123,141,145,151,164,170,172,173,201-203</sup>. Geometrik modeldeki dentofasiyal yapıları temsil eden bu elemanlar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak varsayılmıştır.

Geometrik modellerin oluşturulması aşamasında, sınır koşullarında yapılabilecek en küçük bir hatanın bu sınır koşullarına komşu olan elemanlara ait düğüm noktalarındaki gerilme ve gerininin hesaplanmasını etkileyebileceği belirtilmiştir <sup>128</sup>. Bu nedenle sınır koşulları geometrik modelin ortodontik bölgesinden mümkün olan en uzak noktalarında oluşturulmuştur.

Sonlu elemanlar stres analizinin çözüm aşamasında, elde edilen geometrik modellerde tanımlanan yükleme koşullarının neden olduğu gerilim modellerinin analizi yapılmıştır.

Günümüzde iskeletsel ön açık kapanış vakalarının ortopedik tedavisinde farklı mekanikler kullanılmaktadır. Farklı mekanikler tarafından uygulanan kuvvet sistemlerinin kemik dokuda farklı morfolojik değişimlere neden olduğu görülmüştür. Ortopedik tedavi amacıyla uygulanan kuvvetlerin dentofasiyal yapılarda neden olduğu morfolojik değişimler ise sefalometrik analiz yöntemleri kullanılarak tespit edilmektedir. Bu morfolojik değişimlerde; alt-üst daimi dişlerin karşılıklı temasta olduğu oklüzal yüzeylerin, alt çene eklem başının ve üst çene kemiğinin kafa kaidesi ile bağlantısını sağlayan suturların anahtar rol oynadığı saptanmıştır <sup>189</sup>. Dentofasiyal yapıdaki bu anahtar bölgelerde gerçekleşecek olan fizyolojik kemik remodelasyonu ile birlikte istenilen tedavi sonuçlarının elde edileceği belirtilmiştir.

Fizyolojik kemik remodelasyonunun mekanik kuvvetlerin bölgede neden olacakları gerilme miktarı ve dağılımı ile kontrol edildiği bilinmektedir. Erişkin bireylerdeki kemik dokusunda 20 MPa 'a kadar çıkabilen stres değerlerinde fizyolojik kemik remodelasyonunun gerçekleşebildiği görülmüştür. Mekaniklerin kemik dokuda neden olduğu gerilim miktarı ve dağılımının deneysel olarak gösterilebildiği sonlu elemanlar stres analiziyle birlikte sefalometrik analiz yöntemleriyle tespit edilmiş olan morfolojik değişimlerin açıklanabileceği düşünülmektedir <sup>141,169</sup>.

Farklı dişsel kapanış ilişkisine sahip iskeletsel ön açık kapanış vakalarında kullanılan vertikal çenelik apareyinin dentofasiyal yapılarda oluşturduğu biyomekanik değişimleri değerlendirmek için stres miktarı ve dağılımı kullanılmıştır. Üç boyutlu cisme uygulanan bir kuvvetin cismin her bir molekülünde aynı anda hem sıkışma gerilimi hem de çekme gerilimi oluşturacağı açıktır. Cisme uygulanan kuvvetin her bir molekülde tek başına basma veya çekme gerilimini oluşması mümkün olmadığı için eş değer gerilim durumunun von mises gerilme dağılımıyla tespit edilebileceği belirtilmiştir <sup>172,173,201</sup>. Literatürdeki benzer araştırmalarda olduğu gibi bu araştırmada da, kullanılan vertikal çenelik fonksiyonel bir aparey olmadığı için bireylere ait çiğneme kas kuvvetlerinin neden olacağı von mises gerilme dağılımı geometrik modele yansıtılmamıştır <sup>172,173,201</sup>.

Vakaların üç boyutlu geometrik modellerinde tespit edilen stres miktarı ve dağılımı literatürdeki benzer araştırmalarda olduğu gibi farklı renklerin kullanıldığı diyagramlarla gösterilmiştir <sup>123,141,145,151,164, 170,172, 173,201-203</sup>.

Araştırmada, sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının yorumlanmasında en uygun yaklaşım olduğu düşünülen stres miktarı ve dağılımı MPa cinsinden alt çene kemiği, üst çene kemiği ve alt-üst çene kemiğine ait daimi dişlerde ayrı ayrı incelenmiştir.

Literatürde, iskeletsel olarak yüksek açılı olarak tanımlanan bireylerdeki dik yön boyutlarının kontrolünde etkili bir ağız dışı ortopedik aparey olduğu belirtilen vertikal çeneliğe ait ağız dışı kuvvetlerin dentofasiyal yapılardaki dağılımının miktarı ve lokalizasyonu hakkında sınırlı bilgiye sahip olduğumuz görülmektedir. Alba ve ark. <sup>189</sup> tarafından bu konuda yapılmış olan tek çalışmada vertikal çenelik altındaki stres dağılımlarının lokalizasyonunu fabrikasyon olarak oluşturulan model üzerinde fotoelastik yöntemlerle tespit edilmiştir. Çalışma sonucunda; alt ve üst çene kemiğine ait II. küçük azı ve I. büyük azı dişleri, alt çene kemiği kondil başı, korpusu ve ramusunda lokalize stres alanları

saptanmışken, üst çene kemiği ve çevre dokularında ise herhangi bir stres saptanmadığı belirtilmiştir.

Alba ve ark.<sup>189</sup> vertikal çenelik apareyine ait oluşabilecek stresin lokalizasyonunu fotoelastik yöntemle değerlendirdikleri araştırmalarında kullanılan modele ait herhangi bir iskeletsel ve dişsel parametreden bahsetmemişlerdir. Bu araştırmadaki Model I ve Model II'nin oluşturulmasında, sefalometrik ön değerlendirme ile tespit edilen bireylere ait üç boyutlu CBCT görüntüleri kullanılmıştır. Vertikal çenelik apareyi ile birlikte alınan lateral sefalometrik radyografiler ise kuvvet mekaniğinin hastanın morfolojik özelliklerine göre değerlendirilmesini mümkün kılmıştır.

Alba ve ark.<sup>189</sup>, fotoelastik yöntemle araştırma modelinde vertikal çenelik apareyine ait oluşabilecek streslerin sadece lokalizasyonunu değerlendirmişken, bu araştırmada ise sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle üç boyutlu araştırma modellerindeki dentofasiyal yapılarda vertikal çenelik apareyinin neden olduğu stresin lokalizasyonu, miktarı, dağılımı ve temel sefalometrik noktalarda öngörülen yer değiştirme miktarları değerlendirilmiştir.

Model I ve Model II' ait alt çene kemiğinde vertikal çenelik apareyine ait ağız dışı kuvvetin oluşturduğu en yüksek stres miktarına dişlerde ulaşıldığı saptanmıştır (Sırasıyla 8,12 MPa, 11,21MPa). Model II'de sentrik oklüzyonda temas eden diş sayısının artmasına bağlı olarak daha düşük olması beklenen stres miktarının artmış olduğu tespit edilmiştir. Her iki modele ait alt çene kemiği dişlerinin oklüzal yüzeylerindeki streslerin lokalizasyonunda farklılıklar izlenmiştir. Bu farklılıkların her iki bireyin oklüzal kontaklarındaki farklılıklardan kaynaklanabileceği söylenebilir.

Model I ve Model II'e ait dişlerdeki stres dağılımları değerlendirildiğinde: Model I'de; alt II. küçük azı dişin bukkal tüberkülünde, alt I. büyük azı dişin distolingual tüberkülünde, alt II. büyük azı dişin distobukkal tüberkülünde, üst II. küçük azı dişin bukkal tüberkülünde, üst I.



büyük azı dişin distopalatinal tüberkülünde, üst II. büyük azı dişin meziobukkal tüberkülünde, Model II'de ise; alt I.küçük azı dişin bukkal tüberkülünde, alt II. küçük azı dişin bukkal tüberkülünde, alt I. büyük azı dişinin distobukkal tüberkülünde, alt II. büyük azı dişin distolingual tüberkülünde, üst I.küçük azı dişin bukkal tüberkülünde, üst II. küçük azı dişin bukkal tüberkülünde, üst I. büyük azı dişin bukkal tüberkülünde, üst II. büyük azı dişin distobukkal tüberkülünde oklüzal streslerin oluştuğu belirlenmiştir.

Model I ve Model II'e ait alt ve üst dişlerde tespit edilen stres lokalizasyonlarının Okeson <sup>31</sup>'un Sınıf I bireylere ait dişlerdeki ideal kontakt noktalarına göre farklı olduğu görülmektedir. Bu farklılıkların oklüzal seviyede dişlere iletilen stres düzeyinin farklı olmasına yol açabileceği düşünülebilir.

Model I ve Model II'e ait üst çene kemiğinde vertikal çenelik apareyine ait ağız dışı kuvvetin oluşturduğu en yüksek stres miktarına yine dişlerde ulaşıldığı tespit edilmiştir (Sırasıyla 16,86 MPa, 13,94 MPa). Model II'de sentrik oklüzyondaki diş sayısının artmasına bağlı olarak daha düşük stres değerleri oluşmakta olduğu düşünülmektedir.

Model I ve ModelIII'e ait üst çene dişlerinde oluşan stres miktarının alt çene dişlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır. Üst çene kemiği sutur olarak tanımlanan bölgelerle kafa kaidesine rijit olarak bağlı hareketsiz bir yapı iken, alt çene kemiği ise temporomandibular eklemlerle kafa kaidesine bağlanan hareketli bir yapıdır <sup>31</sup>. Alt ve üst çene kemiğinin tanımlanan anatomik yapısından dolayı araştırma modellerine ağız dışı kuvvet uygulandığında dişlerle birlikte alt çene kemiğinde bulunan temporomandibular eklemlerde de şok absorpsiyon mekanizması devreye girebilmektedir. Bu nedenle üst çene kemiğine ait dişlerde saptanan stres miktarının daha yüksek olduğu düşünülmektedir.

Alba ve ark.<sup>189</sup> araştırma modeli üzerindeki alt ve üst dişlerde bu araştırmanın bulgularına benzer lokalizasyonda stresler tespit etmişlerdir.

Model I ve Model II'e ait dişlerde saptanmış olan en yüksek stres gerilim miktarını alt çene kemiğindeki kondil bölgesi izlemektedir. Model I ve Model II'deki alt çene kemiği kondil bölgesinde tespit edilen stres miktarları sırasıyla 5,64 MPa, 1,38 MPa'dır. Model I'e ait alt çene kemiği kondil başında tespit edilen stres düzeyinin Model II'e göre daha yüksek olma nedeninin sentrik oklüzyona giren diş sayısı daha az olması nedeniyle stresin şok absorpsiyonunu gerçekleştirecek ikinci bölge olan alt çene kemiği kondilinin devreye girmesi olduğu düşünülmektedir.

Model I ve Model II'e ait alt çene kemiği kondilinde tespit edilen yüksek stres bölgelerinin lokalizasyonunda da farklılıklar tespit edilmiştir. Model I'e ait alt çene kemiği kondil başında stres üst arka bölgede lokalize olmuşken, Model II'de ise üst ön bölgede lokalize olmuştur. Model I'e ilişkin alt çene kemiği kondil başındaki lokalizasyonun Alba ve ark.<sup>189</sup> ait araştırma bulgularıyla uyumlu olduğu saptanmıştır.

Model I'e ait alt çene kemiği korpusu ve ramusunda oluşan stres düzeylerinin Model II'e göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Sırasıyla 1,20 MPa ,1,10 MPa ve 0,20 MPa ve 0,20 MPa). Model II'e ait alt dişlerdeki stres miktarının yoğunlaşması sonucunda alt çene kemiği kondil başı, ramus ve korpustaki stres düzeylerinin daha düşük olduğu düşünülmektedir. Bununla beraber her iki modele ait alt çene kemiği koronoid çıkıntılarında ise stres saptanmamıştır.

Vertikal çenelik apareyine ait elde edilen tedavi sonuçlarının yorumlanarak konuya açıklık getirmek amacıyla kortikal ve süngerimsi tabakaların değerlendirilmesi ihtiyacı doğmuştur. Böylece kemiğe iletilen kuvvetin kemiğin iç mimarisinde yol açacağı düşünülen değişikliklerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Her iki modele ait süngerimsi tabakadaki stres dağılımlarının kortikal tabakadakine benzer ancak miktarının oldukça düşük olduğu görülmektedir. Bu durum kemik yapısında oluşan remodelasyonun büyük bölümünün kortikal tabakadaki gerçekleşebileceğini düşündürebilir. Ancak yükleme sırasındaki süngerimsi tabakada tespit edilen düşük stres

düzeylerinin uzun süreli aparey kullanıldığında bu bölgelerde de daha fazla bir birikime neden olabileceği gözardı edilmemelidir.

Model I ve Model II'e ait üst çene kemiği kortikal tabakasında izlenen en yüksek stres miktarları; üst küçük azı, üst büyük azı dişleri arasındaki alveol kemikte saptanmıştır (Sırasıyla 1,63 MPa, 1,85 MPa). Her iki modele ait üst çene kemiği korpusunun vestibül ve palatinal yüzeyinde ise daha düşük düzeydeki stresler görülmektedir (Sırasıyla 0,60 MPa, 0,53 MPa; 0,33 MPa, 0,53 MPa). Üst çene kemiği vestibül yüzünde saptanan stres miktarının üst dişlerde belirlenen stres miktarına benzer şekilde Model I'de Model II'e göre daha yüksek olduğunun görülmesi beklenen bir etkidir.

Model I ve Model II'e ait üst çene kemiği ve ilişkili olduğu çevre yapıların vestibül görüntülerinde tespit edilen en yüksek stresler iki farklı yönde dağılarak çevre yapılara iletiildiği tespit edilmiştir. Model I'e ait üst çene kemiği vestibül yüzeyinde öne doğru yönelen stresler dik bir hatla sutural bölgeye ulaşarak ve tekrar gri renkle temsil edilen yüksek stres seviyelerine çıkmaktadır. Model II'e ait üst çene kemiği vestibül yüzeyinde oluşan streslerin Model I'e göre daha oblik seyrettiği saptanmıştır. Benzer iskeletsel özelliklere sahip olan Model I ve Model II'de tespit edilen bu durum dişsel özelliklerindeki farklılıklar ile açıklanabilir. Model II'de artmış olan fonksiyonel oklüzal düzlem eğimi nedeniyle üst çene dişlerine aktarılan streslerin yönünün değiştiği düşünülebilir. Vertikal çenelik apareyinin uyguladığı ağız dışı kuvvetin dentofasiyal yapılarda neden olduğu streslerin miktarı ve yönünün oklüzal ilişkiden önemli düzeyde etkilendiği görülmektedir.

Üst çene kemiğinin çevre yapılarla ilişkisini sağlayan suturlar da dahil olmak üzere her iki modele ait süngerimsi tabakadaki streslerin kortikal tabakadakine göre benzer dağılımda, ancak oldukça düşük olduğu görülmüştür. Bununla birlikte, yükleme sırasındaki süngerimsi tabakada tespit edilen düşük stres düzeylerinin uzun süreli aparey kullanıldığında bu

bölgelerde de daha fazla bir birikime neden olabileceği gözardı edilmemelidir.

İskeletsel ön açık kapanışlı bireylerde dengeli bir oklüzyon ve estetik yumuşak dokular için alt yüz yüksekliğinin kontrolü ve/veya büyük azı dişlerinin molar dişlerin intruzyonu ile birlikte alt çene kemiğinin öne rotasyonu amaçlanmaktadır. Bu amaçla kullanılan vertikal çenelik apareyinin tedavi edici etkileri sefalometrik analizlerle tespit edilmiştir<sup>8,9,54,204</sup>. Bu sefalometrik çalışmalarda kullanılan başlıca sefalometrik nokta lokalizasyonlarında oluşan streslerin neden olabileceği öngörülen yer değiştirmelerin incelendiği Tablo 9'daki değerlerin streslerin miktarı ve yönünden etkilendiği açıkça görülmektedir. Ayrıca bu yer değiştirmelerin sınır koşullarından da etkilendiği düşünüldüğü için mümkün olduğunca bu bölgelerden uzakta bulunan sefalometrik noktalar değerlendirilmiştir.

Üst çene kemiğine ait sefalometrik B, Pog, Gn, Me, Go noktalarında öngörülen yer değiştirmenin her iki modelde de öne ve yukarı yönde gerçekleştiği saptanmıştır. Sefalometrik Co ve Cd noktalarında öngörülen yer değiştirmeler her iki modelde yukarı yönde benzerken, Model I'e ait Co noktasının ön-arka yönde öngörülen yer değiştirmesinin Model II'e zıt olarak arka yönde olduğu tespit edilmiştir. Tanımlanan yöndeki öngörülen yer değiştirmelerin miktarları da göz önüne alındığında; alt ön yüz yüksekliği, ön yüz yüksekliği miktarında daha fazla olmak üzere arka yüz yüksekliğinde azalmaya neden olduğu saptanmıştır. Açısal değerlerden gonial açı ve alt çene düzlem eğiminde de azalmaya neden olabileceği söylenebilir. Bu bulgular konuyla ilgili yapılmış olan sefalometrik çalışmalarla paralellik göstermektedir<sup>8,9</sup>.

İskeletsel ön açık kapanış vakalarının tedavisinde genelde gözardı edilen üst dentofasiyal yapılarda saptanan streslerin, bu bölgedeki sefalometrik noktalarda da yer değiştirmelere neden olabileceğini düşünülmektedir. Bu noktalardan sefalometrik N noktasında öngörülen yer değiştirmenin yukarı doğru olan yönü her iki modelde benzer, Model II'e ait N noktasının ön-arka yönde ön görülen yer değiştirmesinin Model I'e zıt

olarak arka yönde olduğu tespit edilmiştir. Sefalometrik analizlerde referans noktası olarak kabul edilen N noktasında öngörülen bu yer değiştirmedeki farklılığın stres yönünden kaynaklandığı izlenmektedir. A, ANS noktalarında öngörülen yer değiştirmenin yönü öne ve yukarı doğru iken, PNS noktasında öne ve aşağı doğru olduğu tespit edilmiştir. N, ANS ve PNS noktalarında ön görülen yer değiştirmelerin yön ve miktarı birlikte değerlendirildiğinde üst ön yüz yüksekliğini azaltabileceği ve üst çene kemiğinde anterior yönde bir rotasyona neden olabileceği görülmektedir.

Alt-üst keser dişlere ve alt-üst I. büyük azı dişlerine ait sefalometrik noktalarda öngörülen yer değiştirme miktarı ve yönü değerlendirildiğinde her iki modelde de oklüzal düzlem eğiminin azalacağı beklenebilir.

## 6. SONUÇLAR

Bireyin büyüme gelişimini yeniden yönlendirebilecek olan vertikal çenelik apareyine ait ortopedik kuvvetlerin dentofasiyal yapılarda neden olacakları stres miktarı ve lokalizasyonu saptamaya yönelik bu araştırmaya ait sonuçlar şunlardır:

1. Model I'e ait alt çene kemiğinde görülen en yüksek stres miktarları sırasıyla dişlerde (8,12 MPa), kondil başında (5,64 MPa), korpusda (1,20 MPa) ve ramusta (1,10 MPa) iken, Model II'de bu değerlerin sırasıyla 11,21 MPa, 1,38 MPa, 0,20 MPa ve 0,20 MPa olduğu tespit edilmiştir.
2. Model I'e ait üst çene kemiğinde görülen en yüksek stres miktarları sırasıyla dişlerde (16,86 MPa), üst çene kemiğinde bulunan üst II. küçük azı, üst I. büyük azı ve üst II. büyük azı dişleri arasındaki alveol kemik (1,63 MPa), üst çene kemiği vestibul yüzeyinde (0,60 MPa) ve üst çene kemiği palatinal yüzeyinde (0,53 MPa) iken, Model II'de ise bu değerlerin sırasıyla 13,94 MPa, 1,85 MPa, 0,33 MPa ve 0,53 MPa olduğu tespit edilmiştir.
3. Model I ve Model II'e ait dişlerde tespit edilen en yüksek stres miktarlarının sentrik oklüzyonda temasta olan diş sayısından ve bu temas sırasındaki oklüzal temas noktalarının lokalizasyonundan etkilenebileceği görülmektedir.
4. Alt çene kemiğine ait dişlerde görülen stres miktarı arttıkça alt çene kemiği kondilinde oluşan stres miktarının düştüğü belirlenmiştir.
5. Alt çene kemiği kondil başında oluşan en yüksek stres düzeyinin konumu; Model I'de kondil başının üst-arka bölgesinde iken, Model II'de kondil başının üst-ön bölgesindedir.
6. Model I ve Model II'e ait alt çene kemiği koronoid çıkıntısında ise herhangi bir stres dağılımı tespit edilmemiştir.
7. Model II'e ait üst çene kemiği vestibül yüzünde oluşan stres dağılım yönlerinin Model I'e göre daha oblik seyrettiği tespit edilmiştir. Bu

dağılım yönünde oluşan sapmanın oklüzal düzlem eğiminden etkilenebildiği görülmektedir.

8. Model I ve Model II'e ait alt çene kemiği, üst çene kemiği ve üst çene kemiğinin çevre yapılarla ilişkisini sağlayan suturlardaki kortikal tabakanın uzaklaştırılmasıyla ortaya çıkan süngerimsi tabakadaki stres dağılımlarının kortikal tabakadakine benzer, miktarının ise oldukça düşük olduğu tespit edilmiştir. Bu durum kemik yapısında oluşan remodelasyonun büyük bölümünün kortikal tabakadaki gerçekleşebileceğini düşündürülebilir.

9. Tespit edilen stres lokalizasyonlarının literatürdeki fotoelastik yöntemin kullanıldığı araştırma sonuçlarıyla, strese bağlı öngörülen yer değiştirme sonuçlarının ise mevcut sefalometrik çalışmalarla paralellik gösterdiği saptanmıştır. Bu sonuçlar, araştırmanın yöntemini oluşturan sonlu elemanlar stres analizinin etkinliğini bir kez daha ortaya koymuştur.

## 7. ÖZET

Sonlu elemanlar stres analizi araştırmasının amacı iki farklı üç boyutlu geometrik modelde ortopedik kuvvetler uygulayan vertikal çenelik apareyinin dentofasiyal yapılar boyunca oluşturduğu stres modellerinin incelenmesidir.

Gerçek kemik reaksiyonlarının simulasyonu için dentofasiyal yapıların üç boyutlu sonlu elemanlar modelinin oluşturulmasında konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tekniği kullanılmıştır. Birçok kemik ve diğten oluşan Model I 617586 tetrahedral eleman, 130420 düğümünden, Model II 578410 tetrahedral eleman, 120673 düğümünden oluşmaktadır. 5 N'luk ortopedik kuvvet uygulamasının dentofasiyal yapılarda neden olduğu gerilmelerin hesaplanmasında ABAQUS (ABAQUS Version 6.8.1, Hibbitt, Karlsson & Sorensen Ins.-HKS) programı kullanıldı.

Model I ve Model II de oluşan stres dağılımlarının birlikte değerlendirildiği bu araştırmada; alt çene kemiğinde, üst çene kemiğinde, alt-üst çene kemiğine ait daimi dişlerde ve üst çene kemiğinin kafa kaidesine bağlantısını sağlayan suturlarda stres oluşumları izlenmiştir.

Çene kemiklerine iletilen stres yön ve miktarlarının, bireyin iskelet yapısı yanında dişsel özelliklerinden de etkilendiği gösterilmiştir.

Bu araştırmada derin ve yüzeysel kemik tabakalarında elde edilen farklı stres düzeyleri ilgili bulgular, ortopedik mekanik kuvvet uygulamalarında kemik düzeyinde elde edilen yanıtın tipinin değerlendirilmesinde katkı sağlayacaktır.

Stres miktarı ve dağılımındaki değişimlerin sefalometrik referans noktalarında neden olabilecekleri yerdeğıştirmelerin tespiti ile çene kemikleri ve dişlerle ilgili anatomik yapılarda ortodontik tedavi sonuçlarının daha detaylı olarak değerlendirilebilmesi mümkün olabilecektir.

**Anahtar kelimeler:** Açık kapanış, vertikal çenelik, sonlu elemanlar stres analizi



## 8. SUMMARY

Aim of this finite element stress analysis study was to evaluate the stress models of vertical chin cup therapy which exerts orthopedic forces along dentofacial structures by the use of two different three dimensional geometric models.

Cone beam computed-tomography was used to construct a three dimensional finite element model of the dentofacial structure to simulate actual bone reactions. Model I consisted several skull bones and teeth with a total of 617586 tetrahedral finite elements, 130420 nodes and Model II consisted several skull bones and teeth with a total of 578410 tetrahedral finite elements, 120673 nodes. ABAQUS (ABAQUS Version 6.8.1, Hibbitt, Karlsson & Sorensen Ins.-HKS) programme was used for the evaluation of stress in the dentofacial structures generated by a 5 N orthopedic force.

Stress generation in mandible, maxilla, lower-upper dentition and maxillo-cranial sutures were examined in this study in which stress distributions of Model I and II were evaluated together.

It is pointed out that the direction and amounts of transferred stress to the jaws can be effected by the individual skeletal structure and besides dental characteristics can also be influential.

In this research data obtained from different stress levels of deeper and superficial bone layers can contribute the evaluation of responses formed at bone level by orthopedic mechanical force implications.

Evaluation of shifts at cephalometric reference points caused by stress amount and distribution variations; can provide a more detailed assessment of orthodontic treatment outcomes in jaws and dentition related anatomical structures.

**Key words:** Open bite, vertical chin cup, finite element analysis

## 9. KAYNAKLAR

1. Verrue V, Dermaut L, Verhegghe B. Three-dimensional finite element modelling of a dog skull for the simulation of initial orthopaedic displacements. *Eur J Orthod* 2001;23:517-27.
2. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 1995;22:201-205.
3. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, Strait DS. Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2005;283:259-74.
4. Cangialosi TJ. Skeletal morphologic features of anterior open bite. *Am J Orthod* 1984;85:28-36.
5. Nahoum HI. Anterior open-bite: a cephalometric analysis and suggested treatment procedures. *Am J Orthod* 1975;67:523-21.
6. Ngan P, Fields HW. Open bite: a review of etiology and management. *Pediatr Dent* 1997;19:91-8.
7. Nielsen HJ, Bakke M, Blixenchrone-Moller T. [Functional and orthodontic treatment of a patient with an open bite craniomandibular disorder]. *Tandlaegebladet* 1991;95:877-81.
8. Işcan HN, Dincer M, Gultan A, Meral O, Taner-Sarisoy L. Effects of vertical chincap therapy on the mandibular morphology in open-bite patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:506-11.
9. Pedrin F, Almeida MR, Almeida RR, Almeida-Pedrin RR, Torres F. A prospective study of the treatment effects of a removable appliance with palatal crib combined with high-pull chincup therapy in anterior open-bite patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:418-23.
10. Proffit WR, Fields JHW, Sarver DM. *Contemporary Orthodontics*. Philadelphia: Mosby Elsevier, 2007.
11. Tulloch JF, Phillips C, Proffit WR. Benefit of early Class II treatment: progress report of a two-phase randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;113:62-72, quiz 73-4.
12. Graber TM. *Orthodontics Current Principles and Techniques*. Mosby Elsevier, 2005.

- 13.** Weaver N, Glover K, Major P, Varnhagen C, Grace M. Age limitation on provision of orthopedic therapy and orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;113:156-64.
- 14.** Burstone C. Orthodontics as a science: the role of biomechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117:598-600.
- 15.** Nanda R. Biomechanics In *Clinical Orthodontics*. Elsevier Health Sciences, 1996.
- 16.** Corben HC, Stehle P. *Classical Mechanics*. 1994.
- 17.** Mow VC, Huiskes R. *Basic Orthopaedic Biomechanics&Mechano-Biology*. New York, 2005.
- 18.** Ireland AJ, McDonald F. *The Orthodontic Patient: Treatment and Biomechanics*. London: Oxford University press, 2003.
- 19.** Roberts WE, Hartsfield JJK. Bone Development and Function: Genetic and Environmental Mechanisms *Semin Orthod* 2004;10:100-122.
- 20.** Alberts B, Johnson A, Lewis J, Raff M, Roberts K, Walter P. *Molecular Biology Of The Cell*. New York: Garland Science, 2002.
- 21.** Baron RE, Lippincott-Raven. *Anatomy and Ultrastructure of Bone* Philadelphia- New York, 1996.
- 22.** Newman MG, Takei H, Klokkevold P, Carranza FA. *Carranza's Clinical Periodontology*. LA: Saunders Elsevier, 2006.
- 23.** Mundy GR. Cellular and molecular regulation of bone turnover. *Bone* 1999;24:35S-38S.
- 24.** Sandy JR, Farndale RW, Meikle MC. Recent advances in understanding mechanically induced bone remodeling and their relevance to orthodontic theory and practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:212-22.
- 25.** Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO. *Basic Histology*. 1995.
- 26.** Sodek J, McKee MD. Molecular and cellular biology of alveolar bone. *Periodontol* 2000 2000;24:99-126.
- 27.** Roberts WE, Huja S, Roberts JA. Bone Modeling: Biomechanics, Molecular Mechanisms, and Clinical Perspectives *Semin Orthod* 2004;10:123-161.

- 28.** Davidovitch Z. Biological Mechanisms of Tooth Movement and Craniofacial Adaptation. Birmingham, Alabama: EBSCO Media, 1992.
- 29.** Hill BA, Orth M. Bone Remodelling. *Bri J Orthod* 1998;25:101-107.
- 30.** Ten Cate AR. Oral Histology. London: Mosby, 1998.
- 31.** Okeson JP. Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion. Mosby, 2008.
- 32.** Schumacher GH. Tıp ve Diş Hekimliği Fakültesi Öğrencileri İçin Anatomi. Nobel Tıp Kitabevleri, 2003.
- 33.** Martini FH, Ober WC, Garrison CW. Fundamentals of Anatomy and Physiology. San Francisco: Daryl Fox, 2006.
- 34.** Athanasiou AE. Orthodontic Cephalometry Mosby-Wolfe, 1995.
- 35.** Putz R, Pabst R. Sobotta, İnsan Anatomisi Atlası. 1994.
- 36.** Worms FW, Meskin LH, Isaacson RJ. Open-bite. *Am J Orthod* 1971;59:589-95.
- 37.** Haas AJ. A biological approach to diagnosis, mechanics and treatment of vertical dysplasia. *Angle Orthod* 1980;50:279-300.
- 38.** Kuster R, Ingervall B. The effect of treatment of skeletal open bite with two types of bite-blocks. *Eur J Orthod* 1992;14:489-99.
- 39.** Dung DJ, Smith RJ. Cephalometric and clinical diagnoses of open bite tendency. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:484-90.
- 40.** Arat M, Iseri H. Orthodontic and orthopaedic approach in the treatment of skeletal open bite. *Eur J Orthod* 1992;14:207-15.
- 41.** Conley RS, Legan HL. Correction of severe vertical maxillary excess with anterior open bite and transverse maxillary deficiency. *Angle Orthod* 2002;72:265-74.
- 42.** Janson G, Valarelli FP, Henriques JF, de Freitas MR, Cancado RH. Stability of anterior open bite nonextraction treatment in the permanent dentition. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:265-76; quiz 340.
- 43.** Ng WQ, Neill J. Evidence for early oral feeding of patients after elective open colorectal surgery: a literature review. *J Clin Nurs* 2006;15:696-709.
- 44.** Subtelny JD. Physio-Acoustic Considerations in the Radiographic Study of Speech. *Cleft Palate J* 1964;30:402-10.

45. Gershater MM. The proper perspective of open bite. *Angle Orthod* 1972;42:263-72.
46. da Silva Ursi WJ, de Almeida RR. [Anterior open bite. Concept, etiology, characteristics, classification and clinical cases]. *RGO* 1990;38:211-4, 217-8.
47. Sassouni V. A classification of skeletal facial types. *Am J Orthod* 1969;55:109-23.
48. Proffit WR. Forty-year review of extraction frequencies at a university orthodontic clinic. *Angle Orthod* 1994;64:407-14.
49. Chang YI, Moon SC. Cephalometric evaluation of the anterior open bite treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:29-38.
50. Lentini-Oliveira D, Carvalho FR, Qingsong Y, Junjie L, Saconato H, Machado MA, Prado LB, Prado GF. Orthodontic and orthopaedic treatment for anterior open bite in children. *Cochrane Database Syst Rev* 2007:CD005515.
51. Chevitarese AB, Della Valle D, Moreira TC. Prevalence of malocclusion in 4-6 year old Brazilian children. *J Clin Pediatr Dent* 2002;27:81-5.
52. Huang GJ, Drangsholt M. Stability of anterior open bite correction with MEAW. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:14A.
53. Insoft MD, Hocevar RA, Gibbs CH. The nonsurgical treatment of a Class II open bite malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:598-605.
54. Torres F, Almeida RR, de Almeida MR, Almeida-Pedrin RR, Pedrin F, Henriques JF. Anterior open bite treated with a palatal crib and high-pull chin cup therapy. A prospective randomized study. *Eur J Orthod* 2006;28:610-7.
55. English JD. Early treatment of skeletal open bite malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;121:563-5.
56. Proffit WR, Bailey LJ, Phillips C, Turvey TA. Long-term stability of surgical open-bite correction by Le Fort I osteotomy. *Angle Orthod* 2000;70:112-7.
57. Proffit WR, Phillips C. Adaptations in lip posture and pressure following orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93:294-302.
58. Cozza P, Mucedero M, Baccetti T, Franchi L. Early orthodontic treatment of skeletal open-bite malocclusion: a systematic review. *Angle Orthod* 2005;75:707-13.

59. Kim YH. Overbite depth indicator with particular reference to anterior open-bite. *Am J Orthod* 1974;65:586-611.
60. Schendel SA, Eisenfeld J, Bell WH, Epker BN, Mishelevich DJ. The long face syndrome: vertical maxillary excess. *Am J Orthod* 1976;70:398-408.
61. Fields HW, Proffit WR, Nixon WL, Phillips C, Stanek E. Facial pattern differences in long-faced children and adults. *Am J Orthod* 1984;85:217-23.
62. Lopez-Gavito G, Wallen TR, Little RM, Joondeph DR. Anterior open-bite malocclusion: a longitudinal 10-year postretention evaluation of orthodontically treated patients. *Am J Orthod* 1985;87:175-86.
63. Sankey WL, Buschang PH, English J, Owen AH, 3rd. Early treatment of vertical skeletal dysplasia: the hyperdivergent phenotype. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:317-27.
64. Pearson LE. Vertical control in treatment of patients having backward-rotational growth tendencies. *Angle Orthod* 1978;48:132-40.
65. Klocke A, Nanda RS, Kahl-Nieke B. Anterior open bite in the deciduous dentition: longitudinal follow-up and craniofacial growth considerations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:353-8.
66. Buschang PH, Sankey W, English JD. Early Treatment of Hyperdivergent Open-Bite Malocclusions. *Semin Orthod* 2002;8:130-140.
67. Parker JH. The interception of the open bite in the early growth period. *Angle Orthod* 1971;41:24-44.
68. Frankel R, Frankel C. A functional approach to treatment of skeletal open bite. *Am J Orthod* 1983;84:54-68.
69. Schulz SO, McNamara JA, Jr., Baccetti T, Franchi L. Treatment effects of bonded RME and vertical-pull chincup followed by fixed appliance in patients with increased vertical dimension. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:326-36.
70. Iscan HN, Dincer M, Gultan A, Meral O, Taner-Sarisoy L. Effects of vertical chincap therapy on the mandibular morphology in open-bite patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:506-11.
71. Kiliaridis S, Egermark I, Thilander B. Anterior open bite treatment with magnets. *Eur J Orthod* 1990;12:447-57.

- 72.** Weinbach JR, Smith RJ. Cephalometric changes during treatment with the open bite bionator. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:367-74.
- 73.** Nahoum HI. Vertical proportions and the palatal plane in anterior open-bite. *Am J Orthod* 1971;59:273-82.
- 74.** Nahoum HI, Horowitz SL, Benedicto EA. Varieties of anterior open-bite. *Am J Orthod* 1972;61:486-92.
- 75.** Nahoum HI. Vertical proportions: a guide for prognosis and treatment in anterior open-bite. *Am J Orthod* 1977;72:128-46.
- 76.** Erbay E, Ugur T, Ulgen M. The effects of Frankel's function regulator (FR-4) therapy on the treatment of Angle Class I skeletal anterior open bite malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:9-21.
- 77.** Faulkner KG, Gluer CC, Majumdar S, Lang P, Engelke K, Genant HK. Noninvasive measurements of bone mass, structure, and strength: current methods and experimental techniques. *AJR Am J Roentgenol* 1991;157:1229-37.
- 78.** Kabel J, Odgaard A, van Rietbergen B, Huiskes R. Connectivity and the elastic properties of cancellous bone. *Bone* 1999;24:115-20.
- 79.** Lespessailles E, Chappard C, Bonnet N, Benhamou CL. Imaging techniques for evaluating bone microarchitecture. *Joint Bone Spine* 2006;73:254-61.
- 80.** Marangalou JH, F. G, B. M. Numerical simulation of orthodontic bone remodeling. *Orthodontic Waves* 2009;77:8.
- 81.** Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72:75-80.
- 82.** Mutyabule TK, Whaites EJ. Survey of radiography and radiation protection in general dental practice in Uganda. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31:164-9.
- 83.** Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod* 2005;32:282-93.
- 84.** Michael G. X-ray computed tomography. *Phys. Educ* 2001;36: 442-451.
- 85.** Mah J, Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:308-9.

- 86.** Whaites E. Essentials of Dental Radiography and Radiology. London, 2002.
- 87.** Seeram E. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control (CONTEMPORARY IMAGING TECHNIQUES). 2008.
- 88.** Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. AJNR Am J Neuroradiol 2009;30:1088-95.
- 89.** Singh GD. Digital diagnostics: Three-dimensional modelling. Br J Oral Maxillofac Surg 2008;46:22-6.
- 90.** Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. AJNR Am J Neuroradiol 2009;30:1285-92.
- 91.** Farman AG, Scarfe WC. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography Semin Orthod 2009;15:2-13.
- 92.** Miles DA. Interpreting the Cone Beam Data Volume for Occult Pathology Semin Orthod 2009;15:70-76.
- 93.** White SC, Pae E. Patient Image Selection Criteria for Cone Beam Computed Tomography Imaging Semin Orthod 2009;15:19-28.
- 94.** Brooks SL. CBCT Dosimetry: Orthodontic Considerations Semin Orthod 2009;15:14-18.
- 95.** De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. Int J Oral Maxillofac Surg 2009;38:609-25.
- 96.** Kim S, Yoshizumi TT, Toncheva G, Yoo S, Yin FF. Comparison of radiation doses between cone beam CT and multi detector CT: TLD measurements. Radiat Prot Dosimetry 2008;132:339-45.
- 97.** Maki K, Inou N, Takanishi A, Miller AJ. Computer-assisted simulations in orthodontic diagnosis and the application of a new cone beam X-ray computed tomography. Orthod Craniofac Res 2003;6 Suppl 1:95-101; discussion 179-82.
- 98.** Nakajima A, Murata M, Tanaka E, Arai Y, Fukase Y, Nishi Y, Sameshima G, Shimizu N. Development of three-dimensional FE modeling system from



the limited cone beam CT images for orthodontic tipping tooth movement. Dent Mater J 2007;26:882-91.

**99.** Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y, Homme Y, Shimizu N, Dougherty H, Sr. Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography. Angle Orthod 2005;75:895-903.

**100.** Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. Orthod Craniofac Res 2003;6 Suppl 1:31-6; discussion 179-82.

**101.** Holberg C, Steinhauser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. J Orofac Orthop 2005;66:434-44.

**102.** Palomo JM, Kau CH, Palomo LB, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in dentistry. Dent Today 2006;25:130, 132-5.

**103.** Yajima A, Otonari-Yamamoto M, Sano T, Hayakawa Y, Otonari T, Tanabe K, Wakoh M, Mizuta S, Yonezu H, Nakagawa K, Yajima Y. Cone-beam CT (CB Throne) applied to dentomaxillofacial region. Bull Tokyo Dent Coll 2006;47:133-41.

**104.** Danforth RA. Cone beam volume tomography: a new digital imaging option for dentistry. J Calif Dent Assoc 2003;31:814-5.

**105.** Liu DG, Zhang WL, Zhang ZY, Wu YT, Ma XC. Localization of impacted maxillary canines and observation of adjacent incisor resorption with cone-beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008;105:91-8.

**106.** Patel S, Dawood A. The use of cone beam computed tomography in the management of external cervical resorption lesions. Int Endod J 2007;40:730-7.

**107.** Cohenca N, Simon JH, Mathur A, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption. Dent Traumatol 2007;23:105-13.

**108.** Honda K, Matumoto K, Kashima M, Takano Y, Kawashima S, Arai Y. Single air contrast arthrography for temporomandibular joint disorder using limited cone beam computed tomography for dental use Dentomaxillofac Radiol, 2004:271-3.

- 109.** Sakabe R, Sakabe J, Kuroki Y, Nakajima I, Kijima N, Honda K. Evaluation of temporomandibular disorders in children using limited cone-beam computed tomography: a case report. *J Clin Pediatr Dent* 2006;31:14-6.
- 110.** Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:196-201.
- 111.** Huntjens E, Kiss G, Wouters C, Carels C. Condylar asymmetry in children with juvenile idiopathic arthritis assessed by cone-beam computed tomography. *Eur J Orthod* 2008;30:545-51.
- 112.** Kijima N, Honda K, Kuroki Y, Sakabe J, Ejima K, Nakajima I. Relationship between patient characteristics, mandibular head morphology and thickness of the roof of the glenoid fossa in symptomatic temporomandibular joints. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:277-81.
- 113.** Kim SH, Choi YS, Hwang EH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:S82-9.
- 114.** Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006;76:191-7.
- 115.** Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G. Quantitative evaluation with CBCT of palatal bone thickness in growing patients. *Prog Orthod* 2006;7:164-74.
- 116.** Peck JL, Sameshima GT, Miller A, Worth P, Hatcher DC. Mesiodistal root angulation using panoramic and cone beam CT. *Angle Orthod* 2007;77:206-13.
- 117.** Mussig E, Wortche R, Lux CJ. Indications for digital volume tomography in orthodontics. *J Orofac Orthop* 2005;66:241-9.
- 118.** Sakabe J, Kuroki Y, Fujimaki S, Nakajima I, Honda K. Reproducibility and accuracy of measuring unerupted teeth using limited cone beam X-ray CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:2-6.

- 119.** Shi H, Scarfe WC, Farman AG. Three-dimensional reconstruction of individual cervical vertebrae from cone-beam computed-tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:426-32.
- 120.** Koriath TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997;8:90-104.
- 121.** Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2005;84:428-33.
- 122.** Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
- 123.** Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TM. Three-dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint. *J Dent Res* 2001;80:1913-8.
- 124.** van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000;11:123-36.
- 125.** Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9:257-70.
- 126.** Ryan TM, van Rietbergen B. Mechanical significance of femoral head trabecular bone structure in Loris and Galago evaluated using micromechanical finite element models. *Am J Phys Anthropol* 2005;126:82-96.
- 127.** McNeill C. Science and practice of occlusion, Quintessence Publishing Co, Inc., Hong Kong, 1997.
- 128.** Cook RD, Malkus DS, Plesha ME, Witt RJ. Concepts and applications of finite-element analysis. New York, 2001.
- 129.** Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973;6:511-20.
- 130.** Mackerle J. Finite element modeling and simulations in orthopedics: a bibliography 1998-2005. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9:149-99.

- 131.** Fennis WM, Kreulen CM, Barink M, Kuijs RH, Verdonchot N, Creugers NH. [Research methods in dentistry 5. The finite element method]. Ned Tijdschr Tandheelkd 2004;111:447-51.
- 132.** Sameshima GT, Melnick M. Finite element-based cephalometric analysis. Angle Orthod 1994;64:343-50.
- 133.** Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent 2008;36:463-71.
- 134.** Rodrigues FP, Li J, Silikas N, Ballester RY, Watts DC. Sequential software processing of micro-XCT dental-images for 3D-FE analysis. Dent Mater 2009;25:e47-55.
- 135.** Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jager A. Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models. J Orofac Orthop 1999;60:136-51.
- 136.** Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993;104:448-54.
- 137.** Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;109:155-62.
- 138.** Middleton J, Jones ML, Wilson AN. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. J Biomed Eng 1990;12:319-27.
- 139.** Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Finite Element Method. Med Eng Phys 2000;22:359-70.
- 140.** Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;120:272-9.
- 141.** Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;92:499-505.

- 142.** Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki A. An Evaluation of the Biomechanical Response of the Tooth and Periodontium to Orthodontic Forces in Adolescent and Adult Subjects. *British Journal of Orthodontics* 1998;25:109-115.
- 143.** van Driel WD, van Leeuwen EJ, Von den Hoff JW, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Time-dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament. *Proc Inst Mech Eng H* 2000;214:497-504.
- 144.** Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jager A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Eur J Orthod* 1999;21:633-48.
- 145.** Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:681-9.
- 146.** Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, Li Q. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:174-81.
- 147.** Shinya K, Shinya A, Nakahara R, Nakasone Y. Characteristics of the tooth in the initial movement: the influence of the restraint site to the periodontal ligament and the alveolar bone. *Open Dent J* 2009;3:85-91.
- 148.** Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Eliades T, Jager A, Bourauel C. Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:638-43.
- 149.** Jayade V, Annigeri S, Jayade C, Thawani P. Biomechanics of torque from twisted rectangular archwires. A finite element investigation. *Angle Orthod* 2007;77:214-20.
- 150.** Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:657-665.
- 151.** Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod* 2009;31:12-20.

- 152.** Motoyoshi M, Ueno S, Okazaki K, Shimizu N. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth--3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38:363-8.
- 153.** Jeon PD, Turley PK, Moon HB, Ting K. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:267-74.
- 154.** Reimann S, Keilig L, Jager A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. *Eur J Orthod* 2007;29:219-24.
- 155.** Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *Eur J Orthod* 2002;24:21-33.
- 156.** Kawarizadeh A, Bourauel C, Jager A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. *Eur J Orthod* 2003;25:569-78.
- 157.** Kawarizadeh A, Bourauel C, Zhang D, Gotz W, Jager A. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *Eur J Oral Sci* 2004;112:140-7.
- 158.** Gonzales C, Hotokezaka H, Arai Y, Ninomiya T, Tominaga J, Jang I, Hotokezaka Y, Tanaka M, Yoshida N. An in vivo 3D micro-CT evaluation of tooth movement after the application of different force magnitudes in rat molar. *Angle Orthod* 2009;79:703-14.
- 159.** Milne TJ, Ichim I, Patel B, McNaughton A, Meikle MC. Induction of osteopenia during experimental tooth movement in the rat: alveolar bone remodelling and the mechanostat theory. *Eur J Orthod* 2009;31:221-31.
- 160.** Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 2001;71:127-31.
- 161.** Oyama K, Motoyoshi M, Hirabayashi M, Hosoi K, Shimizu N. Effects of root morphology on stress distribution at the root apex. *Eur J Orthod* 2007;29:113-7.

- 162.** Chen J, Xu L. A finite element analysis of the human temporomandibular joint. *J Biomech Eng* 1994;116:401-7.
- 163.** DeVocht JW, Goel VK, Zeitler DL, Lew D. A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54:1431-7; discussion 1437-8.
- 164.** Chen J, Akyuz U, Xu L, Pidaparti RM. Stress analysis of the human temporomandibular joint. *Med Eng Phys* 1998;20:565-72.
- 165.** Nagahara K, Murata S, Nakamura S, Tsuchiya T. Displacement and stress distribution in the temporomandibular joint during clenching. *Angle Orthod* 1999;69:372-9.
- 166.** Tanaka E, Sasaki A, Tahmina K, Yamaguchi K, Mori Y, Tanne K. Mechanical properties of human articular disk and its influence on TMJ loading studied with the finite element method. *J Oral Rehabil* 2001;28:273-9.
- 167.** Gupta A, Hazarey PV, Kharbanda OP, Kohli VS, Gunjal A. Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element study. Part 2. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:749-56.
- 168.** Singh GD, McNamara JA, Jr., Lozanoff S. Comparison of mandibular morphology in Korean and European-American children with Class III malocclusions using finite-element morphometry. *J Orthod* 2000;27:135-42.
- 169.** Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *Angle Orthod* 1991;61:145-52.
- 170.** Tanne K, Matsubara S, Sakuda M. Stress distributions in the maxillary complex from orthopedic headgear forces. *Angle Orthod* 1993;63:111-8.
- 171.** Tanne K, Matsubara S. Association between the direction of orthopedic headgear force and sutural responses in the nasomaxillary complex. *Angle Orthod* 1996;66:125-30.
- 172.** Holberg C, Mahaini L, Rudzki I. Analysis of sutural strain in maxillary protraction therapy. *Angle Orthod* 2007;77:586-94.
- 173.** Holberg C, Rudzki-Janson I. Stresses at the cranial base induced by rapid maxillary expansion. *Angle Orthod* 2006;76:543-50.

- 174.** Lee H, Ting K, Nelson M, Sun N, Sung SJ. Maxillary expansion in customized finite element method models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:367-74.
- 175.** Provatidis C, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion. *Med Eng Phys* 2007;29:566-79.
- 176.** Provatidis CG, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies. *Eur J Orthod* 2008;30:437-48.
- 177.** Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod* 2003;73:12-20.
- 178.** Pan X, Qian Y, Yu J, Wang D, Tang Y, Shen G. Biomechanical effects of rapid palatal expansion on the craniofacial skeleton with cleft palate: a three-dimensional finite element analysis. *Cleft Palate Craniofac J* 2007;44:149-54.
- 179.** Yu HS, Baik HS, Sung SJ, Kim KD, Cho YS. Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *Eur J Orthod* 2007;29:118-25.
- 180.** Katada H, Isshiki Y. Changes in orthodontic cephalometric reference points on application of orthopedic force to jaw: three-dimensional finite element analysis. *Bull Tokyo Dent Coll* 2005;46:59-65.
- 181.** Cano j, Campo J, Vaquero JJ, Martinez G, J.M, Bascones A. High resolution image in bone biology, II. Review of the literature. *Med Oral Patol Cir Bucal* 2008;13:E31-35.
- 182.** Beckmann SH, Kuitert RB, Prahl-Andersen B, Segner D, The RP, Tuinzing DB. Alveolar and skeletal dimensions associated with overbite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;113:443-52.
- 183.** Cozza P, Mucedero M, Baccetti T, Franchi L. Treatment and posttreatment effects of quad-helix/crib therapy of dentoskeletal open bite. *Angle Orthod* 2007;77:640-5.



- 184.** Denison TF, Kokich VG, Shapiro PA. Stability of maxillary surgery in openbite versus nonopenbite malocclusions. *Angle Orthod* 1989;59:5-10.
- 185.** Nanda SK. Patterns of vertical growth in the face. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93:103-16.
- 186.** Pancherz H. The mandibular plane angle in activator treatment. *Angle Orthod* 1979;49:11-20.
- 187.** Lulla P, Gianelly AA. The mandibular plane and mandibular rotation. *Am J Orthod* 1976;70:567-71.
- 188.** Huang GJ. Long-Term Stability of Anterior Open-Bite Therapy: A Review. *Semin Orthod* 2002;8:162-172.
- 189.** Alba A, Chaconas SJ, Caputo AA, Emison W. Stress Distribution Under High-pull Extraoral Chin Cup Traction, A photoelastic study. *The Angle Orthodontist* 1982;52:69-78.
- 190.** Bishara SE. JCO interviews. Samir E. Bishara, BDS, DOrtho, DDS, MS on growth and orthodontic treatment. *J Clin Orthod* 1998;32:361-7.
- 191.** Galletto L, Urbaniak J, Subtelny JD. Adult anterior open bite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97:522-6.
- 192.** Hapak FM. Cephalometric Appraisal Of The Open-bite Case. *Angle Orthod.*, 1964;34:65-72.
- 193.** Davidovitch Z, Krishnan V. Role of basic biological sciences in clinical orthodontics: A case series. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:222-31.
- 194.** Lespessailles E, Chappard C, Bonnet N, Benhamou CL. Imaging techniques for evaluating bone microarchitecture. *Joint Bone Spine* 2006;73:254-261.
- 195.** Schudy FF. The Rotation of the Mandible Resulting from Growth: Its Implications in Orthodontic Treatment. *Angle Orthod* 1965;35:36-50.
- 196.** Trouten JC, Enlow DH, Rabine M, Phelps AE, Swedlow D. Morphologic factors in open bite and deep bite. *Angle Orthod* 1983;53:192-211.
- 197.** İşcan HN, Akkaya S, Koralp E. The effects of the spring-loaded posterior bite-block on the maxillo-facial morphology. *European Journal of Orthodontics* 1992;14:54-60.

- 198.** Tirk TM. Limitations in Orthodontic Treatment. *Angle Orthod* 1965;35:165-77.
- 199.** Faulkner KG, Cann CE, Hasegawa BH. Effect of bone distribution on vertebral strength: assessment with patient-specific nonlinear finite element analysis. *Radiology* 1991;179:669-74.
- 200.** Singh AK, Gervais DA, Lee P, Westra S, Hahn PF, Novelline RA, Mueller PR. Omental infarct: CT imaging features. *Abdom Imaging* 2006;31:549-54.
- 201.** Guatam P, Valiathan A, Adhikari R. Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: A finite element method study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:5.e1-5.e11.
- 202.** Holberg C, Holberg N, Rudzki-Janson I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:53-9.
- 203.** Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki A, Knox J, Jones ML. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. *Br J Orthod* 1998;25:109-15.
- 204.** Schulz SO, McNamara JA, Baccetti T, Franchi L. Treatment effects of bonded RME abd vertical-pull chincup followed by fixed appliance in patients with increased vertical dimension. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:326-36.

## 10.EKLER

### Ek 1: Onam Formu

‘Açık kapanış vakalarında ortopedik amaçla kullanılan vertikal çeneliğin üst çene üzerindeki biyomekanik etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi’ isimli bir çalışmada yer almak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışma, araştırma amaçlı olarak yapılmaktadır. Çalışmaya katılma konusunda karar vermeden önce araştırmanın neden ve nasıl yapıldığını, sizinle ilgili bilgilerin nasıl kullanılacağını, çalışmanın neler içerdiğini, olası yararlarını, risklerini ve rahatsızlıklarını bilmeniz önemlidir. Lütfen aşağıdaki bilgileri dikkatlice okumak için zaman ayırın ve bu bilgileri ailenizle ve/veya doktorunuzla tartışın. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan sonra ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer katılmak isterseniz sizden bu formu imzalamanız istenecektir.

Araştırmanın amacı, açık kapanış vakalarında uygulanan ortopedik bir aparey olan vertikal çeneliğin üst çene üzerindeki biyomekanik etkilerinin, günümüzde 3 boyutlu digital görüntüleme metodları ile birlikte gelişen ve in vitro olarak uygulanan stres analizleri içinde avantajları ortaya konulmuş olan sonlu elemanlar stres analizi metodu ile incelenmesidir. Bu araştırmaya normal koşullarda 2 olgunun katılımı planlanmaktadır.

Ortodontik tedavi öncesinde ve süresince ağız bakımının en iyi düzeyde olmasına özen gösterilmelidir. Ortodontik tedavi öncesinde diş çürükleri tedavi edilmeli ve diş etleri bakımı yapılmış olmalıdır.

Kliniğimizde tedavi olmak isteyen hastalar tedavi planı gereği, uygun görülen dişlerini çektirmeyi ve uygun görülen ağız içi ve dışı her türlü apereyi önerilecek şekilde kullanmayı kabul etmiş sayılır. Tedavi sırasında takılan aparey, lastik, ağız içi ve dışı aygıtların hekimin önerdiği

saat ve şekilde takılması gerekmektedir. Ortodontik tedavi başında, süresince ve sonunda gerekli dökümanlar elde edilir.

Ortodontik tedaviye başlandığında dişlerde ağrı olması son derece normaldir. 3-4 gün içerisinde bu ağrı azalacaktır. Ayrıca ortodontik tedavi esnasında dişlerde hafif sallanma olabilir, bu normaldir, nedeni dişlerin hareket etmesidir.

Takılan apareyin alışma süresi yaklaşık bir haftadır. Ağız dışı apareyler dışardan darbe geldiğinde, çıkma suretiyle yaralanmaya neden olabilir. Hasta işlem süresince takip edilecek ve herhangi bir komplikasyon gözlemlendiğinde işlem durdurulacak ve uygun tıbbi müdahale yapılacaktır.

Çalışmaya katılan bireylerden ortodontik tedavi için gerekli olan sarf malzemeler dışında CT ve 3 boyutlu modelleme için ek bir parasal yük üstüne girmeyeceksiniz ve size de herhangi bir ödeme yapılmayacaktır. Çalışma doktorunuz kişisel bilgilerinizi, araştırmayı yürütmek için kullanacaktır. Ancak kimlik bilgileriniz çalışma boyunca hekiminiz tarafından gizli tutulacaktır. Çalışmanın sonunda, bu bilgiler hakkında bilgi istemeye hakkınız vardır. Çalışma sonuçları çalışma bitiminde tıbbi literatürde yayınlanabilecektir ancak kimliğiniz açıklanmayacaktır.

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gerek bilgileri gösteren metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla sözkonusu Klinik Araştırmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

#### **(Katılımcının / Hastanın Beyanı)**

G.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalında, Dt. Özer ALKAN tarafından tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı ve ilgili metni okudum. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya 'katılımcı' olarak davet edildim.

Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı rededersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum. Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir neden göstermeden araştırmadan çekilebilirim. (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemin uygun olacağını bilincindeyim). Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk üstına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorununun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. ( Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük üstına girmeyeceğim).

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın, gönüllülük içerisinde katılmayı kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

**Gönüllünün:**

**Adı-Soyadı:**

**Adresi :**

**Tel.no:**

**İmzası:**

**Tarih:**

**Velayat veya vesayet üstında bulunanlar için veli yada vasisinin:**

**Adı-Soyadı:**

**Adresi:**

**Tel.no:**

**İmzası:**

**Tarih:**

**Açıklamaları yapan araştırmacının:**

**Adı-Soyadı, Ünvanı:** Dt. Özer ALKAN, Araştırma Görevlisi

**Adresi:** G.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi ORTODONTİ Anabilim

Dalı

**Tel.no:** 0-312-212 6220/ 335

**İmzası:**

## Ek 2: Etik Kurul Raporu



T.C.

Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi

Etik Kurulu

Tarih: 23.01.2007

Sayı: 1

Konu: Etik Kurul Onayı Hk.

Gazi Üniv.Dişhekimliği Fakültesi Öğretim Üyesi Prof.Dr.Sevil AKKAYA'nın yaptığı "Açık Kapanış Vakalarında Ortopedik Amaçla Kullanılan Vertikal Çeneliğin Alt Çene Üzerindeki Biyomekanik Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar İle İncelenmesi" başlıklı çalışma Etik Kurulumuzca incelenerek uygun bulunmuştur.

Prof.Dr.Mustafa TÜRKER

Başkan

Prof.Dr.Tülin OYGÜR

Üye

Prof.Dr.Emin TÜRKÖZ

Üye

Prof.Dr.Tansev MIHÇIOĞLU

Üye

Prof.Dr.Sevil AKKAYA

Üye

Prof.Dr.Hüsni YAVUZYLMAZ

Başkan Yardımcısı

Prof.Dr.Levent TANER

Üye

Prof.Dr.Ergun YÜCEL

Rapörtör Üye

Prof.Dr.Alev ALAÇAM

Üye

Doç.Dr.Nesrin ÇOBANOĞLU

Üye

## 11. TEŞEKKÜR

Ortodonti ailesine katıldığım ilk günden itibaren, gerek mesleki gerek manevi desteğini, sonsuz hoşgörüsünü esirgemeyen, değerli bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım tez yöneticim Sayın Prof. Dr. Sevil Akkaya'ya,

Ortodontii Anabilim Dalı'nda, bizlere yön veren, yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Hakan İşcan başta olmak üzere Ortodonti Ana Bilim Dalının tüm değerli öğretim üyeleri, tüm asistanları ve yardımcı personeline,

Yardımlarını esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini paylaşan değerli hocam Prof. Dr. Gürcan Eskitaşçıoğlu'na

Desteklerinden dolayı değerli arkadaşım Dr. Burcu Sengüven'e,

Çok sevgili eşim Eylem Alkan'a,

Hayatım boyunca yanımda olan, tükenmeyen özverileri ve sevgileri için AİLEM' e,

Sonsuz sevgi ve saygılarımı sunuyorum...

**Özer ALKAN**



## 12. ÖZGEÇMİŞ

### ÖZER ALKAN

#### KİŞİSEL BİLGİLER:

Doğum Yeri ve Tarihi: 19.05.1978

Adres: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Ortodonti A.B.D Emek/ ANKARA,06510

E-mail: alkanozzer@hotmail.com

GSM: 0505 7030345

#### EĞİTİM DURUMU

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara, Türkiye, 1996-2001.

Doktora Öğrencisi, Gazi Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye, 2003-

#### YABANCI DİL

İngilizce

#### BİLİMSEL YAYINLAR

1)“Çağdaş Bilimsel Süreçte Genetik ve Temel Kavramlar” **Özer Alkan**, Sevil Akaya, Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi; Sayı 107, Sayfa 100- 103. Ağustos/Eylül 2008.

2)“Factors Effecting The Success Of The Implants Used In Orthodontic Treatment Apolonia” Berk Özoğul, **Özer Alkan** , Ferija Sali , Sevil Akkaya , Blerim Mehmeti Sayı: 21, Sayfa: 81-91, Mayıs 2009.

## **SÖZLÜ BİLDİRİLER ve POSTERLER**

1)“Sınıf I ve Sınıf II,1 Adölesan Bireylerde Kondil Yolu Eğimi ve Uzunluğunun Değerlendirilmesi”, Prof. Dr. Sevil Akkaya, **Dt. Özer Alkan**, Sözlü Bildiri, 9. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi Antalya, 3 -6 Ekim 2004.

2) “An Evaluation of cervical vertebral bone age in a group of person who are in mp3 maturational stage”, **Dt. Özer Alkan**, Prof. Dr. Sevil Akkaya, Poster, 12. Congress of the Balkan Stomatological Society, İstanbul, 12-14 Nisan 2007.

3)“Kemik Yaşının Belirlenmesinde Servikal Vertebral Yaşın Geçerliliğinin Değerlendirilmesi, **Dt. Özer Alkan**, Prof. Dr. Sevil Akkaya, Sözlü Bildiri, 10.Türk Ortodonti DerneğiSempozyumu, Ankara, 12- 13 Kasım 2007.

4)“Pubertal Büyüme Atılımı Dönemindeki Bireylerde Servikal Vertebral Yaşın Değerlendirilmesi, **Dt. Özer Alkan**, Dt. Berk Özoğul, Prof. Dr. Sevil Akkaya, Sözlü Bildiri, 11. Uluslar arası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, İzmir, 13- 15 Ekim 2008.