TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

HIZLI ÜST ÇENE GENİŞLETMESİNDE KULLANILAN ÜÇ FARKLI APAREYİN ÜST ÇENENİN FARKLI KEMİKLEŞME DÖNEMLERİNDE UYGULANMASIYLA ÜST ÇENE VE ÇEVRESİNDEKİ KEMİKLERDE MEYDANA GELEN DEĞİŞİKLİKLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. ENES TAN

ORTODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. BÜLENT ÇATALBAŞ

2014– KIRIKKALE

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

HIZLI ÜST ÇENE GENİŞLETMESİNDE KULLANILAN ÜÇ FARKLI APAREYİN ÜST ÇENENİN FARKLI KEMİKLEŞME DÖNEMLERİNDE UYGULANMASIYLA ÜST ÇENE VE ÇEVRESİNDEKİ KEMİKLERDE MEYDANA GELEN DEĞİŞİKLİKLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. ENES TAN

ORTODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. BÜLENT ÇATALBAŞ

Bu tez, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 2013/07 numaralı proje ile desteklenmiştir

2014– KIRIKKALE

Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ortodonti Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 23 / 05 /2014

İmza

Prof. Dr. Zafer SARI
Akdeniz Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

Prof. Dr. İbrahim Erhan GELGÖR
Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

Doç. Dr. Bülent ÇATALBAŞ
Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

Yrd. Doç. Dr. Murat ÇAĞLAROĞLU
Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

Yrd. Doç. Dr. Inan Metin DAĞSUYU
Osmangazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
İçindekiler	III
Önsöz	VII
Simgeler ve Kısaltmalar	VIII
Şekiller	IX
Tablolar	XIV

ÖZET 1

SUMMARY 3

1. GİRİŞ 5

1.1. Üst Çene Darlığı Tedavisinin Tarihçesi 6

1.2. Posterior Çapraz Kapanış 10

1.2.1. Tanımı 10

1.2.2. Görülme Sıklığı 12

1.2.3. Etyolojisi 13

1.2.4. Tanı 17

1.2.5. Tedavi 20

1.2.6. Üst Çene Genişletmesinde Kullanılan Apareyler ve Karşılaştırılması 35

1.2.7. Üst Çene Genişletmesinden Sonra Görülen Nüks ve Uygulanan Pekiştirme Usülleri 41

1.2.8. Üst Çene Genişletmesi-Yaş İlişkisi 45

1.2.9. Üst Çene Genişletmesi-Kuvvet İlişkisi 49

1.2.10. Üst Çene Genişletmesinin Paramedikal Etkileri 51

1.3. Kuvvet Analiz Yöntemleri 52

1.4. Sonlu Elemanlar Analizi 53

1.4.1. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar 54

1.4.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları 59

1.5. Konu İle İlgili Yapılmış Benzer Çalışmalar 60
2. MATERYAL VE YÖNTEM 65
2.1. BT Verisinin Temini 67
2.2. BT Verisinin MIMICS Yazılımında İşlenmesi, Modellenmesi ve Sonlu Elemanlar Analizine Hazırlanması 67
2.2.1. BT Verisinin MIMICS Yazılımına Aktarılması (Import) 68
2.2.2. Ayrıştırma (Segmentation) 68
2.2.3. Üç Boyutlu Kranial Model Oluşturma 81
2.2.4. Model Çoğaltımı 87
2.3. Diş Destekli Hyrax Modeli (4 ve 6 Bantlı) 88
2.3.1. Hyrax'ın ve Bantların Tasarımı ve Üç Boyutlu Kranial Modellere Eklenmesi 88
2.3.2. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Hazırlanması 92
2.3.3. Modelin Analizi 97
2.4. Diş-Kemik Destekli Hyrax Modeli (Akrilik Kaplı) 100
2.4.1. Hyrax'ın ve Akrilik Resinin Tasarımı ve Üç Boyutlu Kranial Modellere Eklenmesi 100
2.4.2. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Hazırlanması 104
2.4.3. Modelin Analizi 107
2.5. Kemik Destekli Hyrax Modeli (Mini-vida Destekli) 110
2.5.1. Hyrax'ın ve Mini-vidaların Tasarımı ve Üç Boyutlu Kranial Modellere Eklenmesi 110
2.5.2. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Hazırlanması 113
2.5.3. Modelin Analizi 116
2.6. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Yazılımına Aktarılması 119
2.7. Malzeme Özelliklerinin Tayini 119

2.8. Analiz Sırasında Dişler için Kullanılacak Koordinat Sisteminin Belirlenmesi 121
2.9. Kranial Mesh Model Oluşturulması ve Modelin Analiz Öncesi Değerlendirilmesi 122
2.10. Ağ Yapının Oluşturulması 122
2.11. ANSYS'te Analize Hazır Modelde Yapılacak Ölçümler 123
3. BULGULAR 125
3.1. Diş Destekli Hyrax Modeline (4 ve 6 Bantlı) Ait Bulgular 126
3.1.1. Tüm Suturların Açık Olduğu (1. Senaryo) 126
3.1.2. 1. Set Suturların Açık, 2. Set Suturların Kapalı Olduğu (2. Senaryo) 133
3.1.3. Tüm Suturların Kapalı Olduğu (3. Senaryo) 141
3.1.4. Diş Destekli Hyrax Modeline (4 ve 6 Bantlı) Ait Bulguların Karşılaştırılması 149
3.2. Diş-Kemik Destekli Hyrax Modeline (Akrilik Kaplı) Ait Bulgular 151
3.2.1. Tüm Suturların Açık Olduğu (1. Senaryo) 151
3.2.2. 1. Set Suturların Açık, 2. Set Suturların Kapalı Olduğu (2. Senaryo) 160
3.2.3. Tüm Suturların Kapalı Olduğu (3. Senaryo) 170
3.2.4. Diş-Kemik Destekli Hyrax Modeline (Akrilik Kaplı) Ait Bulguların Karşılaştırılması 179
3.3. Kemik Destekli Hyrax Modeline (Mini-vida) Ait Bulgular 181
3.3.1. Tüm Suturların Açık Olduğu (1. Senaryo) 181
3.3.2. 1. Set Suturların Açık, 2. Set Suturların Kapalı Olduğu (2. Senaryo) 188
3.3.3. Tüm Suturların Kapalı Olduğu (3. Senaryo) 196
3.3.4. Kemik Destekli Hyrax Modeline (Mini-vida) Ait Bulguların Karşılaştırılması 204
3.4. Bulguların Karşılaştırılması 216
3.4.1. Senaryolara Ait Bulguların Karşılaştırılması 216

4. TARTIŞMA 223
4.1. Materyal ve Yöntemin Tartışılması 223
4.2. Bulguların Tartışılması 234
4.2.1. İskeletsel Bulguların Tartışılması 234
4.2.2. Dental Bulguların Tartışılması 236
5. SONUÇ 243
6. KAYNAKLAR 245
7. ÖZGEÇMİŞ 275

ÖNSÖZ

Ortodonti doktora eğitimimde emeği geçen, çalışmalarımda her zaman yanımda olan, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, tecrübe ve önerilerini samimiyetle paylaşan saygıdeğer danışman hocam Doç. Dr. Bülent ÇATALBAŞ'a,

Eğitimimin her aşamasında engin bilgisini ve deneyimini içtenlikle sunan değerli anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. İ. Erhan GELGÖR'e,

Doktora eğitimim boyunca yardımlarını esirgemeyen ve yetişmemde pay sahibi olan değerli hocalarım Yrd. Doç. Dr. Murat ÇAĞLAROĞLU'na ve Doç. Dr. Hasan KAMAK'a,

Tez çalışmamda; gerekli verilerin kullanılmasında bilgi ve tecrübesini esirgemeyen ve yol gösterici olan Osmangazi Ünv. Öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. İ. Metin DAĞSUYU'na,

Her zaman yanımda olan Yrd. Doç. Dr. A. Arif ÇELEBİ'ye ve Yrd. Doç. Dr. Erdem AYYILDIZ'a,

Doktora eğitimim süresince birlikte çalıştığım değerli mesai arkadaşlarıma,

Tezimin hazırlamasında gerekli maddi desteği sağlayan Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Sonlu elemanlar analizinin uygulanması sırasındaki katkılarından dolayı Atatürk Ünv. Makine Müh. Bölümü öğretim üyesi Prof. Dr. İrfan KAYMAZ'a ve Arş. Gör. Tahir ŞENSOY'a,

Sonsuz fedakârlıklarda bulunan, hayatım boyunca desteklerini esirgemeyen ve beni yetiştirip bu günlere getiren sevgili anneme ve babama,

SONSUZ TEŞEKKÜR EDERİM…

SİMGELER VE KISALTMALAR

AMEX : Asymmetric maxillary expansion

ANS : Anterior nazal spina

BT : Bilgisayarlı Tomografi

DICOM : Digital Imaging and Communications in Medicine

GPa : Giga Paskal

gr : Gram

HU : Hounsfield Unit

Hyrax : Hygienic Appliance for Rapid Expansion

kg : Kilogram

mm : Milimetre

SEM : Sonlu Elemanlar Metodu (Finite Element Method)

MPa : Mega Paskal

N : Newton

N/mm^2 : Newton/ milimetrekare

P : Paskal

PDL : Periodontal ligament

3D : Üç boyutlu (3 Dimensional)

° : Derece

ŞEKİLLER

Şekil 1-1. Dişsel kamuflajın düzeltilmesinden sonra daha belirgin olarak görülen iskeletsel uyumsuzluk (Marshall ve ark. 2005) 19

Şekil 1-2. Oklüzalden bakıldığında görülen üçgensel açılma; 5 mm deplasman - 4 ve 6 bantlı Hyrax apareyi ile 29

Şekil 1-3. Frontalden bakıldığında görülen üçgensel açılma; 5 mm deplasman - 4 ve 6 bantlı Hyrax apareyi ile 31

Şekil 2-1. MIMICS dosyasının oluşturulması 68

Şekil 2-2. Profil çizgisi ile ön değerlendirme 69

Şekil 2-3. Çalışma aralığının tespiti 70

Şekil 2-4. Bölge geliştirme 70

Şekil 2-5. Üç boyutlu kafatası modeli 71

Şekil 2-6. Üç boyutlu ana çalışma modeli 71

Şekil 2-7. Dişler (oklüzal ve önden görünüm) 72

Şekil 2-8. Üst çene (oklüzal ve önden görünüm) 72

Şekil 2-9. Palatin kemik (ön ve isometrik görünüm) 73

Şekil 2-10. Nazal kemik 73

Şekil 2-11. Sağ-sol zigomatik kemik 73

Şekil 2-12. Frontal kemik 74

Şekil 2-13. Sağ sol temporal kemik 74

Şekil 2-14. Parietal kemik (arkadan görünüm) 75

Şekil 2-15. Oksipital kemik (alttan ve içten görünüm) 75

Şekil 2-16. Sfenoid kemik (önden ve arkadan görünüm) 76

Şekil 2-17. Maksiller ve peri-maksiller suturlar (ön görünüm) 78

Şekil 2-18. 1.set suturlar: Midsagittal ve median palatine sutur 79

Şekil 2-19. 2.set suturlar: Peri-maksiller suturlar..... 79

Şekil 2-20. Üst çene dişleri, palatal suturlar ve periodontal ligamentler 80

Şekil 2-21. Periodontal ligamentler 80

Şekil 2-22. Dişler ve periodontal ligamentler (önden görünüm) 80

Şekil 2-23. Dişler ve periodontal ligamentler (isometrik görünüm) 81

Şekil 2-24. Üç boyutlu kranial model (ön görünüm) 81

Şekil 2-25. Üç boyutlu kranial model (arka görünüm) 82

Şekil 2-26. Üç boyutlu kranial model (isometrik görünüm) 82

Şekil 2-27. Üç boyutlu kranial model (alt görünüm) 83

Şekil 2-28. Üç boyutlu kranial model (arka şeffaf görünüm) 84

Şekil 2-29. Üç boyutlu kranial model (isometrik şeffaf görünüm)..... 84

Şekil 2-30. Üç boyutlu kranial model (alt şeffaf görünüm) 85

Şekil 2-31. Üç boyutlu kranial model (sağ görünüm)..... 85

Şekil 2-32. Üç boyutlu kranial model (sol görünüm) 86

Şekil 2-33. Üç boyutlu kranial model (ön-üst görünüm) 86

Şekil 2-34. Nokta Bulutundan Elde Edilen Yüzey Model 88

Şekil 2-35. Yüzey Modele eklenen Hyrax (palatinal yüzeydeki tel eksiktir) 88

Şekil 2-36. Hyrax konumlandırılmış MIMICS modeli 89

Şekil 2-37. Oklüzal düzlem ve Hyrax'ın altının paralel bir şekilde görünümü..... 89

Şekil 2-38. Bantlı Hyrax modeli ve maksillanın arka-üst görünümü..... 90

Şekil 2-39. MIMICS te elde edilen Bantlı Hyrax modeli 90

Şekil 2-40. MIMICS te elde edilen Bantlı Hyrax modeli maksilla ve palatal kemikle birlikte (üst görünüm) 91

Şekil 2-41. MIMICS te elde edilen Bantlı Hyrax modeli maksilla ve palatal kemikle birlikte (arka görünüm) 91

Şekil 2-42. Sphenoid kemiğin mesh yapısı (ilk durum)..... 93

Şekil 2-43. Sphenoid kemiğe ait Mesh Optimizasyon Parametreleri (ilk durum) 93

Şekil 2-44. Sphenoid kemiğin mesh yapısı (son durum) 94

Şekil 2-45. Sphenoid kemiğe ait Mesh Optimizasyon Parametreleri (son durum).... 94

Şekil 2-46. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Ön görünüm)..... 95

Şekil 2-47. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması... 96

Şekil 2-48. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması... 96

Şekil 2-49. ANSYS te analize hazır model (Ön görünüm)..... 98

Şekil 2-50. ANSYS te analize hazır model (Alt görünüm)..... 98

Şekil 2-51. ANSYS te analize hazır model (Sol görünüm) 99

Şekil 2-52. ANSYS te analize hazır model (Okluzal görünüm) 99

Şekil 2-53. Smoothing yapılmış model..... 100

Şekil 2-54. Akrilik kaplı Hyrax model..... 101

Şekil 2-55. Saf akrilik model 101

Şekil 2-56. Maxillaya monte edilmiş akrilik kaplı Hyrax modeli (Okluzal görünüm) 102

Şekil 2-57. Maxillaya monte edilmiş akrilik kaplı Hyrax modeli (Arka görünüm). 102

Şekil 2-58. Maxillaya monte edilmiş akrilik kaplı Hyrax modelinin şeffaf görünümü 103

Şekil 2-59. Maxillaya monte edilmiş akrilik kaplı Hyrax modeli (Sol görünüm) ... 103

Şekil 2-60. Maxillaya monte edilmiş akrilik kaplı Hyrax modeli (Sağ görünüm)... 104

Şekil 2-61. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Ön görünüm) 105

Şekil 2-62. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Alt görünüm) 106

Şekil 2-63. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Sol görünüm) 106

Şekil 2-64. ANSYS te analize hazır model (Ön görünüm) 108

Şekil 2-65. ANSYS te analize hazır model (Alt görünüm) 108

Şekil 2-66. ANSYS te analize hazır model (Sol görünüm) 109

Şekil 2-67. ANSYS te analize hazır model (Okluzal görünüm) 109

Şekil 2-68. Mini-vida katı model ve STL modeli. 110

Şekil 2-69. Mini-vidalarla birleştirilen Hyrax modeli (Üst görünüm) 111

Şekil 2-70. Mini-vidalarla birleştirilen Hyrax modeli (İsometrik görünüm) 111

Şekil 2-71. Mini-vidalarla birleştirilen Hyrax modelinin maksillaya monte edilmiş hali (Okluzal görünüm) 112

Şekil 2-72. Mini-vidalarla birleştirilen Hyrax modelinin maksillaya monte edilmiş hali (şeffaf görünüm, sağ ön mini-vida diş mesafesi) 112

Şekil 2-73. Mini-vidalarla birleştirilen Hyrax modelinin maksillaya monte edilmiş hali (şeffaf görünüm, sol ön mini-vida diş mesafesi) 113

Şekil 2-74. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Ön görünüm) 114

Şekil 2-75. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Alt görünüm) 115

Şekil 2-76. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Sol görünüm) 115

Şekil 2-77. ANSYS te analize hazır model (Ön görünüm) 117

Şekil 2-78. ANSYS te analize hazır model (Alt görünüm) 117

Şekil 2-79. ANSYS te analize hazır model (Sol görünüm) 118

Şekil 2-80. ANSYS te analize hazır model (Okluzal görünüm) 118

Şekil 2-81. Örnek HU ortalaması (Frontal kemik) 119

Şekil 2-82. Üst santral diş için koordinat düzleminin örnek gösterimi 121

Şekil 2-83. Üst posterior dişler için koordinat düzleminin örnek gösterimi 121

Şekil 2-84. Tetrahedron SOLID 72 elementi 122

Şekil 2-85. Sonlu elemanlar modelinde kolayca tekrarlanabilen iskeletsele ve dental ölçüm noktaları 124

Şekil 2-86. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan ölçüm noktaları 124

Şekil 3-1. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm) 126

Şekil 3-2. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm) 126

Şekil 3-3. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı 127

Şekil 3-4. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı 127

Şekil 3-5. 0.25 mm deplasman tatbiki - Hyrax ve bantlarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı 128

Şekil 3-6. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı 128

Şekil 3-7. 5 mm deplasman tatbikinde – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm) 129

Şekil 3-8. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm) 129

Şekil 3-9. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları 130

Şekil 3-10. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları 131

Şekil 3-11. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları 132

Şekil 3-12. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm) 133

Şekil 3-13. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm) 133

Şekil 3-14. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı 134

Şekil 3-15. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı 134

Şekil 3-16. 0.25 mm deplasman tatbiki - Hyrax ve bantlarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı 135

Şekil 3-17. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı 135

Şekil 3-18. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)..... 136

Şekil 3-19. 5 mm deplasman tatbiki – Noktasal yer değiştirmenin olduğu yer (Üst sağ 6 numara)..... 136

Şekil 3-20. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)..... 137

Şekil 3-21. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 138

Şekil 3-22. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 139

Şekil 3-23. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 140

Şekil 3-24. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)..... 141

Şekil 3-25. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)..... 141

Şekil 3-26. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 142

Şekil 3-27. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 142

Şekil 3-28. 0.25 mm deplasman tatbiki - Hyrax ve bantlarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 143

Şekil 3-29. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 143

Şekil 3-30. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)..... 144

Şekil 3-31. 5 mm deplasman tatbiki – Noktasal yer değiştirmenin olduğu yer (Üst sağ 6 numara) 144

Şekil 3-32. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)..... 145

Şekil 3-33. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 146

Şekil 3-34. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 147

Şekil 3-35. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 148

Şekil 3-36. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)..... 151

Şekil 3-37. Noktasal gerilmenin olduğu yer: Sağ 1-2 arası 152

Şekil 3-38. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)..... 152

Şekil 3-39. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 153

Şekil 3-40. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 153

Şekil 3-41. 0.25 mm deplasman tatbiki – Akrilik resinde oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 154

Şekil 3-42. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax'da oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı 154

Şekil 3-43. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 155

Şekil 3-44. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)..... 156

Şekil 3-45. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)..... 156

Şekil 3-46. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 157

Şekil 3-47. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 158

Şekil 3-48. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 159

Şekil 3-49. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)..... 160

Şekil 3-50. Noktasal gerilmenin olduğu yer: Sol pterigomaksiller birleşim..... 161

Şekil 3-51. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)..... 161

Şekil 3-52. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 162

Şekil 3-53. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 162

Şekil 3-54. 0.25 mm deplasman tatbiki – Akrilik resinde oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 163

Şekil 3-55. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax'da oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı 163

Şekil 3-56. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 164

Şekil 3-57. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)..... 165

Şekil 3-58. Noktasal yer değiştirmenin olduğu yer: Sağ 7 nolu dişin periodontal ligamenti..... 166

Şekil 3-59. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)..... 166

Şekil 3-60. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 167

Şekil 3-61. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 168

Şekil 3-62. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 169

Şekil 3-63. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)..... 170

Şekil 3-64. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)..... 170

Şekil 3-65. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 171

Şekil 3-66. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 171

Şekil 3-67. 0.25 mm deplasman tatbiki – Akrilik resinde oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 172

Şekil 3-68. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax'da oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı 172

Şekil 3-69. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 173

Şekil 3-70. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)..... 174

Şekil 3-71. Noktasal gerilmenin olduğu yer: Sağ 7 nolu dişin periodontal ligamenti 174

Şekil 3-72. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)..... 175

Şekil 3-73. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 176

Şekil 3-74. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 177

Şekil 3-75. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 178

Şekil 3-76. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)..... 181

Şekil 3-77. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)..... 181

Şekil 3-78. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 182

Şekil 3-79. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 182

Şekil 3-80. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax ve mini-vidalarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 183

Şekil 3-81. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 183

Şekil 3-82. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)..... 184

Şekil 3-83. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)..... 184

Şekil 3-84. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 185

Şekil 3-85. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 186

Şekil 3-86. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları..... 187

Şekil 3-87. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)..... 188

Şekil 3-88. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)..... 188

Şekil 3-89. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 189

Şekil 3-90. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 189

Şekil 3-91. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax ve mini-vidalarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 190

Şekil 3-92. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı..... 190

Şekil 3-93. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)..... 191

Şekil 3-94. Noktasal yer değiştirmenin olduğu yer: Midpalatal sutur 191

Şekil 3-95. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)..... 192

Şekil 3-96. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları 193

Şekil 3-97. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları 194

Şekil 3-98. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları 195

Şekil 3-99. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm) 196

Şekil 3-100. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm) 196

Şekil 3-101. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı 197

Şekil 3-102. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı 197

Şekil 3-103. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax ve mini-vidalarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı 198

Şekil 3-104. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı 198

Şekil 3-105. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm) 199

Şekil 3-106. Noktasal yer değiştirmenin olduğu yer: sağ 5 nolu dişte 199

Şekil 3-107. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm) 200

Şekil 3-108. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları 201

Şekil 3-109. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları 202

Şekil 3-110. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları 203

TABLOLAR

Tablo 2-1. Kraniofasiyal yapılar ve genişletme apareyleri için oluşturulan senaryolar 66

Tablo 2-2. Tayin edilen malzeme özellikleri 120

Tablo 2-3. Modellerin düğüm ve eleman sayıları 122

Tablo 3-1. 0,25 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan von-Mises gerilmeleri (MPa) 206

Tablo 3-2. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan von-Mises gerilmeleri (MPa) 208

Tablo 3-3. 0,25 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan maksimum total (x, y, z) yer değiştirme değerleri (mm) 210

Tablo 3-4. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan maksimum total (x, y, z) yer değiştirme değerleri (mm) 211

Tablo 3-5. 5 mm deplasman tatbiki – Üst sol 1 nolu dişin oklüzal ve apikallerinde görülen 3 yönlü yer değiştirme miktarları (mm) 212

Tablo 3-6. 5 mm deplasman tatbiki – Üst sol 4 ve 6 nolu dişlerin oklüzal ve apikallerinde görülen 3 yönlü yer değiştirme miktarları (mm) 213

Tablo 3-7. 5 mm deplasman tatbiki - SEM modellerinde kolayca tekrarlanabilen ölçüm noktalarındaki değişimler (mm) 214

Tablo 3-8. 0,25 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda grup olarak toplam oluşan von-Mises gerilmeleri (MPa) 214

Tablo 3-9. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda grup olarak toplam oluşan von-Mises gerilmeleri (MPa) 215

Tablo 4-1. Diğer çalışmalardaki modellerin düğüm ve eleman sayılarının çalışmamızdaki ile kıyaslanması 232

Tablo 4-2. SEM modellerinde kolayca tekrarlanabilen ölçüm noktalarındaki değişimlerin diğer bir çalışma ile kıyaslanması 240

ÖZET

Hızlı Üst Çene Genişletmesinde Kullanılan Üç Farklı Apareyin Üst Çenenin Farklı Kemikleşme Dönemlerinde Uygulanmasıyla Üst Çene ve Çevresindeki Kemiklerde Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

Hızlı üst çene genişletmesinin kraniofasiyal yapılara etkilerini incelemek için bugüne kadar birçok klinik ve radyolojik çalışma yapılmıştır. Ancak yapılan bu çalışmaların değerlendirilmesinde kullanılan iki boyutlu lateral sefalogramların iskeletsel etkileri gösterme konusundaki yetersizlikleri, hastanın tedavi başında ve sonunda röntgen ışınlarına maruz bırakılması gibi etik bazı nedenlerden dolayı sonlu elemanlar analizi yöntemini de içeren deneysel simülasyon çalışmaları ön plana çıkmıştır.

Üst çenenin iki parçası birbiriyle bağlı olduğu gibi, pterigoid, zigomatik, sfenoid ve nazal kemikler gibi kafa kemiklerine de suturlar aracılığıyla bağlıdır. Bu yüzden hızlı üst çene genişletme işlemi sadece dişler ve üst çene bölgesinde lokal etkilere sahip olmayıp, aynı zamanda kafatasının derin ve yüzeyel kemik yapıları üzerinde de ciddi etkilere sebep olabilmektedir. Hastanın yaşı ilerledikçe sutural kemikleşmenin tamamlanmasından dolayı oluşan bu etki azalmakta ve yan etkiler ortaya çıkmaktadır.

Üst çene ve çevresindeki kemiklerin birbirleriyle olan bağlantıları farklı zamanlarda tamamen kemikleşir. Bu farklı kemikleşme dönemleri; tüm suturların kemikleşmemiş olduğu, midpalatal ve median palatal suturun kemikleşmemiş diğer suturların kemikleşmiş olduğu ve tüm suturların kemikleşmiş olduğu 3 grupta sınıflandırılır.

Hızlı üst çene genişletmesinde apareyler destek aldıkları bölgelere göre diş destekli, diş-kemik destekli, kemik destekli Hyrax apareyleri olarak isimlendirilirler.

Bu çalışmada, bilgisayar ortamına aktarılan üst çene darlığına sahip gerçek bir hastaya ait bilgisayarlı tomografi verisi, MIMICS bilgisayar yazılımıyla üç boyutlu model haline getirilmiş ve sonlu elemanlar analizine hazırlanmıştır. Bu model üzerinde diş destekli (4 ve 6 bantlı), diş-kemik destekli (akrilik kaplı) ve kemik destekli (mini-vida)

Hyrax apareyleri tasarlanarak yerleştirilmiştir. Farklı sanal modeller üzerinde farklı kemikleşmelerde yapılan sanal uygulamaların neticesinde kraniofasiyal yapılarda meydana gelen etkiler değerlendirilmiştir.

Sonuç olarak kraniofasiyal yapılardaki suturlarda kemikleşme düzeyi arttıkça genişletme sonrası kraniofasiyal yapılarda oluşan yer değiştirme miktarları giderek azalmakta ve oluşan von-Mises gerilmeleri giderek artmaktadır. En efektif apareyler sırasıyla kemik destekli, diş-kemik destekli ve diş destekli Hyrax apareyleridir.

Anahtar Sözcükler: Hızlı üst çene genişletmesi, Diş destekli, Diş-Kemik destekli, Kemik destekli, Sutural kemikleşme, Sonlu elemanlar analizi.

SUMMARY

Evaluation of Different Ossification Stages on Maxilla and Circumaxillary Bones During Rapid Maxillary Expansion Using Three Different Appliance By Finite Element Analysis

Many clinical and radiological researches have been present to determine the effects of rapid maxillary expansion on craniofacial structures. However, experimental simulation researches, including the finite elements analysis method have started to be used in the evaluation of these studies to show the effects of a two-dimensional lateral cephalograms of skeletal deficiencies regarding the patient's treatment at the beginning and at the end of the exposure of x-rays for such as some ethical reason.

The two parts of maxilla are connected to each as well as it’s connected to the skull bones such as pterygoid, zygomatic, sphenoid and nasal bones through sutures. Therefore, rapid maxillary expansion not only has local effects on the teeth and maxillary region, but also has effects on the deep and superficial bone structures. When getting older, this effect is decreasing due to the completion of sutural ossification and side effects are emerging.

Connections between the maxilla and circumaxillary bones is completely ossified at different times. This different ossification period is classified in 3 groups; all sutures of the craniofacial structure is unossified; midpalatal and median palatal suture are ossified and other sutures of the craniofacial structure is unossified; all sutures of the craniofacial structure is ossified.

Appliances used in rapid maxillary expansion are called by supported region; tooth-borne, tooth-tissue borne and tissue borne Hyrax appliances.

In this study, the computed tomographical data obtained from the patient who had transverse maxillary deficiency and these data transformed into three dimensional virtual models by MIMICS software and prepared to make them available for finite elements analysis. Tooth-borne (4 and 6 banded), tooth-tissue borne (coated with

acrylic) and tissue borne (mini-screw) Hyrax appliances were designed and mounted on these model. The effects occurring in the craniofacial structures on different virtual models and different ossification of the virtual applications were evaluated.

As a result, suture ossification level increases in craniofacial structure after expansion of craniofacial structures formed in the amount of displacement is gradually decreasing and its occuring von-Mises stress is gradually increasing. The most effective appliances are tissue supported, tooth-tissue supported and tooth-supported Hyrax appliance, respectively.

Keywords: Rapid maxillary expansion, Tooth borne, Tooth-Tissue borne, Tissue borne, Sutural ossification, Finite element analysis

1. GİRİŞ

Ortodontik veya ortognatik cerrahi tedavilerin amacı, dişsel ve iskeletsel düzeyde ortaya çıkan uyumsuzlukların düzeltilmesiyle morfolojik, fonksiyonel ve estetik yönden ideal sonuçların elde edilmesi ve elde edilen yeni durumun kalıcı olmasını sağlamaktır.

Kraniofasiyal sistemdeki problemler ön-arka, dikey ve yatay düzlemlerde görülebilir (Graber ve ark. 2012). En yaygın iskeletsel problemlerden birinin üst çenenin yatay yönde yetersiz gelişimi veya darlığı olduğu kabul edilmektedir. Üst çenede yatay yön gelişim yetersizliği dişsel ve/veya iskeletsel düzeyde görülebilir ve bu yetersizliğe bağlı olarak bireylerde çoğunlukla tek veya çift taraflı posterior çapraz kapanış ilişkisi oluşur (Ferrario ve ark. 2003, Graber 1994, Haas 1965).

Posterior çapraz kapanışa fonksiyonel kaymalar da eşlik edebilir (Chaconas ve Caputo 1982). Türk toplumunda yapılan araştırmalarda çapraz kapanışın görülme sıklığının %2.7-%9.5 oranında olduğu rapor edilmiştir (Sandikcioglu ve Hazar 1997).

Çapraz kapanış anormal bukkolingual ilişkiyi tanımlayan bir terimdir. Üst posterior dişlerin bukkal kasplarının, alt posterior dişlerin bukkal kasplarından daha lingualde okluzyona geldiği durum posterior çapraz kapanış olarak tanımlanır (Moyers 1988).

Çeşitli nedenlerden dolayı oluşmuş olan üst çenenin boyut anomalilerinin ortodontik tedavi ile düzeltilmesi ve özellikle dişlerin transversal yöndeki konumlarının ideal şekilde tedavi edilmesi önerilmektedir (Sarver 2001, Zachrisson 1998). Bu kapanış ilişkisinin göstermiş olduğu üst çene darlığı olgularının genişletme yöntemiyle tedavisi sabit ortodontik tedavilerde en çok tercih edilen yöntemlerdendir. Hızlı üst çene genişletmesi, midpalatal suturun hızlı açılması ile üst çenede yatay yönde ortopedik etki oluşturan en etkili yöntemlerden birisidir (Bishara ve Staley 1987, Haas 1961a, Haas 1970, Sari ve ark. 2003).

Hızlı üst çene genişletmesi, 45 yılı aşkın süredir geniş kullanım alanı bulmuş ve pek çok çalışmaya konu olmuştur. Bu süre içerisinde Haas, Hyrax, Minne

Expander, Cap Splint ve akrilik bonded gibi apareyler geliştirilmiş ve kullanılmıştır (Biederman 1968, Cohen ve Silverman 1973, Cotton 1978, Haas 1961a). Son yıllarda klasik hızlı üst çene genişletmesi apareylerinin arka bölge dişlerindeki devrilme ve uzama gibi bazı dezavantajları nedeniyle kullanımları azalmış, akrilik bonded apareylerin kullanımı ise artmıştır (Başçiftçi 2001, Çörekçi 2009, Memikoglu ve Iseri 1999, Ramoğlu 2006).

Hızlı üst çene genişletmesinin maksillofasiyal yapıdaki iskeletsel ve dişsel etkilerini araştıran birçok klinik, deneysel ve simülatif çalışma mevcuttur (Baldawa ve Bhad 2011, Garrett ve ark. 2008, Gautam ve ark. 2007, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003, Memikoglu ve Iseri 1999, Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008, Sari ve ark. 2003).

Hızlı üst çene genişletmesi özellikle genç hastalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Suturların kısmen veya tamamen kapandığı adolesan erişkin hastalarda bu tedavi daha zor bir tedavi olarak gözükmektedir (Braun ve ark. 2000, Lagravere ve ark. 2006b).

Literatürde yetişkinlere uygulanan hızlı üst çene genişletmesinin başarılı olduğunu savunan birkaç yayın bulunsa da, genel kanı hızlı üst çene genişletmesinin çocukluk-ergenlik (child-adolescent) döneminde uygulanması gereken bir tedavi olduğudur (Greenbaum ve Zachrisson 1982, Melsen 1975, Timms 1981).

Görüntüleme tekniklerindeki ilerlemeler sayesinde ortodontik tedavi planlamaları daha kolay yapılır hale gelmiştir. Bu gelişmelere paralel olarak bilgisayarlı tomografi (BT) verilerinden üç boyutlu görüntüler elde edilmektedir. Üç boyutlu görüntüler bilgisayar ortamına aktarılarak sanal modeller haline getirilmektedir. Üç boyutlu görüntülerin belirli mühendislik işlemleri ile medikal alanda kullanımı yaygınlaşmıştır. Bu yöntem kısaca sonlu elemanlar analizi olarak isimlendirilir. Bu metodun kabul edilirliği de son dönemlerde yapılan karşılaştırmalı çalışmalarla desteklenmiştir (Provatidis ve ark. 2008).

1.1. Üst Çene Darlığı Tedavisinin Tarihçesi

Geçmişten günümüze kadar birçok modifiye edilmiş, farklı apareyler tasarlanmış ve kullanılmıştır. Bu apareyler dişlere yapıştırılarak kullanılabildiği gibi hareketli

apareyler şeklinde de uygulanmıştır. Ayrıca yavaş, yarı hızlı ve hızlı genişletme gibi farklı prosedürler de kullanılmıştır.

Üst çene darlığı ilk olarak Hipokrat tarafından tanımlanmış ancak 1860 senesine kadar gerçek anlamıyla tedavi edilememiştir. Bu zamana kadar maksiller darlığın giderilmesinde bazı yavaş genişletme teknikleriyle kısıtlı miktarda genişletme sağlayan hareketli aygıtlar kullanılmıştır. Bu teknikleri uygulayanlar sırasıyla 1728'de Fauchard, 1757'de Bourdet, 1803'deFox,1819'da Delabarre, 1839 ve 1841'de Lefoulon, 1841'de de Shange, 1846'da Robinson, 1848'de Tomes, 1850'de Allen,1859'da White ve yine 1859'da Westcott'tur (Timms 1981).

1860'da E.H. Angell, yayınladığı makalede, iskeletsel genişletme sağlayan yeni bir genişletme aygıtı tanımlamış ve günde 2 kez aktive edilen bu aygıtla 14 yaşındaki bir kız hastasında sutural genişleme elde ettiğini savunmuştur. Üst çenenin damak kubbesine yerleştirilen bir vida ve bu vidadan çıkan bir taraftaki 1. ve 2. küçükazı dişlere, diğer taraftan da 2. küçükazı dişe uzanan destek kollardan oluşan bu aygıt, 14 gün süreyle günde 2 kez aktive edilerek kullandırılmış ve sonuç olarak üst santral kesici dişler arasında aralanma oluşmuştur. Radyolojik görüntülemenin henüz kullanılmadığı bu dönemde, sutural açılma her ne kadar görüntülenerek ispatlanamadıysa da, üst çenenin yeterli genişliğe erişmesi ve üst santral kesici dişlerin aralanması gibi sonuçlara dayanarak bunun bir sutural açılma olduğu düşünülmektedir (Timms 1981).

Bu gelişme, dönemin araştırmacıları arasında farklı yorumlara sebep olmuş, bir grup araştırmacı bu fikre katılırken, diğer bir grup bu fikre karşı çıkmıştır. Buna rağmen bu uygulama, Farner (1888), Goddart (1893), G.W. Black (1893), Monson (1898), G.V.I. Brown (1903), N.M. Black (1909), Landsberger (1910), Willis (1911), Wright (1912), Barnes (1912), Hawley (1912), Dewey (1914) ve Mesnard (1929) gibi araştırmacılar tarafından başarıyla kullanılmıştır (Timms 1981).

1893'te Goddart, oluşan kemik fraktürünün arada yeni kemik depolanarak hızla iyileştiği yönündeki görüşü ileri sürmüştür (Ciambotti ve ark. 2001). Başka bir araştırmacı Ottolengui (1905), midpalatal suturun açıldığından emin olduğunu çünkü kemiği parmaklarıyla hissettiğini, ayrıca sonda ile incelediğini söylemiştir.

1903'te Brown, üst çene genişletmesi ile nazal septumun ve nazal pasajların etkilendiğini belirtmesine rağmen, teknik yetersizliklerden dolayı bu görüşünü radyolojik olarak ispatlayamamıştır. Willis (1911), Wright (1912), midpalatal suturun açılması ve üst çenenin kemiksel olarak genişlemesinin, deviye olmuş bir nasal septumun düzelmesini sağladığını ve burun tabanının da genişlediğini söylemişlerdir. 1909'da Brown midpalatal suturun hızlı genişlemesinin nasal boşlukta da çok hızlı bir genişlemeye sebep olduğunu belirtmiştir.

1909 yılında Landsberger (Timms 1981), hızlı üst çene genişletmesinin görüntülenebileceği bir radyoloji tekniğini tanımlamıştır. Bu teknikle, genişletmeden önce ve sonra çekilen radyolojik görüntülerde, hızlı üst çene genişletmesi işleminin midpalatal suturda açılmaya sebep olduğu kanıtlanmıştır. Genişletmenin röntgenler ile kanıtlanmasına kadar olan süreçte bu konudaki tartışmalar devam etmiştir (Kocadereli 1996). Illinois Üniversitesi, Ortodonti Departmanı'nda yapılan araştırmalar ortodontik mekanikler ile oluşturulan kemik değişikliklerinin x-ışınları ile incelenmesini sağlamıştır (Brodie ve ark. 1938). Wright (1953) ve Haas (1961a) ortodontik tedaviye eşlik eden gerçek kemik değişiklerinin alveoler yapılar ile sınırlı kaldığını belirtmişlerdir (Haas 1961a, Wright 1953).

Korkhaus, 1956'da Illinois Üniversitesi'nde vermiş olduğu seminerde, palatal genişletme yapılmış hastaları sefalometrik kayıtlarıyla birlikte sunmuştur ve bundan etkilenen Haas yaptığı hayvan çalışmalarının sonucunda; prosedürün görülebildiği kadarıyla ağrısız olduğunu, suturun 2 haftada 15 mm ayrıldığını ve çok fazla direnç göstermediğini, alt dişlerde de genişletme gerçekleştiğini belirtmiştir. Ayrıca prosedürün internasal genişlemeye de sebep olduğunu açıklamıştır (Haas 1965).

Haas (1961a), "Akrilik parçalarla doku destekli sabit palatal genişletme aparatı" adını verdiği aygıtla üst çene genişletmesi yapmıştır. Bu aygıt, sağ ve sol üst 1. büyükazı ile 1. küçükazı dişlere bantlarla bağlanan ve sağ ve sol damak kubbesinden akrilik parçalarla destek alan, ortada bir genişletme vidasının bulunduğu bir aygıttır. Hem dişlerden hem de damak mukozasından destek alarak daha fazla iskeletsel etki elde edilmeye çalışılmış fakat damak mukozasında enflamasyon olduğu bildirilmiştir. Yapım safhası daha az laboratuar uygulaması ile avantaj sağlarken, apareyin akrilik plağı altında inflamasyon oluşturması dezavantajıdır (Haas 1965, Haas 1980).

Biederman (1968); kalın çelik kollarla 1. büyükazı ve 1. küçükazı bantlarına lehimlenen diş destekli “Hyrax (Hygienic Appliance for Rapid Expansion)” aygıtını geliştirmiştir. Bu aygıt “Haas” aygıtına kıyasla daha hijyenik olması ve daha az irritasyona sebep olması açısından dikkat çekmiştir.

Cohen ve Silverman (1973), bant yerine dişlerin bukkal, lingual ve tercihen okluzal yüzeylerinin de akril ile kaplandığı ve ağıza yerleştirmesi daha kolay bir apareyi tanıtmışlardır.

Ricketts (1960) 1. büyükazı dişlere yerleştirdiği bantlardan destek alan ve 1mm çapında çelik telden hazırlanan quad-helix adını verdiği bir genişletme aygıtı geliştirmiştir. İstenilen yönde aktive edilebilmesine ilaveten sürekli ve hafif kuvvet uygulaması sayesinde bu aygıtla özellikle dudak-damak yarıklı hastalarda çok başarılı sonuçlar elde ettiğini belirtmektedir.

Ricketts, quad-helix apareyini kullanarak daha yavaş bir genişletme elde etmesine karşın bazal kemiğe de etki edilebileceğinden bunun yanısıra azı dişlerin rotasyonlarının da kontrolün sağlanabileceğinden söz etmiştir (Brandt ve Ricketts 1975, Brandt ve Ricketts 1979).

Cotton (1978), orta bölümünde yay bulunan ve bu yayın sıkıştırılmasıyla düşük şiddette kuvvet uygulayan “Minne” apareyini kullanmıştır.

Subtelny (1980), üst çenede azı dişlerin oklüzalini akrilik ile kaplayarak yaptığı hızlı üst çene genişletme apareyi tasarımı ile posterior dişlerdeki bukkale devrilmenin azaltılacağını, vertikal boyutların kontrol edilebileceğini ve kuvvetin nazomaksiller komplekse daha fazla iletilebileceğini belirtmiştir.

Vardimon ve ark. (1987) maymunlar üzerinde yaptıkları araştırmada üst çene genişletmesi için mıknatısları kullanmışlardır.

Arndt (1993), vücut ısısı ile kendiliğinden aktive olan ve midpalatal sutur üzerinde hafif ama sürekli kuvvet oluşturabilen, hasta işbirliğine ve uzun laboratuvar çalışmasına gerek kalmadan hazırlanabilen nikel-titanyum esaslı genişletme aygıtını tanıtmıştır.

Darendeliler ve Lorenzon (1996), süper elastik yaylar ile hafif ve devamlı kuvvetler oluşturan ve önceden belirlenen miktarda genişleme olduğunda kendiliğinden genişletmenin durmasını sağlayan bir sistemi tanıtmışlardır.

Memikoglu ve Iseri (1999), üst çenenin palatinal bölgesini ve posterior dişlerin tamamını, anterior dişlerin ise sadece palatinal yüzeylerini örten ve ortasında bir vida bulunduran "Rigid Acrylic Bonded Maxillary Expander" adlı genişletme apareyini modifiye etmişlerdir.

1.2. Posterior Çapraz Kapanış

1.2.1. Tanımı

Normal ve dengeli bir oklüzyonda üst çene alt çeneyi bir kutu kapağı gibi örtmekte, alt ve üst çene arasında anteriorda doğru overjet ve overbite ilişkilerinin yanı sıra posteriorda üst dişlerin palatinal tüberkülleri alt dişlerin santral fossalarına oturmuş bir pozisyondadır ve ayrıca buna sağlıklı bir eklem ilişkisi eşlik etmektedir (Ülgen 2001).

Çapraz kapanış, dişlerin anormal bukkolingual (labiolingual) ilişkileri için kullanılan bir terimdir (Moyers 1988). Posterior çapraz kapanış, dişler oklüzyonda iken alt veya üst dişlerin transvers yöndeki anormal ilişkisi olarak tarif edilmiştir (Moyers 1988, Wood 1962). Diğer bir tanımda üst çene posterior dişlerin bukkal tüberküllerinin karşıt alt çene dişlerinin lingual tüberkülleriyle temasıdır (Marshall ve ark. 2005). Tek taraflı veya çift taraflı olarak görülebilir ve tek veya daha fazla dişi içerebilir (Chaconas ve Caputo 1982, Ferrario ve ark. 2003, Kutin ve Hawes 1969, Moyers 1988, Nerder ve ark. 1999). Bu okluzal uyumsuzluk genellikle üst çenenin alt çeneye göre yetersiz genişlikte olmasından kaynaklanmaktadır (Proffit ve ark. 2013).

Haas üst çene darlığını, gerçek üst çene darlığı ve göreceli üst çene darlığı olmak üzere ikiye ayırmıştır. Gerçek üst çene darlığını, üst çenenin bukkal diş segmentleri ile birlikte daralmış olması olarak tarif etmiştir. Göreceli üst çene darlığını ise, üst ve alt çenelerin üst yüz yapıları ile karşılaştırıldığında üst çenenin normal boyutta olmasına karşın alt çenenin büyük olması olarak tanımlamıştır (Haas 1965).

Moyers, posterior çapraz kapanışı iskeletsel, kassal ve dental olarak etyolojik orjinine göresınıflandırmıştır (Moyers 1988).

Günümüzde ise iskeletsel, fonksiyonel ve dişsel çapraz kapanışlar olarak üç sınıfta toplanmıştır (Dean ve ark. 2011).

1.2.1.1. İskeletsel Posterior Çapraz Kapanış

Bu kapanış üst ve alt çene arasında iskeletsel yatay yöndeki uyumsuzluktan kaynaklanmaktadır. Bunun sorumlusu her iki çenede olabilir (Ülgen 2001) ve oluşabilecek kombinasyonlar şu şekildedir:

1. Dar üst çene, normal alt çene,
2. Normal üst çene, geniş alt çene,
3. Dar üst çene, geniş alt çene.

Kemiğin büyümesindeki ve/veya morfolojisindeki sapmalar, üst veya alt çenenin asimetrik büyümesi ya da kaide genişliklerinde uyuşmazlık ile çapraz kapanışın oluşmasına neden olurlar (Moyers 1988).

İskeletsel posterior çapraz kapanış hem çift hem de tek taraflı olarak görülebilir.

1.2.1.1.1. Çift Taraflı İskeletsel Posterior Çapraz Kapanış

Bu tip çapraz kapanışta genellikle üst çene bazal arkı çift taraflı olarak alt çene bazal arkına göre daha dardır (Foster 1990). Bu yüzden kaynaklanabileceği gibi alt çenenin yatay yönde fazla gelişmiş olmasından da kaynaklanabilir (Proffit ve ark. 2013). Bu anomali aynı zamanda çeneler arasındaki konumsal uyuşmazlığın bir sonucu da olabilir. Alt çene üst çeneye göre çok ileri bir konumda olabilir, alt arkın arka bölgeye doğru genişleyen bir yapısı olması nedeniyle çapraz kapanış oluşur. Bu durum özellikle Cl III iskeletsel ilişkide görülür. Çift taraflı çapraz kapanış simetrik bir durumdur ve alt çene maksimum kapanışa geçerken alt çenede kayma görülmez (Foster 1990).

1.2.1.1.2. Tek Taraflı İskeletsel Posterior Çapraz Kapanış

Bu tip çapraz kapanışta ise üst çenede bir tarafta yer alan posterior dişler alt çenede yine aynı taraftaki dişlere göre daha palatinalde konumlanmıştır. Alt çene oklüzyona geçerken düz bir yol izler. Hem sentrik ilişkide hem de sentrik okluzyonda aynı tarafta

çapraz kapanış mevcuttur (Ülgen 1993). Tüm dişleri kapsayan bir anomali olup ya fonksiyonel ya da gerçek tek taraflı çapraz kapanış şeklinde görülebilir (Mitchell 2013, Proffit ve ark. 2013).

1.2.1.2. Fonksiyonel Posterior Çapraz Kapanış

Yan çapraz kapanışlar en çok fonksiyonel olarak ve sıklıkla da karma dişlenme döneminde gözlenir. Bu tip kapanışta istirahat durumunda, alt çene yatay yönde normal konumdadır. Üst çene diş kavsi, alt çene diş kavsine göre dar olduğundan, oklüzal erken temaslar sonucunda alt çene istirahat durumundan maksimum interküspidasyona geçerken bir tarafa kayarak yan çapraz kapanış meydana gelmesine sebep olur (Houston ve Tulley 1986, Pinkham 2005, Pinto ve ark. 2001, Proffit ve ark. 2013, Ülgen 1993). Çapraz kapanış olmayan taraftaki eklem boşluğunda da artma gözlenir (Pinto ve ark. 2001). Bundan dolayı bazı yazarlar bu tür kapanışları yana zorlama kapanış (lateral forced bite) (Ingervall ve Thilander 1975) ve bazıları da zorlama rehberlik (forced guidance) olarak tanımlamışlardır (Nerder ve ark. 1999). Primer kontakt noktaları, çoğunlukla süt kaninler bölgesindedir (Dutra ve ark. 2004, Pinkham 2005, Ülgen 1993).

Fonksiyonel çapraz kapanışların mümkün olduğunca erken dönemde hatta görüldüğü anda tedavisi önerilmiştir ve bu sayede ileride iskeletsel çapraz kapanışların ve alt çenenin lateral yönde kayması sonucu oluşabilecek eklem problemlerinin engellenebileceği pek çok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (Pinto ve ark. 2001, Thilander ve Lennartsson 2002, Thilander ve ark. 1984, Ülgen 2001, van Keulen ve ark. 2004).

1.2.1.3. Dişsel Posterior Çapraz Kapanış

Üst çenede bazal kaidede herhangi bir darlık olmaksızın bir veya bir grup dişin palatinale eğimli olması sonucu oluşur (Moyers 1988).

1.2.2. Görülme Sıklığı

Posterior çapraz kapanış özellikle süt ve karma dişlenme döneminde en çok görülen malokluzyondur ve çoğunluğunu tek taraflı posterior çapraz kapanışlar ile fonksiyonel posterior çapraz kapanışlar oluşturur. Görülme sıklığı hakkında değişik araştırmacılar

tarafından yapılan çalışmalar sonucunda %2,7 ile %23,3 arasında oranlar bildirilmiştir (Donohue ve ark. 2004, Infante 1975, Kilic ve ark. 2008a, Kurol ve Berglund 1992, Kutin ve Hawes 1969, Marshall ve ark. 2005, Nerder ve ark. 1999, Thilander ve ark. 1984, Thilander ve ark. 2001). İzmir'deki Türkiye çocuklarında yapılan bir araştırmada 958 vaka incelenmiş ve oran %2,7 olarak tespit edilmiştir (Sandikcioglu ve Hazar 1997). Başka bir araştırmada Konya bölgesinde 965 vaka araştırılmış ve %9,5'lik bir oran tespit edilmiştir (Başçiftçi ve ark. 2002). Yaşları 12 ile 17 arasında değişen 2329 Türk çocukta yapılan diğer bir çalışmada da, çapraz kapanış sıklığı %9,7 olarak bildirilmiştir (Gelgor ve ark. 2007).

Ayrıca beyaz ırkta, siyak ırktan (Infante 1975, Kutin ve Hawes 1969)ve kızlarda erkeklerden daha sık rastlanmaktadır (Infante 1975, Thilander ve ark. 2001). Ancak başka bir çalışmada da kızlarla erkeler arasında fark bulunamamıştır (Kutin ve Hawes 1969).

Keser dişlerden birinci büyük azı dişlere kadar tüm dişleri sürmüş adölesan dönemdeki Danimarkalı çocuklardayapılan bir çalışmada, erkeklerde %9,4'lük bir orana karşın, kızlarda %14,1'lik daha yüksek bir oran bulunmuştur (Helm 1968).

Çapraz kapanışların sınıfları ile ilgili yapılan başka araştırmalarda tek taraflı çapraz kapanışın oranının ortalama %80 olduğu ve bunların da çoğunluğunun fonksiyonel kökenli olduğu bildirilmiştir (Hanson ve ark. 1970, Helm 1968, Kurol ve Berglund 1992, Kutin ve Hawes 1969, Thilander ve ark. 1984). Başka bir araştırmada da sağ ve sol taraflı çapraz kapanışlı bireylerin eşit sayıda oldukları tespit edilmiştir (van Keulen ve ark. 2004).

1.2.3. Etyolojisi

Posterior çapraz kapanışın oluşmasında nöromuskuler sistem, yumuşak dokular, iskeletsel yapı ve dişsel problemler etkili olmaktadır (Memikoglu ve Iseri 1999). Posterior çapraz kapanış genetik veya çevresel olabilir (Battikki 2001, Bishara ve Staley 1987, Kocadereli 1996, Marshall ve ark. 2005). Ayrıca alışkanlıklar da etyolojik faktörler arasında sayılabilir (Marshall ve ark. 2005).

Genetik, büyüme ve gelişimi hücresel seviyeden başlayarak yönlendiren ana etken olarak karşımıza çıkmaktadır. Diş, çene ve yüz yapılarının şekillenmesinde kalıtım en fazla etkiye sahip olan unsurdur. Üst çene kemiğinde oluşacak olan herhangi bir gelişim geriliğinden sorumlu ana etken olarak kalıtım görülmektedir. Homojen ırk gruplarında maloklüzyon oranları düşük gösterilmişken, farklı ırksal özellikleri birarada bulunduran gruplarda çenesel ilişki bozukluklarının ve oklüzal uyumsuzlukların daha fazla görüldüğü belirtilmiştir. Kalıtımın başka bir etkinliği de uzun yüz özelliğine sahip olan ailelerde ortaya çıkmaktadır (Motro 2011). Çünkü bu tip yüz profiline sahip bireylerde fonksiyonel kas bağlantıları ve hareketleri gibi çevresel faktörlerin de etkisiyle daralmış bir üst çene diş kavsi, derin damak kubbesi ve bunların doğal sonucu olarak posterior çapraz kapanış ortaya çıkmaktadır (Bishara ve ark. 1994, Graber ve ark. 2012, King ve ark. 1993, Proffit ve ark. 2013, Ülgen 2001).

Genetik faktörler osteogenezis yoluyla direkt olarak veya kas morfolojisi ile indirekt olarak etkisini gösterebilmekle birlikte bazı kalıtsal hastalıkların ortaya çıkmasına bağlı olarak transversal darlık oluşturabilmektedir (Moyers 1988).

Genetik faktörler, dar üst çene ve/veya genişalt çene gelişiminden ve dudakdamak yarıklı vakalardaki üst çene yetersizliğinden sorumludur (Battikki 2001). Maksiller darlık; dudak damak yarıkları, Binder veya Akondroplazi gibi bazı sendromlar sonucu da görülmektedir (Suda ve ark. 2006). Damak yarıklı hastalarda okluzyondaki yetersizlik, çiğneme fonksiyonunun tam olarak yapılamıyor olması, yarığın tamiri sonucunda oluşan skar dokusu ile üst çene kollabe olmakta ve bunun sonucunda üst çene gelişimi sınırlanmaktadır (Bishara ve Staley 1987, Moss 1968). Down's Sendromunda orta yüzde büyüme ve gelişim yetersizliği sonucunda pseudoprognati inferior ve çapraz kapanış görülmektedir. Hemifasiyal Microsomiada ise asimetrik darlık etkilenen tarafta görülmektedir (Moss 1968, Ülgen 1993). Genetiğin dental ark formu üzerindeki etkisinin araştırıldığı bir çalışma da genetiğin en fazla ark genişliği üzerinde etkili olduğunu ve en yüksek kalıtım oranının yaklaşık %60 olduğunu belirtmektedir (Cassidy ve ark. 1998).

Posterior çapraz kapanışın sebeplerinden olan çevresel faktörler olarak; alışkanlıklar, ağız solunumu, konjenital, travmatik veya iatrojenik (yarık damak

ameliyatı) sebepler, kötü ağız hijyeni, uzun süre ağızda kalmış süt dişleri, çapraşıklık, süt dişi erken kaybı, damak yarığı dudak yarığı varlığında veya yokluğunda), temporomandibular eklemdeki fonksiyon bozuklukları veya ankiloz, kulak burun boğaz problemleri, hastalıklar, kötü beslenme sayılabilir (Bishara ve ark. 1994, Graber ve ark. 2012, Kutin ve Hawes 1969, Marshall ve ark. 2005, Moyers 1988, Ülgen 1993).

Alışkanlıklar ele alındığında çeşitli emme alışkanlıkları, dil itimi, dudak ısırma, tırnak yeme, kalem ısırma, yüz üstü uyuma, taklit etme ve ellerini çenesine dayayarak ders çalışma gibi alışkanlıklar da sayılabilir (Graber ve ark. 2012, Larsson 1986, Larsson 2001, Moyers 1988, Ogaard ve ark. 1994, Ülgen 2001). Emmenin (parmak, emzik gibi) çapraz kapanıştaki etki mekanizması ağızdaki kassal yapılar arasındaki dengeyi bozmasına dayanır. Emme sırasında dil normal konumundan daha aşağıda yani ağız tabanında ve önde konumlanmak zorunda kalır. Bu durumda nötral denge bozulmakta, emmenin etkisiyle yanak kaslarının aktivitesive uyguladığı basınçda artmaktadır. Ağız tabanına oturan dilin basıncı alt köpek, küçük azı ve büyük azı dişlerini yanağa doğru iterken, yanak kaslarının basıncı da üst dişleri palatinale doğru itecek bir kuvvet üretecektir. Bu doğal süreçte transversal boyutta çeneler arasında uyumsuzluklar ortaya çıkabilmektedir (Graber ve ark. 2012, Larsson 1986, Ogaard ve ark. 1994, Ülgen 2001). Bu durumu destekleyen bir çalışmada, doğumdan 3 yaşına kadar olan yaş aralığındaki emzik emen çocuklarda %26 oranında çapraz kapanış görüldüğü ifade edilmiştir (Larsson 2001).

Oral alışkanlıkların dental ark genişliğindeki ilişkisinin incelendiği bir çalışmada;

1. Emzik kullananlarda, emzik kullanmayanlara göre daha dar maksiller interkanin ve intermolar genişliklerin olduğu,
2. Yuvarlak başlıklı emzik kullananlarda, ortodontik başlıklı emzik kullananlara göre daha dar interkanin genişliklerin olduğu,
3. Biberon kullananlarda, kullanmayanlara göre maksiller intermolar genişliğin daha dar olduğu bulunmuştur (Aznar ve ark. 2006).

Uzun süreli parmak emme alışkanlığı olan hiperdiverjan bireylerde, maksiller intermolar ve interkanin genişliğinde daralma ile posterior çapraz kapanış görülme sıklığında artış olduğu belirtilmiştir (Cozza ve ark. 2007).

Solunum modeli posterior çapraz kapanışın etyolojik sebeplerindendir (Graber ve ark. 2012, Ülgen 2001). Solunum yetersizliklerinin hem kapanış problemleri geliştirmesi hem de yüz büyüme ve gelişimi üzerlerine olan etkileri yaklaşık yüz yıldır tartışılan bir konudur (Vig 1998). Normal ve sağlıklı bir solunum modelinde nefes sadece burundan alınıp verilir. Dolayısıyla ağız solunumu fizyolojik değildir ve ancak burun solunumundaki herhangi bir yetersizlik (Nazal septum deviasyonu, kronik inflamasyon, büyümüştonsil ve adenoidler, burun tıkanıklığı ve burun alerjisi gibi solunum hastalıkları) sonucu nefes alıp-verme problemini çözebilmek için vücut tarafından üretilmiş patolojik bir çözümdür (Graber ve ark. 2012, Moyers 1988, Ülgen 2001). Burundan solunum yapılamadığı bu durumlarda ağız açıktır ve dil ile hyoid kemik aşağıda konumlanır. Böylece dentisyonda değişimler oluşabilmekte ve bunun yanı sıra hipertrofik tonsillere sahip çocukların da üst dental arklarının daha dar olduğu belirtilmektedir (Harvold ve ark. 1972).

Ağız solunumu yapan bireylerde, emme alışkanlıklarında olduğu gibi dilin aşağıda konumlanması sebebiyle üst posterior dişlere etkiyen kuvvet dengesinin bozulması, bu dişlerin alt ark dişleri ile çapraz kapanışa geçmesine sebebiyet verebilir (McDonald ve Avery 2000). Burun solunumunu zorlaştıran nazal stenoz (Sandikçioğlu 1994, Ülgen 2001), büyümüş tonsil ve adenoidler ve nazal allerji (Ülgen 2001) gibi faktörler ağız solunumuna neden olduklarından dolayı üst çene darlığının oluşmasına etken sayılabilirler. Rhesus maymunları üzerinde yapılan bir çalışmada burun solunumu engellenerek üst çene arkında daralma meydana geldiği ispatlanmıştır (Harvold ve ark. 1972).

Clinch (1966), diş anatomisi ve sürme yolundaki sapmaların çapraz kapanış gelişimine, Higley (1968) ise çocukluk döneminde yüz üstü yatma sonucunda oluşan postural kuvvetlerin maksillanın dentoalveoler yapılarında daralmalara neden olabileceğini bildirmişlerdir.

Posterior çapraz kapanışın çevresel faktörlerinden olan kötü ağız hijyeni, uzun süre ağızda kalmış süt dişleri, çapraşıklık, süt dişi erken kaybı gibi sebeplerden dolayı dişsel, iskeletsel veya fonksiyonel çapraz kapanışlar gelişebilmektedir (McDonald ve Avery 2000, Mitchell 2013, Pinkham 2005). Uzun süre ağızda kalan süt dişleri alttan gelen daimi dişin çapraz kapanışta sürmesine sebep olabilir. Ayrıca ikinci süt azı dişin erken kaybı sonucu üst birinci azı dişin mesial hareketi, ikinci küçük azı dişin palatinalde sürmesine sebep olabilir (Mitchell 2013). Bazı fonksiyonel yan çapraz kapanışlar süt köpek dişlerinden kaynaklanır, bu dişlerde meydana gelen erken temaslar sonucunda çene bir tarafa doğru kayar (McDonald ve Avery 2000, Pinkham 2005).

Temporomadibular eklemin travma veya patolojik bir durumdan etkilenmesi sonucu alt çenenin büyümesinin bir tarafta sınırlanması sonucu asimetriler oluşabilir (Mitchell 2013). Tek taraflı çapraz kapanışa sahip hastalar üzerinde yapılan bir çalışmada, çapraz kapanış tarafında kondillerin daha kısa olduğu bildirilmiştir (Kilic ve ark. 2008a).

1.2.4. Tanı

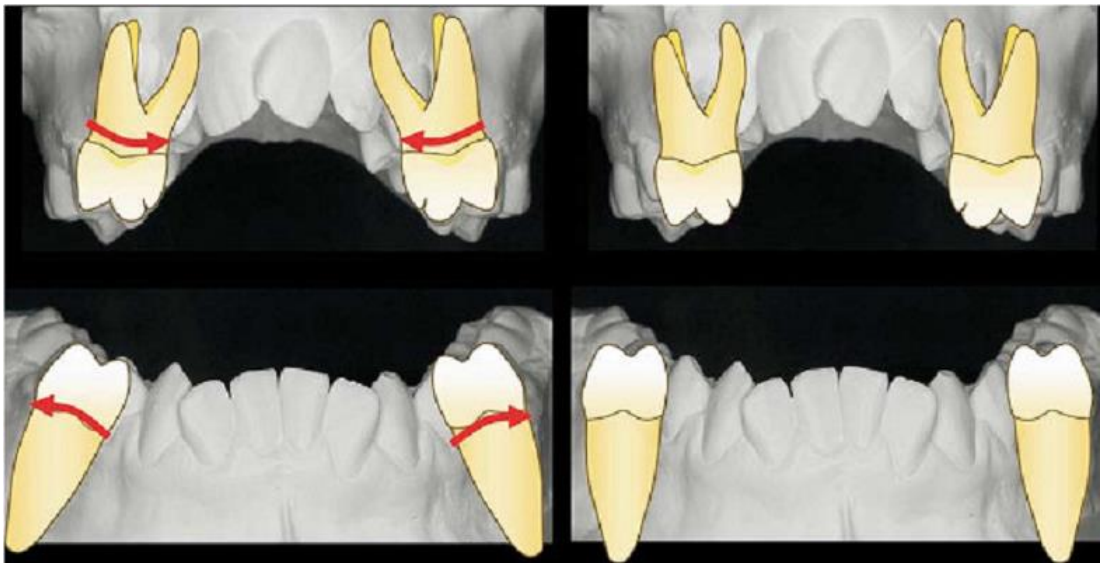
Ağız içi muayeneye başlamadan önce hastanın karşıdan analizi yapılarak ön bilgi elde edilmeye çalışılır. Frontal açıdan yüzün ve dişlerin değerlendirilmesiyle asimetri teşhis edilmeye çalışılır ve asimetrinin ağız içi yansımasının olup olmadığı kontrol edilmelidir. Çene ucu kaymasının tespiti ve bunun iskeletsel posterior çapraz kapanıştan mı yoksa fonksiyonel kaymadan dolayımı oluştuğunun ayrımı iyi yapılmalıdır (Bishara ve ark. 1994, Marshall ve ark. 2005). Fonksiyonel yan çapraz kapanışın tanımında da bahsedildiği gibi istirahat durumunda, alt çene yatay yönde normal konumdadır. Böyle bir durumda hastanın alt çenesi çapraz kapanışın olduğu tarafa doğru kayarak kapanmaktadır (McDonald ve Avery 2000, Ülgen 2001). Higly'nin testine göre hasta ağzını yavaşça açarken alt ve üst dişlerin orta hatlarına dikkat edilir; kapalıyken çakışmayan orta hatlar, ağız açılınca çakışıyorsa bunun sebebi dişlerin erken temasları dolayısıyla oluşan fonksiyonel kayma veya alt çene eklem bölgesindeki anormal durumlar olabilir (Kutin ve Hawes 1969). Ayrıca üzerinde transversal ve sagital hiç bir rehberliği bulunmayan okluzal splintler hastaya kullandırılarak fonksiyonel kayma olup olmadığı değerlendirilebilir (Bishara ve ark.

1994, Marshall ve ark. 2005). Aparey okluzal erken temasların etkisini ortadan kaldırarak alt çenenin serbest olarak kapanabilmesine izin verecektir (Bishara ve ark. 1994). Eğer alt çenede kaymalar görülürse bir fonksiyonel problem vardır (Ülgen 1993).

Ağız dışı muayenedeki başka bir ayrıntı da hastaların cephe gülümseme fotoğraflarından ağız köşelerinde gözlemlenebilen karanlık üçgenlerin varlığıdır. Karanlık üçgenlerle karşılaşılan hastalarda, ya dişlerde tork problemi ya da üst çenenin transversal boyut uyumsuzluğu söz konusu olabilmektedir (McNamara ve ark. 2001, Zachrisson 1998).

Ağız dışı muayeneden sonra ağız içi muayene yapılmalı ve dişlerin durumu ile çeneler arasındaki kapanış uyumunun değerlendirilmesi yapılmalıdır (Graber ve ark. 2012, McNamara ve ark. 2001, Zachrisson 1998). Klinik değerlendirmede ayrıca maksiller ark formu ve simetrisi, damak kubbesinin şekli, gülme sırasında bukkal koridorların genişliği, solunum şekli, fasiyal asimetri ve okluzal denge incelenerek yapılmaktadır (Suri ve Taneja 2008). Kum saati şeklinde tanımlanan dar maksiller ark şekli, derin ve dar palatal kubbe, şiddetli çapraşıklık, aşırı geniş bukkal koridorlar ve dar burun kanatları maksiller darlığın önemli bir göstergesidir (Bishara ve Staley 1987, Dawson 1995, McNamara 2000).

Derin damak kubbesi ile karakterize olan üst çenenin transversal boyut uyumsuzluklarının görüldüğü vakalarda problemin dişsel mi yoksa iskeletsel mi olduğunun tespiti önemlidir. Modellerde kompenzasyonlar özellikle üst posterior dişlerin bukkal kron torku, alt posterior dişlerin de lingual kron torku alıp almadığına bakılmalıdır (Marshall ve ark. 2005). Böyle vakalarda çapraşıklık bile olmayabilir. Ayrıca teşhiste sagital boyut uyumsuzlukları da değerlendirilmelidir. Çünkü çeneler arası sagital boyut ilişkileri değiştiğinde genellikle transversal boyut ilişkileri de değişmektedir. Bu durum göreceli veya gerçek bir uyumsuzluk olarak adlandırılmaktadır (Graber ve ark. 2012). Teşhiste alçı modeller yararlı olabilmektedir. Modellerde hem dişlerin torkları gözlemlenebilir hem de Howes Model Analizi yardımıyla apikal kemik kaidesinin yetersizliği belirlenebilir (Şekil 1-1) (Bishara ve ark. 1994, Uysal 2003, Ülgen 2001).



Şekil 1-1. Dişsel kamuflajın düzeltilmesinden sonra daha belirgin olarak görülen iskeletsel uyumsuzluk (Marshall ve ark. 2005)

Transversal olarak çapraz kapanış görülen vakanın alçı modelleri Sınıf I ilişkide kapatıldığında uyumsuzluk kayboluyorsa vaka göreceli boyut uyumsuzluğuna, kaybolmuyorsa gerçek boyut uyumsuzluğuna sahiptir denilebilir. Bunun sonucu olarak sagital boyut için tedavi planlarken transversal uyumsuzluk için yapılabilecek olan tedavi işlemleri baştan kararlaştırılmış olabilmektedir (Graber ve ark. 2012). Bukkale devrilmiş posterior dişler maksiller darlığı kamufle etmektedir. Bu vakalarda normal bir posterior okluzyon varmış gibi görülmekle birlikte üst çenenin dar olduğu ve Wilson eğrisinin abartılı olduğu görülmektedir (McNamara 2000).

Gerçek iskeletsel maksiller darlığın ölçülebilir değerlendirmesi tam olarak radyografik inceleme ile yapılabilmektedir. Bu amaçla posterior-anterior radyografiler transversal iskeletsel bozuklukların en iyi incelenebildiği görüntüleme yöntemlerinden biridir (Ricketts 1981, Vanarsdall 1999). Posterior-anterior röntgenler asimetrilerin, çapraz kapanışın iskeletsel olup olmadığının, maksilla ile mandibula arasında henhangi bir transversal uyumsuzluk olup olmadığının tanısı için gerekli röntgenografik incelemelerdir (Altug Atac ve ark. 2006, Cureton ve Cuenin 1999, Lagravere ve ark. 2005b, Marshall ve ark. 2005). Ricketts'in "Rocky Mountain" analizinde posterior-anterior radyografi üzerinde sefalometrik normlar belirlenmiştir (Ricketts 1981).

Hızlı üst çene genişletmesinin transversal yöndeki etkilerinin değerlendirilmesinde ayrıca okluzal radyografilerden de faydalanılmaktadır. Maksiller okluzal grafiler, midpalatal sutur açılmasının ve kemikleşmesinin değerlendirilmesinde temel bir araç olduğu belirtilmekle birlikte posterior bölgede sınırlı olması ve kranial kaide yapılarının üst üste çakışması sonucu net görüntü oluşmadığı belirtilmektedir (Lehman ve ark. 1984, Loddi ve ark. 2008, Marshall ve ark. 2005, Suri ve Taneja 2008).

1.2.5. Tedavi

Üst çenenin transversal boyut yetersizliklerinin tedavisi vakadan vakaya değişim gösterebilmektedir. Üst çenenin transversal boyut yetersizliklerinin tedavisinde esas olarak vakaların karşılaşıldıkları yaş, hastanın veya ebeveynlerin tedaviye uyumu, uyumsuzluğun tipi/şiddeti ve etyolojik olarak öne çıkan etkenin giderilip giderilemeyeceği (fonksiyonel kayma gibi), ortaya çıkan kamuflaj durumları, kendiliğinden iyileşebilme olasılığının olup olmaması, vakada kullanılabilecek aparey tipleri gibi etkenler önemli olabilmektedir (da Silva Filho ve ark. 1991, Dutra ve ark. 2004, Larsson 2001, McDonald ve Avery 2000, Pinkham 2005, Proffit ve ark. 2013, Thilander ve ark. 1984). Başka bir ifade ile bu durum, vakaların koruyucu-önleyici ortodontik tedavi yaklaşımına cevap verip veremeyecekleri ve düzelteci bir ortodontik tedavinin gerekip gerekmediği ile alakalıdır. Ayrıca unutulmaması gereken başka bir etken de transversal boyuttaki büyümenin, sagittal ve dikey yön büyümelerinden daha önce tamamlanmasıdır (McDonald ve Avery 2000, McNamara ve ark. 2001, Moyers 1988).

Bazı araştırmacılar posterior çapraz kapanışların genellikle kendiliğinden düzelmesinin mümkün olmadığını söylerken (da Silva Filho ve ark. 1991, Dutra ve ark. 2004, McDonald ve Avery 2000); süt ve erken karışık dişlenme dönemlerinde posterior çapraz kapanış varlığının kendiliğinden düzelebildiğini söyleyenler de olmuştur. Farklı çalışmalardaki düzelme oranları da %8-45 arasındadır (Kurol ve Berglund 1992, Kutin ve Hawes 1969, Marshall ve ark. 2005, Thilander ve ark. 1984). Kendiliğinden iyileşmeye örnek olabilecek araştırmada Larsson (2001), 2–3 yaşlarındaki emzik emen çocuklarda eğer köpek dişleri bölgesinde okluzal çatışmalar varsa hasta velilerinin emme zamanının azaltılması yönünde bilgilendirilmesinin

öneminden bahsetmiştir. Başka bir araştırmada da 3-5 yaşları arasında 20 çocuk takip edilmişve bunların 9 (%45) tanesinde kendiliğinden düzelme gözlenmiştir (Kurol ve Berglund 1992).

Çocuklarda süt dişlenme döneminin sonuna doğru ve erken karışık dişlenme dönemlerinde, posterior çapraz kapanış mevcudiyetinde, öncelikli aşama etkenin teşhis edilmesidir. Öncelikli olarak kapanışta alt çene kaymasının olup olmadığına bakılır (Marshall ve ark. 2005, Ülgen 2001). Eğer süt dişlenme döneminde kapanış probleminin sebebi alt çene kayması değilse vaka takibe alınabilir. Daimi birinci büyük azı ve küçük azı dişlerinin sürmesi sırasıyla takip edilir ve bu sürecin herhangi bir aşamasında kapanış kayması durumu söz konusu olursa müdahale edilebilir (Pinkham 2005). Ayrıca süt azılar bölgesindeki çapraz kapanışın karışık dişlenme döneminde düzeltilmesi daimi küçük azıların çapraz kapanışta sürmelerine engel olabilir (Thilander ve ark. 1984, Timms 1981). Eğer süt dişlenme döneminde kapanış probleminin sebebi fonksiyonel alt çene kayması ise vaka mümkün olabilen en kısa zamanda tedaviye alınabilir (Marshall ve ark. 2005). Çünkü böyle bir kapanış kayması sonucunda alt çene ekleminde yeniden şekillenmeler meydana gelebilmektedir. Bu durumda problem morfolojik bir hal alabilir. Yakın zamanda yapılan çalışmalar ışığında; erken karışık dişlenme döneminde fonksiyonel alt çene kayması tedavi edilebilirse alt çene asimetrilerinde belirgin düzelmelerin olabileceği söylenmiştir (Pinto ve ark. 2001, Pirttiniemi ve ark. 1990).

Fonksiyonel alt çene kaymasının önlenebilmesi için bazı dişlerde yapılacak ufak okluzal düzenlemeler etkili olabilmektedir (Bishara ve ark. 1994, Dutra ve ark. 2004, Kurol ve Berglund 1992, Marshall ve ark. 2005, Thilander ve ark. 1984). Bu düzenlemeler, daha çok problemin hafif olduğu durumlarda uygundur. Lindner de çalışmasında aynı şekilde görüş bildirmiş ancak ileri safhalarda ortodontik müdahalenin gerekli olabileceğini de eklemiştir (Lindner 1989).

Kayma ve belirgin bir çapraşıklık yoksa tedavi genellikle daimi birinci molarlar sürene kadar ertelenebilir. Eğer daimi molarlar çapraz kapanışta sürerlerse tedavi başlatılabilir (Pinkham 2005).

Aşındırmaların yeterli olmadığı, alt çenenin transversal olarak büyük ya da üst çenenin transversal olarak küçük olduğu, fonksiyonellik göstermeyen çapraz kapanış vakalarında, mekanik ortodontik tedavi düşünülür (Pinkham 2005, Proffit ve ark. 2013, Thilander ve ark. 1984). Burada üst çenenin genişletilmesi ve diş kavsi içi düzensizliğin giderilmesi için her bir dişin yeniden konumlandırılması gerekebilir (Pinkham 2005). Çapraz kapanışın tedavisinde kullanılabilecek apareylerin seçiminde iskeletsel uyuşmazlığın ve her bir arktaki posterior dişlerin kompenzasyonlarının dereceleri önemlidir (Marshall ve ark. 2005).

Erken karma dişlenme döneminde, çapraz kapanışın altında yatan etyolojik faktöre göre iki tedavi seçeneği vardır. İskeletsel çapraz kapanışların düzeltilmesi için midpalatal suturun açılarak üst çene kaidesinin lateral yönde genişletilmesi en yaygın tedavi yaklaşımıdır. Dental çapraz kapanışlar için ise tedavi yöntemi, dişlerin bireysel olarak lateral yönde devrilme ve/veya paralel hareketidir. Genel olarak, dişsel devrilme ve/veya paralel hareket 4-5 mm'ye kadar olan transversal yön uyuşmazlıklarında kullanılabilirken, daha büyük uyuşmazlıklarda iskeletsel düzeltmeler gereklidir (Marshall ve ark. 2005).

Transversal boyuttaki uyumsuzluk üst çeneden kaynaklanıyorsa üst diş kavsinin ve apikal kemik kaidesinin beraber genişletilmesi gerekmektedir (Graber ve ark. 2012, Pinkham 2005, Proffit ve ark. 2013).

Gerçek tek taraflı çapraz kapanış vakalarında, çapraz kapanış tarafında genişletme yapabilecek apareylerin kullanılması gerekmektedir. Çünkü kapanışın sağlıklı olduğu tarafta da genişletmenin doğası nedeni ile bukkal nonokluzyon veya çapraz kapanış durumlarının meydana gelebileceği bildirilmiştir. Bu amaçla normal genişletme apareyine ilave olarak, genişleme istenmeyen tarafta çapraz elastiklerin kullanılması ve ayrıca bu elastiklerin alt çenede oluşturacakları bukkal devrilme hareketini önlemek için alt arka lingual ark takılması tavsiye edilmiştir. Normal okluzyon tarafında istenmeyen lateral hareketleri önlemek için hareketli Nord apareyi ve bonded hızlı üst çene genişletme apareyine, rolü alt çeneyi kilitleyip üst çenenin lateral hareketine karşı ankraj sağlamak olan okluzal indeks kısmı eklenip tek taraflı genişleme sağlanabileceği bildirilmiştir (Marshall ve ark. 2005).

Fonksiyonel olmayan posterior çapraz kapanışlarda, quad-helix ve Porter W ark tip transpalatal apareylerin, kapanışın çözüleceği tarafta kolu kısa, karşı tarafta uzun tutularak eşit olmayan kuvvetlerin oluşturulmasıyla kullanılabileceği rapor edilmiştir (Pinkham 2005, Proffit ve ark. 2013). Toroglu ve ark. (2002), AMEX olarak tanıttıkları modifiye quad-helix apareyi ile gerçek unilateral çapraz kapanış olgularını başarı ile tedavi ettiklerini, hastalar tarafından daha iyi tolere edildiğini, daha kısa laboratuvar çalışması gerektirdiğini ve etkili sonuçların kısa sürede elde edildiğini bildirmişlerdir.

Üst çene darlığı ile birlikte alt çene kaymasının da birlikte bulunduğu fonksiyonel çapraz kapanış vakalarında ise kullanılabilecek tedavi üst çenenin simetrik olarak genişletilmesidir (Graber ve ark. 2012, Mitchell 2013, Ülgen 2001).

Çapraz kapanışın tedavisinde hem sabit hem de hareketli apareyler kullanılabilir (Proffit ve ark. 2013). Sabit olanlar daha güvenilir olup daha az hasta kooperasyonu gerektirir. Tek veya iki dişin çapraz kapanışta olduğu olgularda finger springli veya asimetrik kesilmiş akrilik plaklı hareketli apareyler kullanılabilir (Pinkham 2005). Ayrıca üst çenede dişlerin palatinaline alt çenede bukkaline yapıştırılacak ataçmanlardan verilecek çapraz elastikler de kullanılabilir (McDonald ve Avery 2000, Mitchell 2013, Pinkham 2005, Proffit ve ark. 2013). Bu uygulamanın alt çene dişlerinin bukkale eğimli olduğu durumlarda kullanılması daha doğru olacaktır. Aksi takdirde alt dişlerin linguale devrilmesine ve alt arkta bozukluklara yol açacaktır. Alt dişlerin bir lingual ark ile bağlanması linguale devrilmelerini önleyebilir (McDonald ve Avery 2000, Proffit ve ark. 2013). Elastiklerin aynı zamanda posterior bölge dişlerinde sürdürücü dikey yan etkileri sebebiyle dikey yön büyüme gösteren olgularda istenmeyen yan etkiler görülebilir (Toroglu ve ark. 2002). Ayrıca duruma göre, genişletilmiş arklar veya tork bükümlü teller kullanılabilir (DiPaolo 1970). Dişsel çapraz kapanışların tedavisinde, bukkal tipping yaptıran transpalatal arklar, hareketli apareyler ve 2×4 edgewise apareyleri, çapraz elastikler kullanılabilmektedir (Marshall ve ark. 2005, McDonald ve Avery 2000, Pinkham 2005).

Apikal kemik kaidesi yeterli ve yalnız dental bir darlık varsa sadece diş kavsinin genişletilmesi gerekmektedir. Ancak, apikal kemik kaidesinde bir darlık ve bununla beraber oluşan kompenzasyondan dolayı dişlerin kronlarında bukkal yönlü

tipping mevcutsa midpalatal suturanın açılmasıyla apikal kaidenin genişletilmesi hedeflenmelidir (Bishara ve Staley 1987, Haas 1961a, Haas 1965, Ülgen 2001, Wertz ve Dreskin 1977, Wertz 1970). Tedavi planlaması sırasında şu faktörler dikkate alınmalıdır (Bishara ve Staley 1987).

1. Üst ve alt premolar ve molarlar arasındaki transversal yön uyuşmazlığı 4 mm veya daha fazla ise hızlı üst çene genişletmesi düşünülmelidir.

2. Çapraz kapanıştaki diş sayısı önem arz etmektedir.

3. Molarların ve premolarların başlangıç angulasyonları belirlenmelidir. Üst molarlar bukkale eğimli ise konvansiyonel yöntemler dişleri bukkal kas yapısı içerisine doğru devirecektir. Eğer alt molarlar linguale eğimli ise, dişler dik konuma geldiğinde üst ark için gereken genişletme miktarı artacaktır.

Üst çenenin genişletilmesinde suturanın açılma hızına bağlı olarak yavaş, hızlı, yarı hızlı genişletme yöntemleri tanımlanmıştır (Ülgen 2001).

1.2.5.1. Yavaş Üst Çene Genişletmesi

Apikal kemik kaidesinin geniş ve dişlerin palatinale eğimlenmiş olduğu durumlarda yavaş üst çene genişletmesi yani dental genişletme yapmanın uygun olacağı belirtilmektedir (Ülgen 1993). Sutural dokuların direnci kırılmadığı için ortodontik hareket miktarı fazla, ortopedik hareket miktarı azdır (Bishara ve Staley 1987, Lagravere ve ark. 2005a). Bununla birlikte özellikle süt veya karışık dişlenme dönemlerinde üst çenenin ortopedik ayrılmasından bahsedilmiştir (Hicks 1978). Bu metod ile 450-900 gr arasında kuvvet uygulayan mekaniklerle 2-6 ay genişletme işlemi yapılmaktadır (Bishara ve Staley 1987, Lagravere ve ark. 2005a). Mew (1997) bu metod ile haftada 1/3 mm genişletmenin hedeflendiğini söylemiştir. Storey (1973) ise midpalatal suturanın burun tarafındaki kemiğin fizyolojik adaptasyonu için haftada 0,5–1 mm'lik genişletmenin daha iyi sonuçlar vereceğini söylemiştir.

Yavaş üst çene genişletmesi ile üst çenenin yeniden pozisyonlanması ve yeniden şekillenmesi esnasında doku bütünlüğü korunduğu için nüksün daha az olacağı söylenmiştir (Bell 1982). Bazı yazarlar yavaş üst çene genişletmesi ile eşit miktarda dişsel ve iskeletsel etki elde ettiklerini belirtirken (Harvold ve ark. 1972,

Sandikcioglu ve Hazar 1997); Hicks (1978) ise %16-30 arasında değişen oranlarda iskeletsel etki ettiğini belirtmiştir.

1.2.5.2. Yarı-hızlı Üst Çene Genişletmesi

Mew (1977) "Bioblock" ismini verdiği, kroşeleri ve akrilik kaidesi bulunan vidalı müteharrik bir aparey ile haftalık 1–1,5 mm'lik genişletme yapılmasının yavaş ve hızlı üst çene genişletmesine göre daha fizyolojik olduğunu söylemiştir. Mew (1983) bir başka çalışmasında, haftada 1 mm olarak yaptığı üst çene genişletmesi işlemini "yarı hızlı üst çene genişletmesi" olarak adlandırmıştır.

Karma dişlenme dönemindeki hastalara uygulanan hareketli plaklar ile vidayı gün aşırı bir çeyrek tur çevirerek yapılan bir çalışmada araştırmacılar yarı hızlı üst çene genişletmesi uyguladıklarını belirtmişlerdir (Sandikcioglu ve Hazar 1997). Iseri ve Ozsoy (2004) rijit akrilik bonded hızlı maksiller genişletme apareyinin vida çevirme programını, sutural açılma oluncaya kadar günde iki çeyrek tur (0,4 mm), sutural açılma olduktan sonra haftada 3 çeyrek tur (0,6 mm) şeklinde uygulamış ve bu vida çevirme programı "Yarı Hızlı Maksiller Üst Çene Genişletmesi" adıyla literatüre tanıtmışlardır. Üst çene genişletmesinin daha yavaş olarak uygulanmasıyla çevre dokulara daha az ve fizyolojik kuvvetin uygulanacağını ve bu yeni duruma çevre dokuların daha iyi uyum sağlayacağı söylenmişve işlem sonrası meydana gelen değişimlerin 3 yıllık pekiştirme dönemi sonrasında da korunduğunu rapor etmişlerdir (Iseri ve Ozsoy 2004, Özsoy 2001).

1.2.5.3. Hızlı Üst Çene Genişletmesi

Bu teknik 150 seneyi aşkın bir süredir ortodontistler tarafından kullanılmakta olan bir tekniktir (Angell 1860). Başlangıçta bilateral olarak gelişen ve median suturada birleşen premaxilla ve damağı oluşturan kemiklerin fiziksel olarak suturadan hızlı bir şekilde ayrılmasıyla yapılan genişletmeye "Hızlı üst çene genişletmesi" denir (Lamparski ve ark. 2003).

Hızlı üst çene genişletmesi ya da ortopedik ekspansiyon, maksiller dentisyona lateral yönde karşılıklı kuvvet uygulanması ile üst çenenin genişletilmesi işlemidir. Hızlı üst çene genişletmesindeki ana hedef dişlere ve alveoler yapılara ortodontik diş

hareketi limitlerini aşan kuvvetler uygulayarak (Haas 1961a, Kocadereli 1996, Timms 1980) ortodontik diş hareketinin miktarını azaltmak ve ortopedik hareketin miktarını arttırmaktır (Bishara ve Staley 1987, Lamparski ve ark. 2003). Bir başka deyişle hızlı üst çene genişletmesi ile üst çenede dişsel genişlemenin az, iskeletsel genişlemenin fazla olması beklenir (Cotton 1978, Haas 1961a, Isaacson ve Ingram 1964, Kayhan ve ark. 2000, Zimring ve Isaacson 1965).

Genişletme esnasında uygulanan kuvvet dişlere etkidiğinde önce periodontal ligamentler sıkışır ve kuvvet alveol kemiğe aktarılır. Bunun sonucunda hem midpalatal suturun açılması hem de dişlerde vestibüle eğilmeler görülür (Haas 1961a).

Hızlı üst çene genişletmesi metodu ile 0,9-4,5 kg kuvvet uygulayan mekanikler kullanılarak haftada 3 mm veya daha fazla genişletme yapılmaktadır (Bishara ve Staley 1987, Isaacson ve Ingram 1964, Isaacson ve ark. 1964, Mew 1997, Zimring ve Isaacson 1965). Uygulanan bu ağır kuvvetler sayesinde dişlerin lateral hareketleri engellenir ve iskeletsel etki oluşturulur (Storey 1973).

Birçok yazar tarafından vidanın günde 2 defa birer çeyrek tur (Cozzani ve ark. 2003, Stuart ve Wiltshire 2003) veya günde bir çeyrek tur (Cozzani ve ark. 2003, Handelman 1997, Stuart ve Wiltshire 2003) çevrilmesi tavsiye edilmiştir.

1.2.5.3.1. Hızlı Üst Çene Genişletmesinin Endikasyonları

150 yılı aşkın süredir kullanılan hızlı üst çene genişletmesi uygulanmaya başladığından bu yana araştırıcılar genişletme işleminin uygulama şekli ve sistemi ile ilgili farklı görüşler ileri sürmüş olmalarına rağmen hızlı üst çene genişletmesi gereksinimi olan vakalar konusunda genel geçerliliğe sahip şu fikirler söylenmiştir:

1. İskeletsel, dişsel veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde ortaya çıkmış olan ve maksiller darlık veya mandibuler genişlik nedeniyle oluşan tek veya çift taraflı posterior çapraz kapanış vakalarında (Franchi ve Baccetti 2005, Haas 1961a, Haas 1970, Lima ve ark. 2004, McNamara 2000, Timms 1981, Wertz 1970),
2. Sınıf II ve sınıf III vakalardaki antero-posterior düzensizliğin düzeltilmesi sonrasında posterior bölgede düzgün olmayan bir bukkolingual ilişki

oluşacaksa (Franchi ve Baccetti 2005, Haas 1961a, McNamara 2000, McNamara ve ark. 2001, Wertz 1970),

3. 3-6 mm arasında çapraşıklığa sahip posterior çapraz kapanışı olmayan hastalarda çapraşıklığın giderilmesi amacıyla (Başçiftçi 2001, Bishara ve Staley 1987, Gianelly ve Boston University School of Dental Medicine 2003, Haas 1961a, McNamara 2000, McNamara ve ark. 2001, McNamara 2002),
4. Dudak-damak yarıklı hastalarda kollabe olmuş üst çenenin genişletilmesi amacıyla (Bishara ve Staley 1987, Haas 1970, Haas 1980, Isaacson ve Murphy 1964),
5. Nazal stenozlu hastalarda (Basciftci ve ark. 2002, Bicakci ve ark. 2005, Erdinc ve ark. 1999, Timms 1981),
6. Maksiller ve mandibular molarlar ve premolarlar arası genişlik sapmasının 4 mm veya daha fazla olması halinde (Bishara ve Staley 1987),
7. Süt ve karışık dişlenme dönemindeki tek taraflı fonksiyonel yan çapraz kapanışın ileri dönemde morfolojik çapraz kapanışa dönüşmesini önlemek amacıyla (Pinto ve ark. 2001, Thilander ve Lennartsson 2002, Thilander ve ark. 1984, van Keulen ve ark. 2004),
8. Border-line vakalarda ark boyunu arttırarak yer kazanmak için (Haas 1980, Küçükkeleş ve Hamid 1995),
9. Üst çene darlığı vakalarında gülümseme esnasında ağız köşelerinde oluşan karanlık bölgelerin ortadan kaldırılması ve daha çekici bir gülümseme sağlanması için (McNamara 2000),
10. Maksiller sutural sistemin mobilizasyonu amacıyla: Karma dişlenme döneminde üst çene yetersizliğine bağlı sınıf III vakalarında yüz maskesine ilave olarak sutural gevşeme oluşturması amacıyla (Baccetti ve ark. 1998, Kapust ve ark. 1998),
11. Sınır vakalarda ark boyunu arttırarak yer kazanmak için (Haas 1980, Küçükkeleş ve Hamid 1995),
12. Hafif dereceli ön çapraz kapanış olgularında A noktasının 1-2 mm öne taşınarak spontan düzeltme sağlamak amacıyla (Haas 1961a, Haas 1965, Wertz 1970),

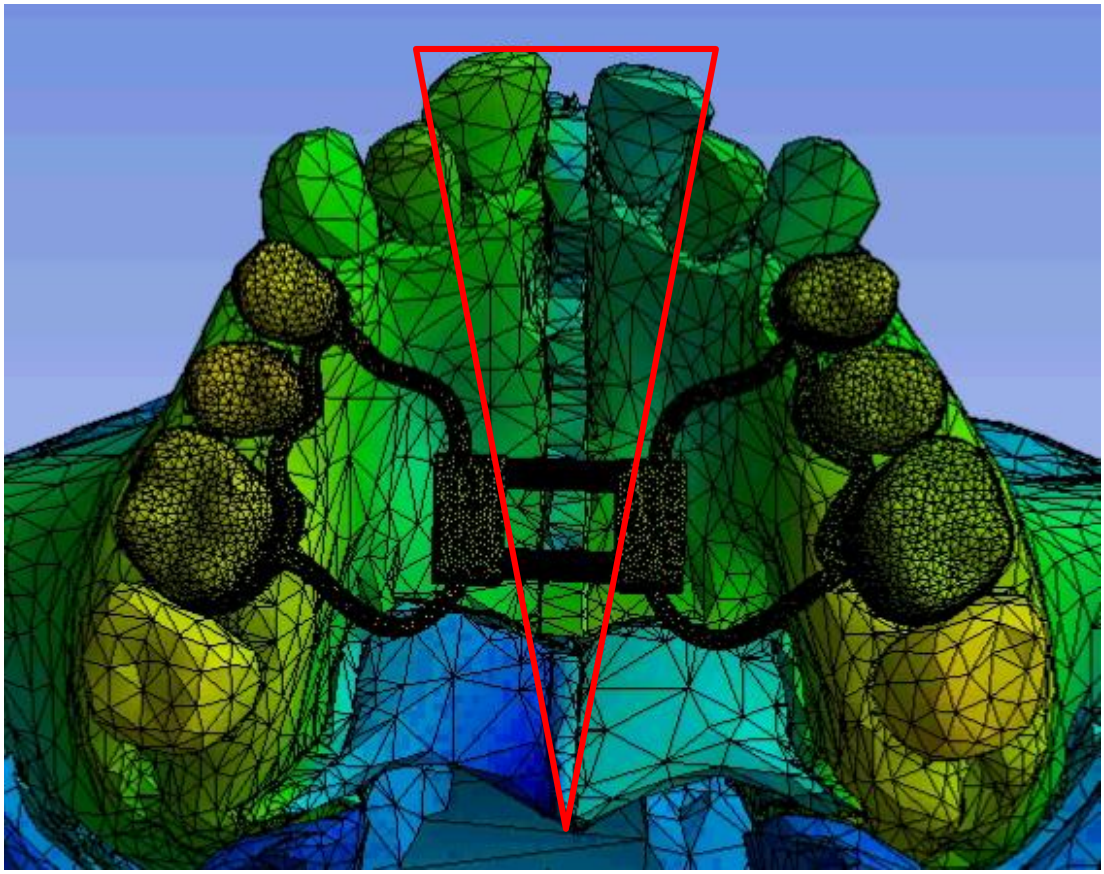
1.2.5.3.2. Hızlı Üst Çene Genişletmesinin Kontraendikasyonları

Hızlı üst çene genişletmesi bazı özel durumlarda kontraendikedir. Bu durumlar şu şekilde belirtilmiştir (Basciftci ve Karaman 2002, Graber ve ark. 2012, Proffit ve ark. 2013, Toroglu ve ark. 2002, Ülgen 1993):

1. Klinisyenle koopere olamayan hastalarda,
2. Tek dişi çapraz kapanışta olan vakalarda,
3. Sistemik rahatsızlığı olan hastalarda,
4. Midpalatal suturun kapanmış olduğu hastalarda,
5. Maksiller veya mandibular iskeletsel asimetrisi olan hastalarda,
6. Aşırı anteroposterior ve vertikal yönde iskeletsel uyuşmazlığa sahip erişkin bireylerde,
7. Ön açık kapanışa, dik mandibular düzlem açısına ve konveks profile sahip hastalarda,
8. Aşırı iskeletsel probleme sahip ve ortognatik cerrahi ile tedavi edilmesi gerekli olan bireylerde,

1.2.5.3.3. Hızlı Üst Çene Genişletmesinin Dentofasiyal Yapılar Üzerine Etkisi

Üst çene, yüze ve kraniuma ait olan; frontal, etmoid, nazal, lakrimal, zigomatik, palatin, vomer, sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntıları ve inferior nazal konka ile komşuluk yapar. Hızlı üst çene genişletmesi maksilla ve maksillanın bağlantılı olduğu sfenoid kemik hariç tüm kemiklerde hareket oluşturur (Starnbach ve ark. 1966). Pterigoid çıkıntılar çift taraflı olarak yerleştiği için, hem kendisinin hem de komşuluk yaptığı palatin kemiğin piramidal çıkıntısının yana bükülmesine sebep olur. Bu etki ile palatin kemiğin midpalatal sutur boyunca açılımı minimalize edilir, üst çenenin açılımına direnç oluşur ve bu olaylar sonucunda üst çene ön-arka yönde paralel bir şekilde ayrılmaz (Iseri ve ark. 1998, Timms 1980, Wertz ve Dreskin 1977, Wertz 1970). Okluzal açıdan bakıldığında midpalatal suturda, anteriorda daha fazla posteriorda daha az olmak üzere "V" şeklinde bir açılma gözlenir (Şekil 1-2) (Davidovitch ve ark. 2005, Wertz 1970) ve okluzal radyografiler ile kolayca belirlenebilir (Bell 1982).



Şekil 1-2. Oklüzalden bakıldığında görülen üçgensel açılma; 5 mm deplasman - 4 ve 6 bantlı Hyrax apareyi ile

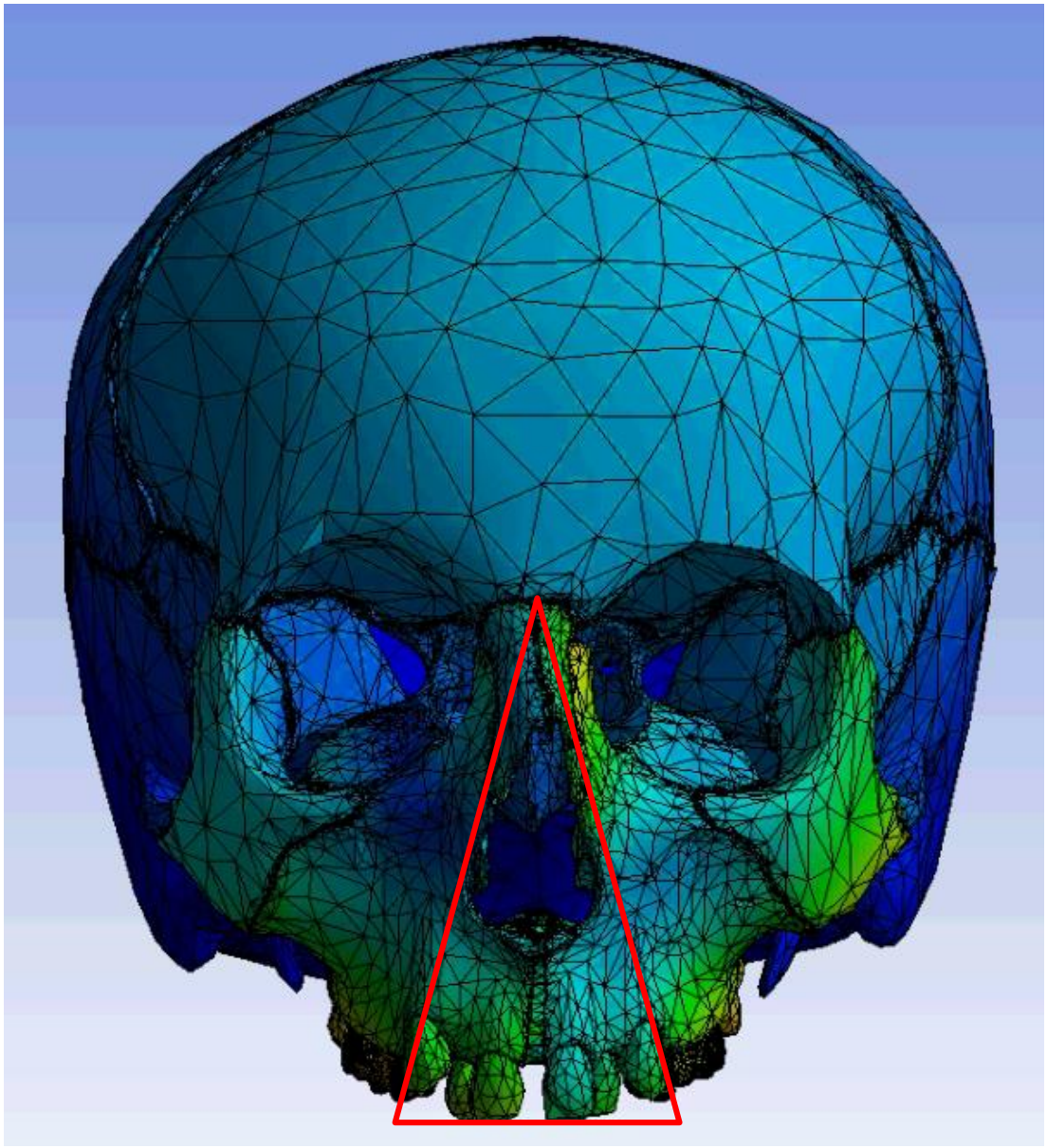
Transversal boyutta orta palatal suturda oluşan genişleme ön bölgede arka bölgeye göre fazla olmasına rağmen, azı dişleri arasındaki genişlik artışı köpek dişleri arasındaki genişlik artışından fazladır. da Silva Filho ve ark. (1991) azılar arası genişleme miktarının köpek dişleri arasındaki genişleme miktarından iki kat fazla olduğunu bulmuşlardır.

Hızlı üst genişletme apareyi ile dağıtılan kuvvetler genellikle sutural limiti aşar ve midpalatal suturun yanında diğer maksiller suturları da açar. Üst çenenin sutural açılmasına bağlı olarak hem horizontal hem de frontal düzlemin komponentlerinin rotasyonu ile üst çene aşağı ve ileri yer değiştirir (Battikki 2001). Üst çenenin aşağı ve/veya öne yer değişdiğini bildiren birçok yazar da vardır (Akkaya ve ark. 1999, Asanza ve ark. 1997, Basciftci ve Karaman 2002, Bıçakçı 2002, Byrum 1971, Chung ve Font 2004, Davis ve Kronman 1969, Doruk ve ark. 2004, Haas 1961a, Sandikcioglu ve Hazar 1997, Sarver ve Johnston 1989, Wendling ve ark. 2005, Wertz 1970).

Hızlı üst çene genişletmesi maksilla ve maksillanın bağlantılı olduğu sfenoid hariç tüm kemiklerde hareket oluşturur (Starnbach ve ark. 1966). Üst çene genişletme işlemine karşı en büyük reaksiyon nazal bölge suturlarında olmaktadır. En aktif ikinci sutur ise zigomatikomaksiller suturdur (Haas 1961a, Starnbach ve ark. 1966).

Üst çenedeki genişletmeye en fazla direnç tek başına median palatal suturdan değil, sfenoid ve zigomatik kemiklerin üst çeneyi çevreleyen yapılarından kaynaklanmaktadır (Bishara ve Staley 1987, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003). SEM ile yapılan bir çalışmada en yüksek stres seviyelerinin sfenoid kemiğin pterygoid laminaların yukarı bölümlerinde ve zigomatik kemiğin ön bölümlerinde olduğu bulunmuştur (Iseri ve ark. 1998).

Üst çeneye frontal açıdan bakıldığında tabanı keserler bölgesinde ve tepesi nazal bölgeye doğru olan üçgensel bir genişleme modeli gösterir (Şekil 1-3) (Cotton 1978, Haas 1961a, Haas 1965, Haas 1980, Hicks 1978, Storey 1973, Timms 1980, Wertz 1970). Üst çenenin sağ ve sol segmentlerin laterale doğru açısal olarak genişlemesi esnasında oluşan fulkrum hattının yaklaşık olarak frontomaksiller sutur civarında olduğu düşünülmektedir (Iseri ve ark. 1998, Wertz 1970).



Şekil 1-3. Frontalden bakıldığında görülen üçgensel açılma; 5 mm deplasman - 4 ve 6 bantlı Hyrax apareyi ile

Üst çene ayrılırken, burun boşluğunun dış duvarları laterale hareket eder (Gautam ve ark. 2007). Bu duvarlara bağlı olan konka burun septumundan uzaklaşmaya başlar. Alveoler çıkıntılar laterale bükülüp, horizontal palatinal çıkıntıların serbest uçları aşağıya hareket ettiği için burun tabanı aşağı düşer. Total etki burun içi kapasitenin artışıdır (Basciftci ve Karaman 2002, Chung ve Font 2004, Cross ve McDonald 2000, Doruk ve ark. 2004, Garrett ve ark. 2008, Gautam ve ark. 2007, Haas 1965, Karaman 2002, Memikoglu ve Iseri 1999, Moss 1968, Özgen ve ark. 1994,

Sari ve ark. 2003). Bunun etkisi ile bazı hastaların daha rahat nazal solunum yapabildikleri belirtilmektedir (Haas 1965). Aras ve ark. (1998) lateral sefalometrik filmler üzerinde yaptıklar ölçümler sonunda hızlı üst çene genişletmesinden sonra havayolu oranında artma saptamışlardır. Genişletme sonucunda havayolu yüksekliği, genişliği ve derinliğinde belirgin artışlar tespit edilmiştir (Akkaya ve ark. 2002).

Üst çenenin genişletilmesi ile alt çenenin geriye ve aşağı hareketi gözlenmiştir (Basciftci ve Karaman 2002, Bishara ve Staley 1987, Chung ve Font 2004, Sari ve ark. 2003) Bu durum büyük olasılıkla üst posterior dişlerin uzaması ve devrilmesi sonucu oluşan okluzyon sonucudur (Bishara ve Staley 1987, Erverdi ve ark. 1994). Bunu önlemek için okluzali akril kaplı genişletme apareyinin bite blok olarak çalışacağını ve oluşturduğu intrüziv etkinin alt çenenin geriye aşağı hareketini azaltacağını belirten çalışmalar da mevcuttur (Wendling ve ark. 2005). Vertikal çenelik ile beraber akril kaplı genişletme apareyi kullanıldığında alt çenenin geriye aşağı hareketinin elimine edilebileceğini de göstermişlerdir (Basciftci ve Karaman 2002).

Hızlı üst çene genişletmesi ile ön yüz yüksekliğinde artış meydana geldiği (Chung ve Font 2004, Cozza ve ark. 2001, Doruk ve ark. 2004, Sari ve ark. 2003) ve bunun palatal düzlemin ve üst azı dişlerin aşağı hareketinin sonucu olduğu belirtilmiştir (Cozza ve ark. 2001).

Midpalatal suturun açılması sonucu üst keser dişler arasında diestema oluşur (Bishara ve Staley 1987, Cross ve McDonald 2000, Haas 1965, McNamara ve ark. 2001). Bu açılma sonucunda üst keser dişler arasındaki transeptal liflerde bir gerilme oluşur ve dişlerin birbirine doğru çekilmesi sonucu aradaki boşluk kendiliğinden kapanır (Resim 1) (Bishara ve Staley 1987, Haas 1965, McNamara ve ark. 2001). Transeptal liflerin etkisiyle önce dişler mesiale eğilir sonra kökleri mesiale hareket eder ve dişlerde uprighting olur. Böylece kesici dişler arasında oluşan boşluk kapanır (Bishara ve Staley 1987, Moss 1968).



Resim 1. Üst çene genişletmesi sonucu üst keser dişler arasında açılan diastema ve tranpalatal ark ile retansiyon periyodu esnasında transeptal lifler yardımıyla diastemanın azalması

Hızlı üst çene genişletmesi ile dişler ve kendi apikal kemik kaideleri yanaklara doğru devrilmektedir (Bishara ve Staley 1987). Ancak diş ve kemik kaidedeki devrilme bire bir paralel olmamakta ve bir kısmı alveoler bir kısmı da dişsel devrilme olarak gerçekleşmektedir. Çünkü dişler ile alveoler kemik arasında periodontal ligament varlığı söz konusu olup, bu yapının sıkışma miktarı sabit değildir. Zaman içerisinde kullanılan mekaniklerin ve çiğneme kuvvetlerinin de etkisiyle devrilen yanak bölgesi dişleri dikleşmekte ve kökleri ile kron aks eğimleri normalleşmeye başlamaktadır (Krebs 1959). Molar dişlerde bu eğilme miktarının 1°-24° arasında değişebileceği gösterilmiştir (Hicks 1978). Dişlerdeki bu devrilmeyle birlikte bir miktar da uzama gözlenir (Bishara ve Staley 1987, Byrum 1971).

Posterior dişlerin aksiyal eğimlerinin düzeltimi: Üst arktaki darlığın sebep olduğu kompanzasyon mekanizmasıyla, üst posterior dişlerin lingual tüberkülleri okluzal düzlemin altına inerek interferenslere sebep olabilir. Bu durumlarda hızlı üst çene genişletmesi endikedir (McNamara ve ark. 1993). Bununla birlikte, hızlı üst çene genişletmesi uygulanan hastalarda spontan olarak alt molar dişlerde dikleşme gözlenebilir.

Apareyin kalınlığından dolayı dilin aşağıda konumlandığını ve üst çene genişledikçe buksinatör kasların alt çene bukkal dişlerin üzerine etkisinin azaldığını dolayısıyla bu dişlerin dikleştiği ve alt çene diş kavsinin genişlediği belirtilmiştir. 1.Haas1980 Üst ark dar olduğundan dolayı linguale doğru süren alt çene posterior dişlerin dekompenzasyona uğrayarak alt arkta genişleme olacağını belirtmiştir (McNamara 2000).

Hızlı üst çene genişletmesinin kraniofasiyal kompleks üzerine olan etkilerinin 3 boyutlu olarak SEM ile incelendiği bir çalışmada maksillanın rotasyon merkezinin yaklaşık superior orbital fissür civarı olduğu, maksillanın öne ve aşağı hareket ettiği, maksimum von Mises streslerinin (maksimum distorsiyon enerji ölçütü) frontomaksiller, nazomaksiller ve frontonazal suturlarda bulunduğu ve bunları zigomatikotemporal ve sfenozigomatik suturların izlediği gösterilmiştir. Ayrıca, zigomatikofrontal ve zigomatikotemporal suturların hem gerilme hem de sıkıştırma kuvvetleri ile ilişkili olduğu rapor edilmiştir(Gautam ve ark. 2007).

Garrett ve ark. (2008), konik huzme ışınlı tomografi (cone-beam) kullanarak yaptıkları çalışmalarında, üst çenenin iskeletsel ekspansiyonunun üçgensel bir şekilde olduğunu, ortopedik genişlemenin önden arkaya doğru azaldığını, alveoler bükülmenin ve ortodontik genişlemenin önden arkaya doğru arttığını ve hızlı üst çene genişletmesinin nazal genişlikte önemli bir artışa sebep olurken maksiller sinüs genişliğinde de önemli bir azalma meydana getirdiğini bildirmişlerdir.

Lee ve ark. (2009), SEM ile 3 ayrı modelde (solid; midpalatal suturu olmayan maksilla, fused; midpalatal suturu kaynaşmışolan maksilla ve patent; midpalatal suturu kaynaşmamış maksilla) yaptıkları çalışmalarındatransversal genişletmenin etkilerini incelemişlerdir. Solid ve fused modellerin benzer stres paterni gösterdiğini ve bu modellerde anterior nazal spina ve santral keserlerin aşağı ve geriye hareket ettiğini göstermişlerdir. Nazal bölgeye doğru yönelmiş bir stres paterni olan patent modelde ise birinci esas stres nazal spina, burun septumunun lateral duvarları, maksillanın zigomatik çıkıntısı ve medial pterygoid plaklar boyunca artmaktadır. Ayrıca patent modelde ANS'nin çok az geri hareketi ile birlikte A noktası esas olarak aşağı hareket etmiştir. Araştırıcılar önceki çalışmalardaki uyuşmazlıkların midpalatal suturun durumundaki farklılıklara (kaynaşmışya da kaynaşmamışolması) bağlamışlardır.

Jafari ve ark. (2003), SEM çalışmalarında pterygoid laminaların alt kısımlarında lateral yönde önemli derecede hareket ile birlikte ANS ve A noktalarında aşağı yönde hareket bildirmişlerdir. Ayrıca hızlı üst çene genişletmesi ile oluşturulan kuvvetlerin sadece midpalatal sutur değil aynı zamanda sfenoid kemik, zigomatik kemik ve diğer komşu yapılara da dağıldığını ve hastaların hissettiği baskı hissinin o bölgelerde biriken aşırı strese bağlı olduğunu savunmuşlardır.

1.2.6. Üst Çene Genişletmesinde Kullanılan Apareyler ve Karşılaştırılması

Genişletme işlemi için çok çeşitli sabit ve hareketli aparey tipleri geliştirilmiştir (DiPaolo 1970, Graber ve ark. 2012, Pinkham 1994, Proffit ve ark. 2013). Sabit olanlar daha güvenilir olup daha az hasta kooperasyonu gerektirir.

Tedavide kullanılabilecek apareyin tercihi, avantaj ve dezavantajlarına göre ortodontist tarafından yapılmadır. Dar veya kollabe olmuş üst çene arklarının genişletilmesi birçok farklı yoldan yapılmıştır; diş hareketiyle (ortodontik), ortopedik hareketle (iskeletsel) veya bu ikisinin kombinasyonu. Bu amaçla sabit, yarı sabit veya hareketli birçok aparey kullanılmıştır (Frank ve Engel 1982). Kullanılan apareylerin etkilerinin tam olarak anlaşılmaması tedavileri başarısızlığa sürüklemiştir (Chaconas ve Caputo 1982). Apareylerin bir kısmı modifikasyondur. Farklılıklar, genelde kuvvet uygulayıcı parçalarının yanı sıra kuvvet uygulanan noktalardan kaynaklanmaktadır.

1.2.6.1. Yavaş Üst Çene Genişletmesinde Kullanılan Apareyler

Quad-Helix genişletme apareyi: Klinik olarak en çok kullanılan yavaş genişletme apareyidir. Paslanmaz çelik telden bükülen, helixli bükümler vasıtasıyla premolar ve molar dişlere kuvvet uygulayan sabit bir genişletme apareyi olan quad-helix apareyi birçok klinisyen tarafından kullanılmıştır (Brandt ve Ricketts 1975, Chaconas ve Caputo 1982, Erdinc ve ark. 1999, Frank ve Engel 1982, Greenbaum ve Zachrisson 1982, Pinkham 1994, Sandikcioglu ve Hazar 1997). Anteriordaki ve posteriordaki genişleme miktarı ayarlanabilmekte ve molar dişlerdeki rotasyonlar düzeltilebilmektedir. Özellikle süt ve karışık dişlenme döneminde kullanılmaktadır (Sandikcioglu ve Hazar 1997).

Karışık dişlenme gibi erken yaşlarda midpalatal suturanın ayrılması ile ortopedik etki sağlanırken erişkin yaşlarda alveol ve dişlerin eğilmesine yol açarak ortodontik etki meydana getirir (Birnie ve McNamara 1980, Donohue ve ark. 2004, Lagravere ve ark. 2005a, Sandikcioglu ve Hazar 1997, Toroglu ve ark. 2002).

Toroglu ve ark. (2002), quad-helix apareyini modifiye ederek 'Asymmetric maxillary expansion (AMEX) apareyini kullanarak tek taraflı posterior çapraz kapanış vakalarını tedavi etmişlerdir.

W apareyi: Quad-Helix gibi kalın bir tel yardımıyla dişlere kuvvet uygulamaktadır. Aparey ismini bükümdeki "W" şeklinden almaktadır(Harberson ve Myers 1978).Bazı hastalarda midpalatal suturda açılma gözlendiği, midpalatal suturun açılma göstermediği hastalarda ise arktaki genişlemenin belirgin bir şekilde posterior dişlerin bukkale devrilmesiyle oluştuğu raporlanmıştır (Harberson ve Myers 1978). "W" arkların genellikle 2 pound'dan az kuvvet uygulamasına rağmen çok genç hastalarda midpalatal suturun açılmasını sağlayacağını, daha geç yaş dönemindeki hastalarda vidalı apareylerin oluşturduğu etkiye benzer bir etki oluşturacağı belirtilmiştir (Proffit ve ark. 2013).

Porter aygıtı: W apareyi gibi kalın bir tel yardımıyla kuvvet uygular. Dişlere molarlardaki bant vasıtasıyla tutunur (Harberson ve Myers 1978).

Minne apareyi: Vida içermez, kuvvet kaynağını kuvvetli bir zembereğin (coil spring) sıkıştırılmasından alır ve ortalama 0,5-1 kg kuvvet uygular. Zemberek aktivasyonunu yitirmedikçe genişletme tamamlandıktan sonra bile kuvvet uygulamaya devam edebilir (Cotton 1978, Hicks 1978, Mossaz-Joelson ve Mossaz 1989). Bu olumsuzluğun önüne geçmek amacıyla yeterli genişletme sonrası aparey pasifize edilir.

Akkaya ve ark. (1999) bu apareyi oklüzal yüzüne akrilik ekleyerek akrilik bonded yavaş genişletme apareyi olarak modifiye etmişlerdir.

Coffin apareyi: Coffin tarafından1880 yılında geliştirilmiş olan bu aparey omega şeklinde bükülmüş bir tel yardımıyla üst çenede dental bir genişletme yapmaktadır (Spahl ve Witzig 1987).

Magnetler içeren genişletme apareyleri: Bantlar vasıtasıyla veya akrilik gövdeli olarakdişlere yapıştırılarak kullanılır. Hafif ve devamlıkuvvet uygulamak suretiyle suturada daha az travma ile üst çene genişletmesi sağladığıdüşünülmektedir (Darendeliler ve ark. 1994, Vardimon ve ark. 1989).

Nikel titanyum genişletme apareyi: Ağız ısısına (termal) duyarlı olan bir telden yapılmıştır. 230-300 gr arası kuvvet uygulamaktadır (Arndt 1993, Ciambotti ve ark. 2001, Karaman 2002).

Bu apareylerin mikroyapısal ve mekanik özelliklerinin deneysel olarak incelendiği bir çalışmada 2 farklı nikel titanyum ekspander karşılaştırılmış ve ilk aktivasyonda 1000 gr veya daha fazla kuvvet uygulayan bu mekaniklerin pseudoelastik özellikleri nedeniyle ortalama 474-702gr kuvvet uyguladığı ve bu kuvvetin yavaş genişletme için gerekli kuvvet sınırları içinde olduğu söylenmiştir (Dönmez 2002).

Ayrıca bu apareylerin dudak-damak yarıklı hastalarda daralmış segmentlerin genişletilmesi amacıyla kullanılabileceği de söylenmiştir (Caniklioglu 2004).

Hareketli aygıtlar (Plaklar): Kroşeler, akrilik ve vidadan oluşan hastanın takıp çıkartabileceği hareketli apareyler de üst çene genişletmesinde kullanılmıştır (Chaconas ve Caputo 1982, Marshall ve ark. 2005, Sandikcioglu ve Hazar 1997).

1.2.6.2. Hızlı Üst Çene Genişletmesinde Kullanılan Apareyler

Haas apareyi: Diş ve doku destekli bir apareydir ve 1961 yılında Dr. Andrew J. Haas tarafından tanıtılmıştır (Haas 1961a). Haas'a göre bu aparey akrilik desteği vasıtasıyla kuvveti bir bütün olarak maksillanın iskeletsel ve dentoalveoler yapılarına kuvvet uygulayarak, daha fazla paralel genişletme sağlamaktadır (Haas 1961a, Haas 1965, Handelman ve ark. 2000).

Cozzani ve ark. (2003) benzer Haas apareyini karma dişlenme dönemindeki hastalarında süt ikinci azıdişleri bantlayarak ve süt köpek dişlerini bantlamadan modifiye ederek kullanmışlardır.

Hyrax apareyi: Haas apareyine göre daha hijyenik olan bu aparey tamamen metalden oluşmuştur. Aparey dişlere bantlar vasıtasıyla yapıştırılmaktadır. Metal yapının temizlenmesi kolay olduğu için daha az mukozal irritasyon yaptığı düşünülmektedir. Ayrıca konuşmaya minimal seviyede engel olmaktadır. Hyrax apareyi klinisyenlerce oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (Biederman 1968, Bishara ve Staley 1987, Ceylan ve ark. 1996, Ciambotti ve ark. 2001, Mossaz-Joelson ve Mossaz 1989, Oliveira ve ark. 2004, Sandikcioglu ve Hazar 1997).

Hyrax modifikasyonları: Posterior dişlerin okluzal yüzeyleri veya buna ek olarak geliştirilmiştir. Bu akrilik desteklerin eklenmesinin vertikal yön kontrolü başta olmak

üzere bir takım avantajları olduğu bildirilmiştir (Akkaya ve ark. 1998, Akkaya ve ark. 1999, Spolyar 1984).

Lamparski ve ark. (2003) vidanın birer kolunu keserek birer kolunu azı diş bantlarına lehimleyerek iki bantlı genişletme apareyi olarak kullanmıştır. Davidovitch ve ark. (2005) vidanın kollarını üst birinci molar dişlerdeki bantlara lehimleyerek direkt kuvveti azı dişlere uygulayacak şekilde modifiye ederek iki bantlı üst çene genişletme apareyi olarak kullanmıştır.

Cozza ve ark. (1999) karma dişlenme dönemi için Hyrax apareyini modifiye ederek süt azı dişlerden destek alan süt ikinci azı dişe bantlanmış "butterfly expander" apareyini kullanmışlardır. Alessandri Bonetti ve ark. (1996) da Hyrax apareyini modifiye ederek 'disconnectable rapid palatal expander' adını verdikleri bir aparey tanıtmışlardır. Bu apareyin en önemli özelliği Hyrax vidasının, birinci küçükazı ve büyükazı dişlere yapıştırılan bantların lingualine yerleştirilen slotlara takılıp çıkartılabilmesidir. Böylece ciddi transversal yetmezliği olan hastalarda birden fazla vida ve cerrahi destek gerektiğinde buna izin verecek şekilde kolayca çıkartılıp takılabileceği belirtilmiştir.

Rijit akrilik bonded maksiller genişletme apareyi (Akrilik cap splint): Midpalatal düzlemde premolarlar arasına konan bir vida ile bu vidayı, posterior dişlerin bukkal, okluzal ve palatinal yüzlerini, anterior dişlerin sadece palatinal yüzlerini ve maksillanın palatinal kısmını tamamen saran rijit akrilikten oluşan diş ve doku destekli bir apareydir. Rijit bir yapıya sahip olmasından dolayı, dişlerde daha az tipping ve daha fazla iskeletsel genişletme yaptıkları düşünülerek, bu apareyle daha kalıcı sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir (Iseri ve Ozsoy 2004, Memikoglu ve Iseri 1999). Hekim açısından yapımı ve hastaya uygulanması kolaydır. Son dönemlerde kullanımı gittikçe artmıştır (Basciftci ve ark. 2002, Bicakci ve ark. 2005, Iseri ve Ozsoy 2004, Memikoglu ve Iseri 1997, Memikoglu ve Iseri 1999, Orhan 1999, Özsoy 2001, Usumez ve ark. 2003).

Kullanım avantajları şunlardır: Hem diş hem de doku desteklidir. Posterior çapraz kapanış düzeltmenin yanında anteriorda da kendiliğinden düzeltme yapabilmektedir (Spolyar 1984). Farklı vida sistemleri (yelpaze tipi) rahatlıkla

kullanılabilir (Basciftci ve Karaman 2002, Bıçakçı 2002). Çeneler arası interdijitasyonu kaldırdığı için alt dişlerin kamuflajının kendiliğinden kalkmasına izin vermektedir (Alpern ve Yurosko 1987). Buna ek olarak interdijitayonun kırılması ile üst çene üzerindeki alt çenenin sınırlayıcı etkisini de kaldırır, böylece sutural açılma kolaylaşabilir. Alt çene serbest kalabildiği için tedavi ve pekiştirme sırasında çene ekleminde oluşabilecek olan mikrotravmaları da en aza indirebilmektedir (Alpern ve Yurosko 1987). Dişlerin okluzalindeki akrilik kalınlığı artırılıp çiğneme düzlemi olarak dikey yönlü büyüme gösteren bireylerde kapanış kontrolü için kullanılabilir. Ayrıca dişleri anatomik olarak sıkıca sardığı için dişlerdeki devrilmeyi azaltabilmektedir ve bu durum da kök rezobsiyonuna engel olabilir. Yine devrilmeler en aza indirilebildiği için dişsel sürme azalmakta ve dikey boyut kontrolüne de katkı sağlayabilmektedir (Subtelny 1980). Bu apareyin hijyen ve konfor problemleri en önemli dezavantajıdır (Basciftci ve Karaman 2002, Ramoğlu 2006).

Bonded ve banded tip hızlı üst çene genişletme apareyleri ile oluşan dentofasiyal değişikliklerin kıyaslandığı bir çalışmada, bantlı grupta bonded gruba kıyasla hem molar devrilmesinin hem de overbite miktarındaki azalmanın fazla olduğu ve daha az iskeletsel cevap oluşturdukları rapor edilmiştir (Memikoğlu ve ark. 1997).

Ralph (1998), sonlu elemanlar yöntemiyle Hyrax ve Haas'ı sutur, dişler ve komşu yapıların nasıl etkilendiğini görmek için kıyaslamıştır. Hyrax ile devrilme etkisinin 2,5-3 kat daha fazla olduğunu ve Haas apareyinin Hyrax'a göre dişleri transvers yönde ortalama %26 daha fazla hareket ettirdiğini bulmuştur. Haas modelinde daha fazla sutural hareket saptanmış, Hyrax'ın daha fazla deformasyona uğrayarak aktivasyondan hemen sonra sutural dokuları etkileyecek daha az enerjisinin olduğunu ortaya koymuştur. Haas model suturunda depolanan enerji Hyrax'takinden 7 kat fazla bulunmuştur.

Aparey seçimi yaparken yaş ve ankraj gereksinimi dikkate alınmalıdır. Hafif orta dereceli transvers darlığı olan geç karışık ve erken daimi dişlenme dönemi hastalarında Hyrax, daha ciddi darlığı olan erken daimi dentisyon veya orta dereceli darlığı olan geç dönem adolesanlarda Haas apareyi daha uygundur (McNamara ve ark. 2001).

Dört dişten destek alan klasik hızlı üst çene genişletmesi apareyi ile sadece büyük azı dişlerden destek alan hızlı üst çene genişletmesi apareyinin karşılaştırıldığı bir çalışmada; 1. büyük azılar arası mesafe, kaninler arası mesafe ve oluşan diastema mesafesinde iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı, midpalatal suturun ayrılması ve ark perimetresinde ise iki grup arasında çok küçük farklar saptandığı, bu sonuçlara göre 4 diş destekli yerine 2 diş destekli hızlı üst çene genişletmesi apareyinin kullanılabileceği bildirilmiştir (Lamparski ve ark. 2003).

Sadece üst büyük azılardan ankraj alınarak yapılan aparey ile klasik Hyrax apareyinin kıyaslandığı bir çalışmada, 2 dişten destek alınarak yapılan apareyin en az Hyrax kadar etkili olduğu ancak üst anterior bölgede ve alt dişler üzerinde klasik Hyrax'ın daha etkili olduğu bulunmuştur (McNamara ve ark. 2001).

Banded ve bonded hızlı üst çene genişletmesi apareylerinin dentofasiyel sistemde oluşturduğu etkilerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, maksillanın öne hareketinin istenmediği, vertikal boyutu artmış olgularda bonded hızlı üst çene genişletmesi apareyinin tercih edilebileceği belirtilmiştir.

Fan type hızlı üst çene genişletme apareyinin klasik hızlı üst çene genişletme apareyleri ile kıyaslandığı bir çalışmada, klasik tipte arka dişler bölgesinde daha çok genişleme, nazal ve midpalatal genişlikte daha çok artış ve üst kesicilerde palatinale devrilme saptanırken, fan type da ön dişler arası mesafede daha çok artış ve üst kesicilerde labiale devrilme bulunduğu belirtilmiştir (Doruk ve ark. 2004). Hızlı üst çene genişletmesinde olduğu gibi yarı hızlı üst çene genişletmesinde de bu aparey pek çok klinisyen tarafından kullanmaktadır (Iseri ve Ozsoy 2004, Kilic 2005, Memikoglu ve Iseri 1997, Memikoglu ve Iseri 1999, Özsoy 2001).

Ekspansiyon apareylerinin damağın ön kısmından başlayıp posteriora palatin kemiğe doğru uzanan bir stres oluşturduğunu, Haas, Hyrax ve Minne apareyinin etkisiyle oluşan kuvvetlerin palatin kemiğin perpendiküler plağından sfenoid kemik, zigomatik çıkıntı ve orbitanın median duvarı gibi derin anatomik yapılara doğru ışınsal tarzda yayıldığını bulmuşlardır (Chaconas ve Caputo 1982).

1.2.7. Üst Çene Genişletmesinden Sonra Görülen Nüks ve Uygulanan Pekiştirme Usülleri

Hızlı üst çene genişletmesi iki fazda oluşur. Birinci faz sutural ayrılma ile üst çenenin aktif genişleme fazı, ikinci faz ise midpalatal suturun reorganizasyonu ve kalsifikasyonu için geçen pekiştirme fazıdır (Haas 1965, Sarver ve Johnston 1989).

Ortodontistler için en büyük sorunlardan biri hızlı üst çene genişletmesi ile elde edilen durumun nükse uğramasıdır. Hızlı üst çene genişletmesi ile tedavi edilen bütün üst çene yapıları (dişler, alveoler çıkıntılar, üst çene kemiği ve onu çepeçevre saran yapılar), tedaviden önceki hallerine dönme eğilimindedirler (Timms 1981) ve bunun sebepleri arasında şunlar sayılabilir (Cameron ve ark. 2002, Halazonetis ve ark. 1994, Isaacson ve Murphy 1964, Mew 1983, Sarnas ve ark. 1992, Zimring ve Isaacson 1965);

1. Sirkümmaksiller suturlarda biriken rezidüel kuvvetler,
2. Pekiştirme periyodu sürecinde yetersiz kemik formasyonu,
3. Suturların deformasyona karşı rijiditesi ve zigomatik kemikte oluşan dirençler,
4. Bukkal kas yapısı ve üst çeneyi çevreleyen yumuşak doku matriksi,
5. Gerilmiş mukoperiosteum

Pekiştirme fazında rezidüel kuvvetlerin dağıldığı ve ortalama 30-45 gün içinde bu kuvvetin sıfıra düştüğü belirtilmiştir (Zimring ve Isaacson 1965).

Pekiştirme için önerilen süreler 5 hafta ile 5 yıl arasında değişmektedir (Isaacson ve Murphy 1964, Isaacson ve ark. 1964, Melsen 1975, Zimring ve Isaacson 1965). Eğer genişletmeden sonra hiç pekiştirme yapılmazsa 3 hafta içinde %45'inin, 47 hafta sonra ise %69'unun kaybedildiğini ayrıca sabit pekiştirmede %10-23 oranında ve hareketli pekiştirmede %22-25 oranında geri dönme olabildiğini rapor etmişlerdir (Hicks 1978). Bazı yazarlar 2- 6 aylık (Haas 1980), bazı yazarlarda 8 aylık (Wertz 1970) pekiştirme ile genişletme miktarını koruyabildiklerini söylemişlerdir. Bir grup araştırmacı 5-7 haftada sutural dengeye ulaşılabileceğini savunurken (Zimring ve Isaacson 1965), bazıları da 5 yıllık pekiştirmeden sonra bile nüksün olabileceğini söylemektedirler (Timms 1980, Timms 1981). Arat ve ark. (2003) ancak 3 ay sonunda iyice mineralize olmuş suturdan bahsedilebileceğini, Cross ve McDonald (2000) ise 6

aylık bir pekiştirme safhasının vurgularken ilk 3 ayın önemini ayrıca belirtmişlerdir. Pekiştirme süresini 6 ay kabul eden başka araştırmacılar da vardır (Baccetti ve ark. 2001, Bishara ve Staley 1987)

En iyi pekiştirme yönteminin overcorrection olduğu söylenir (Isaacson ve Ingram 1964). Nüksle oluşabilecek kayıpları (nüks miktarı azılar bölgesinde %30-50 arası, köpek dişleri bölgesinde %75 lere çıkabilmektedir) azaltabilmek için azılar bölgesinde 2-3 mm'lik bir overcorrection yapılmalıdır (Betts ve ark. 1995, Hicks 1978).

Hızlı üst çene genişletmesi sonrası oluşan relapsın sebeplerinden biri olarak gösterilen yanak kaslarındaki basınç değişimlerini inceleyen Halazonetis ve ark. (1994), genişletme sonrası mevcut yanak basıncının 3 katına çıktığını ve 3 aylık pekiştirme periyodu sonunda bile basınçta azalma olmadığını tespit etmişlerdir. Bu araştırmanın aksine (Kucukkeles ve Ceylanoglu 2003), genişletme sonrası artan yanak basıncının 3 aylık pekiştirme dönemi sonunda başlangıç düzeyine düştüğünü söylemişlerdir.

Retansiyon periyodu sırasında ya genişletme aygıtı pasif olarak ya da başka bir hareketli aparey kullandırılmalıdır (Graber ve ark. 2012).

Uygulanan genişletme işlemi bittikten sonra apareyi pasif bir şekilde üç ay boyunca taşıttıranlar varken; (Asanza ve ark. 1997, Baccetti ve ark. 2001, Basciftci ve Karaman 2002, Bıçakçı 2002, Biederman 1968) çıkarılıp yerine sonraki tedavi ve retansiyon periyodu boyunca kullanmak üzere akrilik plak takılmasını öneren de olmuştur (Christie ve Ruedemann 1967).

Apareyin hasta ağzında sabitlenmesi midpalatal ayrılmayı takiben apareyin vida bölgesinden akrilik ile veya vidanın anahtar deliklerinden bir parça tel geçirilerek yapılır. Bu stabilizasyon süresi genellikle 3-6 aydır (Bishara ve Staley 1987).

Hareketli apareye geçilmeden genişletme apareyinin 5 ay kullanılmasının uygun olacağını belirten de olmuştur (McNamara ve ark. 2001).

Aktif genişletme dönemi bitirildikten sonra quad-helix ve transpalatal arklar ile retansiyon yapılabileceği bildirilmiştir (Asanza ve ark. 1997, Bishara ve Staley 1987, Mitchell 2013).

Pekiştirme apareyi kullanma süresini genişletme miktarına bağlayan yazarlar da vardır ve miktar arttıkça sürenin arttırılmasını savunurlar (Proffit ve ark. 2013).

Yarı hızlı üst çene genişletmesi sonrasında değişimlerin uzun dönemde korunduğunu ve sonuçların stabil kalmasını maksillanın yavaş genişletilmesi ile tamir proçesinin oluşmasına ve doku direncinin azalmasına bağlamışlardır (Iseri ve Ozsoy 2004).

Hızlı üst çene genişletmesinin yavaş üst çene genişletmesinden daha fazla relaps potansiyeli taşıdığı belirtilmiştir (Mossaz-Joelson ve Mossaz 1989).

Yavaş genişletme suturun fizyolojik adaptasyonuna izin vermesinden dolayı sutural bütünlüğün devamlılığı ve biriken rezidüel yüklerin de daha az olmasıyla nüksün daha az görüleceği düşünülmektedir (Bell 1982).

Hızlı üst çene genişletmesinin etkilerinin 10 yıl gibi uzun süre inceleyen bir çalışmada, maksillaya üç implant yerleştirilmiş ve röntgen stereometri tekniği kullanarak 23 gün aktif, 108 gün pasif (pekiştirme) tedavinin etkileri incelenmiştir. Sonuç olarak hızlı üst çene genişletmesi sonrası maksillanın rotasyon hareketi kadar translasyon hareketinde de aşırı nüks olduğu bulunmuştur. Nüksün sebebi olarak da üst çeneye komşu suturların deformasyona karşı direnci, yumuşak doku matriksi ve suturlardaki uygun olmayan kemik formasyonu gösterilmiştir (Sarnas ve ark. 1992).

Uzun dönem çalışmalarda dişsel etkiler incelendiğinde hızlı üst çene genişletme işlemi bitiminde kaydedilen intermolar ve interkanin mesafelerin uzun dönem takiplerinde düşüş gözlenmiştir (Gurel ve ark. 2010, McNamara ve ark. 2003, Moussa ve ark. 1995).

Lima ve ark. (2005), hızlı üst çene genişletmesinin Sınıf I bireylerde uzun dönem (ortalama 4 yıl) sonuçlarını inceledikleri çalışmalarında intermolar mesafede ortalama 4,5 mm, ark uzunluğunda ise 2,6 mm net artış elde etmişlerdir.

Hızlı üst çene genişletme sonrası uzun dönem kayıtların incelendiği bir çalışmada intermolar mesafede ortalama 6,7 mm'den 5,5 mm'ye, interkanin mesafe ise 3,6 mm'den 2,8 mm'ye düşmüştür (Moussa ve ark. 1995).

Haas tipi üst çene genişletmesinin ardından sabit tedavi yapılarak tedavi edilen bireylerin 5 yıllık takibinde ne vertikal ne de sagittal yönde önemli sayılabilecek uzun dönem etkilerinin olmadığı rapor edilmiştir (Chang ve ark. 1997).

3 farklı apareyle hızlı üst çene genişletme sonrasında üst molar-molar, üst premolar-premolar, üst kanin-kanin ve alt molar-molar mesafelerinde önemli artışlar bulunmuş ve pekiştirme dönemi sonrasında da bu mesafelerin hiçbirinde nüks olmadığı bildirilmiştir (Sandikcioglu ve Hazar 1997).

Lima ve ark. (2005), hızlı üst çene genişletmesinin Sınıf I bireylerde uzun dönem (ortalama 4 yıl) sonuçlarını inceledikleri çalışmalarında intermolar mesafede ortalama 4,5 mm, ark uzunluğunda ise 2,6 mm net artış elde etmişlerdir.

Küçükkeleş ve Hamid (1995), ortalama 34 gün hızlı üst çene genişletmesi yaptıktan sonra apareyi 3 ay boyunca pekiştirme amacı ile ağızda bırakmışlardır. Bu sürenin sonunda üst çenede kanin-kanin arasında 4,15 mm, 1. premolar-1. premolar arasında 5,95 mm ve molar-molar arasında 7,25 mm genişleme ile birlikte ark perimetresinde 5,5 mm artış tespit etmişlerdir.

Cameron ve ark. (2002), Haas tipi hızlı üst çene genişletmesi ve ardından sabit tedavi ile yaptıkları çalışmalarında sabit tedaviden 6 yıl sonra aldıkları kayıtlarda net kazancın üst ark çevresi için 6 mm ve alt ark çevresi için ise 4,5 mm olduğunu bulmuşlardır.

Hızlı üst çene genişletmesine alt çenenin vereceği cevabın incelendiği bir çalışmada alt çenede spontan genişleme olduğu ve bunun kısa ve uzun dönemde stabil kaldığı bildirilmiştir (Lima ve ark. 2004).

Hicks (1978), dental modeller ve implantlar üzerinde çizgisel ölçümler yapmıştır. Aktif çevirme periyodu sonrasında, modeller üzerinde üst büyük azılar ve küçük azılar bölgesindeki kümülatif net dental ark genişliği artışını 3,8-8,7 mm, anterior nazal spina, sert damak ve zigomatik çıkıntıya yerleştirdiği implantlar arası

mesafe artışını ise 0,9-2,5 mm bulmuştur. Pekiştirme periyodu sonrasında ise bu değerlerde bir miktar azalma bildirmiştir. Büyük azılar arası mesafe, kaninler arası mesafeye göre daha fazla artmaktadır (Bishara ve Staley 1987, Haas 1961a, Haas 1965, Haas 1970, Haas 1980, Wertz 1970).

McNamara ve ark. (2003) da geçmiş uzun dönem araştırmalar ile paralel sonuçlar elde etmiş ve maksiller ark boyutunda net 4,5 mm yer kazanımının söz konusu olduğunu bildirmiştir.

Hızlı üst çene genişletmesinin uzun dönem etkilerinin araştırıldığı bir çalışmadaki sonuçlara göre, aparey tipi, hasta yaşı, sutur maturasyonu stabiliteyi etkilemektedir (McNamara ve ark. 2001).

Sonuç olarak genişletme miktarı bireysel sebeplere ve bozukluğun şiddetine bağlıdır. Genişletme için bilinen fizyolojik bir sınır mevcudiyeti söz konusu değildir. Ancak üst çene dişlerinin palatinal kasp tepelerinin alt çene dişlerinin bukkal kasp tepelerinden daha bukkale genişletilmemesi uygun olacaktır.

Ortodontistlerin hızlı üst çene genişletmesi işleminden sonra pekiştirme süresini ne kadar uyguladıklarını araştıran bir çalışmada (Schuster ve ark. 2005) 85 kliniğin 2'sinin 1 ay, 8'inin 2 ay, 42'sinin 3 ay, 12'sinin 4 ay, 2'sinin 5 ay ve 19'unun 6,5 ay hastalarına pekiştirme uyguladıkları rapor edilmiştir.

1.2.8. Üst Çene Genişletmesi-Yaş İlişkisi

Hasta yaşı, genişletme hızı ve aparey dizaynı ortopedik ve ortodontik hareketleri etkileyen önemli faktörlerdir (Aras ve Sürücü 1990). Tedavinin başarıya ulaşmasında, teşhis, tedavi planlaması, aparey seçimi ve hastanın büyüme-gelişim dönemi gibi etkenler büyük önem arz etmektedir. Büyüme ve gelişimin bilinmesi sadece ortodontik anomalilerin teşhisi açısından değil, aynı zamanda tedavi planının belirlenmesi açısından da önemlidir. Amaç bireye uygun gelişim döneminde isabetli tedavi alternatifini sunabilmek ve maksimum başarının yanında iyi bir stabilite elde edebilmektir (Rübendüz ve Kanik 1997).

İskelet yaşının hesaplanmasında en bilinen ve kullanılan yöntem el-bilek filmi aracılığıyla epifiz diafiz ilişkisinin değerlendirilmesidir (Bishara ve ark. 1984, Leite

ve ark. 1987). Ayrıca ortodontik tedavi öncesinde rutin olarak alınan ve hastanın fazla doz almasını engelleyen (el-bilek filmine gerek duyulmaması) lateral sefalometrik filmlerden de yaş tayini yapılabilmektedir (Rajagopal ve Kansal 2002, San Roman ve ark. 2002).

Maksillanın transversal yönde büyümesi 12-14 yaşları arasında tamamlandığı için (Epker ve Fish 1986), çoğu ortodontist bu yaştan sonraki vakalarda midpalatal suturu ayırma konusunda tereddüt eder (Enacar ve ark. 1993).

Midpalatal suturanın ayrılması ile karışık dişlenme gibi erken yaşlarda ortopedik etki sağlanırken, erişkin yaşlarda alveol ve dişlerin eğilmesine yol açılarak ortodontik etki meydana getirilir (Birnie ve McNamara 1980, Donohue ve ark. 2004, Lagravere ve ark. 2005a, Sandikcioglu ve Hazar 1997, Toroglu ve ark. 2002).

15-35 yaşları arasındaki 24 insan kadavrası üzerinde yapılan bir çalışmada midpalatal ve transvers palatin suturların ossifikasyonunda yaşla oluşan değişim incelenmiş, bireysel farklılıkların ve aynı sutura üzerinde ossifikasyon farklılıklarının görülebileceği bildirilmişlertir. Örneğin 25 yaşında suturun %5 oranında kaynaşmamış olduğunu bulmuşlar fakat 15 yaşındaki bir kız çocuğunun da suturunun tamamen kapanmış olduğunu bildirmişlerdir (Persson ve Thilander 1977).

Pek çok araştırmacı hem genç hem de erişkin bireylerde hızlı üst çene genişletmesi ile midpalatal suturun açılabileceği ancak ileri yaşlarda iskeletsel kısımların rijiditesinin elde edilen genişlemenin stabilizasyonunu sınırlayacağı görüşünü desteklemektedir (Isaacson ve Murphy 1964, Wertz 1970, Zimring ve Isaacson 1965). Bu nedenle genişletme için optimal yaş 13-15 yaş öncesidir (Bishara ve Staley1987). Bu yaş sınırı kızlar için 18, erkekler için ise 21 olarak tanımlanırken (Alpern ve Yurosko 1987), 4-29 gibi geniş aralıktaki yaşlar arasında da yapılabileceğini söyleyen yazarlar olmuştur (Wertz 1974).

İmplant metoduyla üst çenenin büyümesinin incelendiği bir çalışmada; üst çenenin yatay büyümesinin kız çocuklarında 11 yaşında en fazla olduğu ve 18 yaşında sona erdiği, dikey büyümesinin ise 12 yaşında en fazla olduğu ve 15 yaşında ise sona erdiğibelirtilmiştir (Iseri ve Solow 1990).

Wertz (1970), üst çene genişletmesinden sonra büyükazılar arası mesafede, 12 yaş altı hasta grubunda %16, 12-18 yaş grubu hastalarda %10, 18 yaş üstü hastalarda ise %63 geri dönüş saptamış ve üst çene genişletmesi için en iyi yaşların 13-18 yaşlar arası olduğunu bildirmiştir.

18 yaşından sonra midpalatal suturda açılma olmasının mümkün olmadığı belirtilmiştir (Haas 1970).

Erken yirmili yaşlarda radyografik olarak midpalatal suturun kapanmış görüldüğü vakalarda bile sutur tam kaynamış olmak zorunda değildir. Dolayısıyla bu yaş gruplarında hızlı üst çene genişletmesi uygulanabilir (Stuart ve Wiltshire 2003).

Erişkin bireylerde genişletme apareylerinin etkisi iskeletsel etkiden çok dentoalveoler etki olarak ortaya çıkacaktır (Baccetti ve ark. 2001, Bishara ve Staley 1987, Isaacson ve Ingram 1964, Kocadereli 1996, Northway ve Meade 1997, Stuart ve Wiltshire 2003, Wertz 1970) ve hastaların ağrı ve rahatsızlık hissedeceği belirtilmiştir (da Silva Filho ve ark. 1991, Wertz 1970). Bu yüzden üst çenenin yan duvarlarında ve midpalatal suturda yapılacak osteotomiler ile hızlı üst çene genişletmesi yapılması daha uygun olacaktır (Timms 1981).

Maksiller süturların ve sinkondrozların 15 ile 18 yaşları arasında kapanmasından sonra, orta hat palatal süturun ve maksiller ön ve arka duvarların osteotomisinin gerekliliği belirtilmiştir (Glassman ve ark. 1984).

13 yaşından sonra ciddi maksiller darlığı bulunan hastalara cerrahi destekli hızlı üst çene genişletme yapılmasını önerilir (Bishara ve Staley 1987).

Mommaerts (1999) 12 yaşından küçük hastalar için ortopedik hızlı üst çene genişletmesinin uygun olduğu; 14 yaş ve üzeri için genişletmeye gösterilen direnç alanlarının kortikotomi ile azaltılmalıdır.

Hızlı üst çene genişletmesine karşı oluşan dirençten “zigomatik butress”lar sorumlu tutulurken (Haas 1970, Isaacson ve ark. 1964); genişlemeye direnç gösteren bölgelerin midpalatal suturdan ziyade zigomatikotemporal, zigomatikofrontal, zigomatikomaksiller suturların olduğu bildirilmiştir (Cureton ve Cuenin 1999).

Yaşın artmasıyla birlikte kemiğin elastikiyeti azalır, yetişkinlerdeki alveolar kemiğin kortikal kemik tabakası daha kalın ve medullar kemik yapısının daha az olması sonucu kanlanmanın azaldığı gözlenmektedir (Lagravere ve ark. 2005b, Lanigan ve Mintz 2002, Melsen ve Melsen 1982). Bu nedenle, yetişkin bireyler genişletmeye karşı artan direnç gösterdiğinden etkili genişletme sağlanamamaktadır (Lagravere ve ark. 2005b, McNamara ve ark. 2003).

Genç yaşlarda, artmış iskeletsel cevabın büyümekte olan suturda hücresel aktivitenin çok fazla olmasından kaynaklandığı bildirilmiştir (Bell 1982).

Buluğ çağı gelişim atılımı döneminde üst çeneye ait transversal boyut gelişim hızı ve eğrisi boy uzamasını takip etmektedir (Bjork ve Skieller 1977, Ülgen 2001). Buradan anlaşılacağı üzere hızlı üst çene genişletmesi ile elde edilecek ortopedik etki için buluğ çağı öncesi ve sonrası önemli olabilmektedir. Buluğ çağı atılımı veya hemen öncesi ortopedik genişletme için tavsiye edilmiştir (Baccetti ve ark. 2001, Franchi ve ark. 2000).

Birçok araştırmacı erken dönemde tedavi yapılmasında fikir birliğine varmıştır (Baccetti ve ark. 2001, Bell 1982, da Silva Filho ve ark. 1991, Dutra ve ark. 2004, Hicks 1978, Kutin ve Hawes 1969, Pinkham 1994).

McNamara ve ark. (2001), genç hastalarda hızlı üst çene genişletmesinin daha etkili olduğunu, genişletmenin daha kolay gerçekleştiğini ve sonuçların tahmin edilebilir olduğunu belirtmiştir. Bunun nedeninin de genç bireylerdeki sutur yapısı olduğunu bildirmiştir.

Petren ve ark. (2003) da erken karma dişlenme döneminde yapılan üst çene genişletmesinin daha etkili olduğunu ifade etmektedirler.

Hızlı üst çene genişletme işleminin karışık ve daimi dentisyon dönemindeki etkilerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada erken yaşlarda oluşan ortopedik etkinin beklenenden az olduğu ve genişletme için erken daimi dişlenme dönemine kadar beklemenin daha iyi bir alternatif olacağı söylenmiştir (Sari ve ark. 2003).

Aparey seçimi yaparken yaş ve ankraj gereksinimi dikkate alınmalıdır. Hafif orta dereceli transvers darlığı olan geç karışık ve erken daimi dişlenme dönemi

hastalarında Hyrax, daha ciddi darlığı olan erken daimi dentisyon veya orta dereceli darlığı olan geç dönem adolesanlarda Haas apareyi daha uygundur (McNamara ve ark. 2001).

Geçmeyen ağrılar ve genişletmenin onuncu gününe kadar oluşmamış keserler arası boşluk gibi semptomlar başarısızlığı gösterir ve genişletme derhal durdurulmalıdır. Aksi yapılırsa, bukkal flaring veya dahakötüsü kontrolsüz tedavi sonucunda alveol kemik yıkımı, fenestrasyon ve kök rezorbsiyonu gibi istenmeyen durumlarla karşılaşılır (Enacar ve ark. 1993).

1.2.9. Üst Çene Genişletmesi-Kuvvet İlişkisi

Hızlı üst çene genişletmesi işleminde hedef alveol kemiğine ortodontik diş hareketi için gerekli olan kuvvetten daha fazla kuvvet uygulayarak maksimum ortopedik ve minimum ortodontik etki elde etmektir (Bishara ve Staley 1987, Haas 1961a).

Hızlı üst çene genişletmesinde dişlere ve üst çene alveoler yapılara ortodontik diş hareketi limitlerini aşan kuvvet uygulanır (Isaacson ve Ingram 1964, Kocadereli 1996, Lamparski ve ark. 2003, Timms 1981).

Gerilim ölçümleri, aktivasyonun ilk aşamalarında tek bir aktivasyon sonrasında oluşan kuvvetlerin sıklıkla 12-24 saat sonra dağıldığını göstermektedir. Apareye etki eden artık kuvvetlerin genişletme bitirildikten sonra sabit bir retansiyon apareyi ağızda iken 5-7 haftalık dönemde dağılma gösterdiği saptanmıştır. Genişletme işlemi sırasında uygulanan kuvvet zamanla azalır ve sıfıra düşer eğer düşmezse rezidüel kuvvetler oluşur. Rezidüel kuvvet, iki aktivasyon süresi arasında kalan kuvvetlerdir (Zimring ve Isaacson 1965). Oluşan bu artık yüklerin aktivasyon ile oluşturulan kuvvetin %5-25'i kadar olduğu bildirilmiştir. Artan kuvvetlerin sebebi her bir aktivasyonda bir öncekine göre daha fazla kuvvet meydana gelmesi değil, oluşan kuvvetin diğer aktivasyona kadar tamamen dağılamaması olarak gösterilmiştir. Çünkü bütün hastalarda tek aktivasyonun oluşturduğu yük artışının sabit olduğu belirlenmiştir (Zimring ve Isaacson 1965). Rezidüel kuvvetler ne kadar fazla olursa tedavi süresince uygulanan biriken kuvvet o nispette artacaktır. Etki-tepki kanunu göz önüne alındığında biriken kuvvet kadar direnç oluşacaktır. Ancak, bu direncin büyüklüğü

hastanın yaşı, maksilla çevresindeki suturlardaki kemik yoğunluğu, kemikleşme miktarı gibi faktörler nedeniyle farklılık gösterebilir (Brosh ve ark. 1998).

Günlük genişletme oranının düşürülmesiyle hem maksiller eklemlerin fizyolojik uyumuna imkan verileceği hem de maksiller kompleks içerisinde büyük miktar artık kuvvet birikiminin önleneceği savunulmuştur (Zimring ve Isaacson 1965).

Hızlı üst çene genişletme işlemi esnasında ve sonrasında oluşan kuvvetlerin incelendiği çalışmalarda şu sonuçlar ortaya çıkmıştır: Vidanın her aktivasyonu sonrasında maksimum yükün oluştuğu ve bu yükün bir süre sonra dağıldığı, vidanın çeyrek turluk bir aktivasyonu sonrasında ortalama olarak 1,5-4,5 kg (3-10 pound) kuvvetin oluştuğu, bu kuvvetin vidanın aktivasyonu ile kümülatif olarak arttığı, genişletmenin 15. gününde yaklaşık 9 kg'lık (22 pound) bir kuvvetin biriktiği ve bu kuvvetin 6 haftalık pekiştirme sırasında zamanla azaldığı bildirilmiştir (Isaacson ve Ingram 1964, Isaacson ve ark. 1964, Zimring ve Isaacson 1965).

Hızlı üst çene genişletmesinin kraniofasial yapılar üzerindeki biyomekanik etkisinin ve oluşturduğu gerilimin sonlu elemanlar analiziyle araştırıldığı bir çalışmada en yüksek gerilim alanı sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntılarında olmak üzere ($73,75 kg/mm^2$) sırasıyla maksiller molarlar ve kaninler arasında, inferior nazal kavitenin yan duvarlarında, zigomatik ve nazal kemikte stres alanları gözlenmiştir (Iseri ve ark. 1998).

Holberg (2005) çocuklarda, gençlerde ve erişkinlerde hızlı üst çene genişletmesinin etkilerini SEM metoduyla incelemiş ve RME'nin çocuklarda ve gençlerde orta derecede erişkinlerde ise ağır derecede strese neden olduğunu tespit etmiş ve foramen rotundum, foramen ovale ve süperior orbital fissürün bu ağır kuvvetlerden daha fazla etkilendiğini ve bu bölgelerde oluşabilecek kırıkların nöral ve vasküler yaralanmalara neden olabileceğini söylemiştir.

Bir başka SEM çalışmasında Gautam ve ark. (2007), RME sonrasında sırasıyla en çok sfenozigomatik, zigomatikotemporal, frontomaksiller, nazomaksiller ve en az frontonazal suturlarda stres oluştuğunu bildirmişlerdir.

Hızlı üst çene genişletmesinde vidanın bir çeyrek tur çevrilmesi 0,2-0,25 mm'ye tekabül eder. Vidanın günde 2 defa birer çeyrek tur (Cozzani ve ark. 2003, Stuart ve Wiltshire 2003) veya günde bir çeyrek tur (Cozzani ve ark. 2003, Handelman 1997, Stuart ve Wiltshire 2003) çevrilmesi de tavsiye edilmiştir.

Genç hastalarda vidanın günde iki kere ¼ tur çevrilmesi önerilirken (Timms 1981), vidanın ilk 4–5 gün günde iki kere ¼ tur, izleyen günlerde ise günde 1 kere ¼ tur çevrilmesini, yetişkinlerde ise ilk 2 gün boyunca günde 2 kere ¼ tur, 3-7 gün boyunca günde 1 kere ¼ tur, geri kalan sürede ise 2 günde 1 kere ¼ tur çevrilmesini önermişlerdir (Zimring ve Isaacson 1965).

Genişletme hızında dokusal sağlığı bozmayan genel kabul 0.3-0.5 mm'lik günlük açılma elde edilmesi ve 2-4 haftada genişletme işleminin bitirilmesi yönündedir (Timms 1981). Burada unutmamak gerekir ki yumuşak dokuların sıkıştırılmasından sonra, bu yarım mm'lik vida açılımı ile üst çene ve çevre yapılara 2000-3000 gr civarı kuvvet etkimektedir (Bjork 1966). Bu kuvvetin 1300-4500 gr arasında da olabileceği söylenmektedir ve toplamda biriken kuvvetin 10000-13500 gr seviyelerine çıkabileceği ifade edilmiştir (Bishara ve ark. 1984, Isaacson ve Murphy 1964, Isaacson ve Ingram 1964, Isaacson ve ark. 1964, Zimring ve Isaacson 1965). Yük artışında en önemli etken hız ve hastaların yaşları olabilmektedir. Zaman içerisinde biriken kuvvetler pekiştirme sürecinin ve dokuların kendilerini toplamaları ve yeniden şekillenmeleri sayesinde azalarak kaybolmaktadır.

1.2.10. Üst Çene Genişletmesinin Paramedikal Etkileri

Hızlı üst çene genişletmesinin nazal hava yolu akışını ve dolayısıyla kanın oksijenlenmesini arttırdığı varsayımına dayanan bazı araştırıcılar, genişletme sonrası gece idrar kaçırma oranlarında azalma veya gerileme olduğunu rapor etmişlerdir (Schutz-Fransson ve Kurol 2008, Usumez ve ark. 2003). Fakat uzun dönemde başarı oranının soru işareti olduğunu söylemişlerdir (Usumez ve ark. 2003).

Hızlı üst çene genişletmesi sonrasında tensor ve levator veli palatini kaslarının gerilmelerine bağlı olarak östaki borusunun farinkse açılan ağzının genişlediği ve orta kulağın daha iyi havalanması sonucu iletim tipi olarak adlandırılan işitme kaybı miktarının azaldığı bulunmuştur (Ceylan ve ark. 1996, Kilic ve ark. 2008b, Laptook

1981). Ancak retansiyondan sonra bir miktar nüks görüldüğü rapor edilmiştir (Ceylan ve ark. 1996).

Ayrıca hızlı üst çene genişletmesi tedavisi esnasında görmede bulanıklık, baş dönmesi, başağrısı, burun kanaması ve zigomatik bölgede ağrı görülebileceği rapor edilmiştir (DiPaolo 1970).

Bununla birlikte, genişletme sonrası hastalarda soğuk algınlığı, rinit ve hatta astımın azaldığını ve vücut büyümesinin genel oranlarında artışın olduğunu söyleyen araştırmacılar da vardır (Schuster ve ark. 2005).

1.3. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Kuvvet analiz yöntemleri, bir cisme gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlerdir. Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri, tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerin, bunların yoğunlaştığı bölgelerin, çene ve diş yapısında meydana gelebilecek deformasyonların izlenmesi amacıyla kullanılmaktadır (Holzapfel ve ark. 2006, Moaveni 2003, Nicholson 2008).

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), gerilimölçerin kullanıldığı stres analizi (stress analysis by using strain gauges), lazer ışınlı stres analizi (halografik interferometri) ve sonlu elemanlar stres analizidir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Bu yöntemlerden pek çoğunun metabolik ve yapısal ihtiyaçlara cevap verebilen, canlı ve kompleks bir doku olarak tanımlanan kemik yapısının iç birimlerindeki stres dağılımını ve yer değiştirmeleri değerlendirmede sınırlı kaldığı belirtilmektedir. Bu durum biyomekanik davranışların daha ayrıntılı olarak tanımlanmasına gereksinim olduğunu göstermektedir. Sonlu elemanlar stres analizi ile analitik çözümü bulunmayan problemlere yaklaşık çözüm bulunabilmekte; bu nedenle de deneysel metotlara alternatif yeni bir simülasyon ve deney aracı olarak kullanılabilmektedir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

1.4. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi; mühendislikte yapıların gerinme-gerilme problemlerini çözen güçlü bir bilgisayarlı simülasyon metodudur. Kısaca "karmaşık sistemleri mantıklı sayılarda elemanlara bölerek gerçeğe yakın sonuçlar elde etmeye dayalı analiz şekli" olarak tanımlanmaktadır (Hughes 1987, Moaveni 2003).

Sonlu elemanlar analizi ilk defa 1956'da uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanmış olup günümüzde inşaat, makine mühendisliği gibi birçok mühendislik bölümünde sık olarak başvurulan bir analiz yöntemidir. Bu yöntem ile alan problemleri, gerilme, gerinme, yer değiştirme, sıcaklık dağılımı gibi parametrelerin araştırıldığı, diferansiyel ya da integral denklemler ile tanımlanabilen sayısal problemler kabul edilebilir bir yaklaşık değerle çözülebilmektedir. Sonlu elemanlar analizi asıl olarak uçaklara ait karmaşık yapılardaki gerilmelerin hesaplanması için geliştirilmiş olsa da, sonraları ısı transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır (Begg 1956, Hughes 1987, Moaveni 2003).

Diş Hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma Ledley ve Huang'ın 1968 yılında yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, matematik modeli oluşturulmuş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeler değerlendirilmiştir (Ledley ve Huang 1968).

Ortodontide bu yöntemin kullanımı 1971 yılında Davidian'ın üst orta kesici dişin teorik rotasyon merkezini bulmak için gerçekleştirdiği diş modeli ile başlamıştır. Bu çalışmada dişe uygulanan kuvvet sonucu periodonsiyumdaki mekanik cevap incelemiş, rotasyon ve direnç merkezinin yerlerinin değişimini gözlenmiştir (Davidian 1971). 1973'de Thresher ve Saito, sonlu elemanlar analizini kullanarak dişlerdeki gerilmeleri incelemişlerdir (Thresher ve Saito 1973). Bu tarihlerden itibaren sonlu elemanlar analizi, diş, periodontal membran, alveol kemiği, dental implantlar gibi pek çok yapıda meydana gelen gerilmelerin incelenmesi için yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Tanne ve ark. 1987).

Ortodonti biliminde sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ortodontik kuvvetlerin dişler, periodontal ligamentler ve alveol kemikte neden oldukları gerilimlerin değerlendirilmesinde (Cattaneo ve ark. 2005, Fennis ve ark. 2004, Nakajima ve ark. 2007) ortodontik diş hareketlerine neden olan farklı ortodontik apareylerin biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde (Bourauel ve ark. 1999, Provatidis 2000), farklı ortopedik kuvvetler uygulayan apareylerin kraniofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde (Field ve ark. 2009), hızlı üst çene genişletmesi için kullanılan apareylerin kraniofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde (Holberg ve ark. 2007c) ve ankraj amacıyla kullanılan mini vidaların etrafında oluşan gerilimlerin değerlendirilmesinde (Gracco ve ark. 2009) kullanılmıştır.

1.4.1. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

1.4.1.1. Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir.

Fizikte büyüklükler, skaler ve vektörel büyüklükler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Sadece bir sayı ve bir birimle ifade edilen büyüklüğe skaler büyüklük; yönü, doğrultusu ve değeri olan büyüklüklere ise vektörel büyüklük denmektedir (Asaro ve Lubarda 2006). Kuvvet vektörel bir büyüklük olup; belirli bir doğrultusu, yönü, süresi ve şiddeti bulunmaktadır (Tosun 1999).

Kuvvet birimi Uluslararası Birimler Sistemi'nde "Newton" (N)'dur. Ortodonti literatüründe kuvvet miktarı genellikle "gram-kuvvet" cinsinden verilmekte olup çoğunlukla "gram" (gr) olarak ifade edilmektedir.

1 newton, 101.97 gram-kuvvet'e eşittir.

Bir cisme diğer cisimlerin yaptığı etki dış kuvvet, cismin çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki ise iç kuvvettir. Biyomekanikte diş yapısı üzerine etkiyen bir dış kuvvet, önce periodontal ligamente oradan da kemiğe iletilir ve bu iletimler sırasında iç kuvvetler oluşmaktadır (Asaro ve Lubarda 2006, Holzapfel ve ark. 2006).

1.4.1.2. Homojen Cisim

Cisim içerisinde elastik özelliklerin her noktada aynı olduğu cisimlerdir (Moaveni 2003).

1.4.1.3. Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan geometrik model, "eleman" (element) adı verilen basit geometrik şekillere ayrılır. Elemanlar geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar (Moaveni 2003).

1.4.1.4. Rijit Eleman

Rijit elemanlar kuvveti ileten ama deformasyona uğramayan ve de gerilme yüklenmeyen elemanlardır. Bağlandıkları nodların arasındaki mesafeyi sabit tutmaya yararlar (Moaveni 2003).

1.4.1.5. Düğüm Noktası (Node)

Sonlu elemanlar analizinde modellerin bölünmesiyle oluşan sonlu sayıda eleman belli noktalardan birbirleriyle bağlanmakta ve bu noktalara düğüm (node) adı verilmektedir. Modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir. Sonlu elemanlar analizinde bu düğüm noktalarının belirli yerlerden birbirlerine sabitlenmesi gereklidir (Geng ve ark. 2001). Bu şekilde cebrik bir denklem takımı elde edilir. Gerilme analizinde bu denklemler nodlardaki denge denklemleridir. İncelenen probleme bağlı olarak bu şekilde yüzlerce hatta binlerce denklem elde edilir. Bu denklem takımının çözümü ise bilgisayar kullanımını zorunlu kılmaktadır (Marghitu 2001, Moaveni 2003).

1.4.1.6. Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma

Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları, ağ (mesh) oluşturma işlemi ile oluşturulur. Mesh üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapılabildiği gibi kullanıcıya da mesh üretme imkânı tanınmaktadır. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh üretme konusunda kullanıcının

ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi bir şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceği ve nasıl mesh edileceğidir (Şahin 2008).

Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Genellikle, önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh işleminden sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı arttırılarak, eleman tipi değiştirilerek, mesh üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden mesh oluşturularak çözüm tekrarlanabilir (Geng ve ark. 2001).

1.4.1.7. Sınır şartları (Boundary Conditions)

Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir (Geng ve ark. 2001).

1.4.1.8. Gerilme (Stress)

Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman, uygulanan bu kuvvete karşı cisim içinde birim alanda oluşan tepkidir. Dış kuvvete içeriden uygulanan tepki, dış kuvvete eşit ancak zıt yöndedir. Her iki kuvvet cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Buna göre cismin içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak ifade edilir (O'Brien 2008).

Gerilme= Kuvvet / Alan olarak formüle edilir.

Gerilme birimi Paskal (P veya N/m^2)'dır. Diş hekimliğinde ise incelenen dokuların milimetrik olması nedeniyle genellikle Megapaskal (MPa veya N/mm^2) kullanılmaktadır. $1Mpa=10^6\ N/m^2$'dir.

Farklı açı veya doğrultudan uygulanan kuvvetler çoğu zaman karmaşık gerilmeler oluşturmaktadır. Kuvvet uygulanması ile cisimde temel olarak, uzama, sıkışma ve makaslama olmak üzere üç tip gerilme oluşabilir (Craig ve Powers 2002, McCabe 1999).

1. Çekme gerilimi (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.
2. Basma gerilimi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.
3. Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde yüzeye paralel ve ters yönde olan iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.

1.4.1.9. Asal Gerilmeler (Principal Stress)

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler (Principal stress) adını alırlar. Asal gerilme; maksimum, ara ve minimum olarak üçe ayrılır. Ancak yük uygulanan cisimlerde genellikle tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme hali meydana gelmektedir (Inan 1988, Marghitu 2001).

Maksimum asal gerilme (Maximum principle): Pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder.

Minimum asal gerilme (Minimum principle): Negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder.

Analiz sonuçlarında elde edilen pozitif değerler çekme şeklinde gerilmeleri, negatif değerler ise basma şeklinde gerilmeleri (sıkışma) ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklidir (Gümüş 2007).

1.4.1.10. Von Mises Gerilmesi

Belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılmaktadır (Cattaneo ve ark. 2003). Von Mises gerilmesi "Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir" prensibi ile elde edilmiş bir kıstastır (Inan 1988, Keskin 1996). Von Mises gerilme

değerleri ayrıca gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilmektedir.

1.4.1.11. Gerinim (Strain, şekil değiştirme)

Gerinim, cisme uygulanan belirli bir kuvvet sonucu cismin birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisme uygulanan kuvvet gerilme oluşturduğunda, aynı zamanda gerinim de oluşturur (Franklin 1998). Herhangi bir ölçü birimi yoktur. Gerilme, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil sadece skaler bir büyüklüktür (Moaveni 2003, O'Brien 2008). Hooke Kanunu, belli sınırlar içinde cisimdeki gerilimin gerinim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür.

Gerinim (strain) = Boyuttaki değişim / Orjinal boyut olarak formüle edilir.

Cisimlere kuvvet uygulandığında iki farklı biçimde şekil değiştirebilirler.

Elastik şekil değiştirme: Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmesidir.

Plastik şekil değiştirme: Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmemesidir (Ülgen 1993).

1.4.1.12. Elastiklik-Viskoelastiklik

Bir cismin, uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra ilk baştaki şekline dönme özelliği o cismin elastiklik özelliğidir. Elastik materyallere belirli sınırlar içerisinde yük uygulandığında şekil değiştirirler ve yük ortadan kalktığında gecikmeden eski şekillerini alırlar.

Viskoelastik materyaller ise şekil değiştirirken hem elastik hem de yapışkan (visköz) özellik gösterirler. Bu materyaller yapışkanlık özellikleri sayesinde zamana bağlı olarak artan bir gerinim gösterirler ve yük ortadan kalktığında tekrar ilk baştaki şekillerine gecikmeli olarak dönerler (Marghitu 2001, Toms ve ark. 2002a).

1.4.1.13. Elastiklik Modülü (Elastisite Modülü, Young Modülü)

Elastiklik sınırları içinde gerilmenin gerinime (stres/strain) oranı olup, cismin dayanıklılığını gösterir, birimi GPa (Gigapaskal)'dır (Tosun 1999). Elastisite modülü

arttıkça cismin katılığı da artar (O'Brien 2008). Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (Eraslan 2004).

1.4.1.14. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Çekme veya basma kuvvetleri altında cisimlerin, elastik sınır içerisinde, en/boy arasındaki birim boyut değişiminin oranıdır. Örnek olarak bir cisme uygulanan çekme kuvveti etki sonucu yükün geldiği yönde boyda uzama olurken, yüke dik olan diğer boyutlarda ise boy kısalması olmaktadır (Shaw ve ark. 2004).

Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir ve elastisite modülü gibi cisme ait ayırıcı bir özelliktir.

1.4.1.15. İzotropi ve Anizotropi

İzotropi, bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesidir (Hughes 1987). İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler sonucu oluşan çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı elastiklik modülüne sahiptirler (Provatidis 2000, Toms ve ark. 2002b).

1.4.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları

Sonlu elemanlar analizinin;

Avantajları:

1. Çeşitli katmanlardan oluşan nesnelerin, katmanların fiziksel özelliklerini ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtacak şekilde modellenebilmesi,
2. Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
3. Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi,
4. Gerilme, gerinim ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde tespit edilebilmesi (Owen ve Hinton 1980),
5. Isı transferi, manyetik alan gibi birçok alanda kullanılabilmesi,

6. Karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermesi,
7. Oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, kuvvetin yükleme yönü ve miktarı gibi özellikleri değiştirilip, analizin istendiği kadar tekrarlanabilmesidir (Shaw ve ark. 2004),
8. Prototip olarak denenmesi mümkün olmayan veya tehlikeli olan tasarımların simülasyonuna olanak sağlaması (Hughes 1987).

Dezavantajları:

1. Gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanması, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar yazılım programının kapasitesi ile sınırlıdır (Ertürk 2008),
2. Malzemelerin izotropi, homojenite ve elastiklik gibi özelliklerinin varsayıma dayandırılması, malzemenin tam bir temsilini oluşturmamaktadır (Owen ve Hinton 1980),
3. Modellenen yapılar, ağız içinde statik durumdan çok dinamik yükler altındadır. Yapıların analizinin bu yöntem ile dinamik olarak gerçekleştirilmesi mümkün olmasına rağmen zordur (Cheung ve Yeo 1979),
4. Programı kullanacak kişinin, ciddi bilgi birikimi ve yeterli zamanının olması ve teknolojik imkanlarının yeterli olması gerekir,
5. Yöntemin gerçeği yansıtabilmesi, malzemenin analiz programına tanıtılan fiziksel özelliklerinin doğruluğuna bağlıdır. Bu nedenle fiziksel özelliklerin tanıtılması son derece hassas yapılmalıdır (Owen ve Hinton 1980).

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen sonuçların güvenilirliğinin kullanılan materyal özelliklerinin ve model geometrisinin doğru belirlenmesine bağlı olduğu belirtilmiştir (Al-Sukhun ve ark. 2007).

1.5. Konu İle İlgili Yapılmış Benzer Çalışmalar

Boryor ve ark. (2008) hızlı üst çene genişletmesinde ne kadar bir kuvvet gerekli olduğunu ve kemiklerde nerelerde reaksiyonlar olduğunu inceledikleri çalışmalarında en yüksek stres bölgesinin üst çenenin ve kuvvetin uygulandığı bölgede olduğunu, tüm kafatası boyunca da stresin giderek azaldığını bulmuşlardır. Aşırı gerilme ve gerinme kuvvetlerinin olduğu bölgeler hücresel aktivitenin arttığı bölgelerdir.

Holberg (2005) üst çene genişletmesi sonrasında çocuk ve erişkin kişilerin sphenoid kemiklerinde oluşan gerilmeleri değerlendirdikleri çalışmasında çocuklarda normal bir gerilmenin ve yer değiştirmenin gerçekleştiği, erişkinlerde ise bu durumun iskeletsel yapıların elastisitesinin azalmasından dolayı farklı olduğunu söylemiştir. Pterigoid çıkıntıların yana eğilmesinden dolayı gerilmeler oval foramen ve superior orbital fissure civarında gelişmektedir.

Holberg ve ark. (2007a) cerrahi destekli hızlı üst çene genişletmesi sırasında orta yüzde ve kranial kaidedeki stres bölgelerini araştırmışlardır. Sonlu elemanlar analiziyle yaptıkları çalışmalarında pterigoid kemik-üst çene birleşimin ayrıldığı ve ayrılmadığı durumlarda orta yüz ve kranial kaidedeki stres bölgeleri karşılaştırıldığında ise pterigoüst çene birleşimin ayrıldığı durumda daha iyi sonuçlar alındığını belirtmişlerdir.

Holberg ve Rudzki-Janson (2006) çocuk ve erişkin kişilerin modellerinin simüle edildiği ve üst çene genişletmesinin uygulandığı ve stres bölgelerinin incelendiği çalışmalarında; farklı genişletme miktarlarında stres bölgelerini kıyaslamışlardır. 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm genişletmede çocuk ve erişkinde oluşan streslerin farklı oluştuğunu fakat dağılımlara bakıldığında benzer olduğunu göstermişlerdir. Sonuç olarak pterigoid proseslerin lateral bükülmelerinin miktarı arttıkça oluşan stres artmaktadır. Matteini ve Mommaerts in önerdiği gibi yetişkin hastalarda koruyucu olarak çift taraflı pterigoüst çene birleşimin cerrahi kesiminin yapılması gerektiğini ifade etmişlerdir.

Jafari ve ark. (2003) hızlı üst çene genişletmesi sırasında kraniofasiyal komplekste oluşan stres dağılım durumlarını analiz ettikleri çalışmalarında yatay ortopedik kuvvetlerin sadece midpalatal suturada değil diğer kraniofasiyal kompleks üzerinde özellikle sphenoid ve zigomatik kemiklerde yüksek kuvvetlere neden olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca cerrahi destekli hızlı üst çene genişletmesi sırasında posterior maksiller genişlemenin sağlanabilmesi için pterygoidlerin ayrılması gerektiğini söylemişlerdir.

Baldawa ve Bhad (2011) çalışmalarında erişkin bir kafatasından aldıkları tomografi verisinden hazırladıkları sonlu elemanlar modeline toplam 4, 6 ve 10 mm

deplasman verdikten sonra oluşan yer değiştirme ve gerilmelere baktıkları çalışmalarında yatay kuvvetlerin sadece midpalatal suturda değil özellikle sphenoid kemikte ve zigomatik kemiğin frontal çıkıntısında fazla olmak üzere diğer kraniofasiyal yapıları da etkilediğini belirtmişlerdir.

Lee ve ark. (2012) mikro implant kullanılarak dizayn edilen kemik destekli farklı palatal genişletmelerin maksilla ve dişlerdeki stres dağılımlarını ve yer değiştirme etkilerini incelemişlerdir. Kullandıkları dört farklı apareyden birincisinde; 4 adet mini-vida midpalatal suturun 3 mm lateraline yerleştirilmiş ve Hyrax'ın kolları bu vidalarla birleştirilmiştir. İkincisinde; yine 4 mini-vida 3-4 arasına ve 5-6 arasına yerleştirilmiş ve bu vidalar akrilik resinle kaplanmıştır. Üçüncüsünde; birinci apareydeki dizayna ek olarak 4 ve 6 nolu dişlerde bant yerleştirilerek mini-vidalardan dişlere bağlantı sağlanmıştır. Dördüncüsünde; üçüncü apareye ek olarak cerrahi kesi yapılmıştır. 0,25 mm genişletme sonrası bakılan stres dağılım sonuçlarına göre tüm apareylerde aşağıya doğru yer değiştirme ve posterior bölgede daha yatay hareket gözlenmiştir. Anterior yer değiştirme 3. ve 4. apareylerde görülürken, posterior yer değiştirme 1. ve 2. apareylerde görülmüştür. Akrilik resinli aparey en az stresin oluştuğu ve dentisyonda bukkal inklinasyon olmadan alveolar genişlemenin sağlandığı model olmuştur ve bu yüzden hızlı üst çene genişletmesi sırasında akrilik resinli apareyin kullanımını tavsiye etmişlerdir.

Ludwig ve ark. (2013) mini-vida destekli hibrid Hyrax apareyiyle yapılan hızlı üst çene genişletmesini yeni bir viskoelastik sonlu elemanlar modeliyle simüle ettikleri çalışmalarında kullandıkları kafatası modeliyle in vitro olarak çalışmalarını kontrol etmişler ve yakın sonuçlara ulaşmışlardır.

Gautam ve ark. (2007) hızlı üst çene genişletmesi sonrası kraniofasiyal yapılarda oluşan deplasman ve suturlarda oluşan stres dağılımlarını inceledikleri çalışmalarında maksillanın öne ve aşağıya ve saat yönüne doğru hareket ettiğini belirtmişlerdir. En yüksek gerilmenin de frontomaksiller, nasomaksiller ve frontonasal suturlarda oluştuğunu rapor etmişlerdir.

Iseri ve ark. (1998) hızlı üst çene genişletmesinin kraniofasiyal kompleksteki etkilerini SEM ile inceledikleri çalışmalarında maksillanın 1, 3, 5 mm genişletmesi

sırasında oklüzalden bakıldığında paralele yakın genişlemenin olduğunu ve en fazla genişlemenin dentoalveolar yapılarda olduğunu ve üst yapılara gittikçe azaldığını rapor etmişlerdir.

Provatidis ve ark. (2006) yılında yaptığı hızlı üst çene genişletmesini stres rahatlaması fenomenine göre ve sutural kemikleşmeye göre kıyaslamış ve stres fenomeninden çok sutural kemikleşmenin kraniofasiyal yapılardaki deplasman miktarını etkilediğini söylemiştir.

Provatidis ve ark. (2007) ekspansiyon vidasını gerçek hayattaki gibi çevirmişlerdir. Her çeyrek turdan sonra (0,25 mm) oluşan anatomik değişiklikler kaydedilmiş ve kalan stres alanları tahmini olarak sıfırlandıktan sonra, ikinci çevirme işlemi uygulanmış ve bu şekilde toplam 30 tur (7,5 mm) genişletme elde edilmiştir. Fakat burada öne çıkan problem iki aktivasyon arasındaki stres azalması (rahatlaması) fenomeninin çok komplike olması ve kraniofasiyal kompleksi etkilemesidir ve 14 aktivasyondan sonra numerik olarak ortaya çıkan zorluklardan dolayı pratik olarak uygulanması mümkün olmamıştır. İlk 14 turda bilgisayarın harcadığı zaman pratik olarak sabitken, 15 ve daha sonrakilerde giderek artmıştır. Bu da muhtemelen bilgisayardaki meshin bozulması ve kötü durumdaki sert matriks elemanlarından kaynaklanmaktaydı. Bu yüzden 14-30 turlardaki hesaplamalar sona öngörüm (varsayım) metoduyla hesaplanmıştır. Sonuç olarak stres rahatlaması fenomeninin tam olarak bilinmemesi ve hesaplanamaması nedeniyle yeterince olumlu sonuçlar alınamamıştır. Diğer bir sonuç olarak sutural kemikleşme düzeyinin kraniofasiyal sistemdeki deplasman miktarını etkilediği yönündedir. En fazla deplasman maksillada sert palatal kemiğin altında görülmüş ve anatomik yapılardan derinlere gittikçe deplasmanlar azalmıştır.

Provatidis ve ark. (2008) yapmış olduğu bir çalışmada farklı sutural kemikleşme dönemlerindeki hızlı üst çene genişletmesinin etkilerini incelemişlerdir. Sonuç olarak maksillo-lakrimal, frontomaksiller, nasomaksiller ve maksilla ile sphenoid kemiğin pterigoid çıkıntılarındaki artikülasyon ve transverse palatal suturlar hızlı üst çene genişletmesinin sonuçlarını etkilemezken, zigomatikomaksiller suturun etkisinden bahsedilmiştir. Yine bu çalışmada da sutural kemikleşme düzeyinin kraniofasiyal sistemdeki deplasman miktarını etkilediği rapor edilmiştir.

Araugio ve ark. (2013) klasik Hyrax apareyini 3 farklı yükseklikte (molar dişlerin direnç merkezi ile aynı konumda, 10 mm yukarısında ve 10 mm aşağısında) simüle ederek dişlerde meydana gelen etkilere baktıkları çalışmalarında; aşağı konumda kronda bukkal, kökte lingual devrilme görülürken aynı konumda yerleştirildiğinde aynı devrilmelerin azaldığını, yukarı konumda ise kronda linguale, kökte bukkale devrilme meydana geldiğini rapor etmişlerdir.

Hızlı üst çene genişletmesi ile ilgili sonlu elemanlar analizi ile yapılmış literatürler incelendiğinde; çalışmamız farklı sutural kemikleşmelerle farklı aparey dizaynlarını karşılaştıran bir çalışmanın bulunmamasından dolayı özgün bir amaç ve değer taşımaktadır. Bu tez araştırmasında amacımız hızlı üst çene genişletmesinde kullanılan üç farklı apareyden hangisinin hangi yaşta daha etkili olabileceğini saptamaktır. Literatürde tam bir netliği bulunmayan bu konuda önemli bir eksikliği gidermektir.

2. MATERYAL VE YÖNTEM

Hipotez 1: Hızlı üst çene genişletmesinin farklı gelişim dönemlerindeki bireylerde uygulanmasının kraniofasiyal yapılardaki etkileri farklı olmalıdır.

Hipotez 2: Hızlı üst çene genişletmesinde kullanılan farklı apareyler, farklı büyüme gelişim dönemlerindeki bireylerde farklı etkiler oluşturmalıdır.

Bu hipotezlerin ispatı amacıyla maksiller darlığa sahip bir hastadan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsü elde edildi (Şekil 2-1). Bu görüntü MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System, Materialise BV, Leuven, Belgium, V14 ve V16.0) programında işlenerek üç boyutlu sanal model haline getirildi ve kraniofasiyal yapıdaki tüm kemikler, suturlar, dişler, periodontal ligamentler ayrı ayrı modellendi.

Elde edilen model çalışmada kullanılacak üç farklı apareyin monte edilebilmesi için çoğaltılarak 3 model oluşturuldu. Bu modellere ayrı ayrı:

1. Diş Destekli (4 ve 6 bantlı Hyrax),
2. Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı Hyrax),
3. Kemik Destekli (Mini-vida Hyrax) hızlı üst çene genişletmesi apareyleri tasarlanarak birleştirildi.

Çalışmamızda kullanacağımız üç farklı aparey Atatürk Ünv. Makine Müh. Bölümü bilgisayarlarında, MIMICS ve Solidworks (2012 x64 edition Waltham, Massachusetts, USA) programları yardımıyla ayrı ayrı tasarlandı ve daha önce elde edilen modele monte edildi. Bu 3 farklı model 3-matic (Materialise's Interactive Medical Image Control System, Materialise BV, Leuven, Belgium, 3-matic V5.1) programına aktarılarak mesh yapısının optimizasyonu sağlandıktan sonra sonlu elemanlar analizinin yapılacağı ANSYS (Southpointe 275 Technology Drive Canonsburg, PA 15317 USA) programına aktarıldı. ANSYS'de mesh yapısı tekrar değerlendirilerek mesh yapıları yeniden düzenlendi.

Farklı gelişim dönemlerindeki bireylerde uygulanan hızlı üst çene genişletmesinin kraniofasiyal yapılardaki etkilerinin farklı olması gerektiği

hipotezinin ispatı için; üç boyutlu kafatası modelinde farklı kemikleşme dönemlerini simüle edecek 3 farklı senaryo planlandı. Bu senaryolar aşağıdaki gibidir:

1. Senaryo: Tüm kraniofasiyal suturlar açık,
2. Senaryo: Midsagittal ve median palatin sutura açık, diğer kraniofasiyal suturlar kapalı,
3. Senaryo: Tüm kraniofasiyal suturlar kapalı (Tablo 2-1).

Etkilerinin inceleneceği 3 farklı hızlı üst çene genişletme apareyinin herbirinin uygulandığı modelde ayrı ayrı malzeme özelliklerinin tanımlamaları (atamaları) yapıldı. Yukarıda tanımlanan üç farklı kemikleşme dönemi senaryolarına uygun olarak 0,25 mm ve 5 mm deplasman oluşturacak şekilde kuvvet yüklemesi yapıldı (Tablo 2-1). Sağ ve sol Hyrax parçalarınının herbirine 0,125 mm ve 2,5 mm yer değiştirme (deplasman) verildi. Kraniofasiyal yapılardaki gerilme ve yer değiştirmeler bu yüklemelerden sonra değerlendirildi.

Tablo 2-1. Kraniofasiyal yapılar ve genişletme apareyleri için oluşturulan senaryolar

	Diş Destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax		Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı) Hyrax		Kemik Destekli (Mini-vida) Hyrax	
	0,25 mm	5 mm	0,25 mm	5 mm	0,25 mm	5 mm
1.senaryo (Tüm kraniofasiyal suturlar açık)	X	X	X	X	X	X
2.senaryo (Midsagittal ve median palatin suturanın açık, diğer kraniofasiyal suturlar kapalı)	X	X	X	X	X	X
3.senaryo (Tüm kraniofasiyal suturlar kapalı)	X	X	X	X	X	X

Tüm bu analizlerin yapılabilmesi için donanımlı bilgisayarlar gerekmektedir. Çalışmamızda kullandığımız bilgisayarların donanım özellikleri ve programlar aşağıda belirtilmiştir;

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması için MIMICS, Solidworks ve 3-matic programları; sonlu

elemanlar stres analizi işlemi için ANSYS Workbench programları ve bu işlemlerin gerçekleştirilebilmesi için Intel Xeon ® R CPU X5650 @ 2.67 GHz 2.66 GHz (2 işlemci), 1TB Hard disk, 16 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Professional işletim sistemi olan bir bilgisayar kullanıldı.

2.1. BT Verisinin Temini

Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi radyoloji arşivinden, burun solunumu yetersizliği şikâyeti ile KBB kliniğine başvuran 12 yaşında bir erkek hastadan teşhis amaçlı alınan DICOM formatındaki BT verisi (Veri özellikleri; Toshiba Aquilion MultiSlice CT, dozaj 120 KV, 300 mAs, kesit kalınlığı 0,468 mm, kayıt alanı 23,96 cm) değerlendirme amacıyla kullanılmıştır. BT datası Yrd. Doç. Dr. İ. M. DAĞSUYU'nun 108S085 nolu Tübitak projesinde kullanılan datadır.

BT verisinin elde edileceği hastada şu özelliklerin olmasına dikkat edildi:

1. Yatay yönde üst çene gelişim yetersizliğine sahip ve hızlı üst çene genişletmesi endikasyonunun olması,
2. Sistemik veya genetik hastalığa sahip olmaması,
3. Kraniofasiyal gelişimi etkileyecek herhangi bir ortodontik veya ortopedik tedavi geçirmemiş olması,
4. Daimi dişlenmeye geçmiş ve pubertal büyüme atılımının başlamış veya başlamak üzere olduğu bir iskeletsel olgunluk döneminde bulunması.

BT görüntü kaydında dikkat edilen parametreler:

1. Görüntü alanının ilgili kraniofasiyal yapıları kapsaması,
2. En fazla 1 mm kesit aralığına sahip axial kesitlerden oluşması,
3. Modelleme programı ile uyumlu DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında olması.

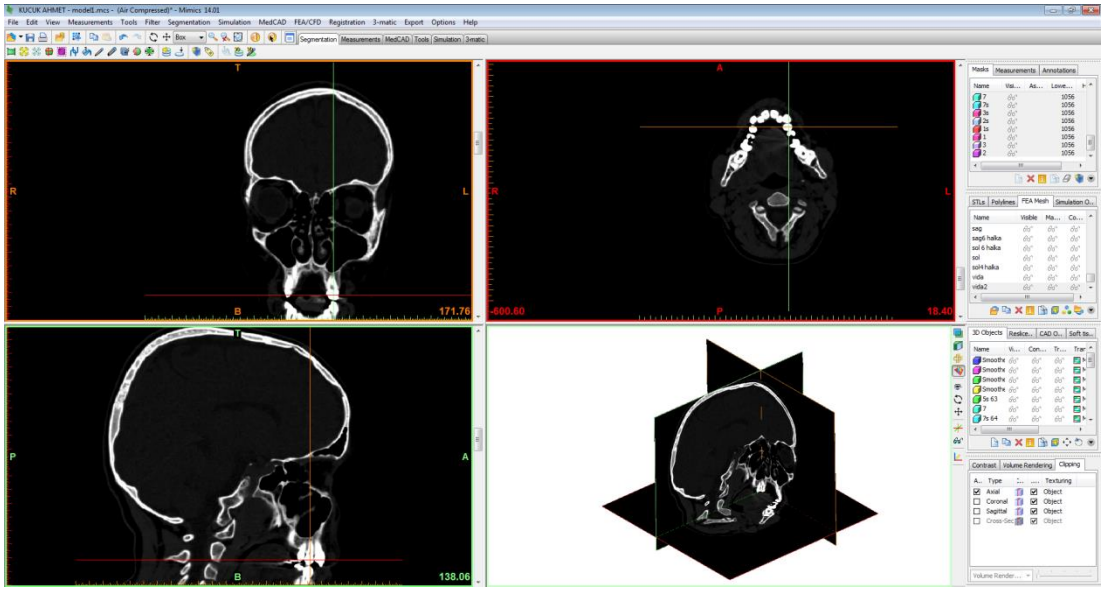
2.2. BT Verisinin MIMICS Yazılımında İşlenmesi, Modellenmesi ve Sonlu Elemanlar Analizine Hazırlanması

Bu aşamalar Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. İlhan Metin DAĞSUYU, Atatürk Üniversitesi Makine

Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Prof. Dr. İrfan KAYMAZ ve Arş. Gör. Tahir ŞENSOY tarafından gerçekleştirilmiştir.

2.2.1. BT Verisinin MIMICS Yazılımına Aktarılması (Import)

İlgili BT cihazından DVD-ROM ortamına kaydedilen veri dosyası MIMICS yazılımının yüklü olduğu bilgisayara aktarıldı. MIMICS yazılımı temel modülü "File > Import Images > Convert" fonksiyonları ile DICOM formatındaki veri seti lokalize edildi ve ".mcs" uzantılı MIMICS dosyasına dönüştürülerek açıldı (Şekil 2-1).



Şekil 2-1. MIMICS dosyasının oluşturulması

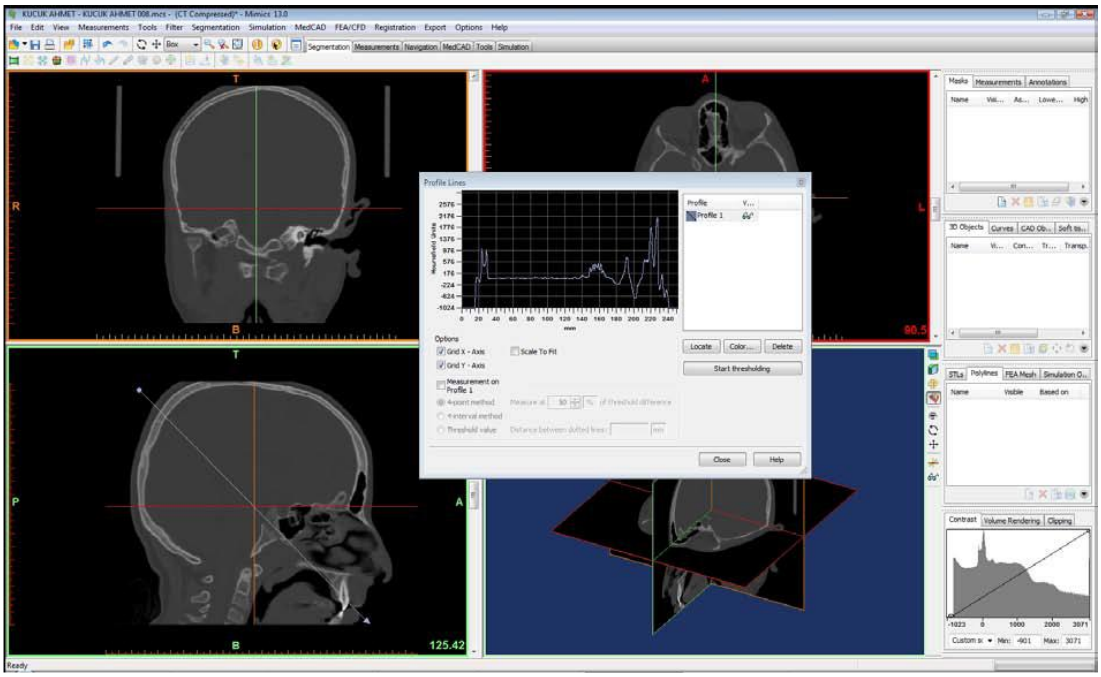
2.2.2. Ayrıştırma (Segmentation)

Kayıt verisinin, üç boyutlu görüntülerde en küçük yapıtaşı olan voksel parçacıklarının bir araya getirildiği ve incelenecek her bir kraniofasiyal yapının diğer yapılardan ayrıştırılarak farklı renklerde gösterildiği formatta bir 3 boyutlu kranial model oluşumuna hazırlanması amacıyla aşağıdaki işlemler gerçekleştirildi.

2.2.2.1. Profil Çizgisi (Profil Line) ile Ön Değerlendirme

Aksiyel kesitler üzerinde ayrıştırılacak kemik ünitelerinin Hounsfield Unit (HU) değerleri ile yoğunluk profilinin belirlenmesi ve çalışma aralığının tespitine yardımcı olmak amacıyla MIMICS yazılımı temel modülü "Measurements > Draw Profil Line"

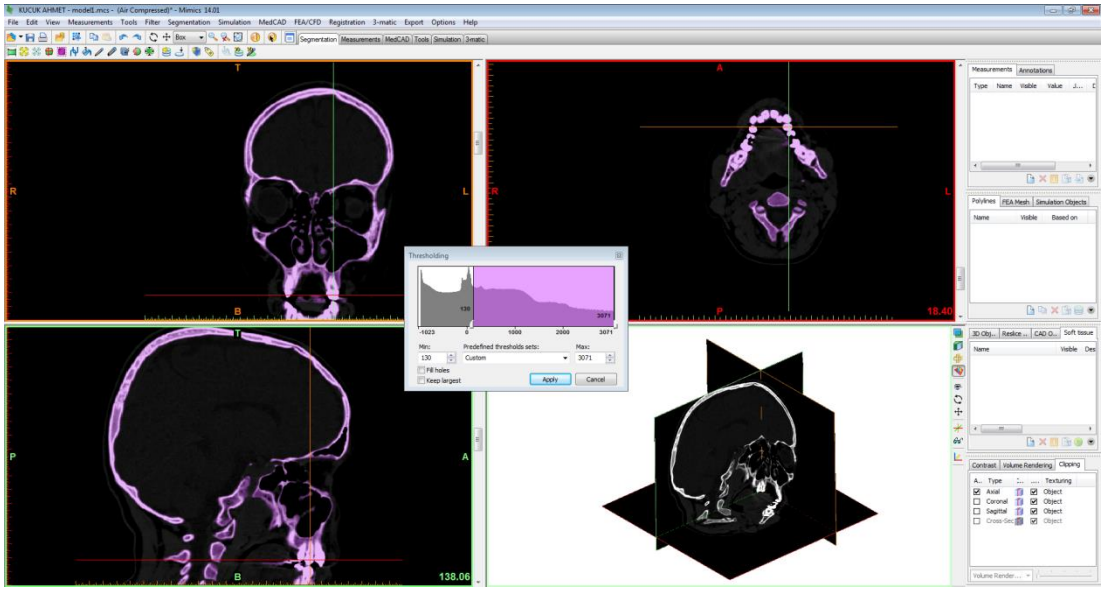
fonksiyonu ile çalışma alanındaki kraniofasiyal yapıları içeren bir profil çizgisi belirlendi (Şekil 2-2).



Şekil 2-2. Profil çizgisi ile ön değerlendirme

2.2.2.2. Çalışma Aralığının Tespiti (Thresholding)

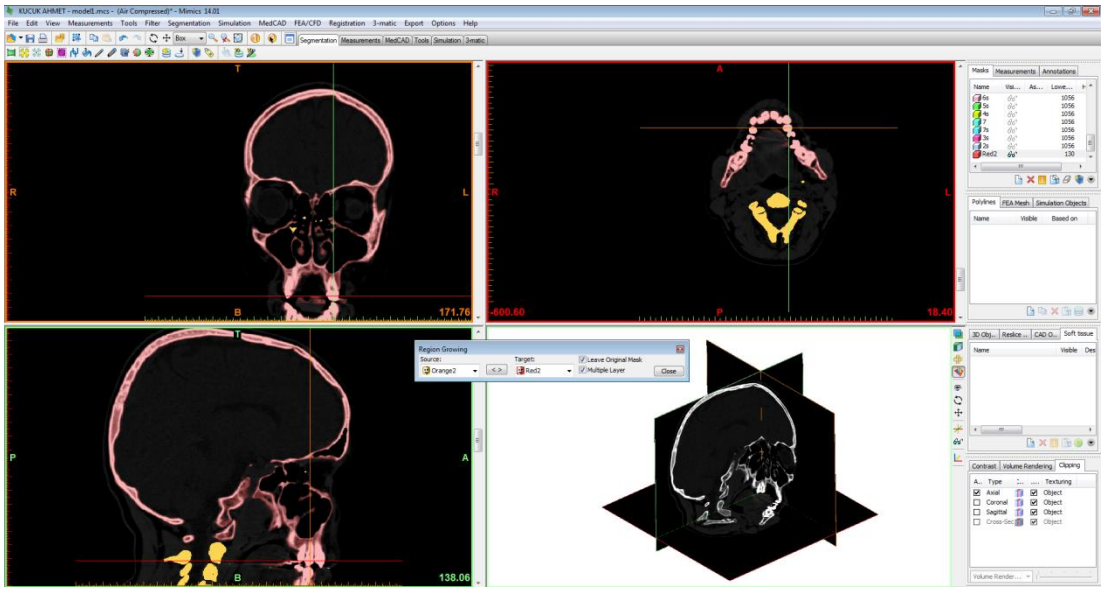
MIMICS yazılımı temel modülü "Thresholding" fonksiyonu ile profil çizgisi ile elde edilen değerlerin rehberliğinde HU skalasında maksimum ve minimum yoğunluk değerleri belirlenerek çalışma aralığının tespiti işlemi gerçekleştirildi. Programda kemik dokuları için minimum HU değeri 260 olarak öngörülmesine karşın, temel olarak tomografi kaydının iskeletsel olgunluğa ulaşmamış çocuk bir bireyden alınması nedeniyle ve kemik dokunun yumuşak dokulardan sağlıklı bir biçimde ayırt edilebilmesi için farklı değerlerle ön-modellemeler yapılarak minimum değer 130 HU olarak belirlendi. Sonuç olarak çalışma aralığı 130-3071 HU değerleri arasında olacak şekilde genişletildi (Şekil 2-3). Çalışma aralığının tespiti işleminin ardından "Thresholding > Apply" fonksiyonu ile ilk çalışma maskesi (magenta) oluşturuldu.



Şekil 2-3. Çalışma aralığının tespiti

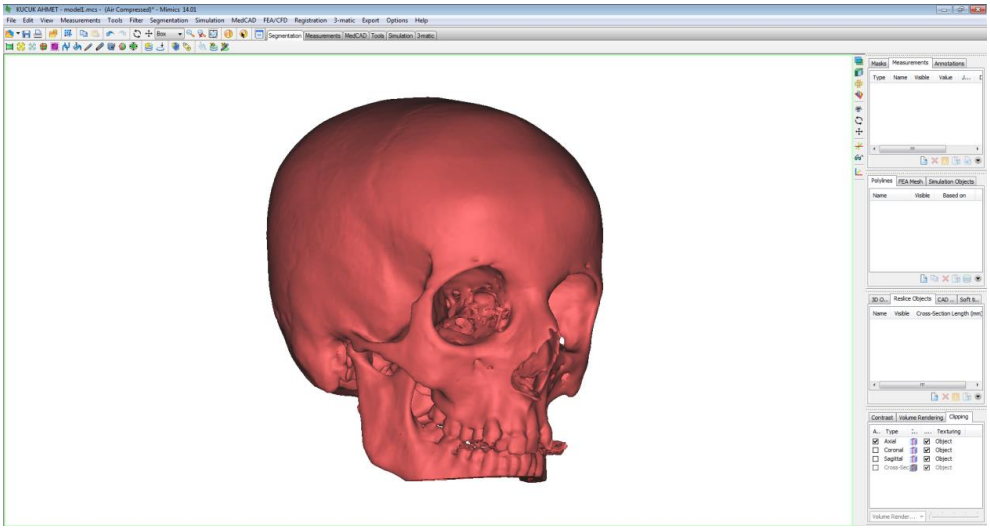
2.2.2.3. Bölge Geliştirme (Region Growing)

Kayıt verisinde, ayrıştırma ve üç boyutlu modelleme süreci içerisinde, değerlendirme kapsamına alınacak yapıların belirlenmesi amacıyla MIMICS yazılımı temel modülü "Region growing" fonksiyonu kullanıldı. İlk çalışma maskesi üzerinden bu fonksiyon yardımıyla tomografi aygıtının stabilizasyon plakları ve vertebral yapılar çıkarılarak hastanın kafatasını içeren ikinci bir çalışma maskesi (kırmızı) oluşturuldu (Şekil 2-4).



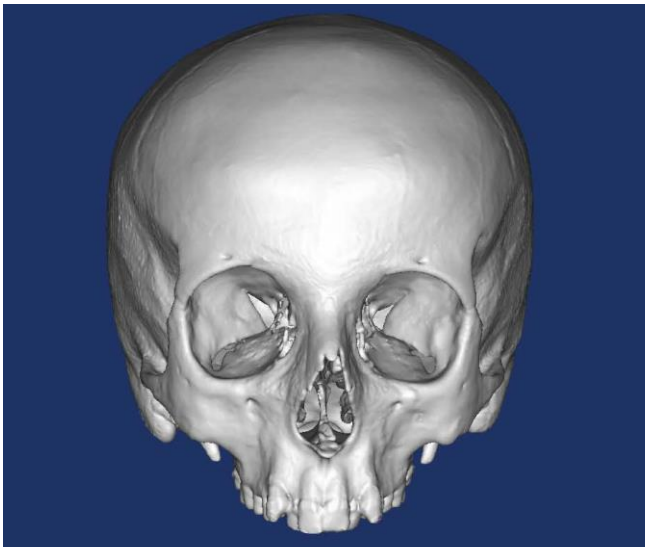
Şekil 2-4. Bölge geliştirme

İkinci çalışma maskesinden MIMICS yazılımı temel modülü “Calculate 3D from mask” fonksiyonu yardımıyla görsel değerlendirme amaçlı kafatasına ait ilk üç boyutlu model elde edildi (Şekil 2-5).



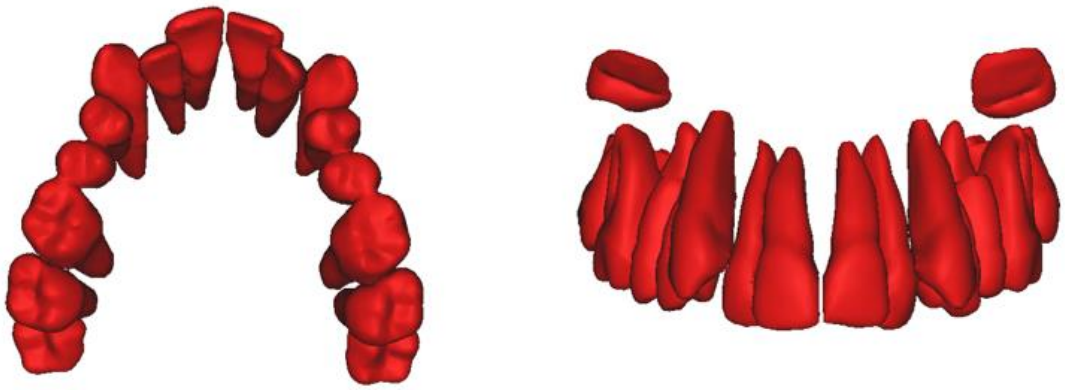
Şekil 2-5. Üç boyutlu kafatası modeli

MIMICS yazılımı temel modülü “Edit masks”, “Edit mask in 3D”, “Smooth mask” ve “Calculate 3D from mask” fonksiyonları ile tomografik kayıt verisindeki istenmeyen görüntü kirlilikleri temizlendi, görüntüye dâhil olan mandibuler parça uzaklaştırıldı ve üç boyutlu ana çalışma modeli oluşturuldu (Şekil 2-6).

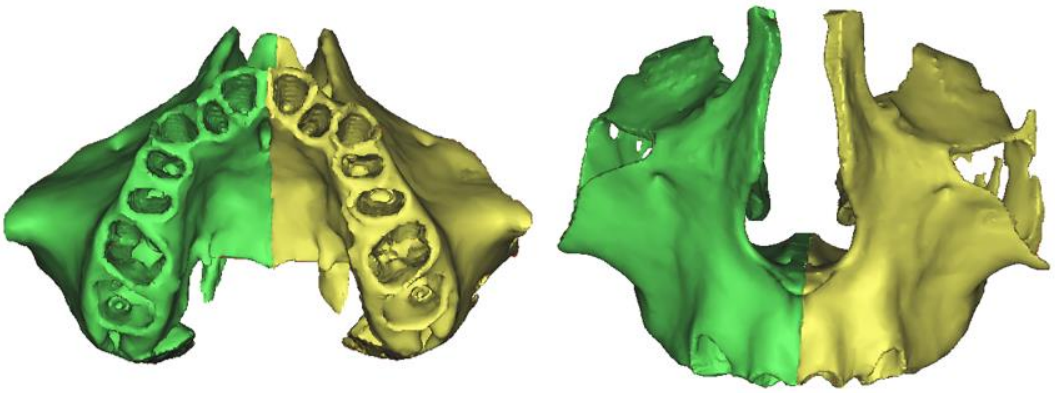


Şekil 2-6. Üç boyutlu ana çalışma modeli

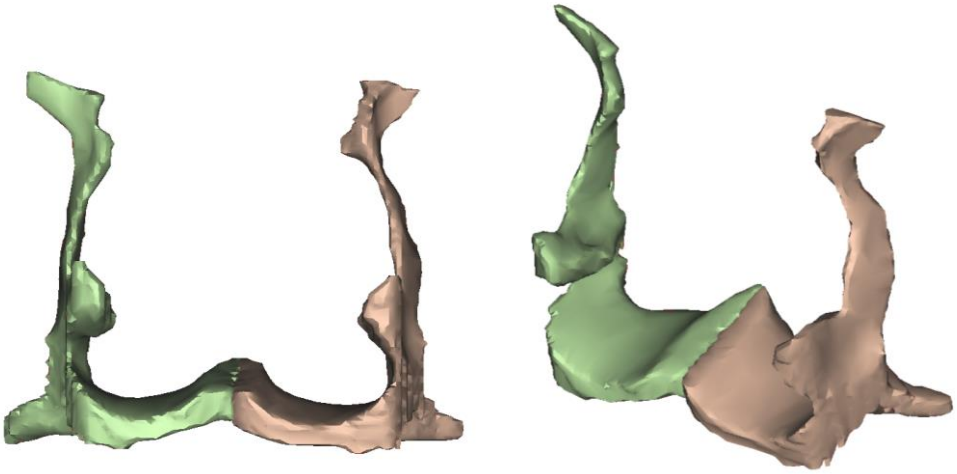
Ana çalışma modeli, MIMICS yazılımı temel modülü “Duplicate Mask”, “Crop Mask”, “Edit masks”, “Calculate 3D from mask”, “Edit mask in 3D”, “Region growing”, “Dynamic Region Growing”, “Boolean operations”, “Morphology operations” fonksiyonları kullanılarak, sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmeye tabi tutulacak kraniofasiyal anatomik yapılara (dişler, sağ maksilla, sol maksilla, sağ palatin kemik, sol palatin kemik, sağ nazal kemik, sol nazal kemik, sağ zigomatik kemik, sol zigomatik kemik, frontal kemik, sağ temporal kemik, sol temporal kemik, sağ parietal kemik, sol parietal kemik, oksipital kemik, sfenoid kemik) teker teker ayrıştırıldı (Şekil 2-7; 2-16).



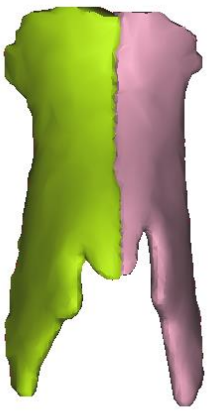
Şekil 2-7. Dişler (oklüzal ve önden görünüm)



Şekil 2-8. Üst çene (oklüzal ve önden görünüm)



Şekil 2-9. Palatin kemik (ön ve isometrik görünüm)



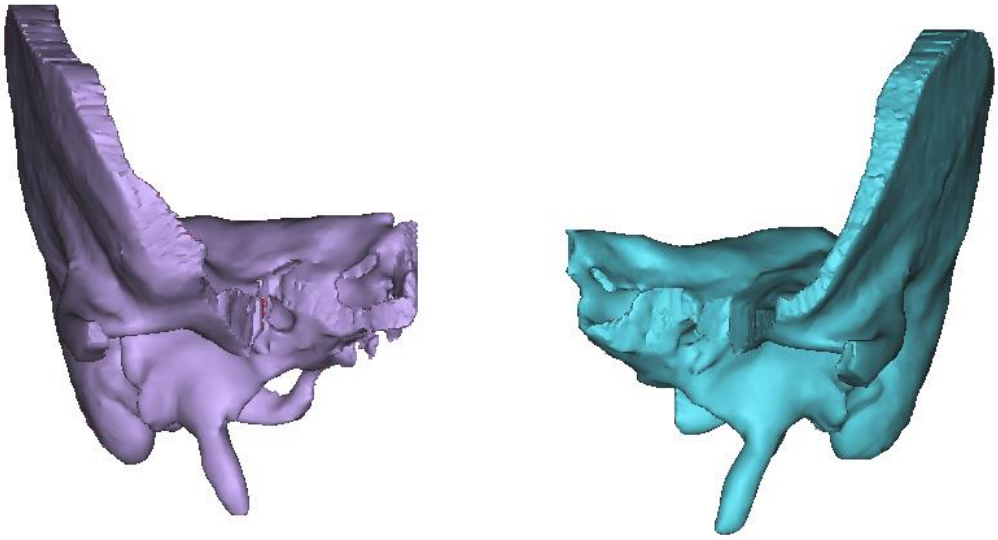
Şekil 2-10. Nazal kemik



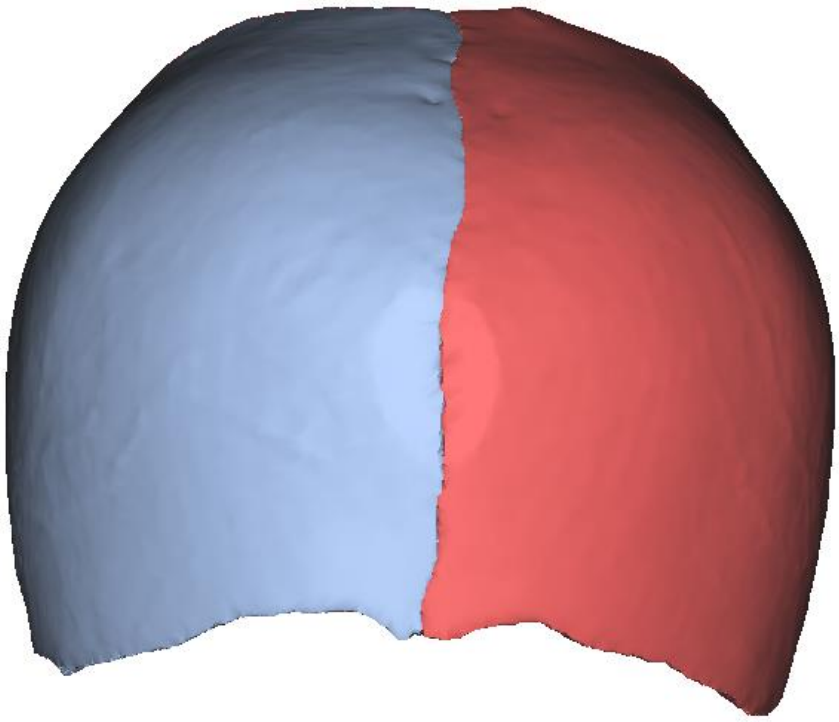
Şekil 2-11. Sağ-sol zigomatik kemik



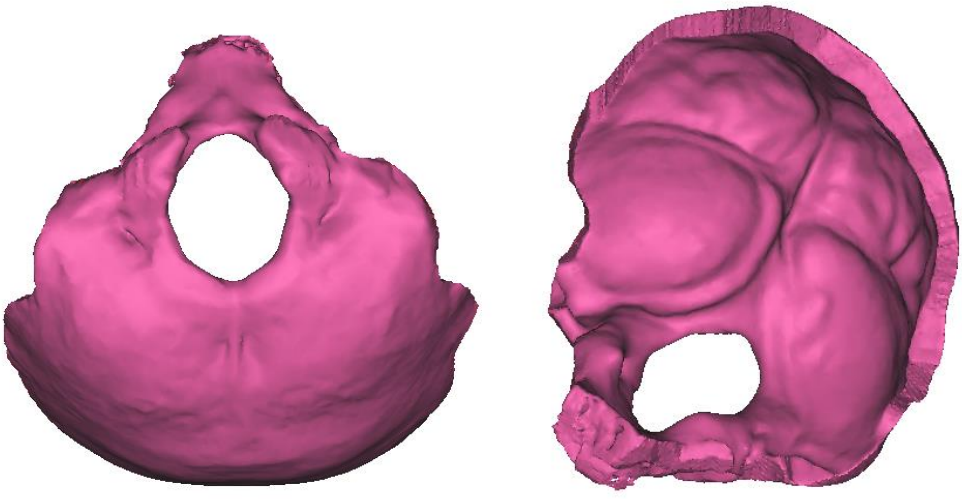
Şekil 2-12. Frontal kemik



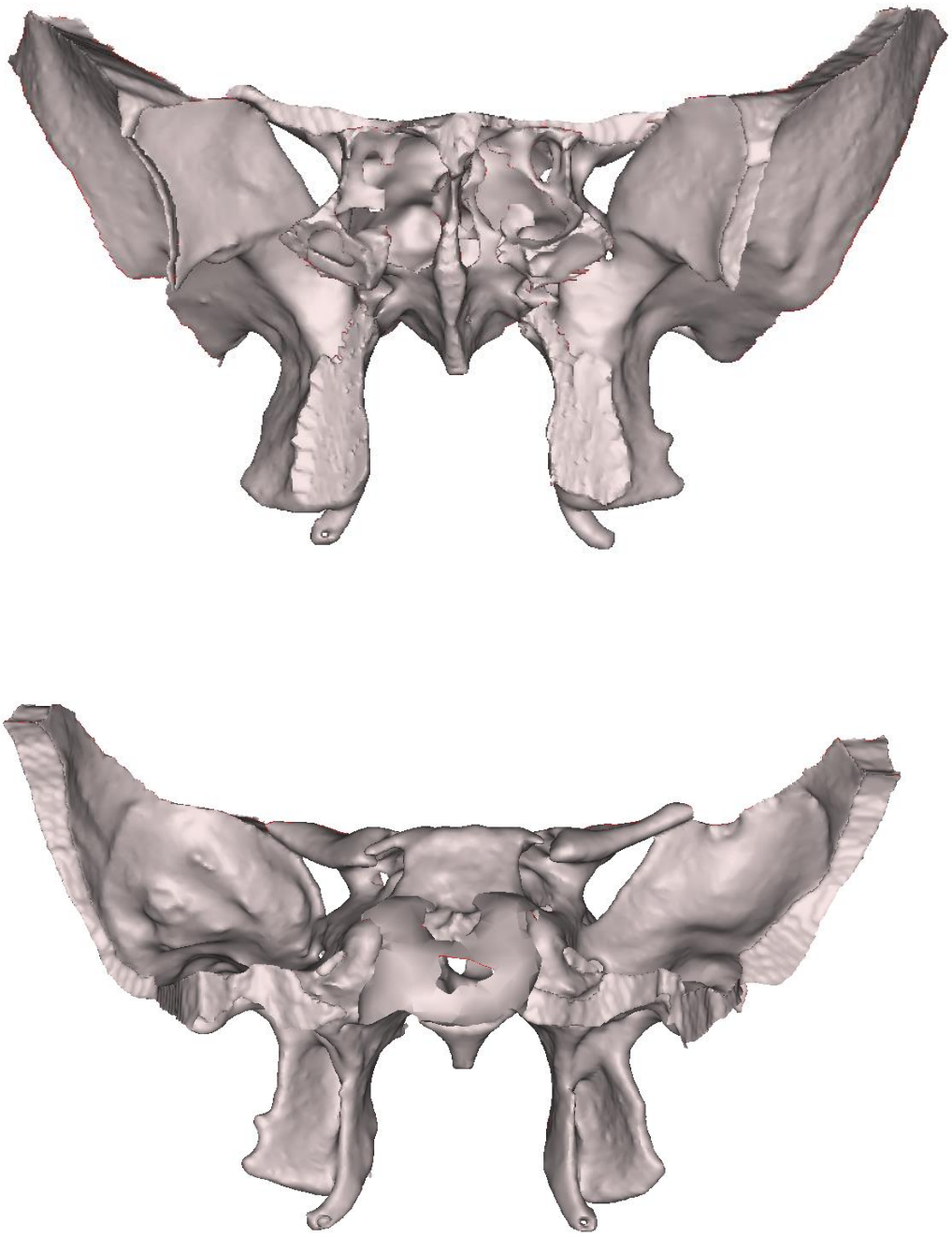
Şekil 2-13. Sağ sol temporal kemik



Şekil 2-14. Parietal kemik (arkadan görünüm)

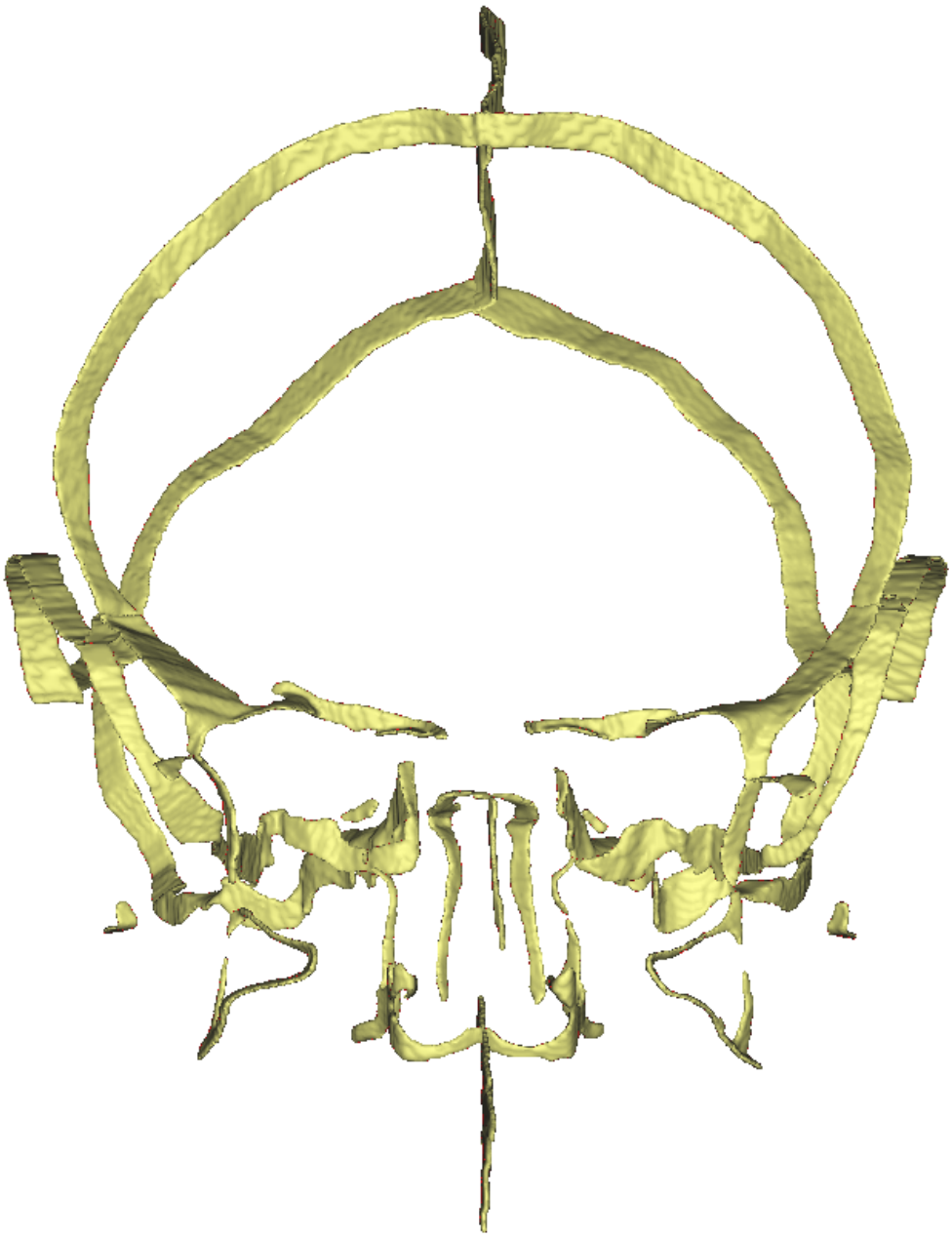


Şekil 2-15. Oksipital kemik (alttan ve içten görünüm)



Şekil 2-16. Sfenoid kemik (önden ve arkadan görünüm)

Kemikler arası bağlantı alanları (suturlar) ve diş-kemik arası bağlantı bölgesini ifade eden periodontal ligamentler (PDL), MIMICS yazılımı temel modülü "Boolean operations > Intersect" fonksiyonu yardımıyla tanımlandı ve tanımlanan alanlar "Boolean operations > Minus" fonksiyonu ile bağlı oldukları kemik alanlardan ayrıştırıldı. Bu yöntemle, midpalatal sutura haricinde, internazal sutura, nazofrontal sutura, nazomaksiller suturlar, frontomaksiller suturlar, zigomatikomaksiller suturlar, zigomatikotemporal suturlar, zigomatikofrontal suturlar, palatomaksiller suturlar tanımlandı ve ayrıştırıldı (Şekil 2-17). Bu suturlar; 1.set suturlar: Midsagittal ve median palatine suture (Şekil 2-18), 2.set suturlar; Peri-maksiller suturlar (Şekil 2-19) olmak üzere 2 set gruba ayrıldı (Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008). Modelde, birbirleriyle bütünleşik durumda diğer kemik yapılar ve dişlerden ayrıştırılan sağ ve sol 1. ve 2. premolar dişler ile 1. molar dişler ile etrafındaki periodontal ligamentler de aynı yolla ayrıştırıldı (Şekil 2-21).



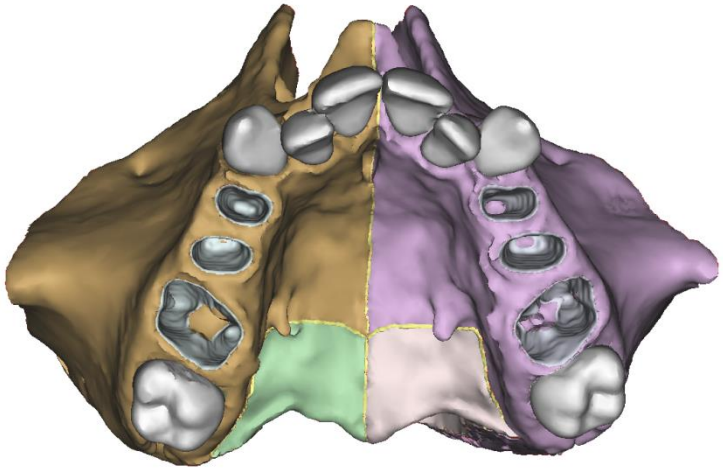
Şekil 2-17. Maksiller ve peri-maksiller suturlar (ön görünüm)



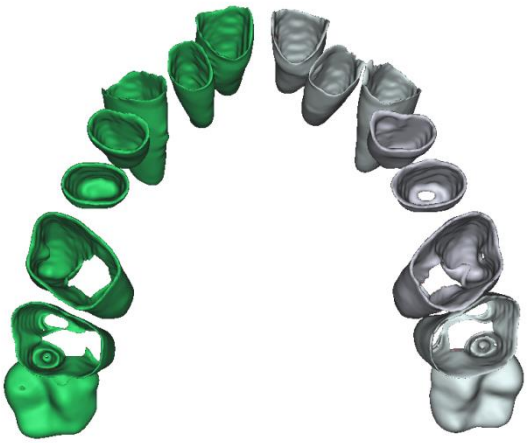
Şekil 2-18. 1.set suturlar: Midsagittal ve median palatine sutur



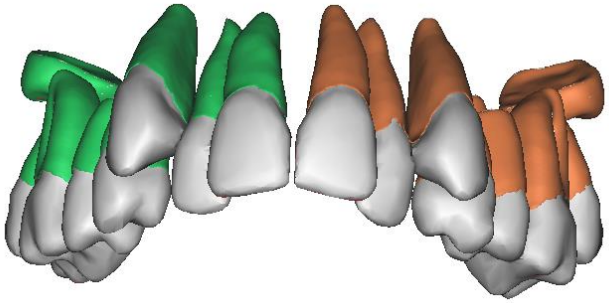
Şekil 2-19. 2.set suturlar: Peri-maksiller suturlar



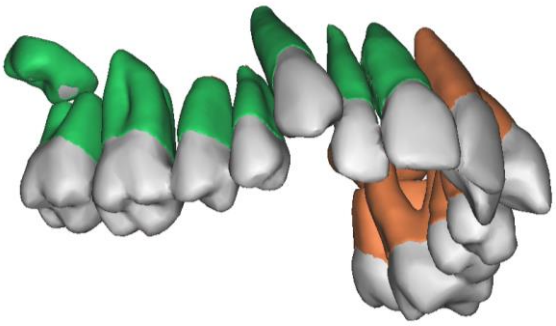
Şekil 2-20. Üst çene dişleri, palatal suturlar ve periodontal ligamentler



Şekil 2-21. Periodontal ligamentler



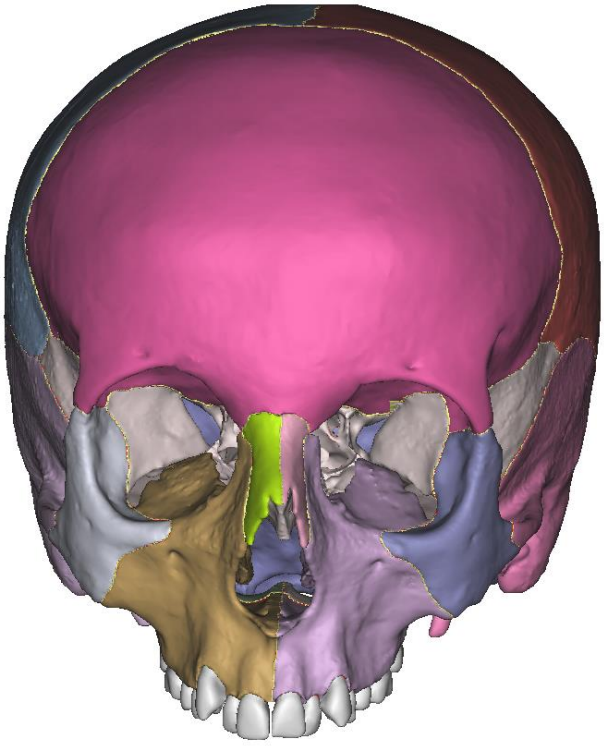
Şekil 2-22. Dişler ve periodontal ligamentler (önden görünüm)



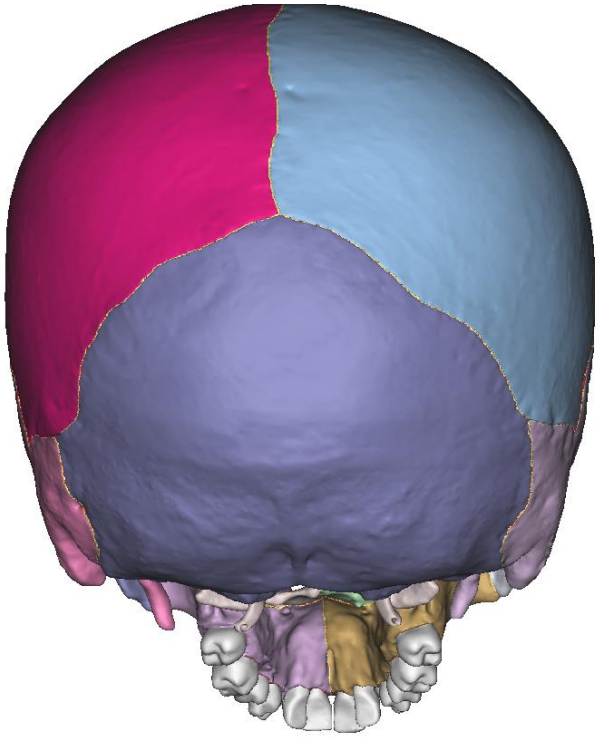
Şekil 2-23. Dişler ve periodontal ligamentler (isometrik görünüm)

2.2.3. Üç Boyutlu Kranial Model Oluşturma

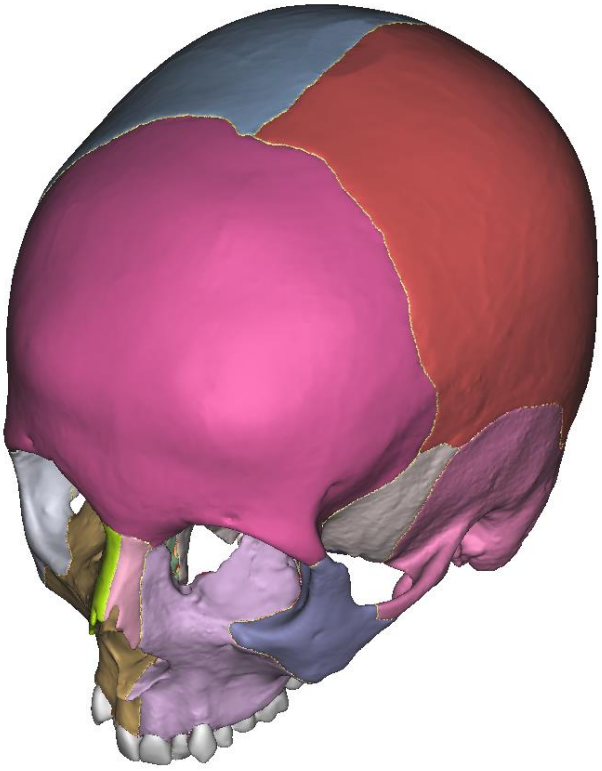
Her bir kraniofasiyal anatomik yapının birbirinden ayrıştırılarak farklı renkte gösterildiği üç boyutlu kranial model, BT verisi baz alınarak oluşturuldu. Aşağıdaki şekillerde MIMICS'te oluşturulan kranial model resimleri yer almaktadır.



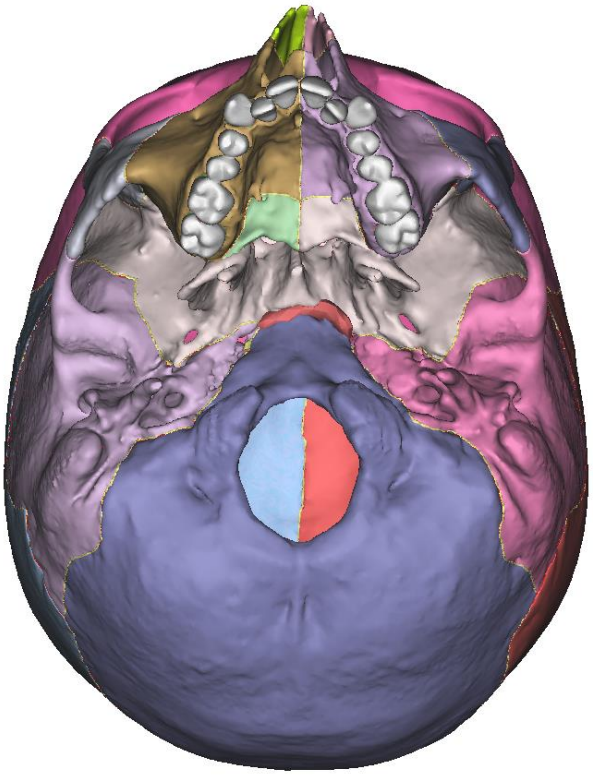
Şekil 2-24. Üç boyutlu kranial model (ön görünüm)



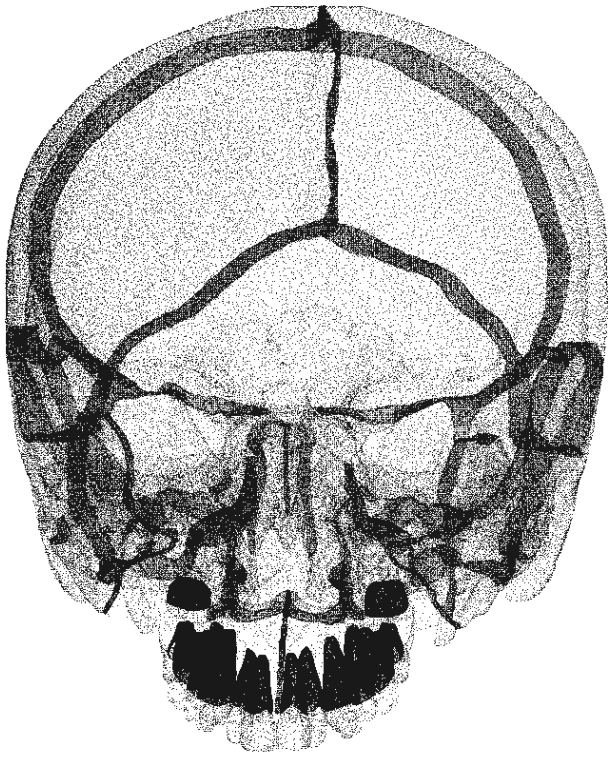
Şekil 2-25. Üç boyutlu kranial model (arka görünüm)



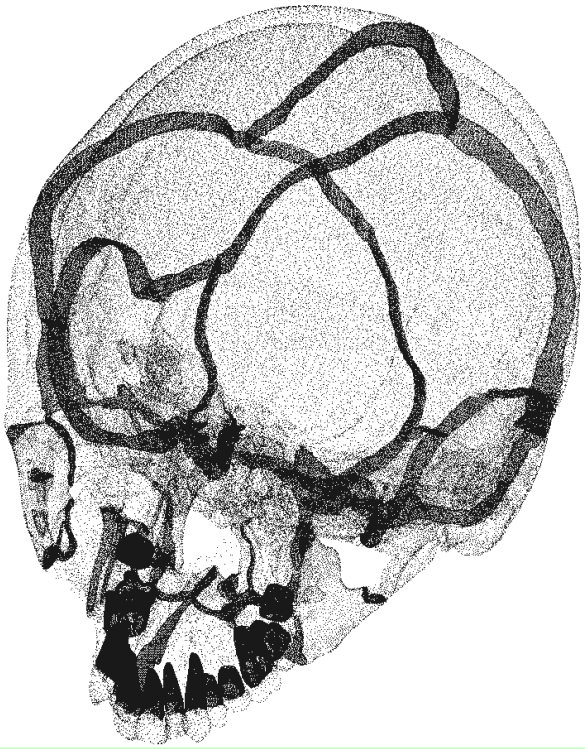
Şekil 2-26. Üç boyutlu kranial model (isometrik görünüm)



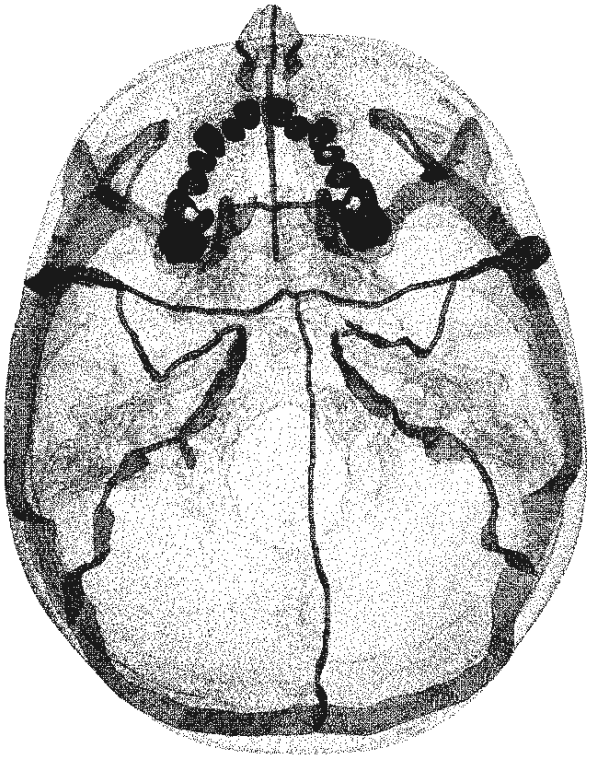
Şekil 2-27. Üç boyutlu kranial model (alt görünüm)



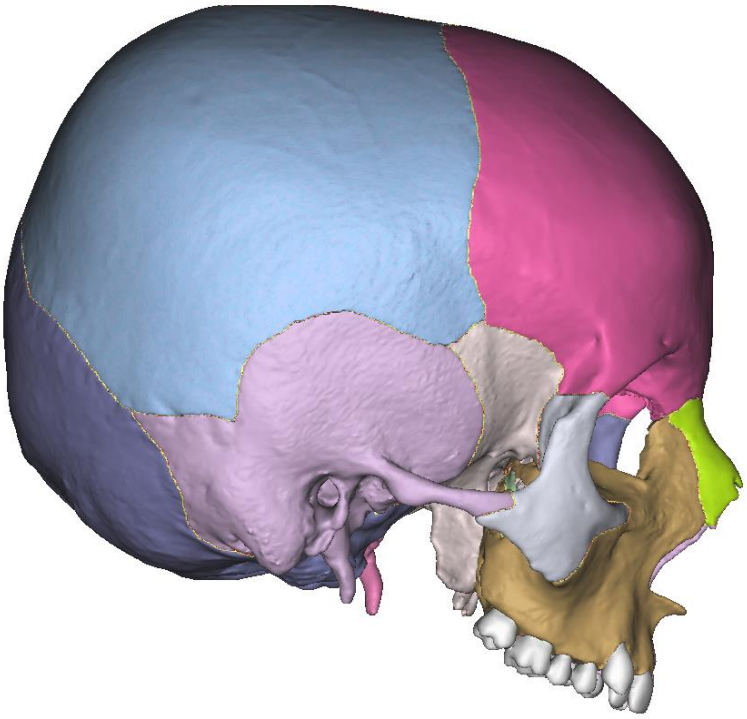
Şekil 2-28. Üç boyutlu kranial model (arka şeffaf görünüm)



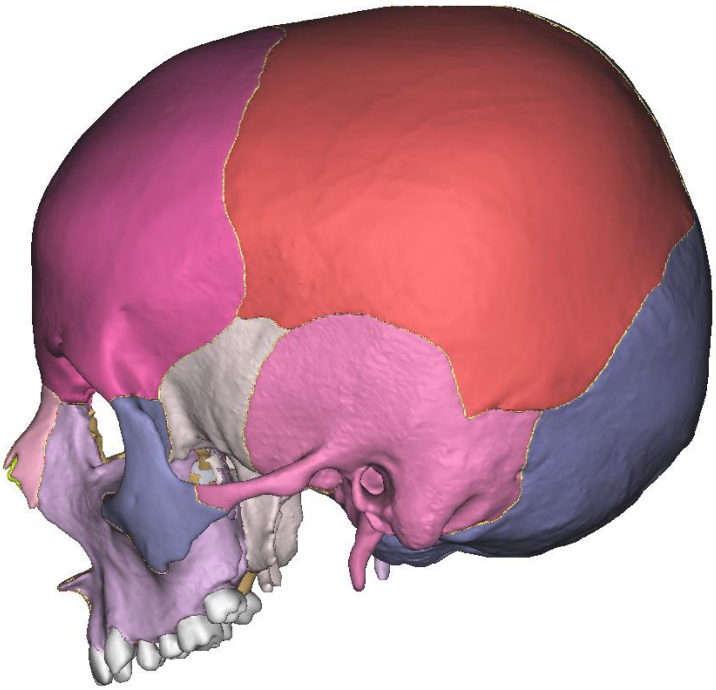
Şekil 2-29. Üç boyutlu kranial model (isometrik şeffaf görünüm)



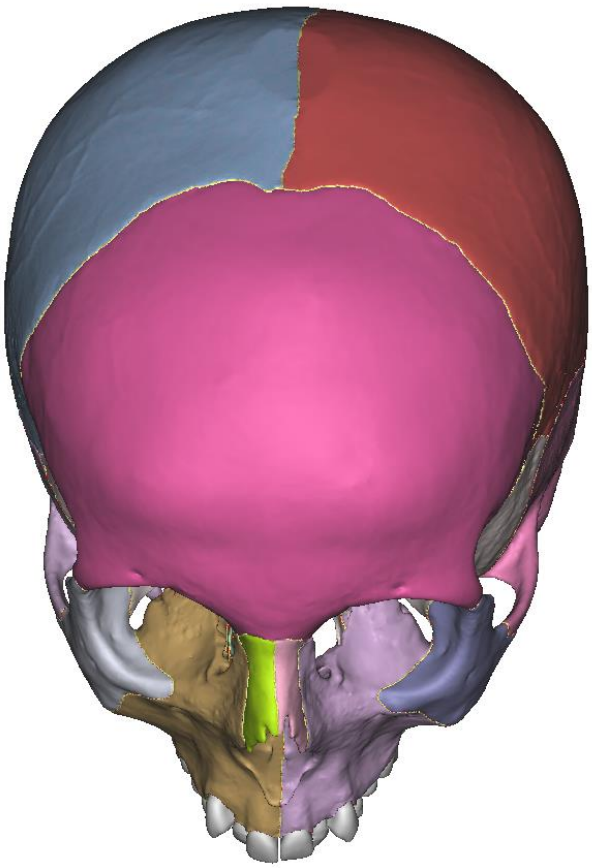
Şekil 2-30. Üç boyutlu kranial model (alt şeffaf görünüm)



Şekil 2-31. Üç boyutlu kranial model (sağ görünüm)



Şekil 2-32. Üç boyutlu kranial model (sol görünüm)



Şekil 2-33. Üç boyutlu kranial model (ön-üst görünüm)

2.2.4. Model Çoğaltımı

Çalışmada kullanılacak üç farklı apareyin monte edilebilmesi için elde edilen üç boyutlu kranial model çoğaltılarak üç model oluşturuldu. Elde edilen bu üç ana modele çalışmada kullanacağımız üç farklı aparey monte edildi. Apareylerin monte edildiği bu üç ana modelde hipotez 2'yi ispatlamak amacı ile kraniofasiyal yapıdaki üç farklı kemikleşme dönemi simüle edildi.

Sonuç olarak üç farklı apareyin kraniofasiyal yapılardaki üç farklı kemikleşme dönemindeki etkilerini gösterebilecek toplam dokuz farklı model oluşturuldu. Bu modeller uygulanacak apareylere göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır:

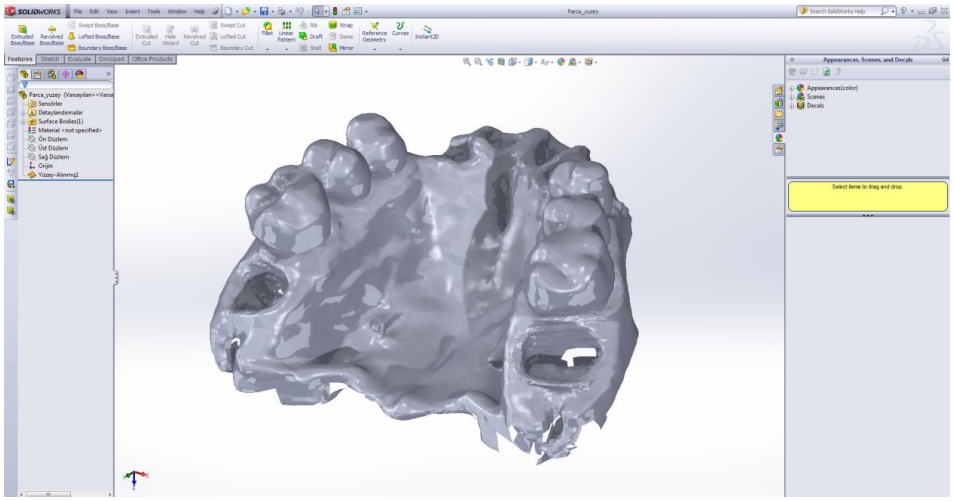
1. Diş Destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax apareyinin uygulanacağı
    a. 1. Senaryo (Tüm kraniofasiyal suturların açık olduğu)
    b. 2. Senaryo (Midsagittal ve median palatin suturanın açık, diğer kraniofasiyal suturların kapalı olduğu)
    c. 3. Senaryo (Tüm kraniofasiyal suturların kapalı olduğu)
2. Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı Hyrax)
    a. 1. Senaryo (Tüm kraniofasiyal suturların açık olduğu)
    b. 2. Senaryo (Midsagittal ve median palatin suturanın açık, diğer kraniofasiyal suturlar kapalı olduğu)
    c. 3. Senaryo (Tüm kraniofasiyal suturların kapalı olduğu)
3. Kemik Destekli (Mini-vida Hyrax)
    a. 1. Senaryo (Tüm kraniofasiyal suturların açık olduğu)
    b. 2. Senaryo (Midsagittal ve median palatin suturanın açık, diğer kraniofasiyal suturlar kapalı olduğu)
    c. 3. Senaryo (Tüm kraniofasiyal suturların kapalı olduğu).

Oluşturulan bu 9 farklı modelde de genişletme işleminin başlangıç ve ileri safhalarındaki etkilerini belirleyebilmek amacıyla 0,25 mm ve 5 mm genişletme uygulandı.

2.3. Diş Destekli Hyrax Modeli (4 ve 6 Bantlı)

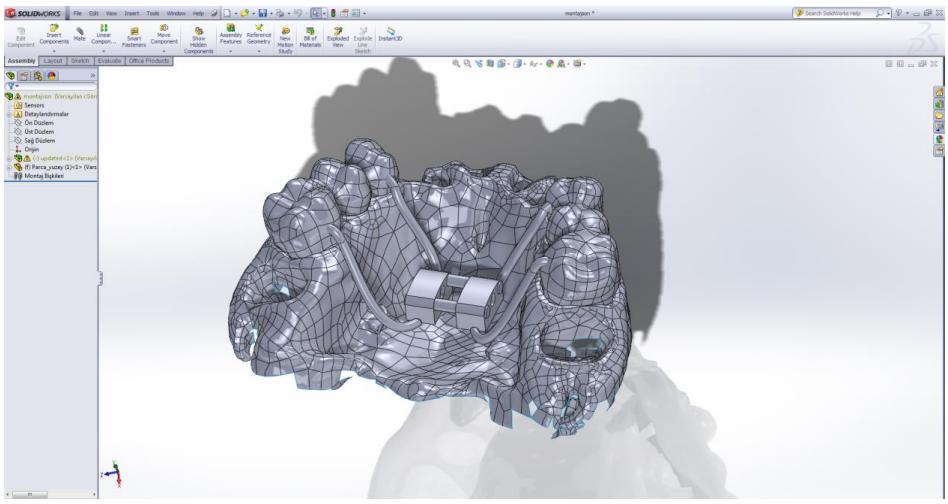
2.3.1. Hyrax'ın ve Bantların Tasarımı ve Üç Boyutlu Kranial Modellere Eklenmesi

Çalışmamızda kullanılacak Hyrax (Forestadent) vidası 8 mm genişletme yapılabilen modelidir. MIMICS yazılımından nokta bulutu şeklinde elde edilen maksilla ve dişler Solidworks paket programına aktarılarak gerekli düzenlemeler yapıldıktan sonra sağ ve sol 4, 5 ve 6 nolu dişler ve maksillaya ait yüzey modeli elde edildi (Şekil 2-34).



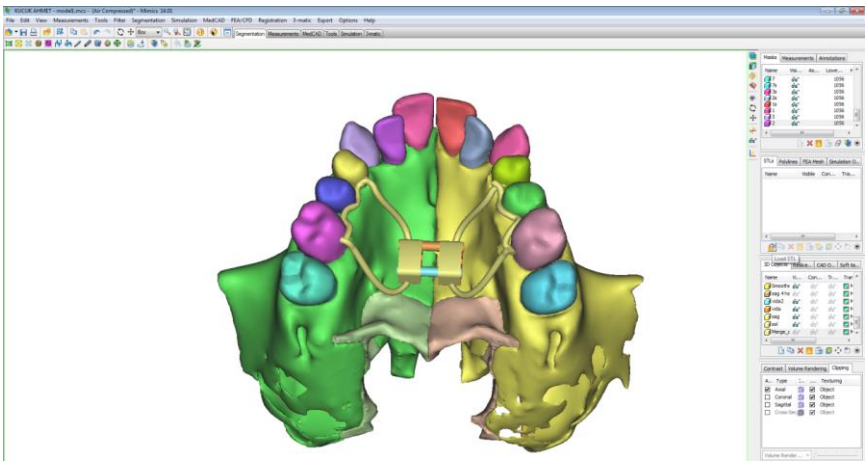
Şekil 2-34. Nokta Bulutundan Elde Edilen Yüzey Model

Hyrax'ın kolları sağ ve sol 4 ve 6 nolu diş yüzeylerine damağın anatomik yapısına uygun olarak uzatıldı (Şekil 2-35).



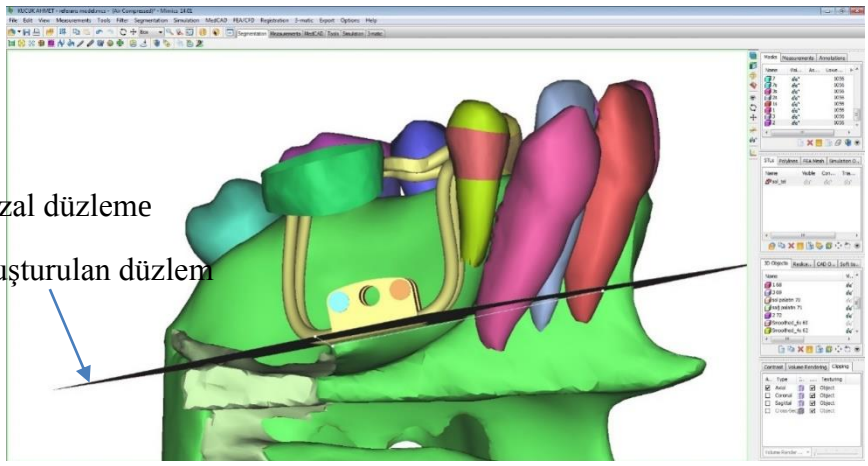
Şekil 2-35. Yüzey Modele eklenen Hyrax (palatinal yüzeydeki tel eksiktir)

Pimler, sağ ve sol hyrax parçaları STL formatında kaydedilerek “STLs > Load STL” fonksiyonu yardımıyla MIMICS yazılımına aktarıldı. Sağ ve sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerin palatinal yüzeyleri kullanılarak bu yüzeylerdeki tel bağlantısı tasarlandı. Tasarlanan sağ ve sol tel parçaları “STLs > Load STL” fonksiyonu yardımıyla MIMICS yazılımına aktarıldı. “Boolean operations > Merge” komutuyla sağ hyrax parçasıyla sağ tel, sol hyrax parçasıyla da sol tel birleştirildi ve kraniyel model üzerine hastanın anatomik yapısına en uygun şekilde konumlandırıldı (Şekil 2-36).



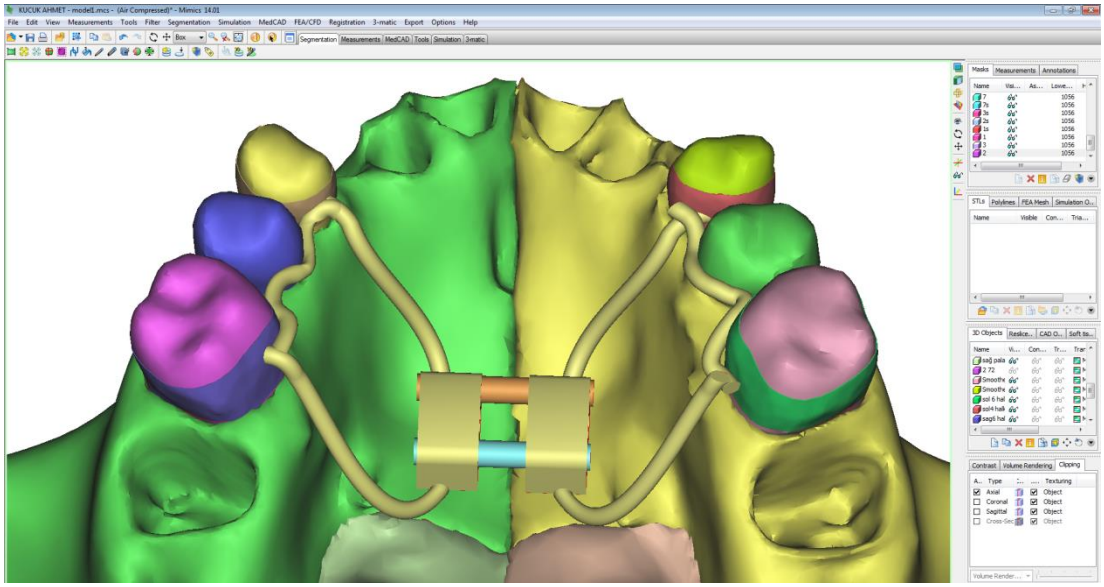
Şekil 2-36. Hyrax konumlandırılmış MIMICS modeli

Hyrax okluzal düzleme paralel ve damağa en yakın olacak şekilde konumlandırıldı (Şekil 2-37).

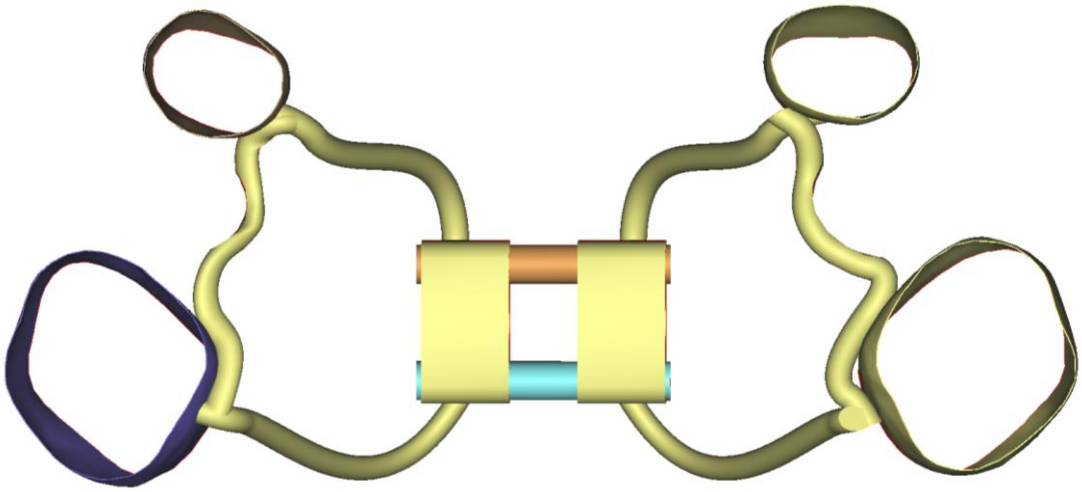


Şekil 2-37. Oklüzal düzlem ve Hyrax'ın altının paralel bir şekilde görünümü

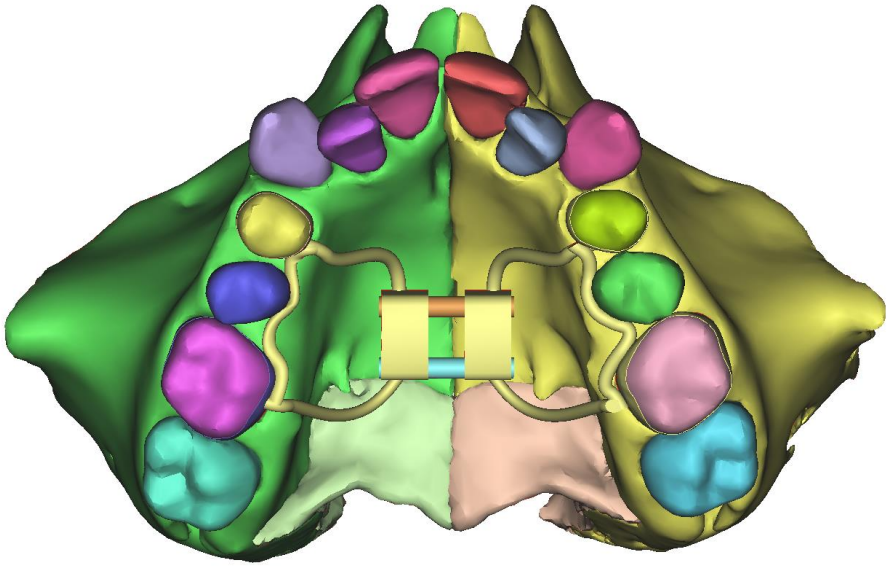
"Wrap" komutuyla genişletilen sağ ve sol 4 ve 6 nolu dişler, dişlerin orjinal geometrilerinden ayrı ayrı "Boolean operations > Substraction" komutuyla çıkarıldı. Elde edilen 4 ayrı kabuk için "Cut With Curve" komutu uygulanarak istenen bant geometrileri elde edildi. Sağ ve sol Hyrax parçalarından "Boolean operations > Substraction" komutuyla dişler ve bantlar çıkarıldı. Bu sayede sağ ve sol Hyrax parçalarının sağ ve sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerin palatinal yüzeyiyle olan kontaktları elde edildi.



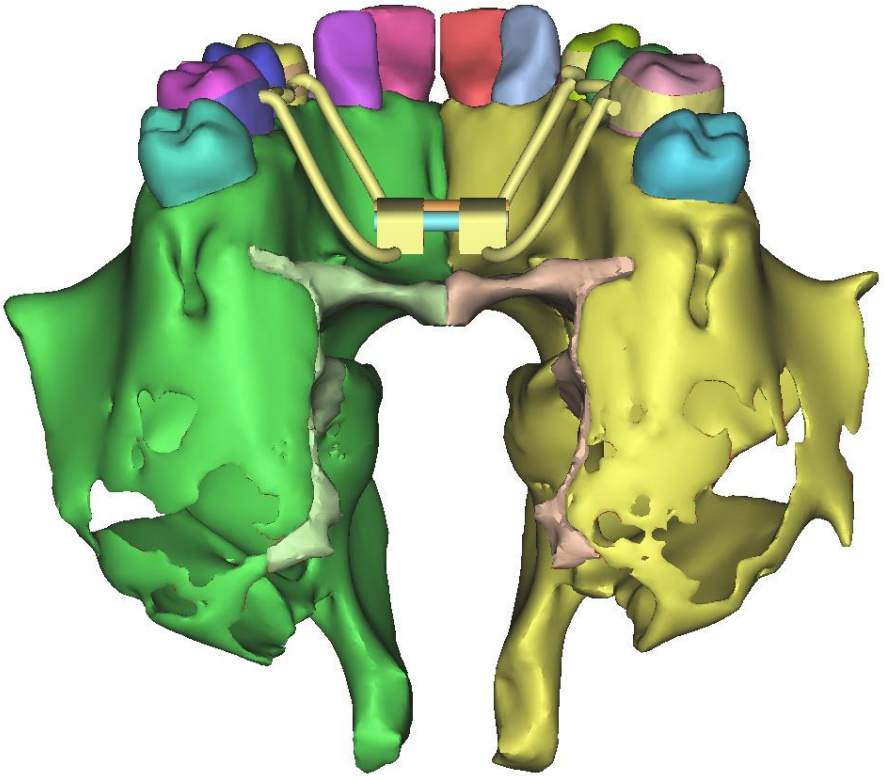
Şekil 2-38. Bantlı Hyrax modeli ve maksillanın arka-üst görünümü



Şekil 2-39. MIMICS te elde edilen Bantlı Hyrax modeli



Şekil 2-40. MIMICS te elde edilen Bantlı Hyrax modeli maksilla ve palatal kemikle birlikte (üst görünüm)



Şekil 2-41. MIMICS te elde edilen Bantlı Hyrax modeli maksilla ve palatal kemikle birlikte (arka görünüm)

2.3.2. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Hazırlanması

2.3.2.1. Üç Boyutlu İlk Mesh Modelin İncelenmesi ve Düzeltilmesi

MIMICS yazılımı FEA/CFD modülü ”Remesh” fonksiyonu ile 3-matic modülüne aktarılıp bütünleşik modele ait ilk mesh oluşturuldu. Bu fonksiyon ve alt seçenekleri yardımıyla, modelin sonlu elemanlar analizinde değerlendirilebilmesi için küçük üçgenlerden oluşan bir ağ yapısı formatına dönüştürülmesi anlamına gelen meshing işlemi ile önce yüzey mesh (surface mesh) ve sonrasında hacimsel mesh (volumetric mesh) oluşturuldu. Hyrax ın bağlantı noktalarındaki keskin yüzeyler “Mark > Lasso Area Mark” komutuyla işaretlenerek temizlendi. “Fixing > Fix Wizard” komutuyla tüm parçalardaki geometrik hatalar giderildi.

2.3.2.2. Üç Boyutlu Mesh Modelde Optimizasyon

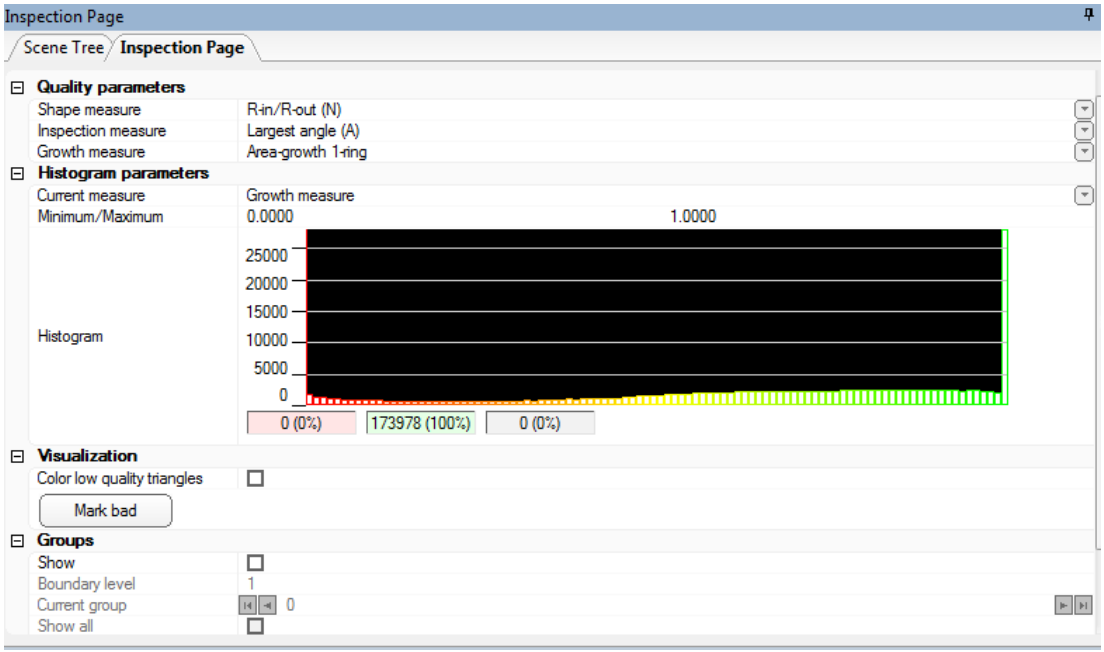
“Auto inspection scene” penceresinde 3 boyutlu ilk meshi oluşturan elemanların özellikleri ve sayısı değerlendirildi. Modele ait kalitesi düşük elemanların sayısı ve oranı belirlendi. Üçgen elemanlardan oluşan mesh modelin eleman sayısını azaltmak amacıyla “Remesh > Remeshing > Quality preserve reduce triangles” fonksiyonu kullanıldı. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan yazılımların sağlıklı sonuçlara ulaşabilmesi için “Remeshing > Auto Remesh” komutuyla meshleme parametreleri her parça için ayrı ayrı düzenlenip “Auto Inspection Scene” ekranından parçaların mesh sayı ve kaliteleri optimize edildi.

2.3.2.3. Üç Boyutlu Yüzey Mesh Modelin Hacimsel Mesh Model Haline Dönüştürülmesi

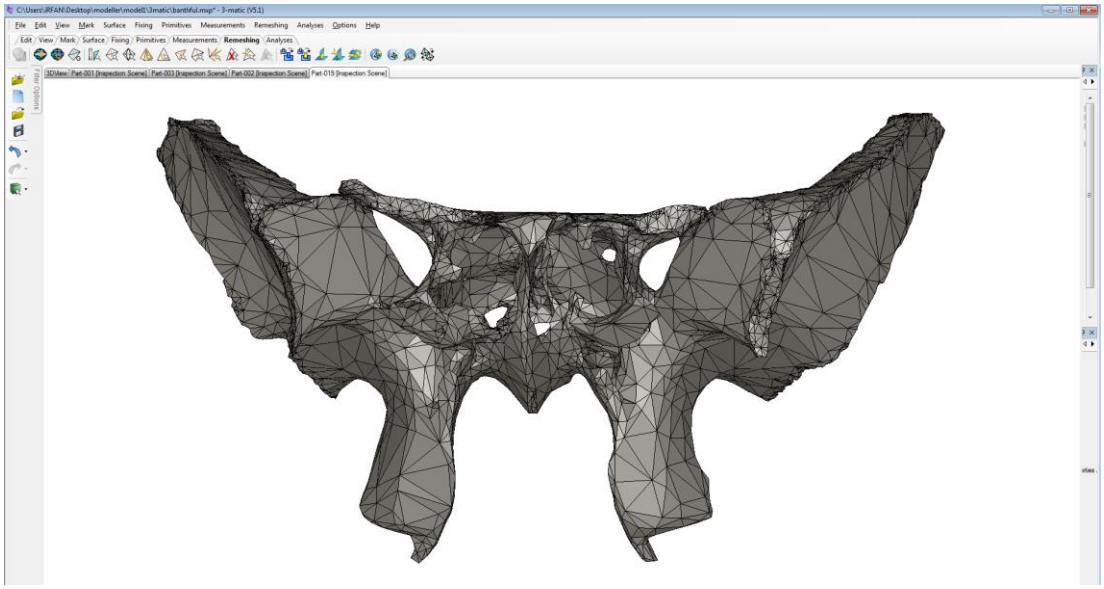
Bu amaçla “Remesh > Remeshing > Create Volume Mesh” fonksiyonu kullanıldı. İşlemler üç boyutlu modelleri oluşturan her bir anatomik yapı için ayrı ayrı gerçekleştirildi. Şekilde (2-42 - 2-45) sonlu elemanlar analizine hazırlık işlemi sphenoid kemik için gösterilmiştir.



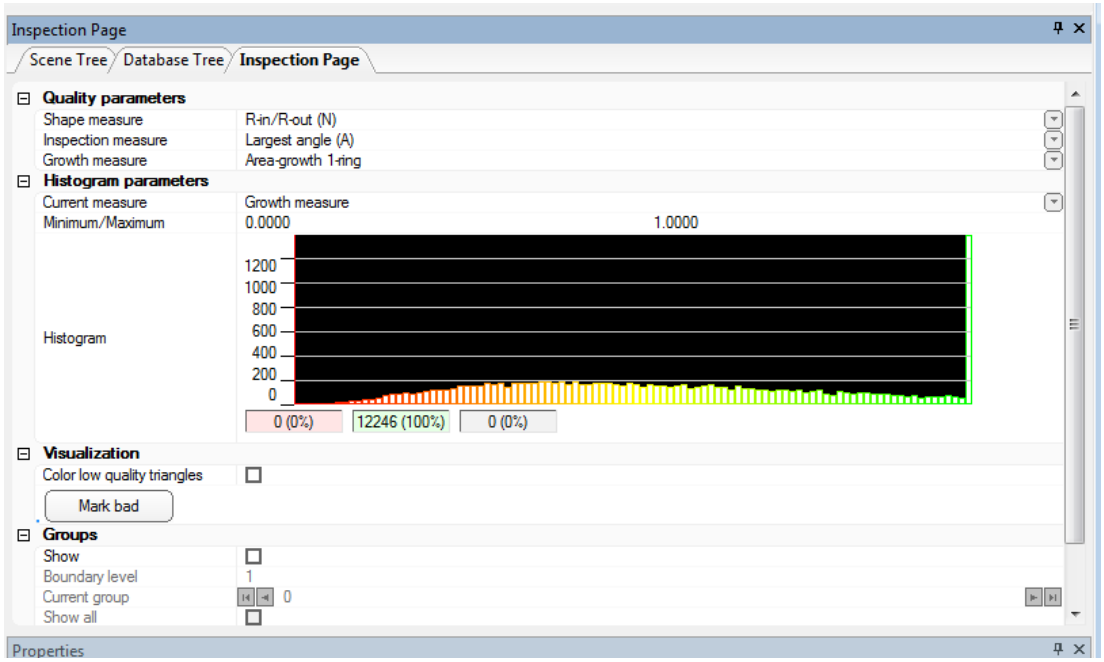
Şekil 2-42. Sphenoid kemiğin mesh yapısı (ilk durum)



Şekil 2-43. Sphenoid kemiğe ait Mesh Optimizasyon Parametreleri (ilk durum)

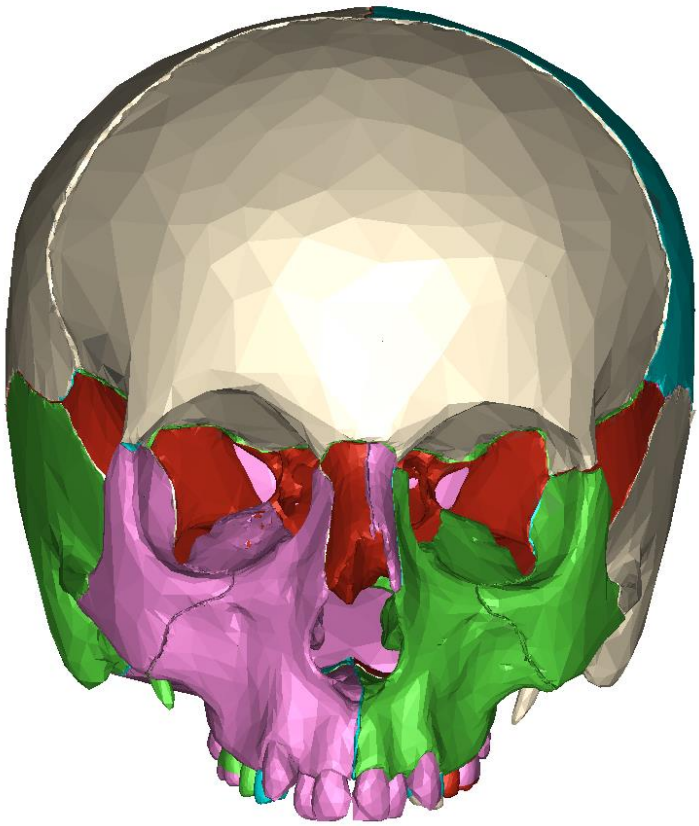


Şekil 2-44. Sphenoid kemiğin mesh yapısı (son durum)

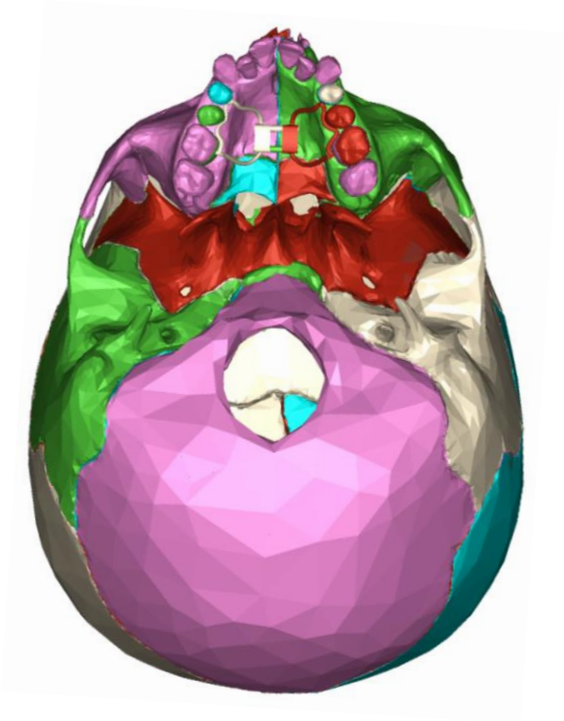


Şekil 2-45. Sphenoid kemiğe ait Mesh Optimizasyon Parametreleri (son durum)

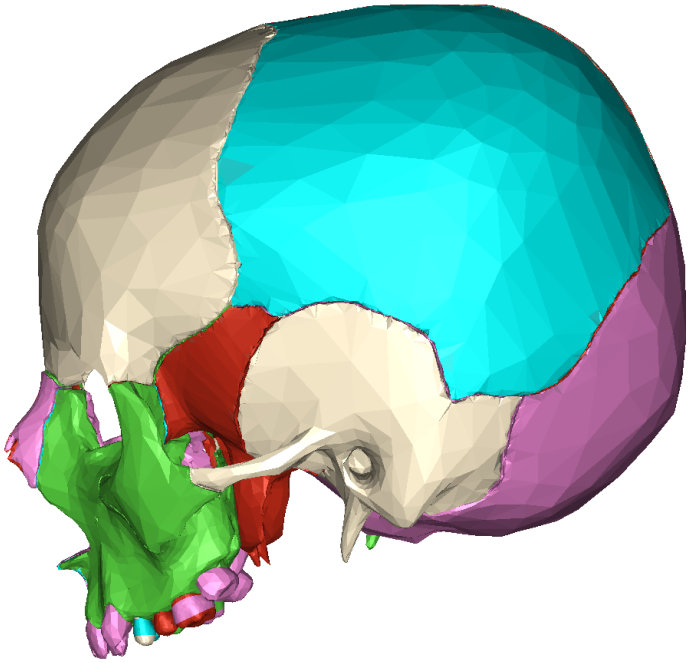
“Create Volume Mesh” komutuyla her parça için üçgen prizmatik hacimler elde edildi. Tüm kranial ve bantlı Hyrax volume mesh parçaları “Remeshing > Non-manifold Assembly” komutuyla birleştirildi. Ardından tüm volume mesh montaj parçaları “File > Export > ANSYS” sekmesinden açılan “Export to ANSYS” ekranındaki “Export Volume Mesh” seçilerek istenen dizine “.cdb” formatında kaydedildi.



Şekil 2-46. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Ön görünüm)



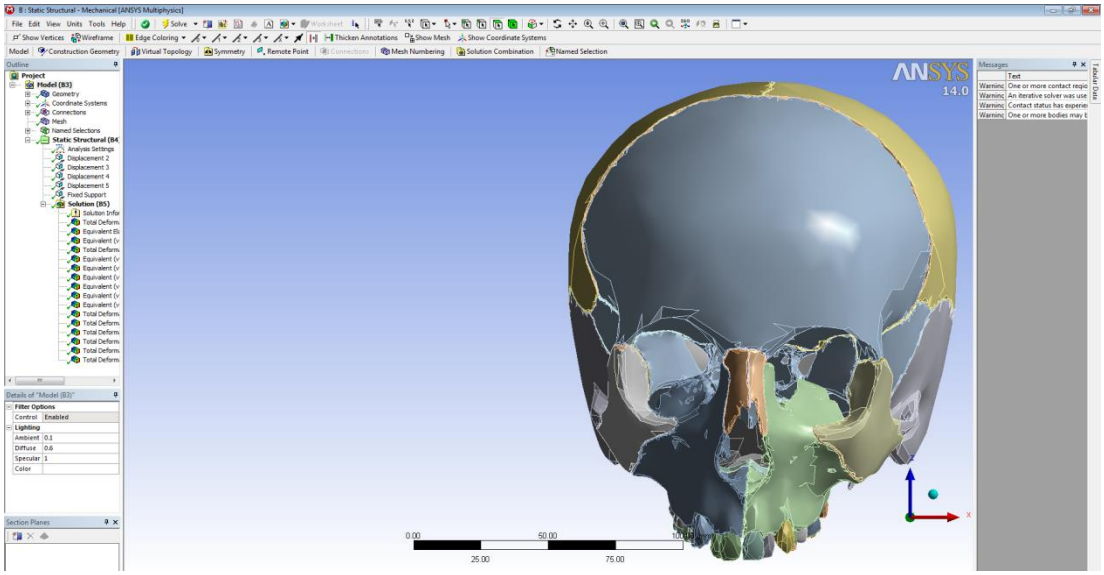
Şekil 2-47. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Alt görünüm)



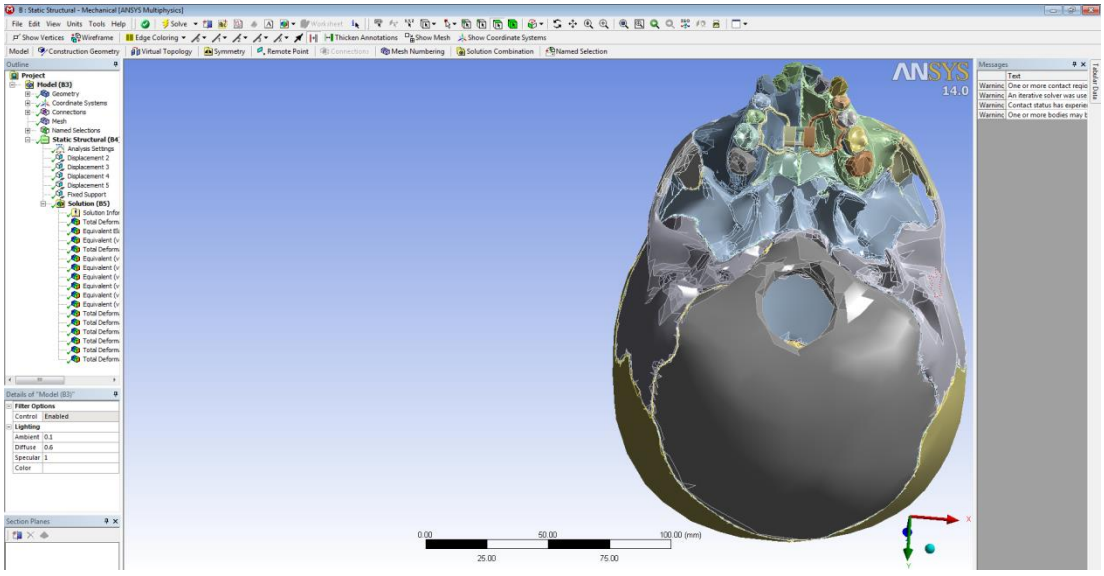
Şekil 2-48. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Sol görünüm)

2.3.3. Modelin Analizi

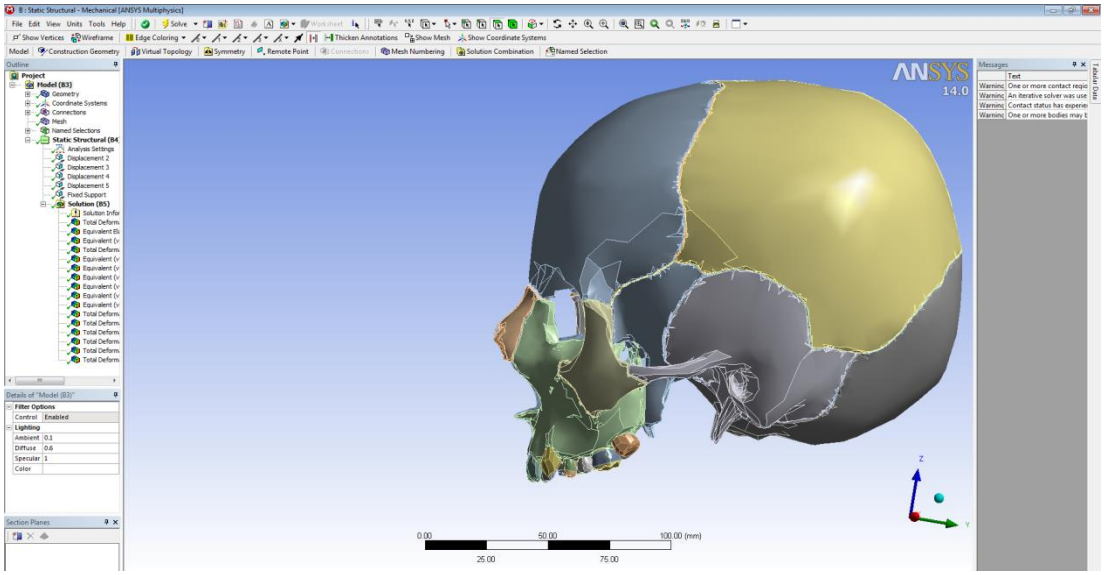
ANSYS Workbench 14.0 programında “Finite Element Modeler” kullanılarak “Export” edilen “.cdb” dosyaları birleştirilerek “Assembly Mesh” oluşturuldu. Oluşturulan sonlu elemanlar modeli “Static Structural” modeline gönderildi. “Engineering Data” modülünden malzemelerin mekanik özellikleri atandı. Model “Update” edilip “Mechanical model” dosyası açıldı. Meshlerin eleman kaliteleri değerlendirildi. Kalite düşük olduğundan dolayı kuvvetin doğru şekilde transfer edilebilmesi için mesh yapısının yeniden oluşturulmasına karar verildi. Modeldeki mevcut mesh “Clear generated data” komutuyla silinerek ilgili mesh parametrelerinin belirlenmesinin akabinde “Generate mesh” komutuyla mesh yapısı yeniden oluşturuldu. Modelde mesh oluşturulamayan parçalar için “Body sizing” komutu kullanılarak farklı eleman boyutları tanımlanarak mesh yapıları düzeltildi. Kranial yapılar ve Hyrax parçaları isimlendirilip her parça için malzeme ataması gerçekleştirildi. Her parçanın birbiriyle olan kontaktları kontrol edilerek kuvvet transferinin doğru iletimi için gerekli mekanik şartlar sağlandı. Diş destekli model rijit cisim hareketini önlemek için foramen magnum civarında mesnetlendi. Sağ ve sol Hyrax parçalarının herbirine 0,125 mm ve 2,5 mm deplasman (yer değiştirme) verilip maksilla ve çevresindeki deplasman ve gerilmeler 2 farklı deplasman miktarında ayrı ayrı değerlendirildi.



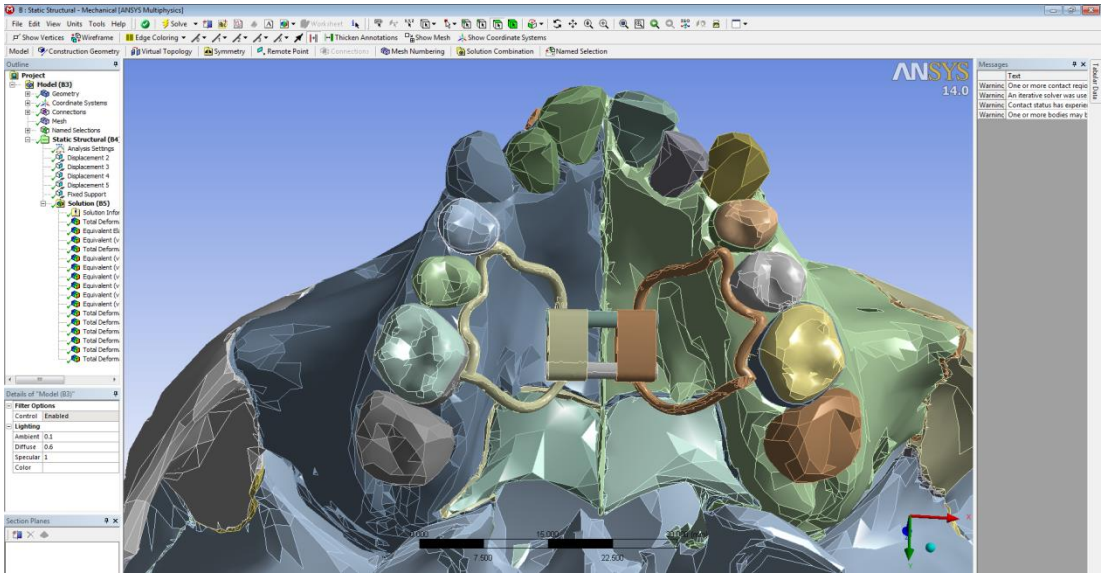
Şekil 2-49. ANSYS te analize hazır model (Ön görünüm)



Şekil 2-50. ANSYS te analize hazır model (Alt görünüm)



Şekil 2-51. ANSYS te analize hazır model (Sol görünüm)

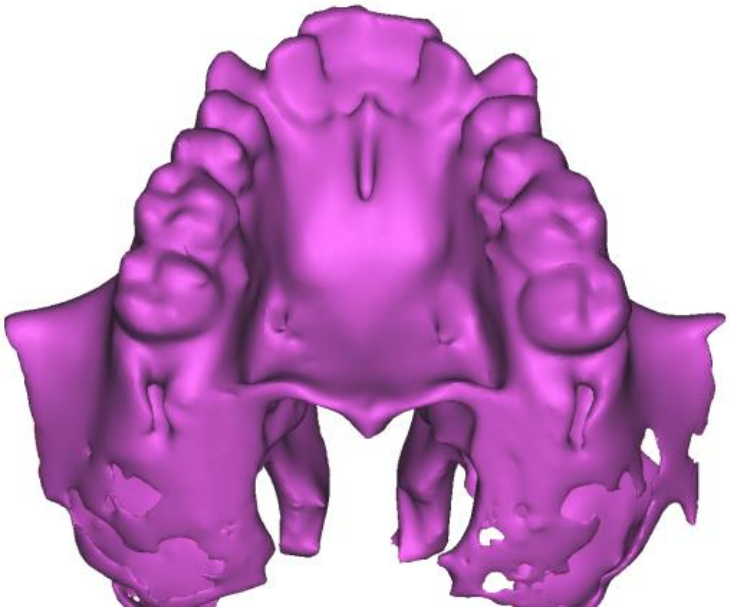


Şekil 2-52. ANSYS te analize hazır model (Okluzal görünüm)

2.4. Diş-Kemik Destekli Hyrax Modeli (Akrilik Kaplı)

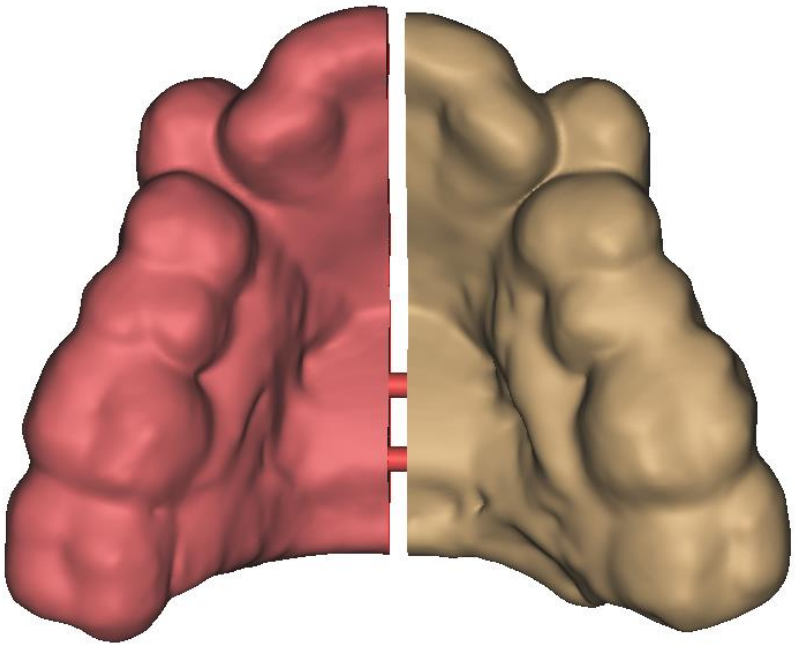
2.4.1. Hyrax'ın ve Akrilik Resinin Tasarımı ve Üç Boyutlu Kranial Modellere Eklenmesi

Yeniden düzenlenmek üzere farklı kaydedilen modeldeki Hyrax kolları modifiye edilip akrilik model için uygun şekilde tasarlandı. Maksilla ve dişlerin tamamı "Merge" komutuyla birleştirilip "Smoothing" komutuyla parçanın yüzeyleri düzgünleştirildi. "Wrap" komutu mümkün olduğunca ince et kalınlıklarında defalarca tekrarlanarak istenilen 3 mm akrilik kalınlığına (freeway space sınırları içinde) ulaşıldı (Çörekçi 2009).

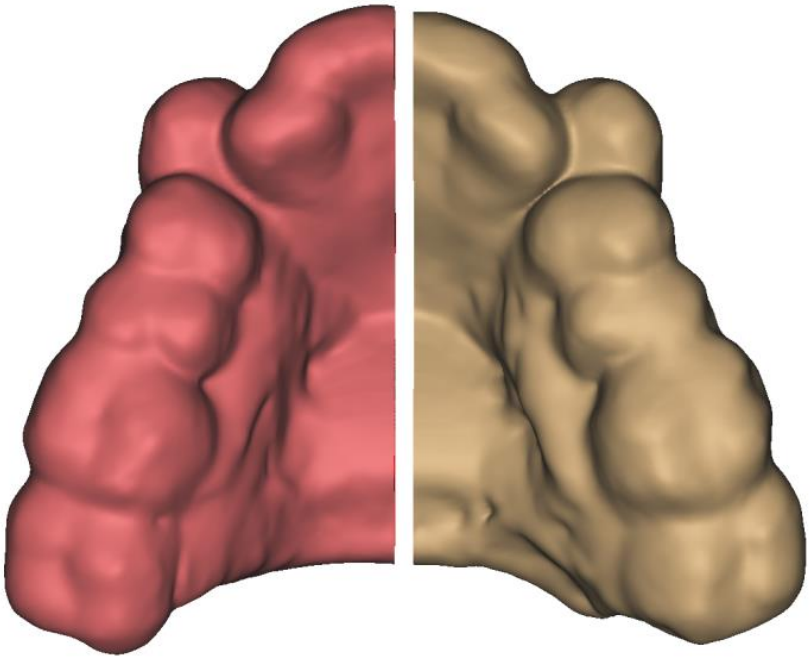


Şekil 2-53. Smoothing yapılmış model

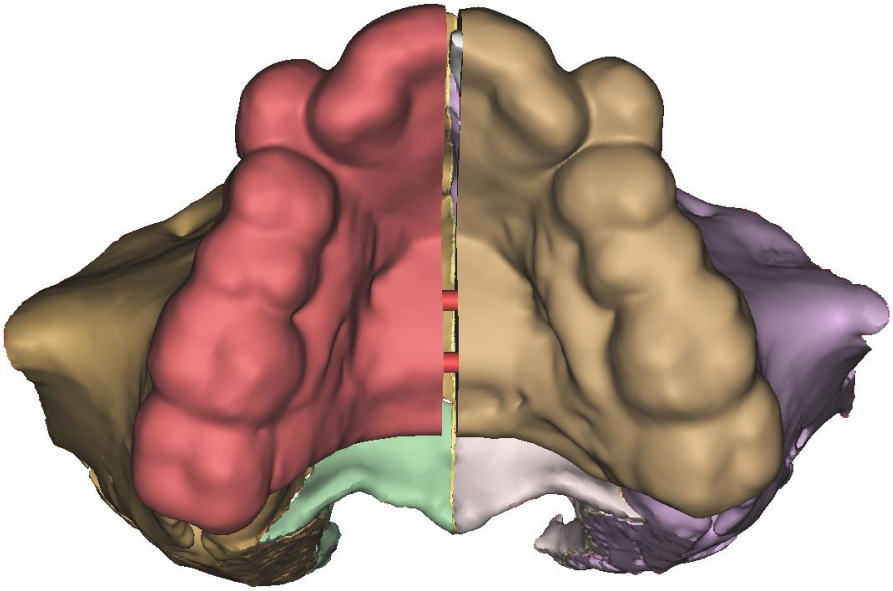
"Wrap komutuyla genişletilen model, "Smoothing" yapılmış modelden "Boolean operations > Substraction" komutuyla çıkarıldı. Elde edilen 3 boyutlu geometriden "Create mask from object" komutuyla yeni bir maske oluşturuldu. Diş-dişeti birleşim hattı ve yumuşak damak akrilik kısmı modelin anatomik yapısına uygun olarak temizlendi. "Calculate 3D" komutuyla 3 boyutlu geometri hesaplandı ve akriliğin orta hat bölgesi çıkarıldı. "Boolean operations > Substraction" komutuyla akrilik modelden modifiye edilmiş Hyrax modeli çıkarıldı ve saf akrilik elde edildi.



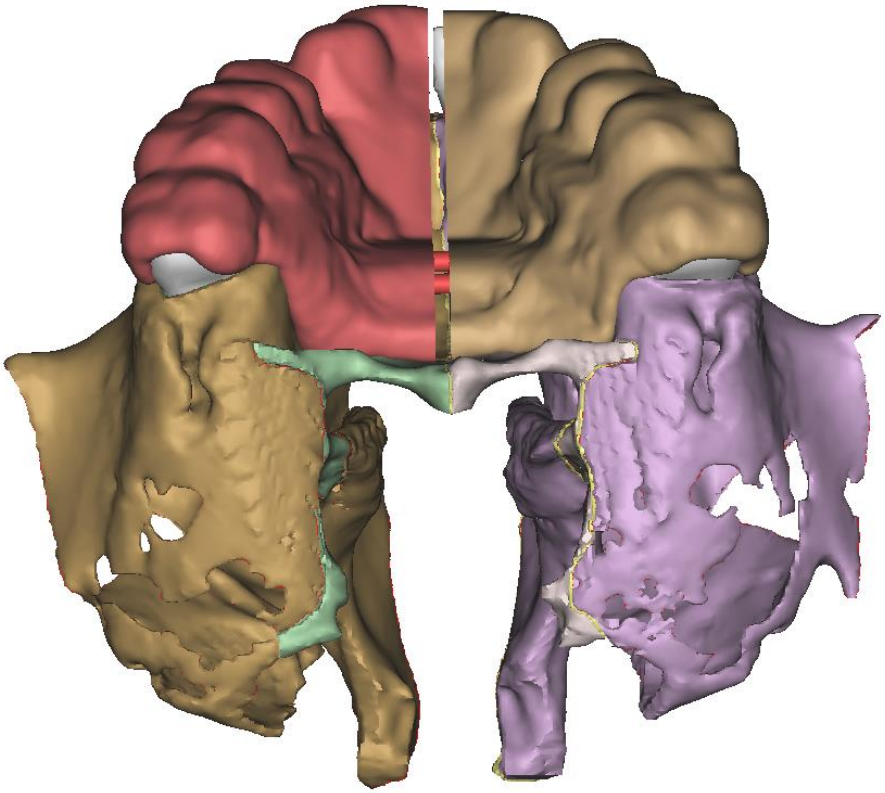
Şekil 2-54. Akrilik kaplı Hyrax model



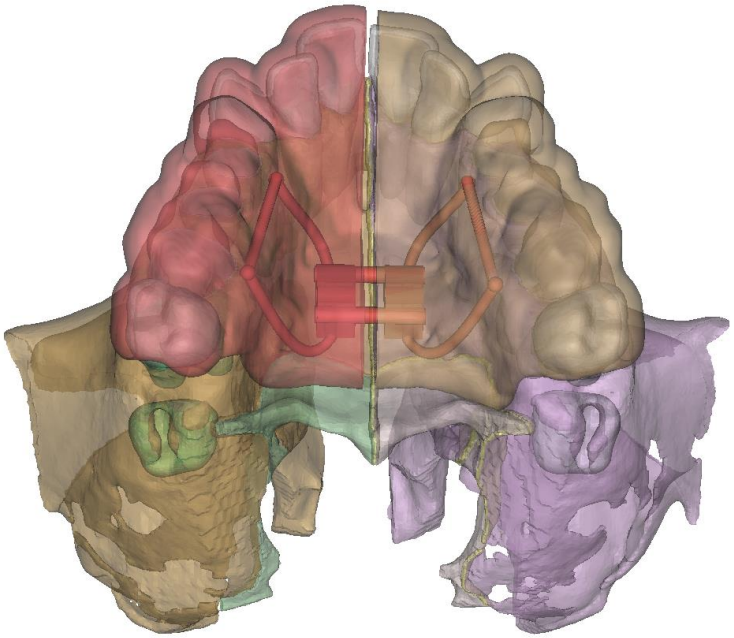
Şekil 2-55. Saf akrilik model



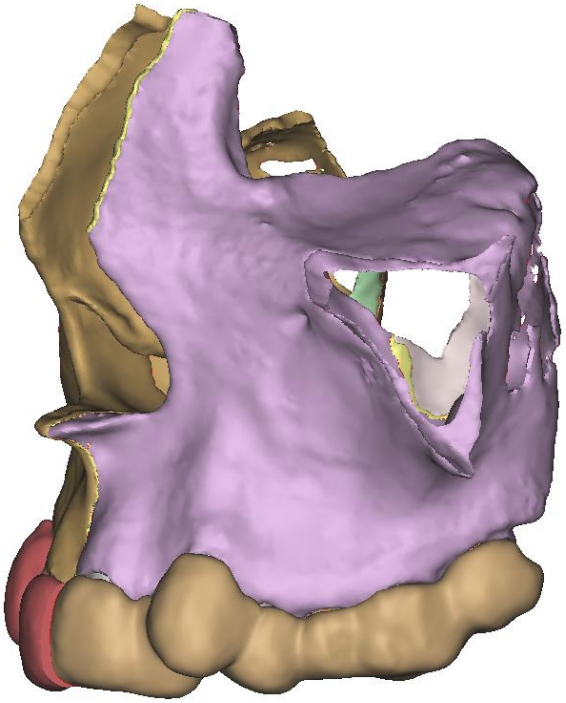
Şekil 2-56. Maxillaya monte edilmiş akrilik kaplı Hyrax modeli (Okluzal görünüm)



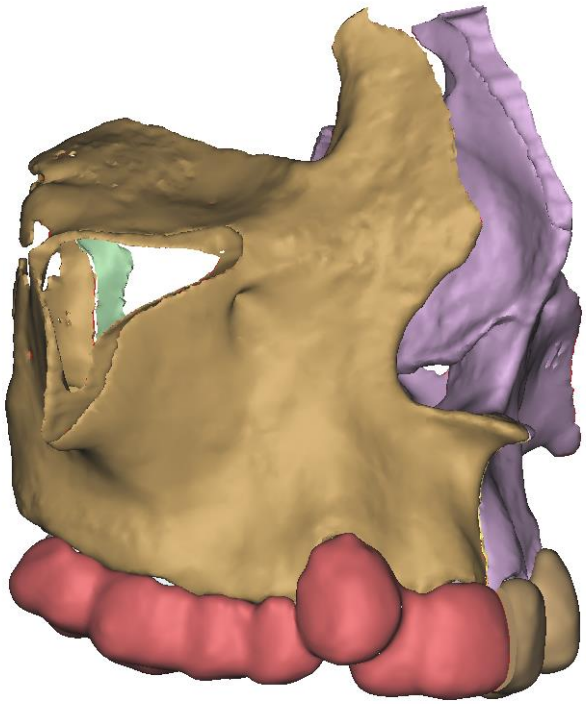
Şekil 2-57. Maxillaya monte edilmiş akrilik kaplı Hyrax modeli (Arka görünüm)



Şekil 2-58. Maxillaya monte edilmiş akrilik kaplı Hyrax modelinin şeffaf görünümü



Şekil 2-59. Maxillaya monte edilmiş akrilik kaplı Hyrax modeli (Sol görünüm)



Şekil 2-60. Maxillaya monte edilmiş akrilik kaplı Hyrax modeli (Sağ görünüm)

2.4.2. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Hazırlanması

2.4.2.1. Üç Boyutlu İlk Mesh Modelin İncelenmesi ve Düzeltilmesi

MIMICS yazılımı FEA/CFD modülü ”Remesh” fonksiyonu ile 3-matic modülüne aktarılıp bütünleşik modele ait ilk mesh oluşturuldu. Bu fonksiyon ve alt seçenekleri yardımıyla, modelin sonlu elemanlar analizinde değerlendirilebilmesi için küçük üçgenlerden oluşan bir ağ yapısı formatına dönüştürülmesi anlamına gelen meshing işlemi ile önce yüzey mesh (surface mesh) ve sonrasında hacimsel mesh (volumetric mesh) oluşturuldu.

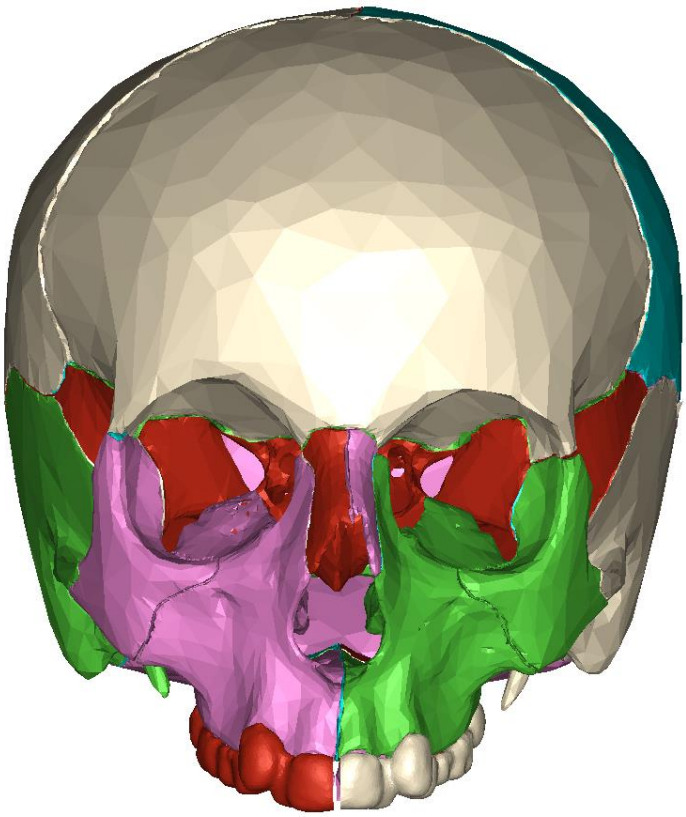
2.4.2.2. Üç Boyutlu Mesh Modelde Optimizasyon

“Auto inspection scene” penceresinde 3 boyutlu ilk mesh’i oluşturan elemanların özellikleri ve sayısı değerlendirildi. Modele ait kalitesi düşük elemanların sayısı ve oranı belirlendi. Üçgen elemanlardan oluşan mesh modelin eleman sayısını azaltmak amacıyla “Remesh > Remeshing > Quality preserve reduce triangles” fonksiyonu kullanıldı. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan yazılımların sağlıklı sonuçlara

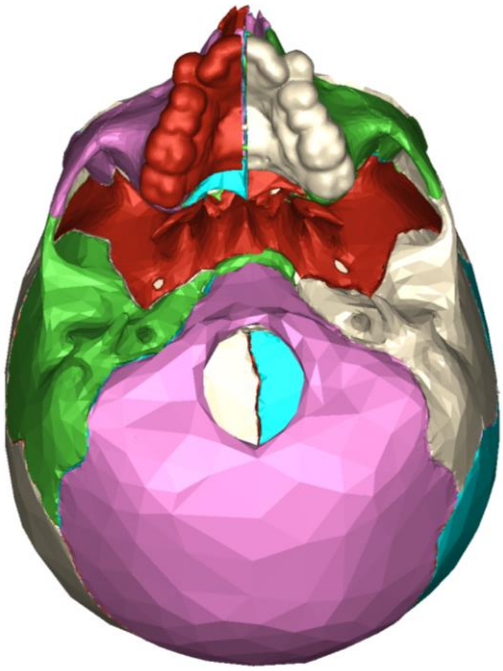
ulaşabilmesi için “Remeshing > Auto Remesh” komutuyla meshleme parametreleri her parça için ayrı ayrı düzenlenip “Auto Inspection Scene” ekranından parçaların mesh sayı ve kaliteleri optimize edildi.

2.4.2.3. Üç Boyutlu Yüzey Mesh Modelin Hacimsel Mesh Model Haline Dönüştürülmesi

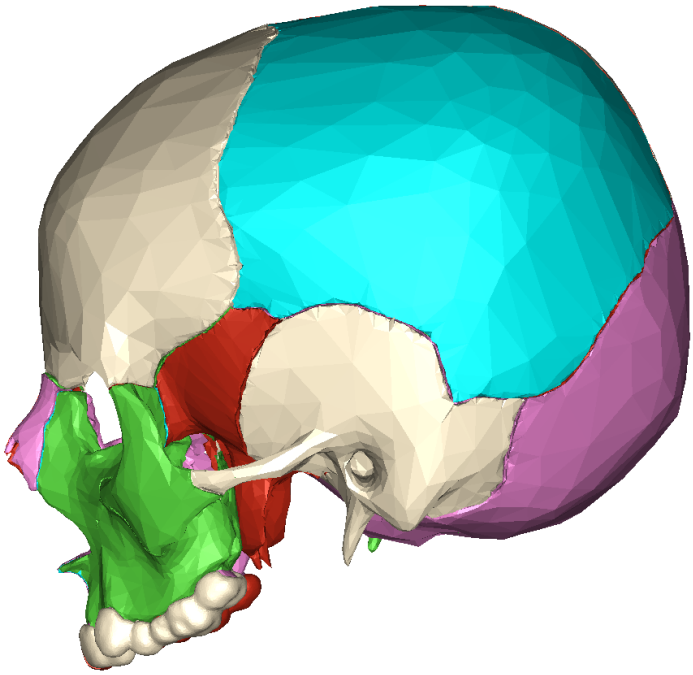
Bu amaçla “Remesh > Remeshing > Create Volume Mesh” fonksiyonu kullanıldı. İşlemler üç boyutlu modelleri oluşturan her bir anatomik yapı için ayrı ayrı gerçekleştirildi “Create Volume Mesh” komutuyla her parça için üçgen prizmatik hacimler elde edildi. Tüm kranial ve Hyrax volume mesh parçaları “Remeshing> Non-manifold Assembly” komutuyla birleştirildi. Ardından tüm volüme mesh montaj parçaları “File > Export > ANSYS” sekmesinden açılan “Export to ANSYS” ekranındaki “Export Volume Mesh” seçilerek istenen dizine “.cdb” formatında kaydedildi.



Şekil 2-61. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Ön görünüm)



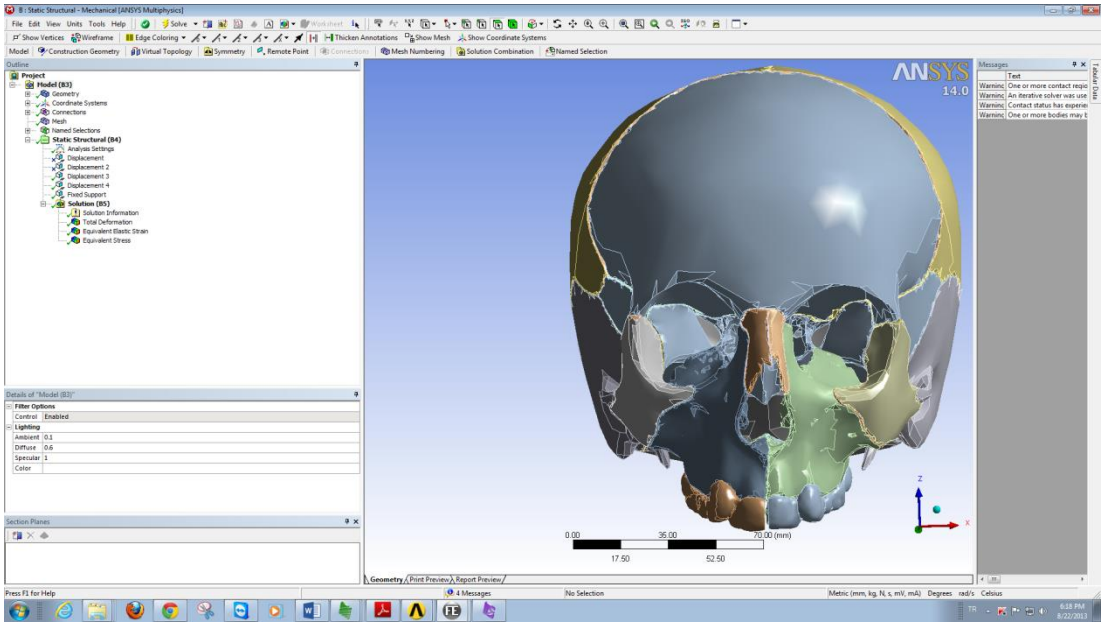
Şekil 2-62. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Alt görünüm)



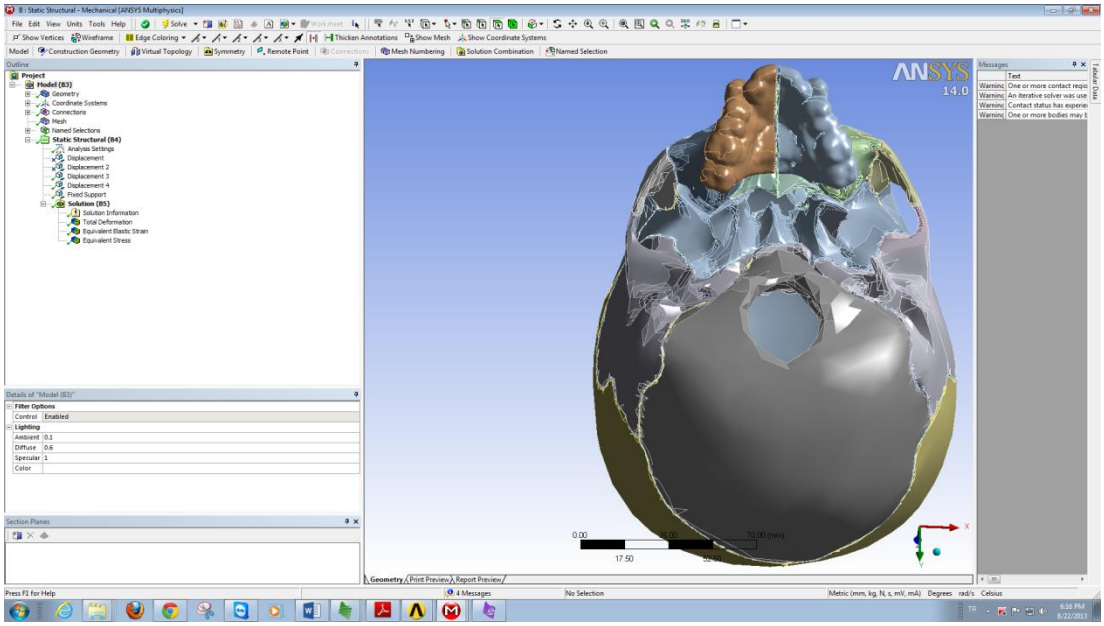
Şekil 2-63. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Sol görünüm)

2.4.3. Modelin Analizi

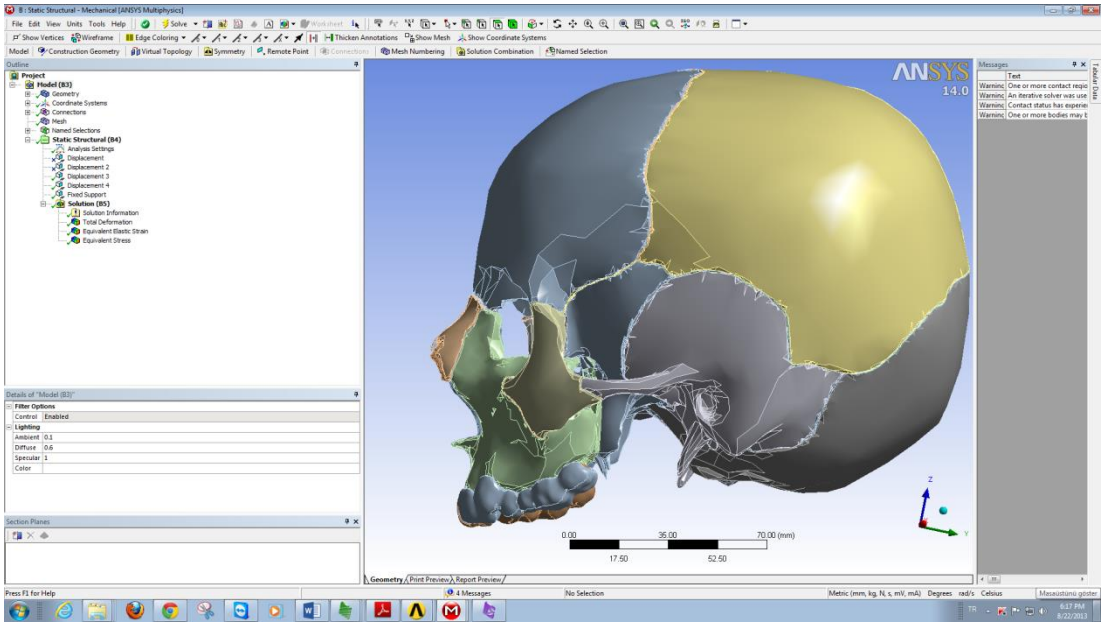
ANSYS Workbench 14.0 programında “Finite Element Modeler” kullanılarak “Export” edilen “.cdb” dosyaları birleştirilerek “Assembly Mesh” oluşturuldu. Oluşturulan sonlu elemanlar modeli “Static Structural” modeline gönderildi. “Engineering Data” modülünden malzemelerin mekanik özellikleri atandı. Model “Update” edilip “Mechanical model” dosyası açıldı. Meshlerin eleman kaliteleri değerlendirildi. Kalite düşük olduğundan dolayı kuvvetin doğru şekilde transfer edilebilmesi için mesh yapısının yeniden oluşturulmasına karar verildi. Modeldeki mevcut mesh “Clear generated data” komutuyla silinerek ilgili mesh parametrelerinin belirlenmesinin akabinde “Generate mesh” komutuyla mesh yapısı yeniden oluşturuldu. Modelde mesh oluşturulamayan parçalar için “Body sizing” komutu kullanılarak farklı eleman boyutları tanımlanarak mesh yapıları düzeltildi. Kranial yapılar ve Hyrax parçaları isimlendirilip her parça için malzeme ataması gerçekleştirildi. Her parçanın birbiriyle olan kontaktları kontrol edilerek kuvvet transferinin doğru iletimi için gerekli mekanik şartlar sağlandı. Diş-kemik destekli model rijit cisim hareketini önlemek için foramen magnum civarında mesnetlendi. Sağ ve sol Hyrax parçalarının herbirine 0,125 mm ve 2,5 mm deplasman (yer değiştirme) verilip maksilla ve çevresindeki deplasman ve gerilmeler 2 farklı deplasman miktarında ayrı ayrı değerlendirildi.



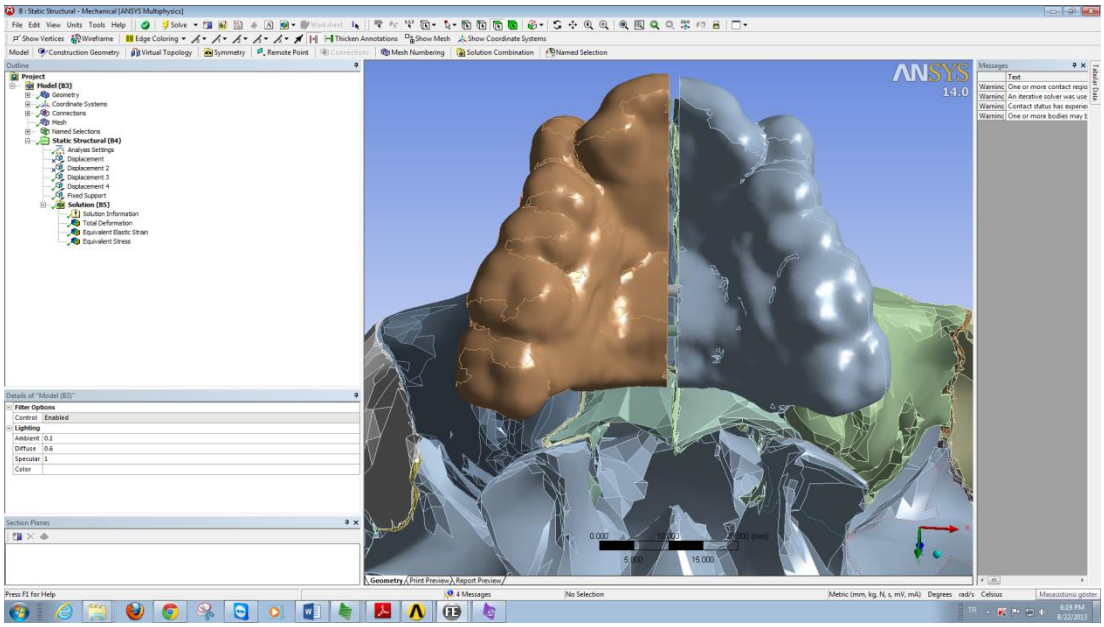
Şekil 2-64. ANSYS te analize hazır model (Ön görünüm)



Şekil 2-65. ANSYS te analize hazır model (Alt görünüm)



Şekil 2-66. ANSYS te analize hazır model (Sol görünüm)

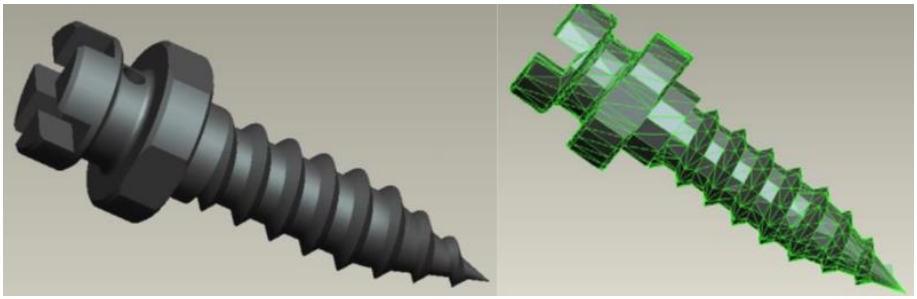


Şekil 2-67. ANSYS te analize hazır model (Okluzal görünüm)

2.5. Kemik Destekli Hyrax Modeli (Mini-vida Destekli)

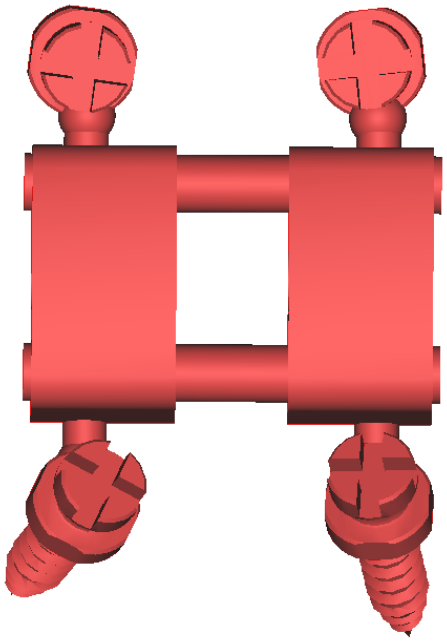
2.5.1. Hyrax'ın ve Mini-vidaların Tasarımı ve Üç Boyutlu Kranial Modellere Eklenmesi

Mini-vidalar harici bir CAD (Computer Aided Design) programı olan Pro/Engineer yazılımı kullanılarak tasarlandı. Mini-vidalar, klinikte palatinal ankraj amacıyla kullanılan ticari bir örneğe ait (Lomas 2.0 x 7 mm standart screw, Mondeal Medical Systems GmbH, Mühlheim, Almanya) katalog verileri ve vida numunesinden yapılan doğrudan ölçümler temel alınarak STL (Stereolithographic) formatında dizayn edildi. (Şekil 2-68)

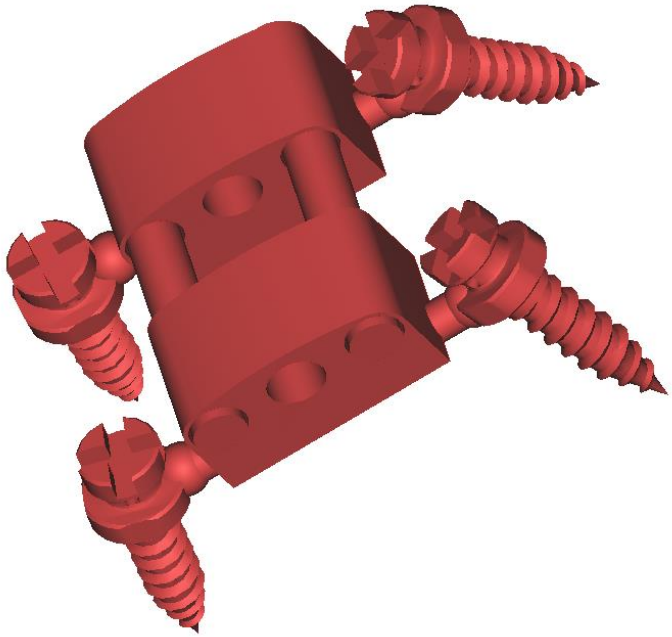


Şekil 2-68. Mini-vida katı model ve STL modeli.

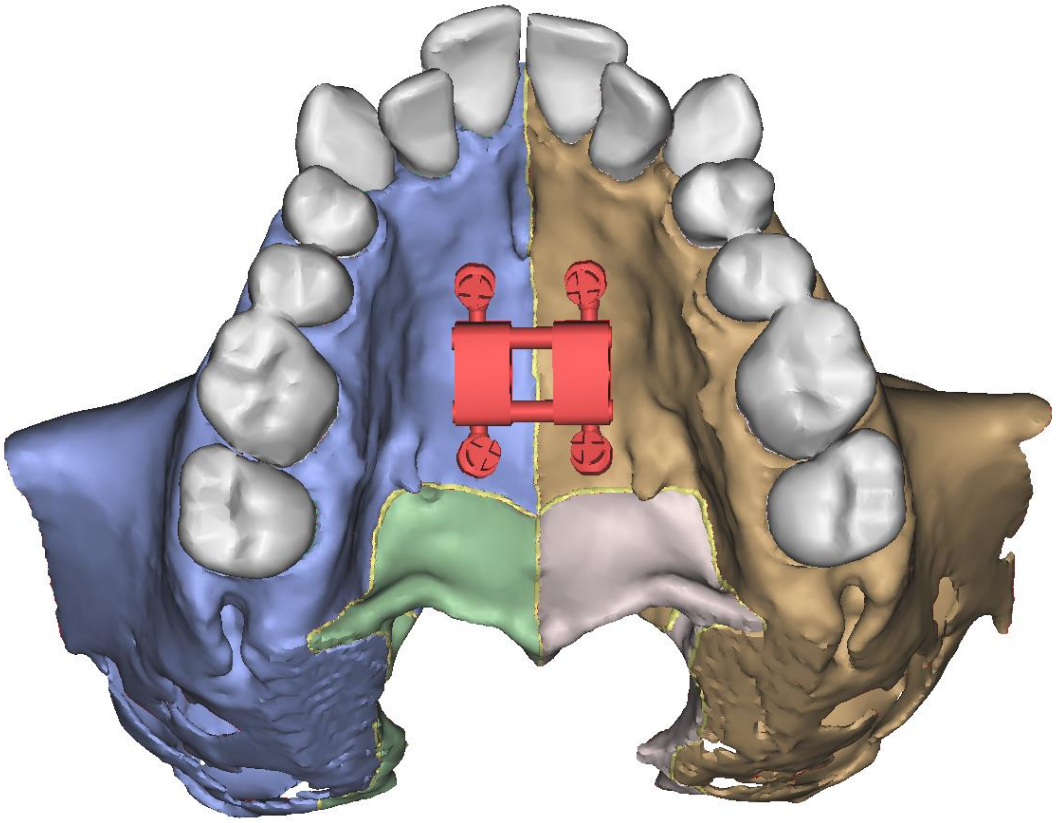
Hyrax modeli Solidworks programında modifiye edilerek kolsuz Hyrax elde edildi. Kolsuz Hyrax modeliyle mini-vida bağlantısını sağlayan kısa kollar modele eklendi. Solidworks programında tasarlanan Hyrax ve Pro/Engineer programında tasarlanan mini-vida üç boyutlu kranial modele eklenmek amacıyla "STLs > Load STL" fonksiyonu yardımıyla MIMICS yazılımına aktarıldı. Mini-vidalar "STLs > Duplicate" fonksiyonu aracılığıyla çoğaltıldı. Çoğaltma yoluyla oluşturulan 4 adet mini-vidaya ve Hyrax'a ait STL modeller, "STLs > Move > Rotate" fonksiyonları yardımıyla maksillanın anatomik yapısına uygun olacak şekilde konumlandırıldı ve yerleştirildi. Sağ Hyrax'a iki mini-vida, sol Hyrax'a iki mini-vida olmak üzere toplam 4 mini-vida Hyrax ile "Merge" komutuyla birleştirildi. Daha sonra "Boolean operations > Substraction" komutuyla sağ maksilladan sağ mini-vidalı Hyrax, sol maksilladan sol mini-vidalı Hyrax çıkarıldı.



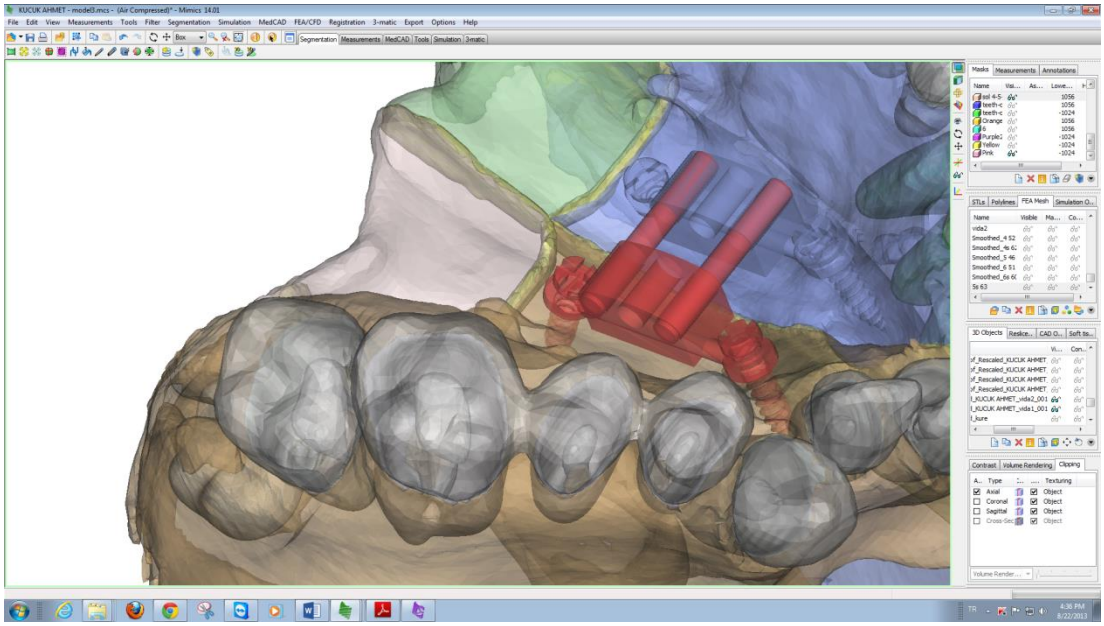
Şekil 2-69. Mini-vidalarla birleştirilen Hyrax modeli (Üst görünüm)



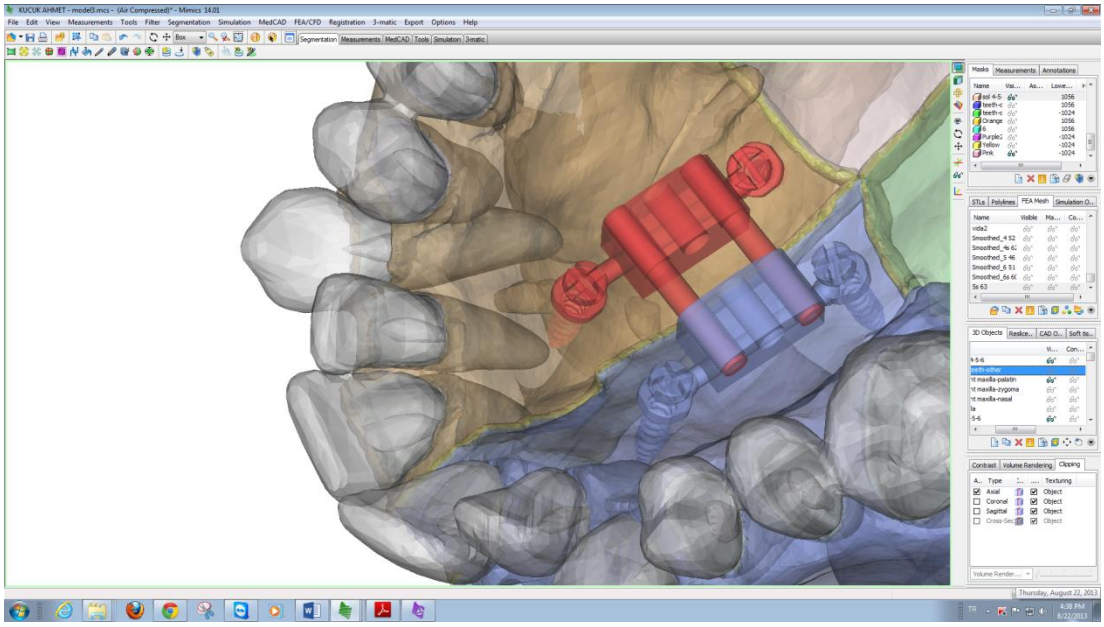
Şekil 2-70. Mini-vidalarla birleştirilen Hyrax modeli (İsometrik görünüm)



Şekil 2-71. Mini-vidalarla birleştirilen Hyrax modelinin maksillaya monte edilmiş hali (Okluzal görünüm)



Şekil 2-72. Mini-vidalarla birleştirilen Hyrax modelinin maksillaya monte edilmiş hali (şeffaf görünüm, sağ ön mini-vida diş mesafesi)



Şekil 2-73. Mini-vidalarla birleştirilen Hyrax modelinin maksillaya monte edilmiş hali (şeffaf görünüm, sol ön mini-vida diş mesafesi)

2.5.2. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Hazırlanması

2.5.2.1. Üç Boyutlu İlk Mesh Modelin İncelenmesi ve Düzeltilmesi

MIMICS yazılımı FEA/CFD modülü ”Remesh” fonksiyonu ile 3-matic modülüne aktarılıp bütünleşik modele ait ilk mesh oluşturuldu. Bu fonksiyon ve alt seçenekleri yardımıyla, modelin sonlu elemanlar analizinde değerlendirilebilmesi için küçük üçgenlerden oluşan bir ağ yapısı formatına dönüştürülmesi anlamına gelen meshing işlemi ile önce yüzey mesh (surface mesh) ve sonrasında hacimsel mesh (volumetric mesh) oluşturuldu.

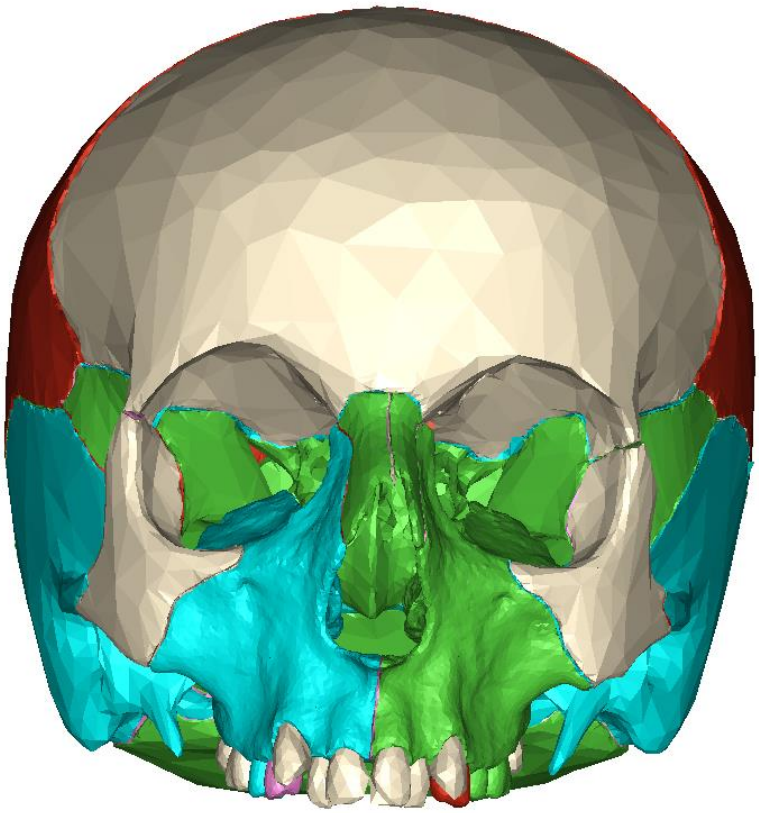
2.5.2.2. Üç Boyutlu Mesh Modelde Optimizasyon

“Auto inspection scene” penceresinde 3 boyutlu ilk mesh’i oluşturan elemanların özellikleri ve sayısı değerlendirildi. Modele ait kalitesi düşük elemanların sayısı ve oranı belirlendi. Üçgen elemanlardan oluşan mesh modelin eleman sayısını azaltmak amacıyla “Remesh > Remeshing > Quality preserve reduce triangles” fonksiyonu kullanıldı. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan yazılımların sağlıklı sonuçlara ulaşabilmesi için “Remeshing > Auto Remesh” komutuyla meshleme parametreleri

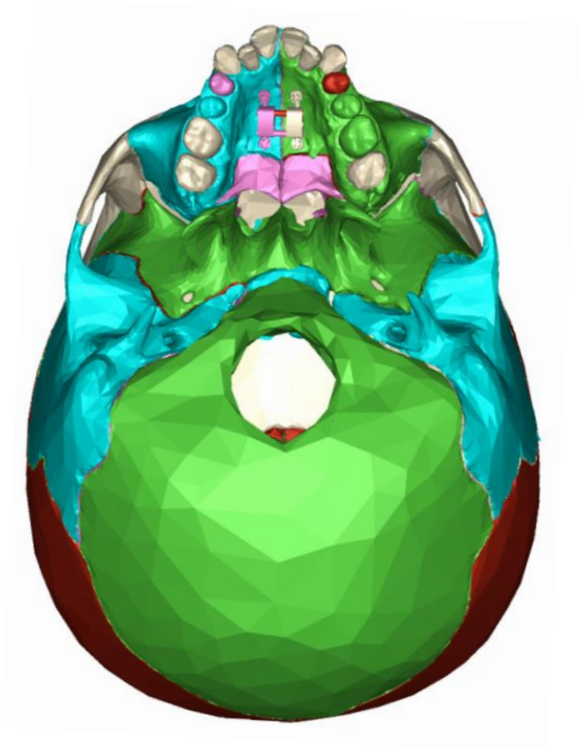
her parça için ayrı ayrı düzenlenip "Auto Inspection Scene" ekranından parçaların mesh sayı ve kaliteleri optimize edildi.

2.5.2.3. Üç Boyutlu Yüzey Mesh Modelin Hacimsel Mesh Model Haline Dönüştürülmesi

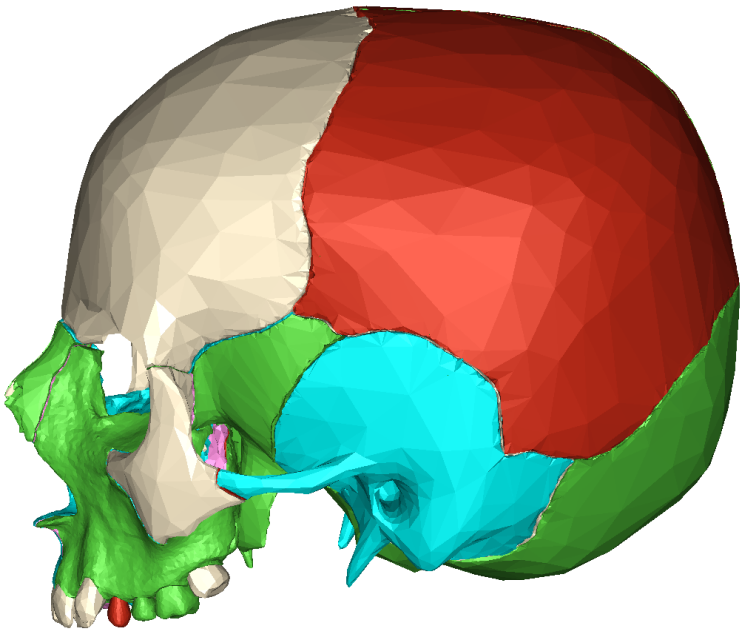
Bu amaçla "Remesh > Remeshing > Create Volume Mesh" fonksiyonu kullanıldı. İşlemler üç boyutlu modelleri oluşturan her bir anatomik yapı için ayrı ayrı gerçekleştirildi. "Create Volume Mesh" komutuyla her parça için üçgen prizmatik hacimler elde edildi. Tüm kranial ve mini-vidalı Hyrax volume mesh parçaları "Remeshing > Non-manifold Assembly" komutuyla birleştirildi. Ardından tüm volüme mesh montaj parçaları "File > Export > ANSYS" sekmesinden açılan "Export to ANSYS" ekranındaki "Export Volume Mesh" seçilerek istenen dizine ".cdb" formatında kaydedildi.



Şekil 2-74. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Ön görünüm)



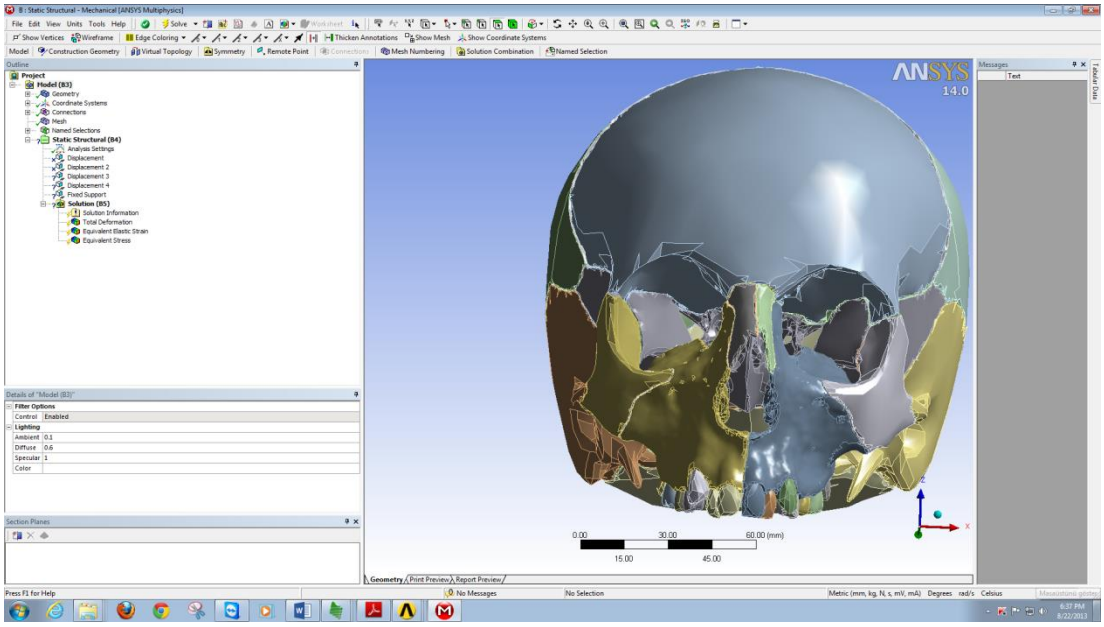
Şekil 2-75. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Alt görünüm)



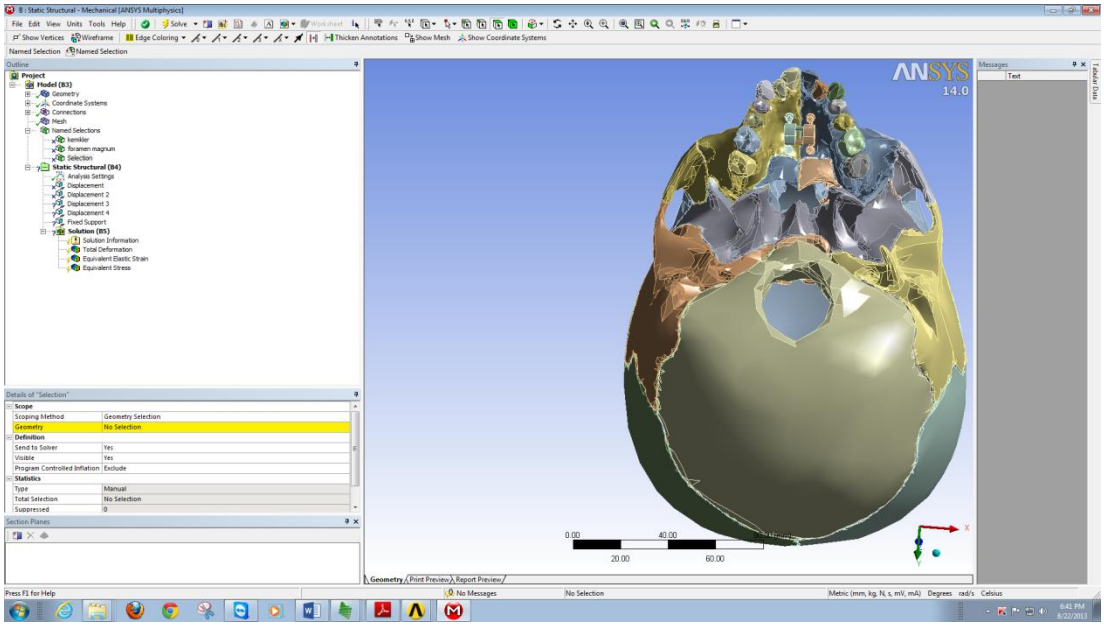
Şekil 2-76. Modelin 3-matic programıyla sonlu elemanlar analizine hazırlanması (Sol görünüm)

2.5.3. Modelin Analizi

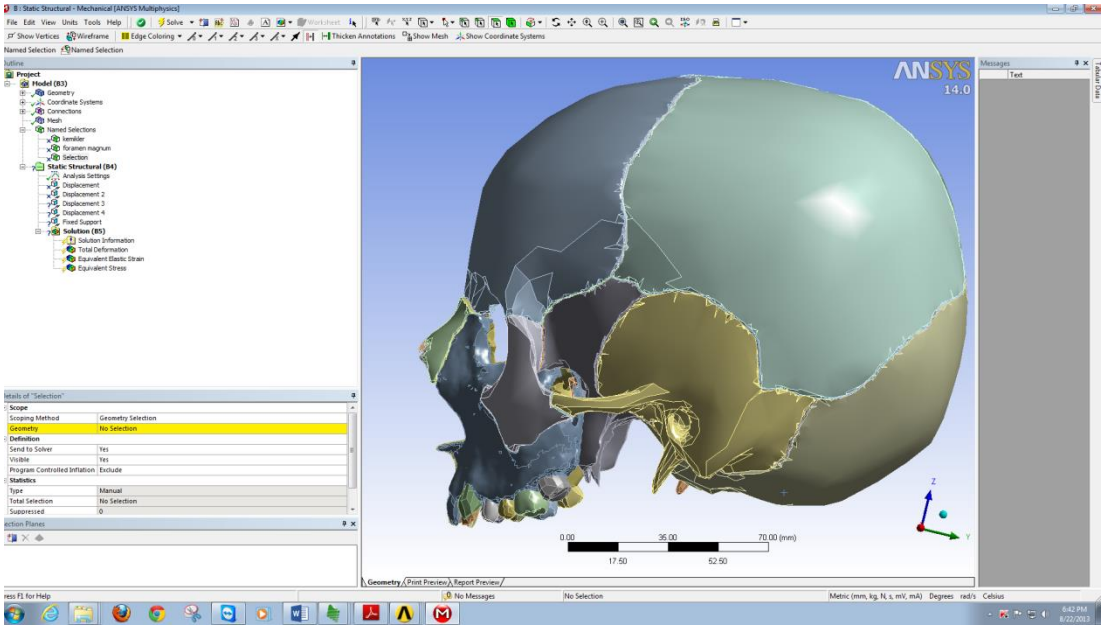
ANSYS Workbench 14.0 programında “Finite Element Modeler” kullanılarak “Export” edilen “.cdb” dosyaları birleştirilerek “Assembly Mesh” oluşturuldu. Oluşturulan sonlu elemanlar modeli “Static Structural” modeline gönderildi. “Engineering Data” modülünden malzemelerin mekanik özellikleri atandı. Model “Update” edilip “Mechanical model” dosyası açıldı. Meshlerin eleman kaliteleri değerlendirildi. Kalite düşük olduğundan dolayı kuvvetin doğru şekilde transfer edilebilmesi için mesh yapısının yeniden oluşturulmasına karar verildi. Modeldeki mevcut mesh “Clear generated data” komutuyla silinerek ilgili mesh parametrelerinin belirlenmesinin akabinde “Generate mesh” komutuyla mesh yapısı yeniden oluşturuldu. Modelde mesh oluşturulamayan parçalar için “Body sizing” komutu kullanılarak farklı eleman boyutları tanımlanarak mesh yapıları düzeltildi. Kranial yapılar ve Hyrax parçaları isimlendirilip her parça için malzeme ataması gerçekleştirildi. Her parçanın birbiriyle olan kontaktları kontrol edilerek kuvvet transferinin doğru iletimi için gerekli mekanik şartlar sağlandı. Kemik destekli model rijit cisim hareketini önlemek için foramen magnum civarında mesnetlendi. Sağ ve sol Hyrax parçalarının herbirine 0,125 mm ve 2,5 mm deplasman (yer değiştirme) verilip maksilla ve çevresindeki deplasman ve gerilmeler 2 farklı deplasman miktarında ayrı ayrı değerlendirildi.



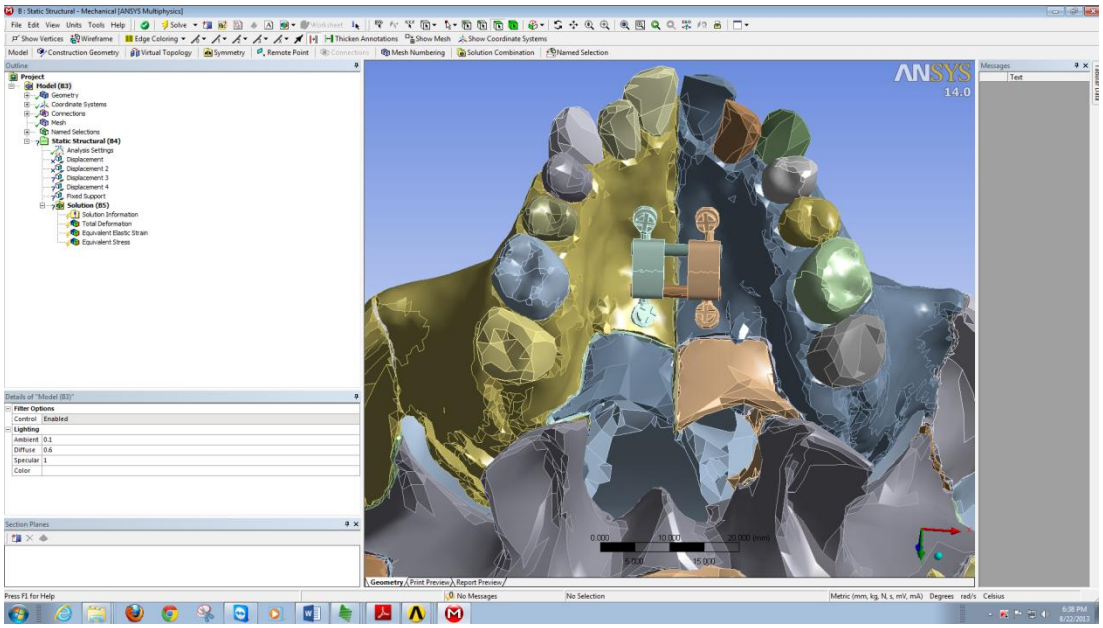
Şekil 2-77. ANSYS te analize hazır model (Ön görünüm)



Şekil 2-78. ANSYS te analize hazır model (Alt görünüm)



Şekil 2-79. ANSYS te analize hazır model (Sol görünüm)



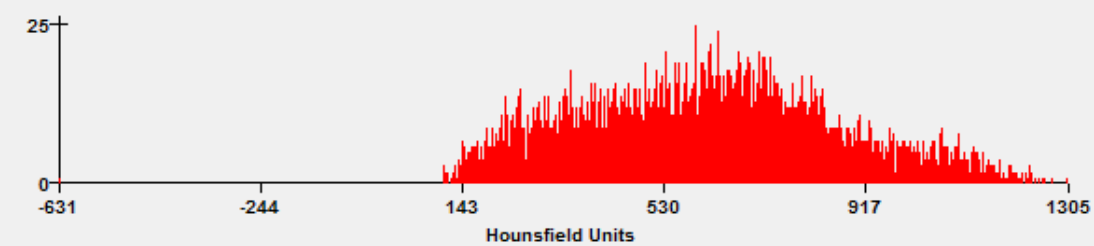
Şekil 2-80. ANSYS te analize hazır model (Okluzal görünüm)

2.6. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Yazılımına Aktarılması

MIMICS yazılımı FEA modülünde elde edilen her bir anatomik yapıya ait mesh modeller, FEA/CFD modülü "Export" fonksiyonunda "Ansys" seçeneği ile Ansys/Workbench sonlu elemanlar yazılımına teker teker aktarıldı.

2.7. Malzeme Özelliklerinin Tayini

Üç boyutlu modelin gerçek duruma en yakın malzeme özelliklerine sahip olması amacıyla, öncelikle MIMICS yazılımı ile modeli oluşturan her bir kemik için ortalama Hounsfield Unit (HU) değerleri belirlendi (Şekil 2-81).



Şekil 2-81. Örnek HU ortalaması (Frontal kemik)

HU değerine bağlı olarak malzeme özelliğini tayin edebilmek için, HU ile yoğunluk (density) arasındaki aşağıda belirtilen ilişki dikkate alınmıştır (Bujtar ve ark. 2010); $p= -200+1.2 \times HU$ (kg/cm^3)

1300 HU değerinden daha düşük değere sahip elemanlar için Elastisitite modulu 2600 Mpa olarak atanırken, 1300 HU değerinden daha büyük değere sahip elemanlar için aşağıda belirtilen Elastisite modülü (E-modulus) ile kemik yoğunluğu arasındaki ilişki kullanılmıştır;

$E=0.024 \times p^{1.762}$ (MPa)

Kemik için Poisson oranı (Poisson coefficient) 0.3 olarak seçilmiştir.

Tayin edilen malzeme özellikleri, Tablo 2.2'de verilmiştir (Lee ve ark. 2009, Provatidis ve ark. 2008).

Tablo 2-2. Tayin edilen malzeme özellikleri

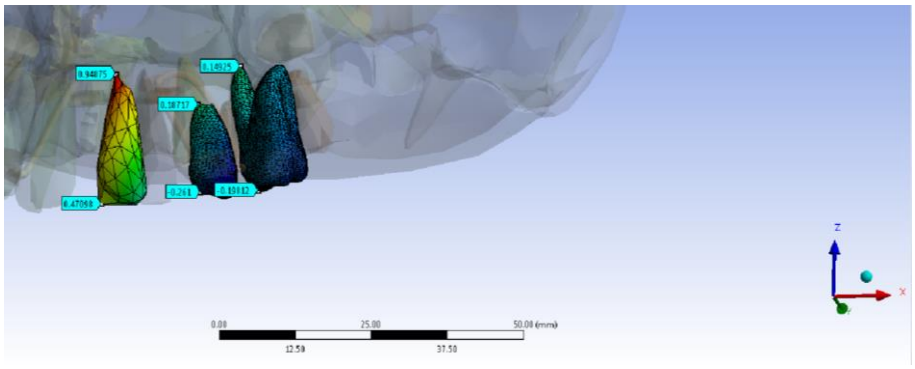
Yapılar	Elastisite Modulu (Mpa)	Poisson Oranı
Sutura açık	0.68	0.45
Sutura kapalı	13700	0.3
PDL	1.18	0.3
Diş	20000	0.3
Kemik	13700	0.3
Hyrax	110000	0.33
Mini-vida	110000	0.33
Bantlar	110000	0.33
Akrilik resin	2000	0.3

2.8. Analiz Sırasında Dişler için Kullanılacak Koordinat Sisteminin Belirlenmesi

Koordinat sistemi birbirine dik olan X,Y ve Z eksenlerinden oluşur:

Üst santral diş için;

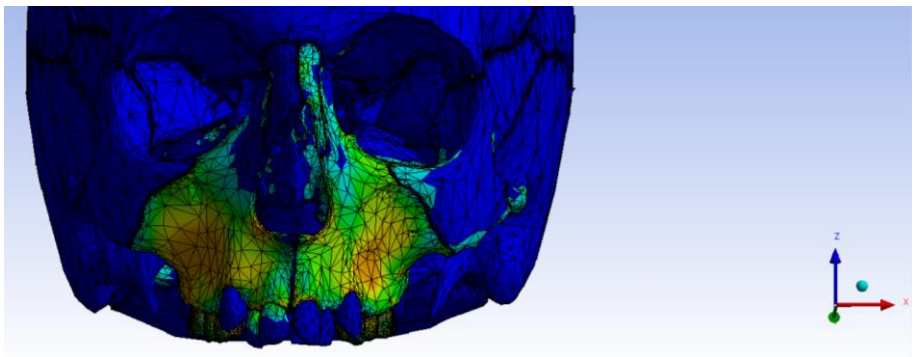
X ekseni mesio-distal yönü (Transversal, yatay yön): - mesial, + distal yönü
Y ekseni bukko-lingual yönü (Sagittal, ön-arka yön): - labial, + lingual yönü
Z ekseni oklüzo-apikal yönü (Vertikal, dikey yönü): - oklüzal, + apikal yönünü göstermektedir.



Şekil 2-82. Üst santral diş için koordinat düzleminin örnek gösterimi

Üst posterior dişler için;

X ekseni bukko-lingual yönü (Transversal, yatay yön): - palatinal, + bukkal yönü
Y ekseni mesio-distal yönü (Sagittal, ön-arka yön): - mesial, + distal yönü
Z ekseni oklüzo-apikal yönü (Vertikal, dikey yönü): - oklüzal, + apikal yönünü göstermektedir.



Şekil 2-83. Üst posterior dişler için koordinat düzleminin örnek gösterimi

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Bu yüzden elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanması çok önemlidir (Çelebi 2013, Veli 2012).

2.9. Kranial Mesh Model Oluşturulması ve Modelin Analiz Öncesi Değerlendirilmesi

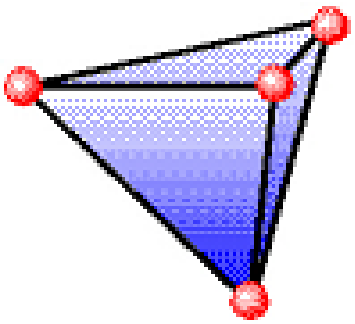
ANSYS/Workbench sonlu elemanlar yazılımına aktarılan mesh yapılmış bireysel modeller, yazılımın "FE Modeler" modülü "Assembly Mesh" fonksiyonu yardımıyla birleştirildi, aynı modülde simulasyon öncesi geometrik değerlendirme ve düzenlemeler yapıldı. Modeller linear elastik, homojen ve izotropik nitelikte tanımlandı.

Tablo 2-3. Modellerin düğüm ve eleman sayıları

	Diş Destekli	**Diş-Kemik Destekli**	**Kemik Destekli**
Düğüm	111415	621012	71689
Eleman	248986	334176	207669

2.10. Ağ Yapının Oluşturulması

ANSYS Workbench ortamında modeller ağ yapısı Tetrahedral elemanlar şeklinde yeniden yapılandırıldı. Araştırmamızda temel eleman olarak 4 node solid lineer tetrahedron SOLID 72 elementi kullanılmıştır (Şekil 2-84).



Şekil 2-84. Tetrahedron SOLID 72 elementi

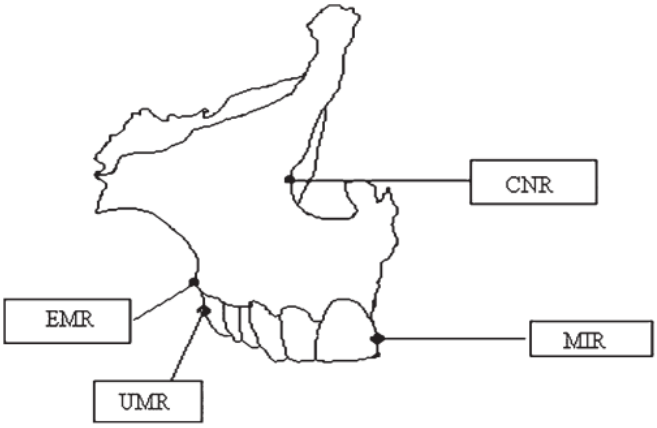
2.11. ANSYS'te Analize Hazır Modelde Yapılacak Ölçümler

Çalışmamızda kullanılan üç farklı hızlı üst çene genişletme apareyi modelindeki [diş destekli Hyrax modeli (4 ve 6 bantlı), diş-kemik destekli Hyrax modeli (akrilik kaplı), kemik destekli Hyrax modeli (mini-vida)] Hyrax vidasına 0,25 mm ve 5 mm deplasman (yer değiştirme) uygulanmıştır. Üst çene ve çevresindeki kemiklerde, üst 4, 5 ve 6 nolu dişlerde ve bu dişlerin periodontal ligamentlerinde, tüm kraniofasiyal yapılardaki suturlarda ve son olarak da Hyrax ve bantlarda oluşan gerilmeler ve deplasman miktarları incelenmiş ve kaydedilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bulgular kuvvetin ilk uygulanması ile oluşan değerleri göstermektedir. Gerilme bulguları "Mega Paskal (MPa = N/mm²)", yer değiştirme bulguları "milimetre (mm)" olarak ifade edilmiştir. Yer değiştirmelerin bazılarında ondalık kesirlerin fazla olmasından dolayı çıkan sonuçları kullandığımız sonlu elemanlar ANSYS programı kısaltmalar halinde vermektedir. Örnek verecek olursak -5,05E-02 mm değeri 0,0505 mm'ye karşılık gelmektedir.

Yer değiştirme ve gerilme değerlerine ait sonuçlar, renklendirilmiş görüntüler olarak kaydedilmiştir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermektedir. Değer aralıklarının renk kodları ise, görüntülerin sol tarafındaki skala ile gösterilmektedir.

Sonlu elemanlar analizlerinde modelde meydana gelen değişikliklerin belirlenebilmesi için Provatidis ve arkadaşlarının çalışmalarında kullandıkları ve kolayca tekrarlanabildiği belirtilen iki iskeletsel iki dental toplam 4 ölçüm noktası kullanılmıştır (Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008). Bu noktalar şekil 2-85 ve 2-86 da gösterilmiştir.



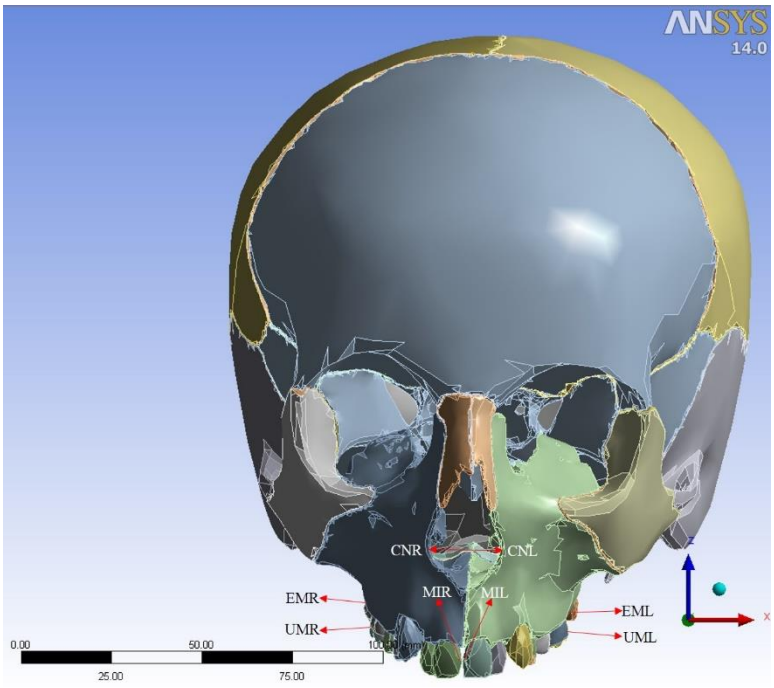
Şekil 2-85. Sonlu elemanlar modelinde kolayca tekrarlanabilen iskeletsele ve dental ölçüm noktaları

MIR (L): Üst sağ (sol) kesici üzerindeki en mesial nokta

EMR (L): Ecto-maksillare: Üst alveoler çıkıntının lateral konturu ile maksillanın zigomatik çıkıntısının alt konturunun kesişimi

CNR (L): Cavum nasi: Sağ (sol) burun boşluğu

UMR (L): Üst sağ (sol) molar üzerindeki en lateral nokta



Şekil 2-86. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan ölçüm noktaları

3. BULGULAR

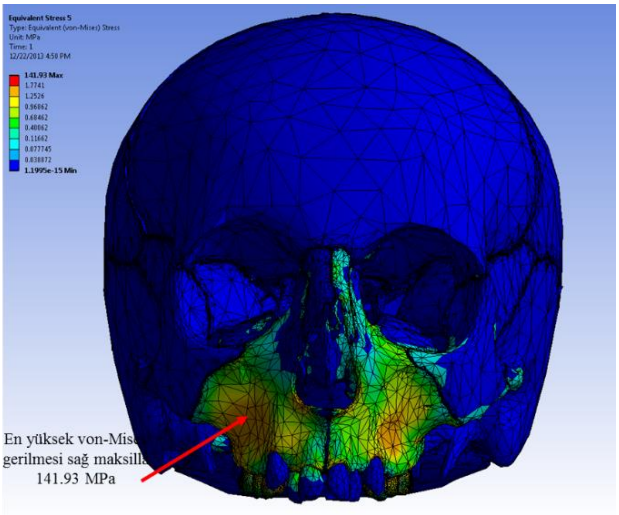
0,25 mm deplasman verilmeden önceki durum ile 0,25 mm deplasman verildiğinde oluşan genişleme miktarları kıyaslandığında görsel açıdan herhangi bir fark algılanamamaktadır. 5 mm deplasman verildiğinde oluşan genişlemenin daha belirgin ve anlaşılır olması nedeni ile 5 mm deplasmanda oluşan yer değiştirmeler ile ilgili görseller verilmiştir. Yer değiştirme miktarları 0,25 mm deplasman için Tablo 3-3'de, 5 mm deplasman için Tablo 3-4'de verilmiştir. Von-Mises gerilmelerinde ise renk skalası gösterge olduğundan 0,25 mm deplasman verilmesi ile oluşan von-Mises gerilmelerinin görselleri verilmiştir.

3.1. Diş Destekli Hyrax Modeline (4 ve 6 Bantlı) Ait Bulgular

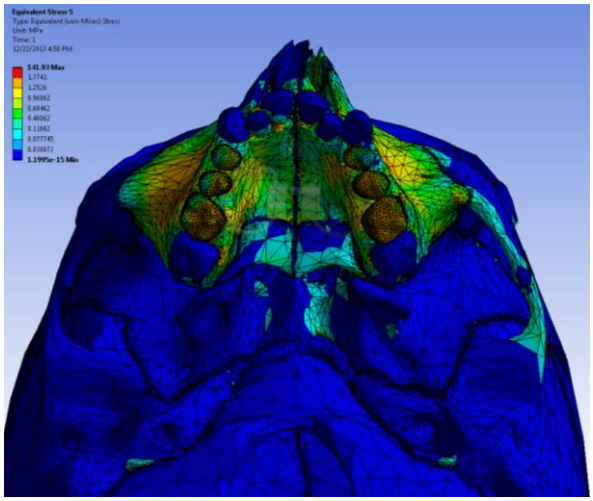
3.1.1. Tüm Suturların Açık Olduğu (1. Senaryo)

0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı

Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait diş destekli Hyrax (4 ve 6 bantlı) modele 0,25 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 141.93 MPa ile sağ maksillada çıkmıştır (Şekil 3-1).

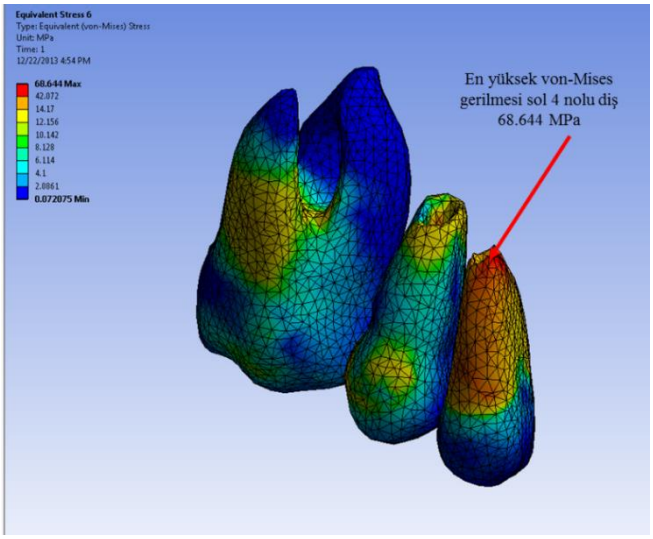


Şekil 3-1. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)



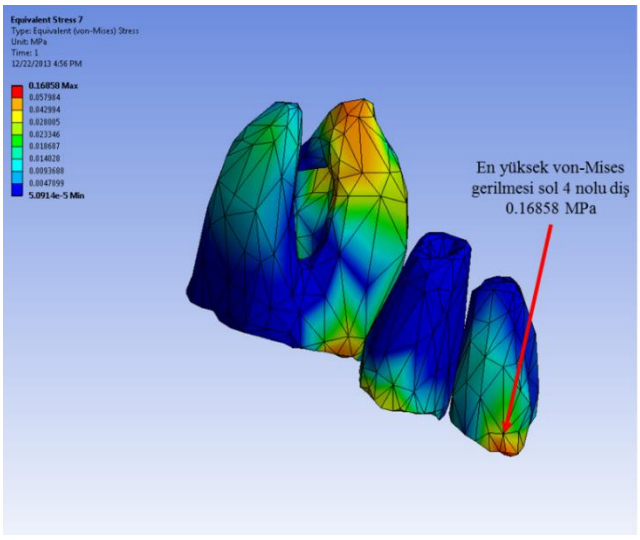
Şekil 3-2. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 68.644 MPa ile sol 4 numaralı dişte çıkmıştır (Şekil 3-3).



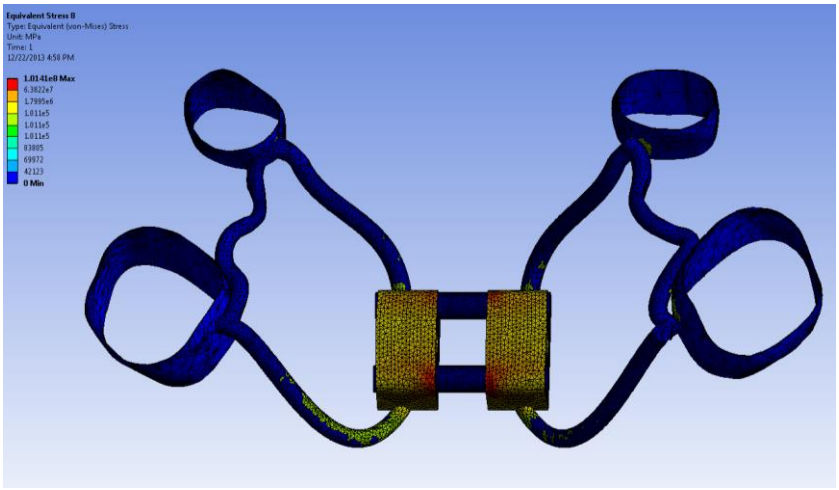
Şekil 3-3. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.16858 MPa ile sol 4 numaralı dişin periodontal ligamentinde çıkmıştır (Şekil 3-4).



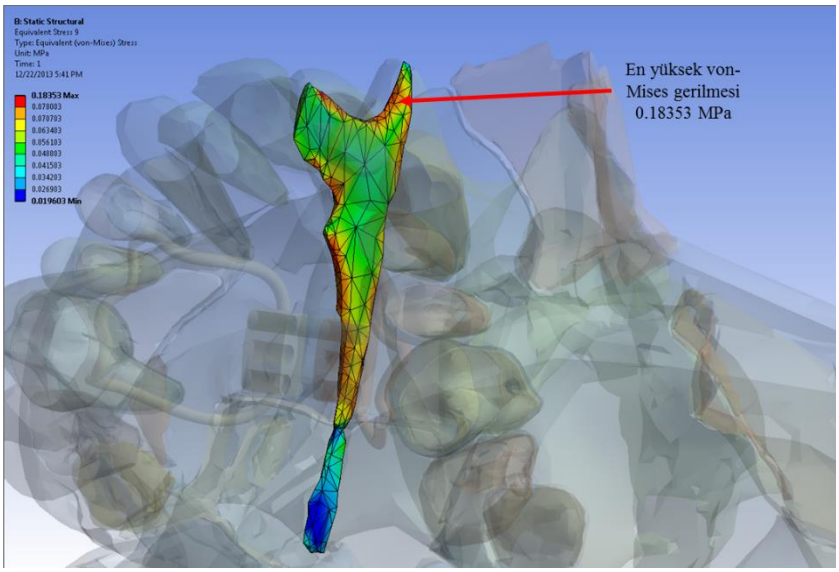
Şekil 3-4. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu Hyrax, Hyrax kolları ve bantlar değerlendirildiğinde asıl von-Mises gerilmesinin 1.0141e8 ($1.0141x10^8$) MPa ile Hyrax'ta oluştuğu görülmektedir. (Şekil 3-5).



Şekil 3-5. 0.25 mm deplasman tatbiki - Hyrax ve bantlarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

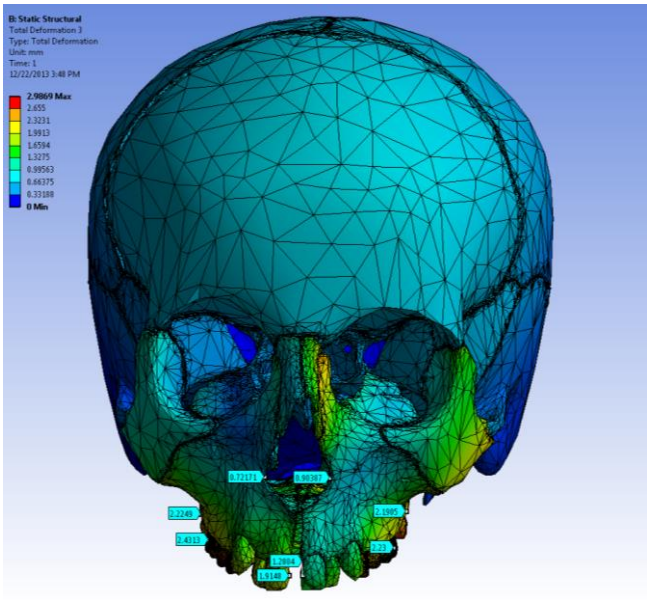
0,25 mm deplasman verilmesi sonucu midpalatal suturda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.18353 MPa'dır (Şekil 3-6).



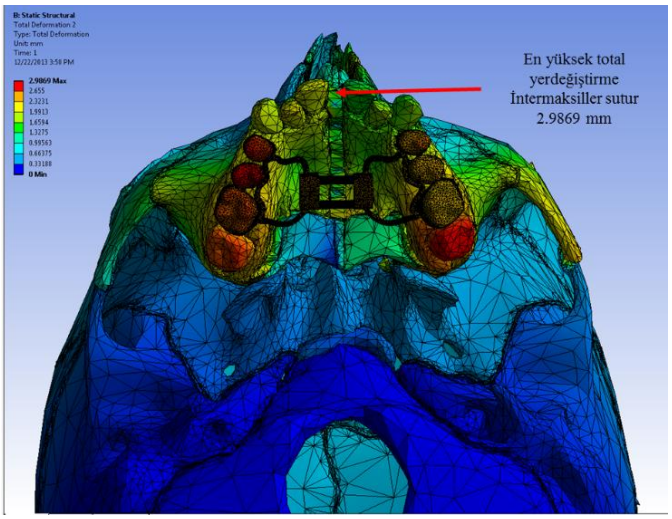
Şekil 3-6. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

5 mm deplasman tatbiki – Yer değiştirme miktarlarının dağılımı

Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait modele 5 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek total yer değiştirme 2.9869 mm ile midpalatal suturda çıkmıştır (Şekil 3-7).



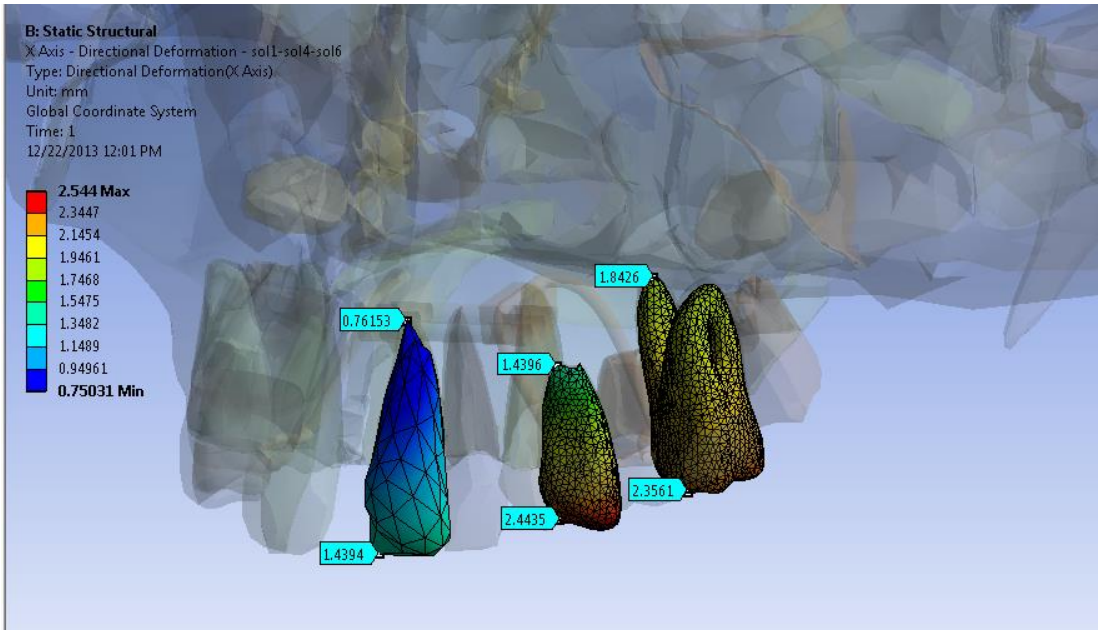
Şekil 3-7. 5 mm deplasman tatbikinde – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)



Şekil 3-8. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-9);

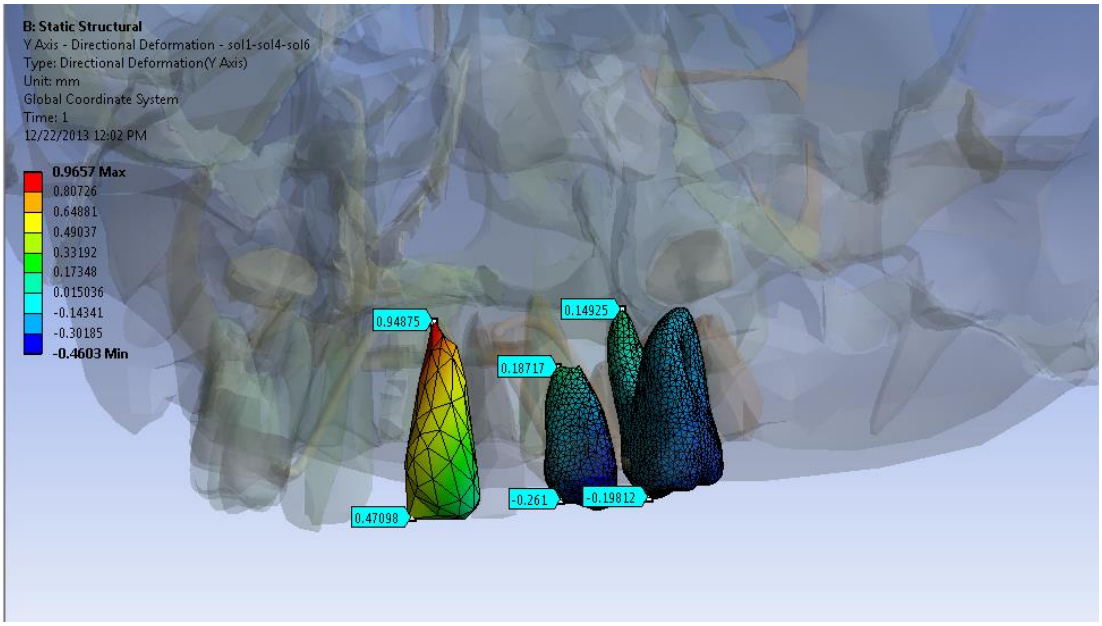
- 1 nolu dişin insizali + (distal) yönde 1.4394 mm, apikali + (distal) yönde 0.76153 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla distal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 2.4435 mm, apikali + (bukkal) yönde 1.4396 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 2.3561 mm, apikali + (bukkal) yönde 1.8426 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-9. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-10);

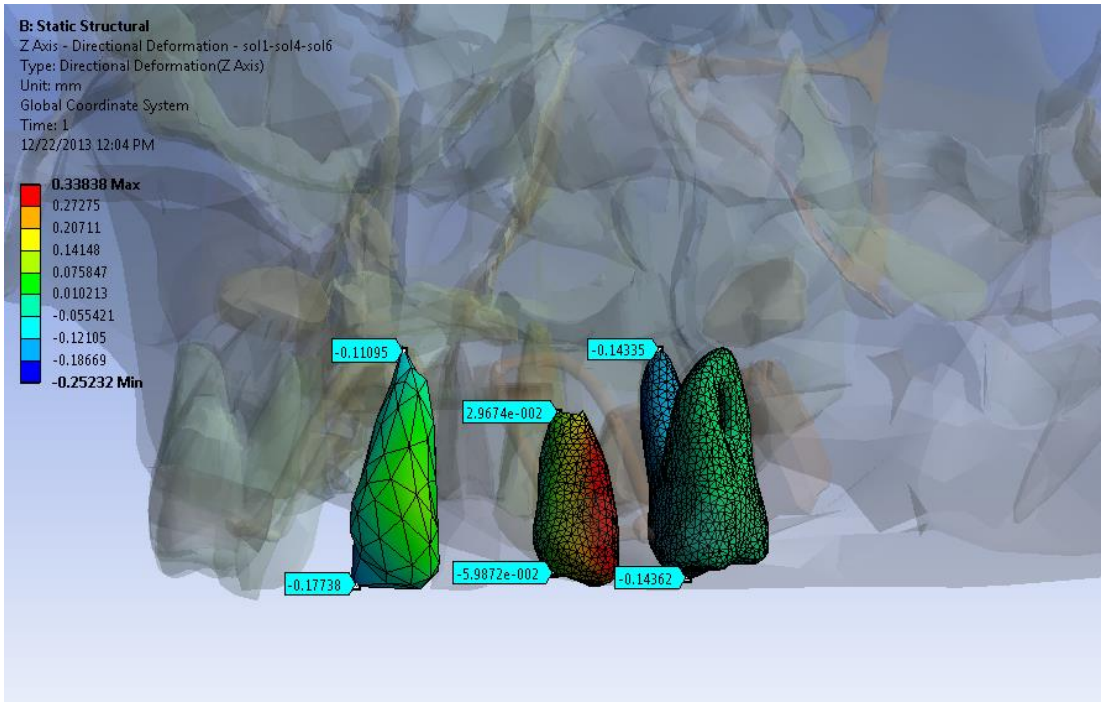
- 1 nolu dişin insizali + (lingual) yönde 0.47098 mm, apikali + (lingual) yönde 0.94875 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte krondan daha fazla lingual tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.261 mm, apikali + (distal) yönde 0.18717 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda daha fazla belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.19812 mm, apikali + (distal) yönde 0.14925 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda daha fazla belirgin olmak üzere mesiale, kökte ise distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-10. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-11);

- 1 nolu dişin insizali - (oklüzal) yönde 0.17738 mm, apikali - (oklüzal) yönde 0.11095 mm hareket etmiştir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (oklüzal) yönde 5.9872e-002 (0.059872) mm, apikali - (oklüzal) yönde 2.9674e-002 (0.029674) mm hareket etmiştir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (oklüzal) yönde 0.14362 mm, apikali - (oklüzal) yönde 0.14335 mm hareket etmiştir. Tüm bu bulgular dişlerde ekstrüzyon hareketinin oluştuğunu göstermektedir.

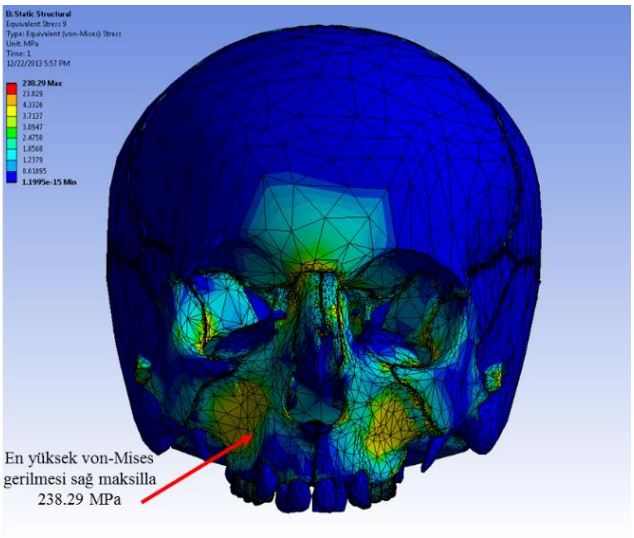


Şekil 3-11. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları

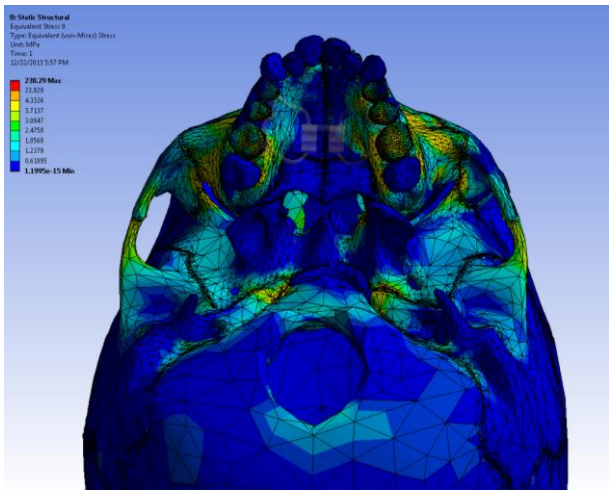
3.1.2. 1. Set Suturların Açık, 2. Set Suturların Kapalı Olduğu (2. Senaryo)

0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı

Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait diş destekli Hyrax (4 ve 6 bantlı) modele 0,25 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 238.29 MPa ile sağ maksillada çıkmıştır (Şekil 3-12).

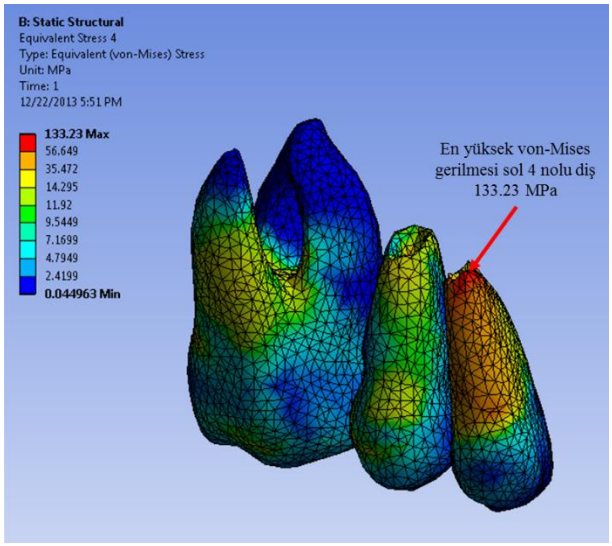


Şekil 3-12. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)



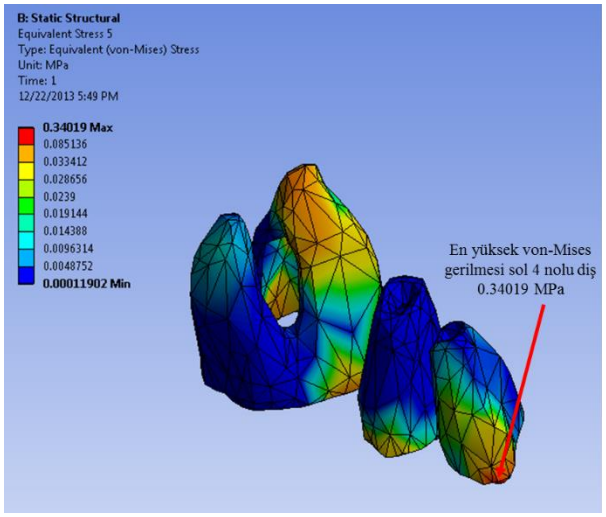
Şekil 3-13. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 133.23 MPa ile sol 4 numaralı dişte çıkmıştır (Şekil 3-14).



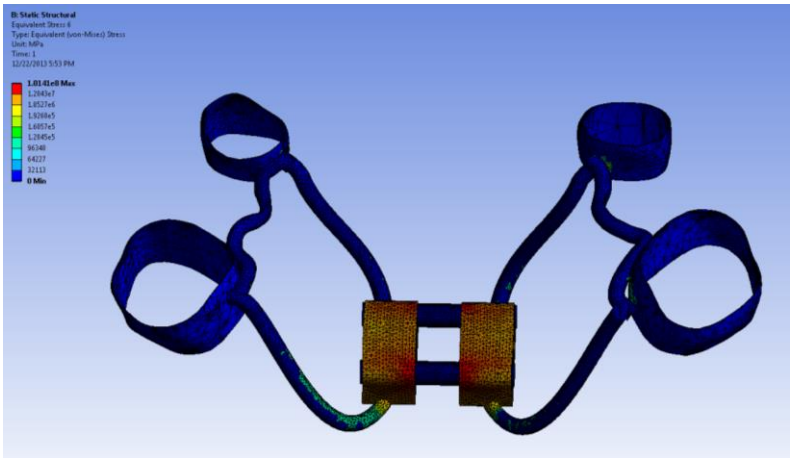
Şekil 3-14. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.34019 MPa ile sol 4 numaralı dişin periodontal ligamentinde çıkmıştır (Şekil 3-15).



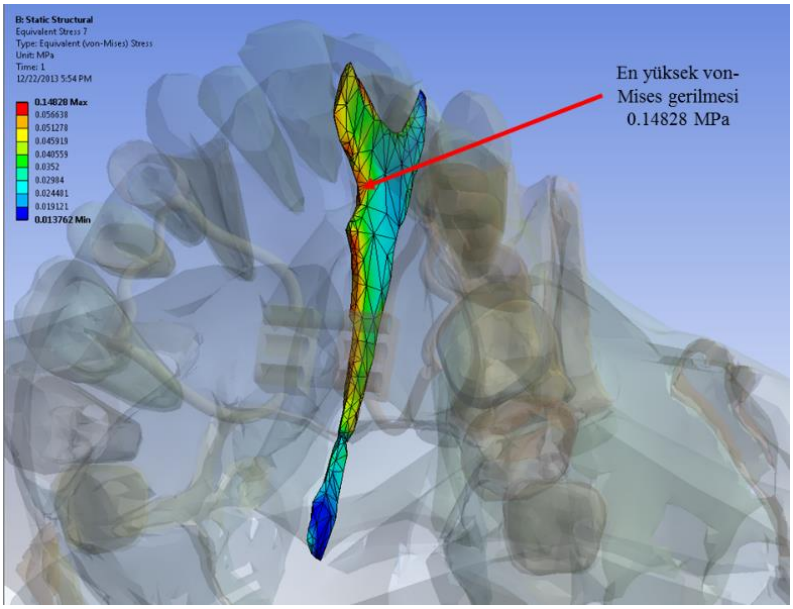
Şekil 3-15. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu Hyrax, Hyrax kolları ve bantlar değerlendirildiğindeasıl von-Mises gerilmesinin 1.0141e8 ($1.0141x10^8$) MPa ile Hyrax'ta oluştuğu görülmektedir. (Şekil 3-16).



Şekil 3-16. 0.25 mm deplasman tatbiki - Hyrax ve bantlarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

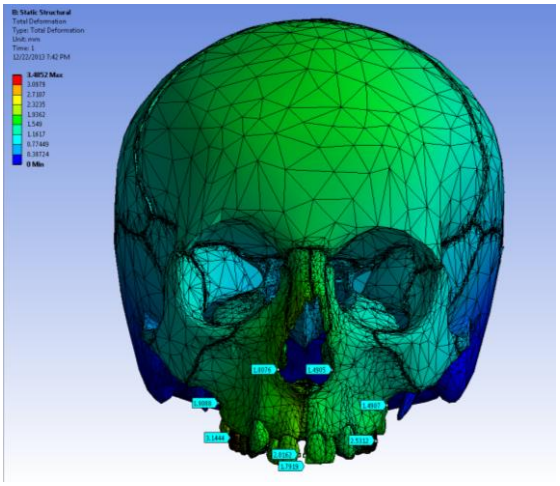
0,25 mm deplasman verilmesi sonucu midpalatal suturda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.14828 MPa'dır (Şekil 3-17).



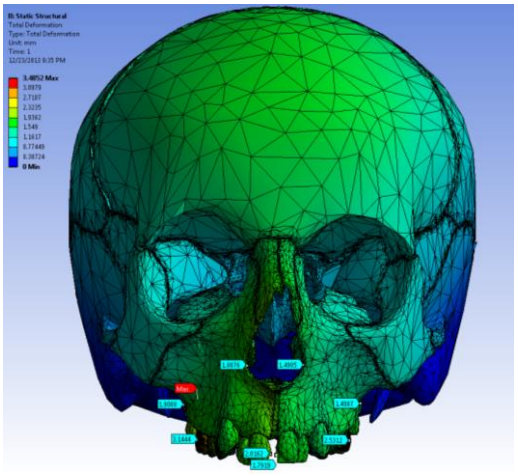
Şekil 3-17. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

5 mm deplasman tatbiki – Yer değiştirme miktarlarının dağılımı

Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait modele 5 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek total yer değiştirme 3.4852 mm ile üst sağ 6 nolu dişte çıkmıştır (Şekil 3-18).

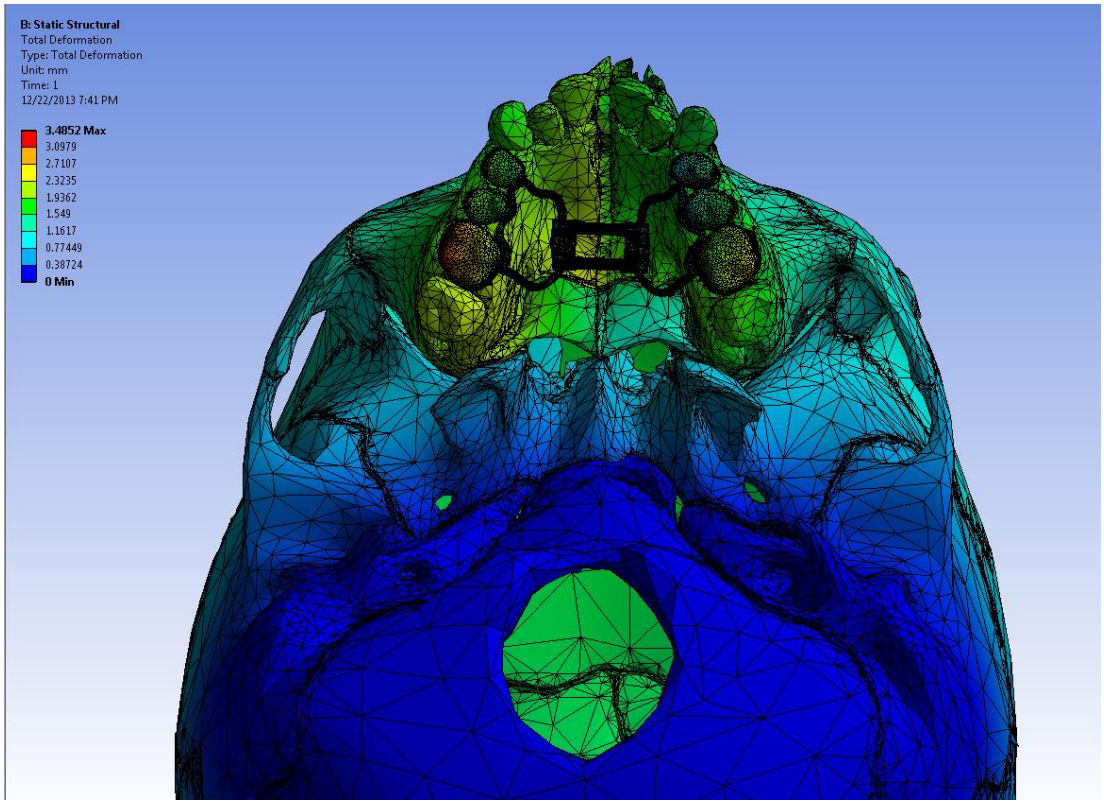


Şekil 3-18. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)



Şekil 3-19. 5 mm deplasman tatbiki – Noktasal yer değiştirmenin olduğu yer (Üst sağ 6 numara)

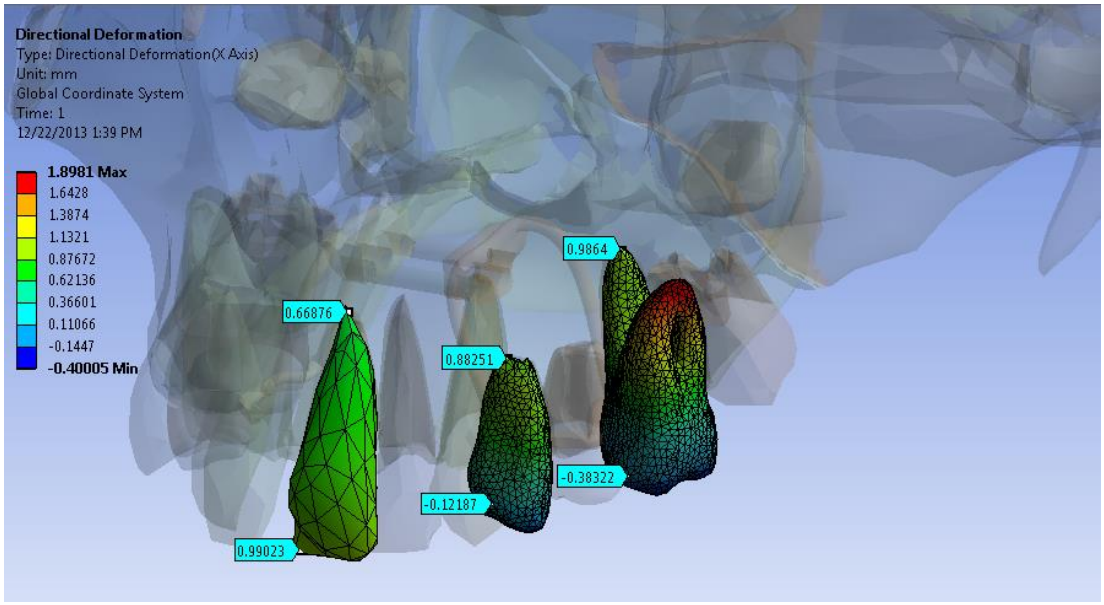
Noktasal gerilme: Modelin aşırı yüklenmesinden dolayı mesh yapılarında oluşan noktasal yer değiştirmedir.



Şekil 3-20. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-21);

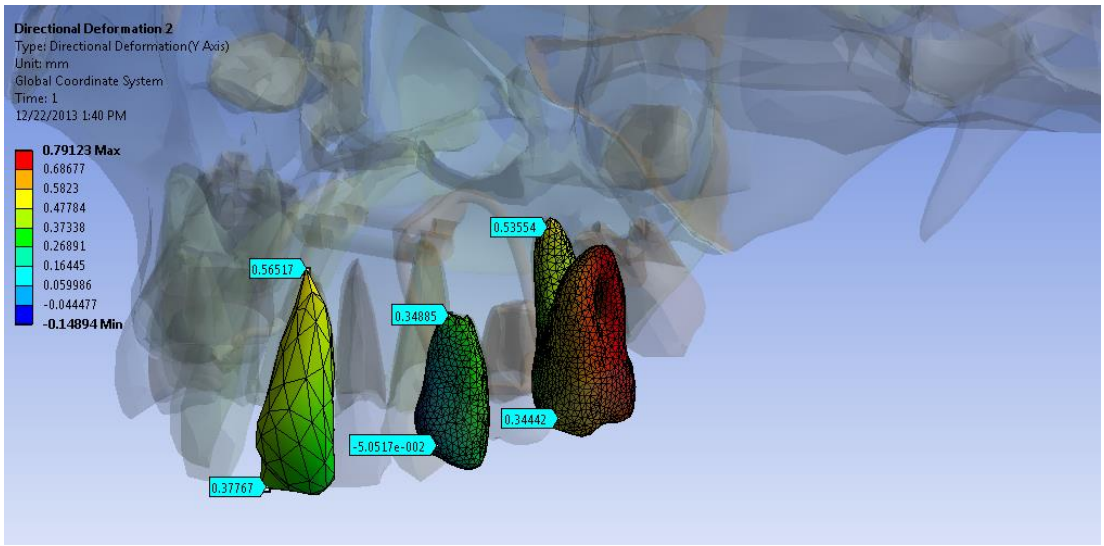
- 1 nolu dişin insizali + (distal) yönde 0.99023 mm, apikali + (distal) yönde 0.66876 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla distal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (palatinal) yönde 0.12187 mm, apikali + (bukkal) yönde 0.88251 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte daha belirgin olmak üzere bukkale olan tippingin kronda palatinal yönde tippinge neden olduğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (palatinal) yönde 0.38322 mm, apikali + (bukkal) yönde 0.9864 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte daha belirgin olmak üzere bukkale olan tippingin kronda palatinal yönde tippinge neden olduğunu göstermektedir.



Şekil 3-21. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-22);

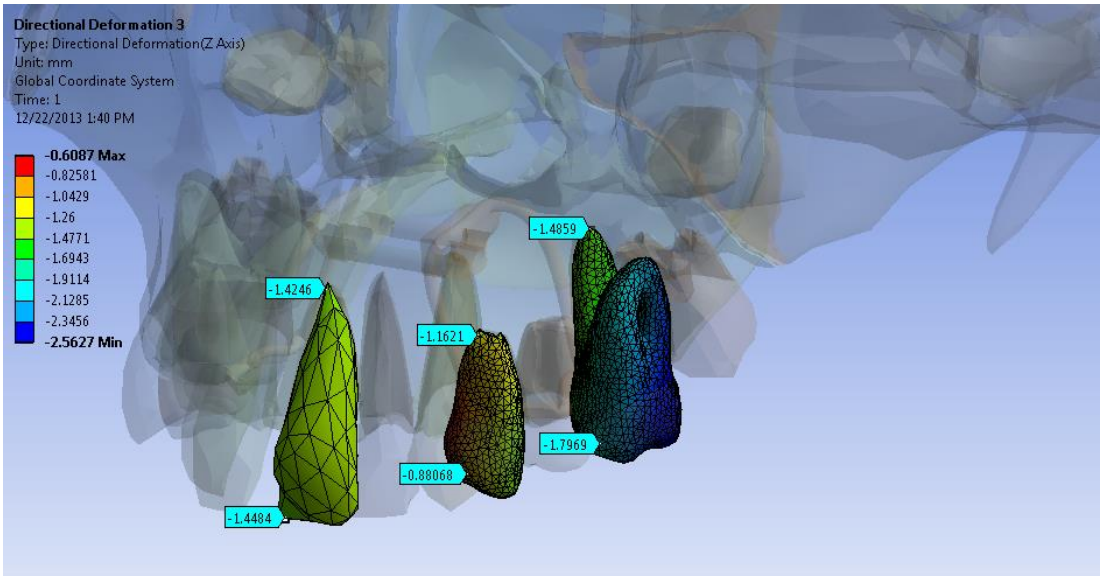
- 1 nolu dişin insizali + (lingual) yönde 0.37767 mm, apikali + (lingual) yönde 0.56517 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte krondan daha fazla lingual tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde -5.0517e-002 (0.050517) mm, apikali + (distal) yönde 0.34885 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte daha fazla belirgin olmak üzere distale, kronda ise mesiale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (distal) yönde 0.34442 mm, apikali + (distal) yönde 0.53554 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte krondan daha fazla belirgin olmak üzere distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-22. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-23);

- 1 nolu dişin insizali - (oklüzal) yönde 1.4484 mm, apikali - (oklüzal) yönde 1.4246 mm hareket etmiştir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (oklüzal) yönde 0.88068 mm, apikali - (oklüzal) yönde 1.1621 mm hareket etmiştir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (oklüzal) yönde 1.7969 mm, apikali - (oklüzal) yönde 1.4859 mm hareket etmiştir. Tüm bu bulgular dişlerde ekstrüzyon hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



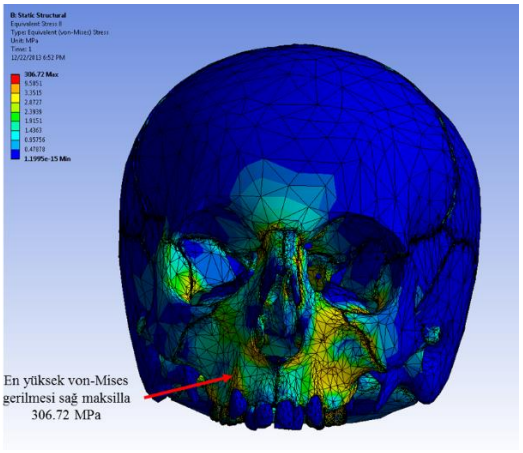
Şekil 3-23. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları

3.1.3. Tüm Suturların Kapalı Olduğu (3. Senaryo)

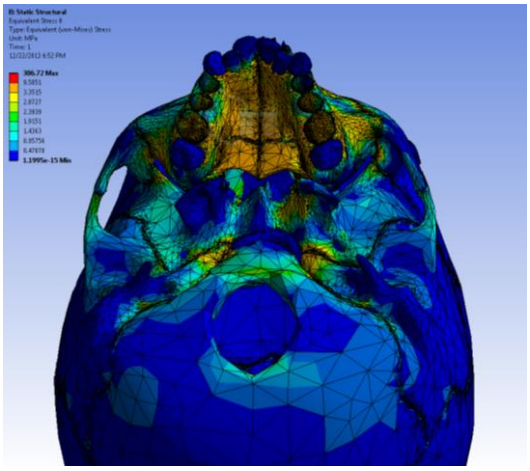
Bu senaryoda tüm suturların kapalı olduğu erişkin bir hasta modeli oluşturmak için suturlardaki elastisite modülünde; açık sutur için 0.68 MPa olan değer kapalı sutur için 13700 MPa (kemik gibi) olarak değiştirilmiştir.

0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı

Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait diş destekli Hyrax (4 ve 6 bantlı) modele 0,25 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 306.72 MPa ile sağ maksillada çıkmıştır (Şekil 3-24).

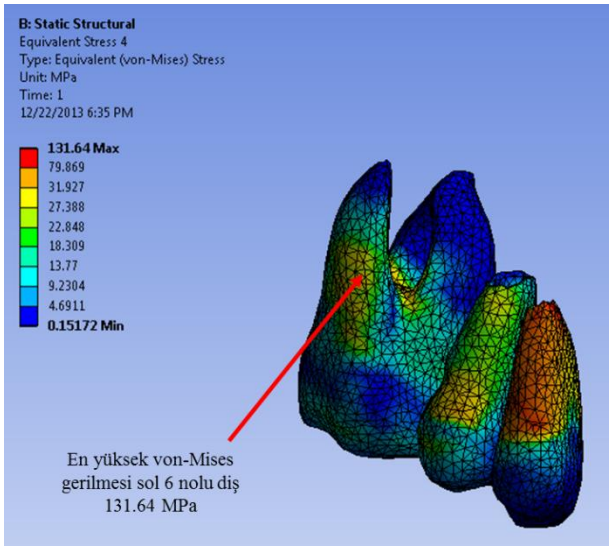


Şekil 3-24. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)



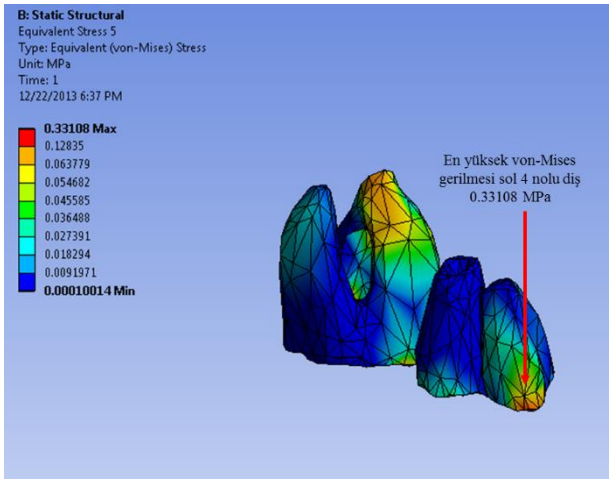
Şekil 3-25. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 131.64 MPa ile sol 6 numaralı dişte çıkmıştır (Şekil 3-26).



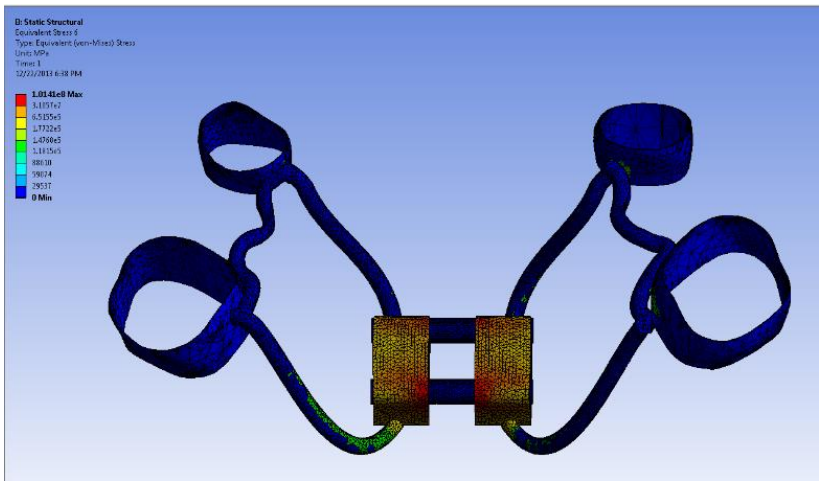
Şekil 3-26. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.33108 MPa ile sol 4 numaralı dişin periodontal ligamentinde çıkmıştır (Şekil 3-27).



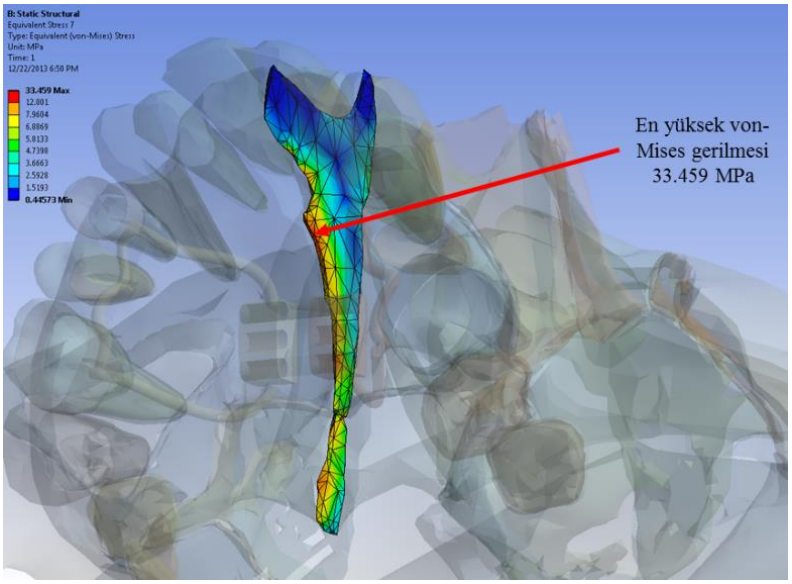
Şekil 3-27. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu Hyrax, Hyrax kolları ve bantlar değerlendirildiğinde asıl von-Mises gerilmesinin 1.0141e8 ($1.0141x10^8$) MPa ile Hyrax'ta oluştuğu görülmektedir. (Şekil 3-28).



Şekil 3-28. 0.25 mm deplasman tatbiki - Hyrax ve bantlarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

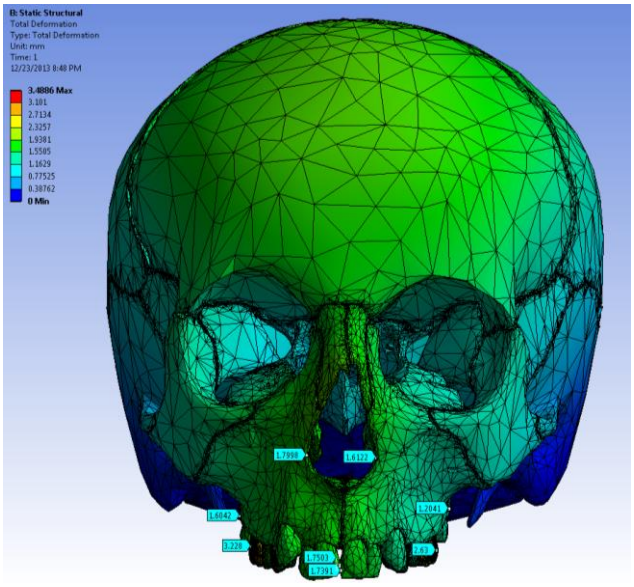
0,25 mm deplasman verilmesi sonucu midpalatal suturda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 33.459 MPa'dır (Şekil 3-29).



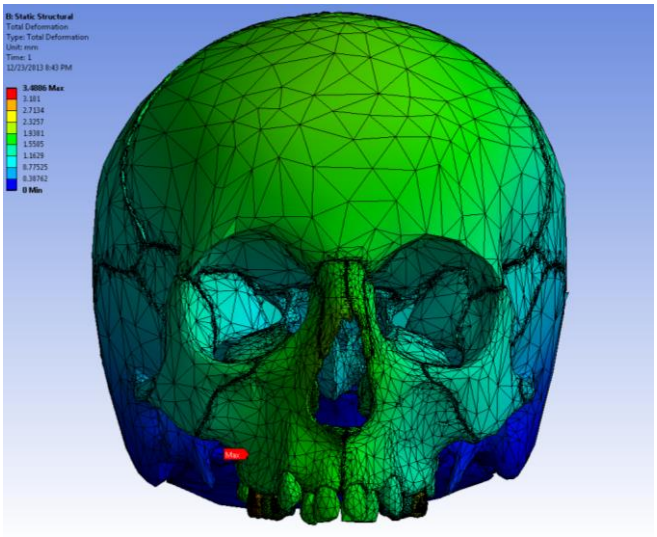
Şekil 3-29. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

5 mm deplasman tatbiki – Yer değiştirme miktarlarının dağılımı

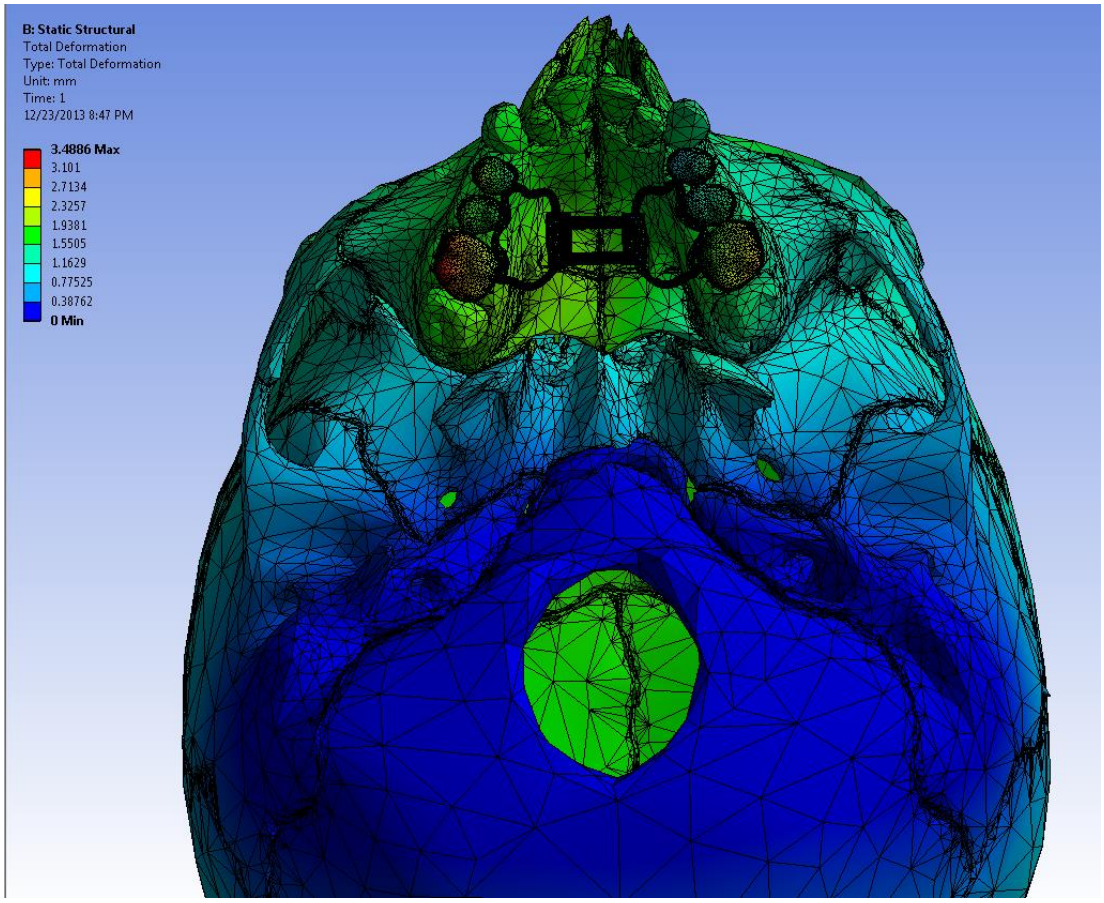
Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait modele 5 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek total yer değiştirme 3.4886 mm ile üst sağ 6 nolu dişte çıkmıştır (Şekil 3-30).



Şekil 3-30. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)



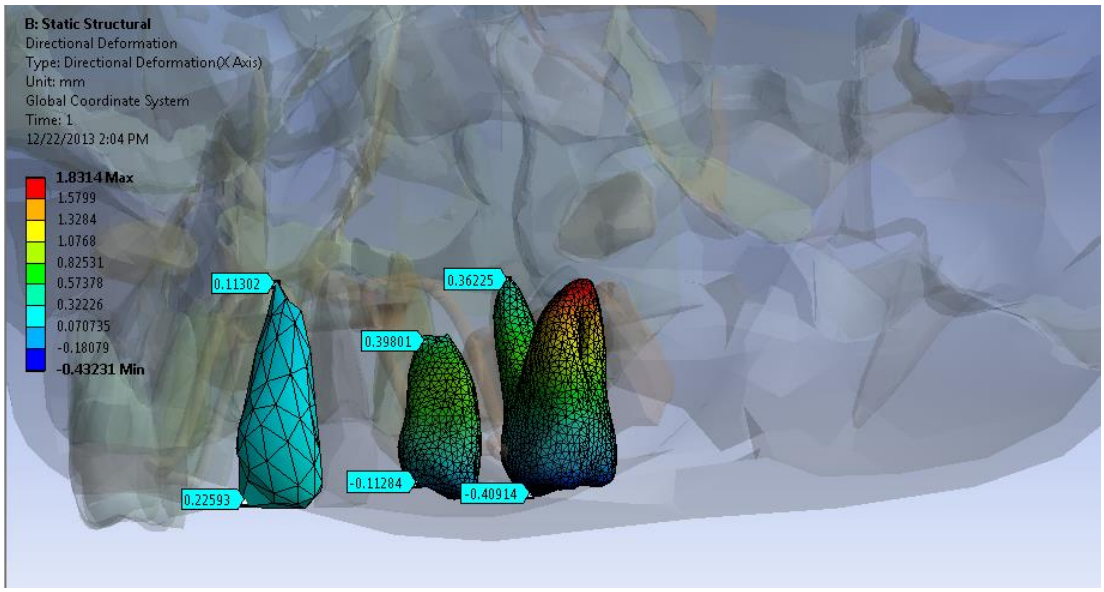
Şekil 3-31. 5 mm deplasman tatbiki – Noktasal yer değiştirmenin olduğu yer (Üst sağ 6 numara)



Şekil 3-32. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-33);

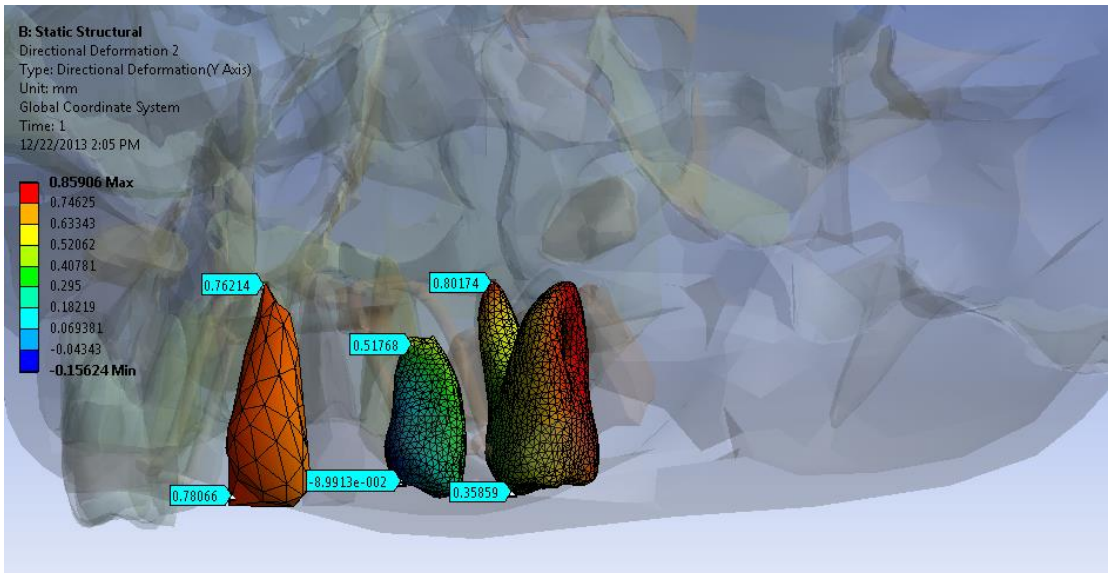
- 1 nolu dişin insizali + (distal) yönde 0.22593 mm, apikali + (distal) yönde 0.11302 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla distal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (palatinal) yönde 0.11284 mm, apikali + (bukkal) yönde 0.39801 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte daha belirgin olmak üzere bukkale olan tippingin kronda palatinal yönde tippinge neden olduğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (palatinal) yönde 0.40914 mm, apikali + (bukkal) yönde 0.36225 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda daha belirgin palatinal tippingin, kökte ise bukkale tippingin olduğunu göstermektedir.



Şekil 3-33. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-34);

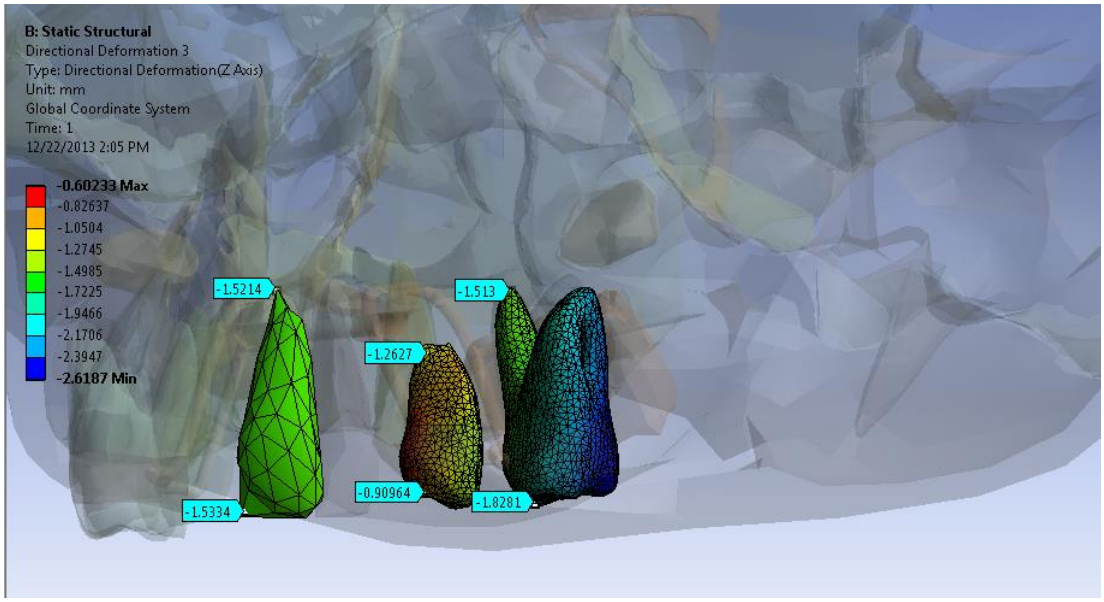
- 1 nolu dişin insizali + (lingual) yönde 0.78066 mm, apikali + (lingual) yönde 0.76214 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla lingual tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde -8.9913e-002 (0.089913) mm, apikali + (distal) yönde 0.51768 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte daha fazla belirgin olmak üzere distale, kronda ise mesiale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (distal) yönde 0.35859 mm, apikali + (distal) yönde 0.80174 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte krondan daha fazla belirgin olmak üzere distale doğru tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-34. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-35);

- 1 nolu dişin insizali - (oklüzal) yönde 1.5334 mm, apikali - (oklüzal) yönde 1.5214 mm hareket etmiştir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (oklüzal) yönde 0.90964 mm, apikali - (oklüzal) yönde 1.2627 mm hareket etmiştir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (oklüzal) yönde 1.8281 mm, apikali - (oklüzal) yönde 1.513 mm hareket etmiştir. Tüm bu bulgular dişlerde ekstrüzyon hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-35. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları

3.1.4. Diş Destekli Hyrax Modeline (4 ve 6 Bantlı) Ait Bulguların Karşılaştırılması

0,25 mm deplasman verildiğinde kraniofasiyal yapılardaki kemiklerde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında tüm senaryolarda en yüksek gerilmenin sağ maksillada olduğu görülmektedir. Senaryo 1 için 141,93 MPa; Senaryo 2 için 238,29 MPa; Senaryo 3 için ise 306,72 MPa'dır. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla sağ maksillada (141,93 MPa), sol maksillada (55,394 MPa**)** ve sol palatin kemikte (4,1606 MPa) görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sağ maksillada (238,29 MPa), sol maksillada (153,77 MPa) ve sol nazal kemikte (34,584 MPa) görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sağ maksillada (306,72 MPa), sol maksillada (215,98 MPa) ve sol zigomatik kemikte (34,782 MPa) gerilme görülmektedir (Tablo 3-1).

0,25 mm deplasman verildiğinde dişlerde (4, 5, 6 nolu dişler) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında tüm senaryolarda en yüksek gerilmenin sağ 4 nolu dişte olduğu görülmektedir. Senaryo 1 için 105,78 MPa; Senaryo 2 için 134,63 MPa; Senaryo 3 için ise 220,92 MPa von-Mises gerilmesi tespit edilmiştir. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla sağ 4 (105,78 MPa), sol 4 (68,644 MPa) ve sol 6 (62,168 MPa) nolu dişlerde görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sağ 4 (134,63 MPa), sol 4 (133,23 MPa), sağ 6 (98,842 MPa) nolu dişlerde görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sağ 4 (220,92 MPa), sağ 6 (126,23 MPa), sol 6 (131,64 MPa) nolu dişlerde görülmektedir (Tablo 3-1).

0,25 mm deplasman verildiğinde periodontal ligamentlerde oluşan (4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentleri) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en yüksek gerilmeler Senaryo 1 için 0,26188 MPa ile sağ 6 nolu dişte; Senaryo 2 için 0,38672 MPa ile sağ 6 nolu dişte; Senaryo 3 için ise 0,33108 MPa ile sol 4 nolu diştedir. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla sağ 6 (0,26188 MPa), sol 4 (0,16858 MPa) ve sol 5 (0,12535 MPa) nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sağ 6 (0,38672 MPa), sol 4 (0,34019 MPa), sol 6 (0,17329 MPa) nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sol 4 (0,33108 MPa), sağ 6 (0,2175 MPa), sol 6 (0,1587 MPa) nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde görülmektedir (Tablo 3-1).

0,25 mm deplasman verildiğinde suturlarda oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en yüksek gerilmeler Senaryo 1 için 1,2718 MPa ile sol nazomaksiller suturda; Senaryo 2 için 184,29 MPa ile sol nazomaksiller suturda; Senaryo 3 için ise 175,78 MPa ile sol nazomaksiller suturdadır. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla sol nazomaksiller suturda (1,2718 MPa), midpalatal suturda (0,18353 MPa) ve sağ palatomaksiller suturda (0,15426 MPa) görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sol nazomaksiller suturda (184,29 MPa), sağ zigomatikomaksiller suturda (31,675 MPa) ve sol zigomatikomaksiller suturda (24,902 MPa) görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sol nazomaksiller suturda (175,78 MPa), midpalatal suturda (33,459 MPa) ve sağ zigomatikomaksiller suturda (33,088 MPa) görülmektedir (Tablo 3-1).

5 mm deplasman verildiğinde sonlu elemanlar modellerinde kolayca tekrarlanabilen ölçüm noktalarında (MIR-MIL, EMR-EML, CNR-CNL, UMR-UML) oluşan en yüksek deplasman miktarlarına bakıldığında tüm senaryolarda en yüksek deplasman UMR-UML'dedir. Senaryo 1 için 4,6613 mm; Senaryo 2 için 5,6756 mm; Senaryo 3 için ise 5,858 mm belirlenmiştir. En düşük deplasman miktarları ise Senaryo 1 için 1,62558 mm ile CNR-CNL'de; Senaryo 2 için 3,2981 mm ile CNR-CNL'de; Senaryo 3 için ise 2,8083 mm ile EMR-EML'de belirlenmiştir (Tablo 3-7).

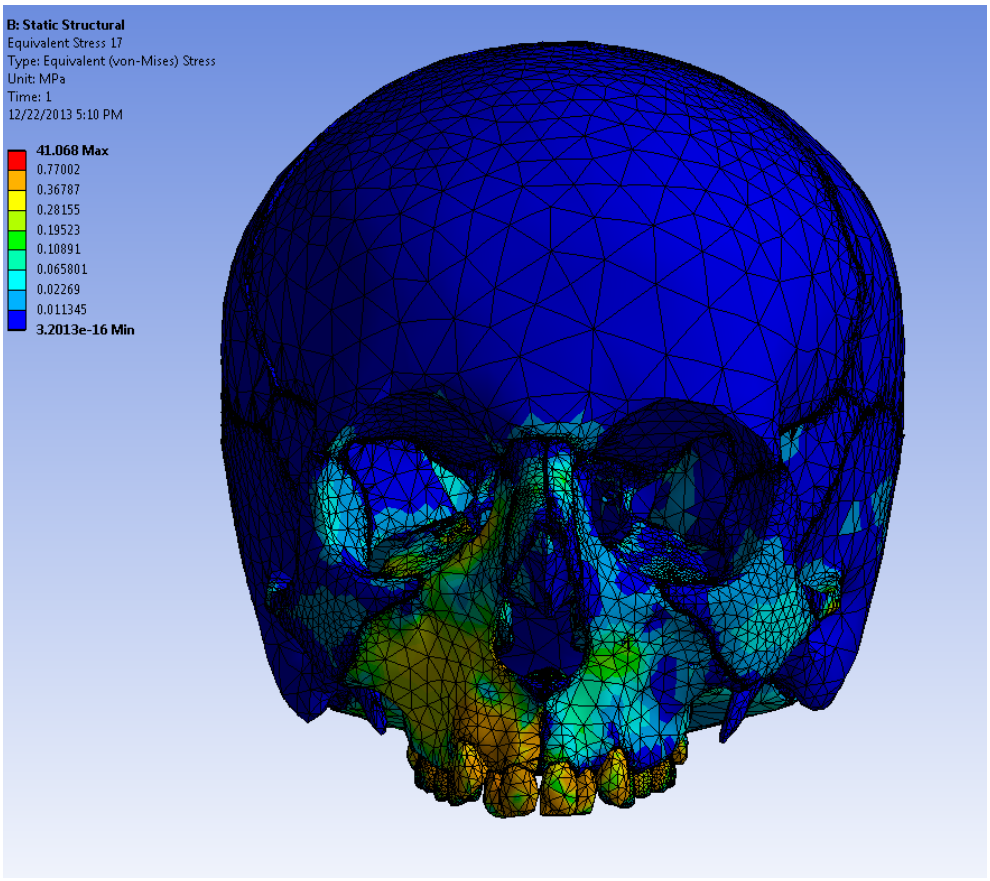
5 mm deplasman verildiğinde kraniofasiyal yapılarda (dişler hariç) oluşan deplasman miktarlarına bakıldığında en yüksek deplasman sırasıyla Senaryo 1 için 2,9869 mm ile midpalatal suturda; Senaryo 2 için 2,7918 mm ile midpalatal suturda; Senaryo 3 için ise 2,3693 mm ile sağ maksilladadır. En yüksek deplasmanlar Senaryo 1 de sırasıyla midpalatal suturda (2,9869 mm), sol maksillada (2,6333 mm) ve sağ maksillada (2,4556 mm) görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla midpalatal suturda (2,7918 mm), sağ palatin kemikte (2,6821 mm) ve sağ maksillada (2,522 mm) deplasman görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sağ maksillada (2,3693 mm), sağ palatin kemikte (2,0308 mm) ve midpalatal suturda (1,9881 mm) deplasman görülmektedir (Tablo 3-4).

3.2. Diş-Kemik Destekli Hyrax Modeline (Akrilik Kaplı) Ait Bulgular

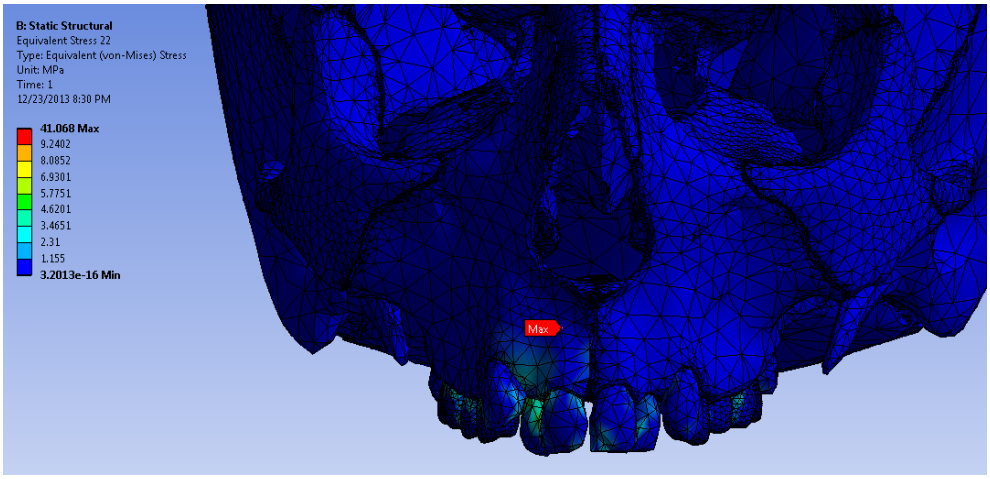
3.2.1. Tüm Suturların Açık Olduğu (1. Senaryo)

0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı

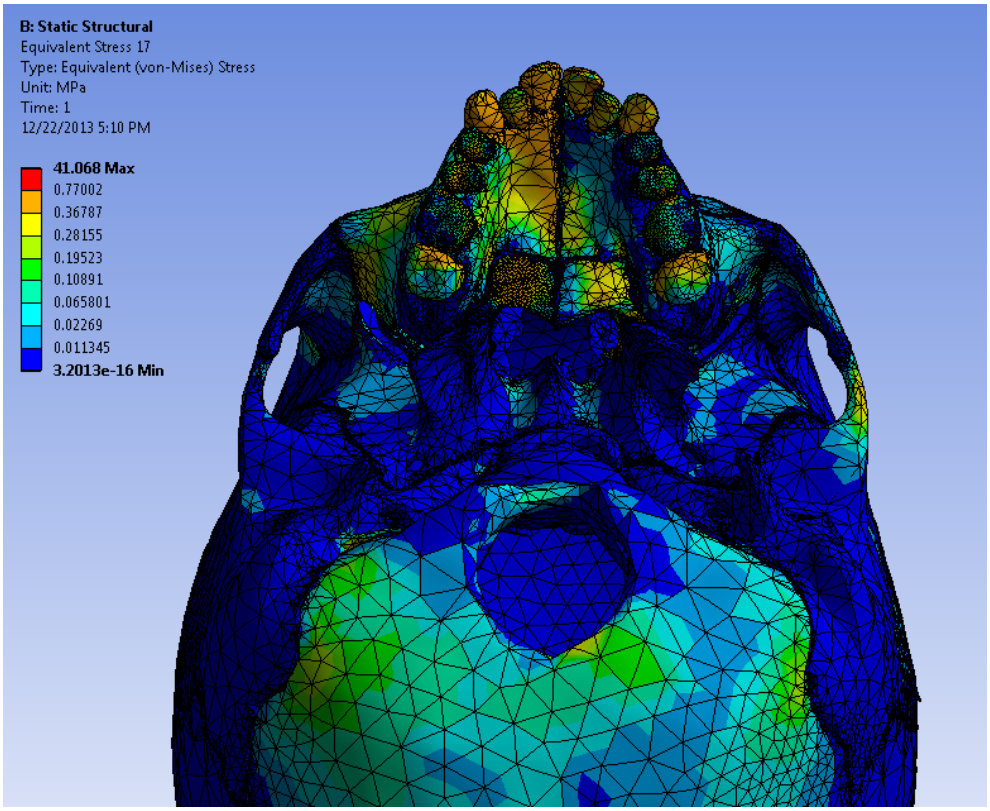
Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait diş-kemik destekli Hyrax (akrilik kaplı) modele 0,25 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 41.068 MPa ile sağ 1-2 nolu dişler arasında çıkmıştır (Şekil 3-36).



Şekil 3-36. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)

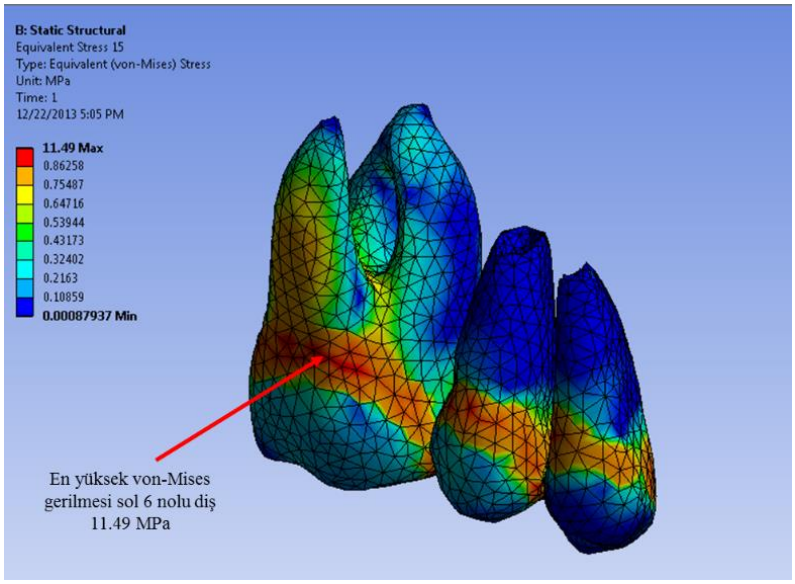


Şekil 3-37. Noktasal gerilmenin olduğu yer: Sağ 1-2 arası



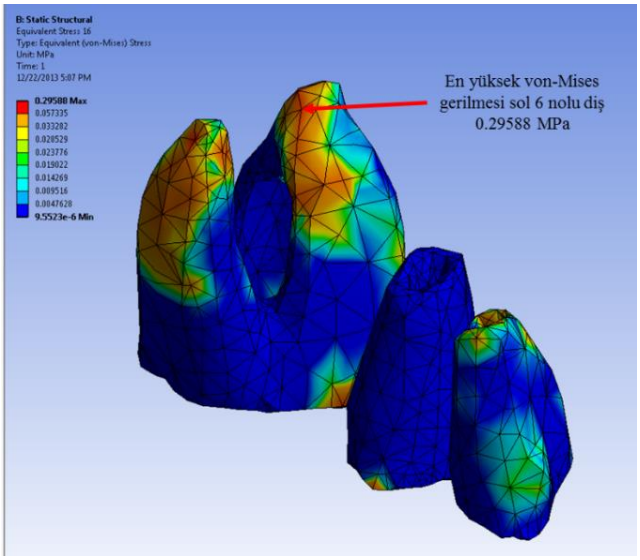
Şekil 3-38. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 11.49 MPa ile sol 6 numaralı dişte çıkmıştır (Şekil 3-39).



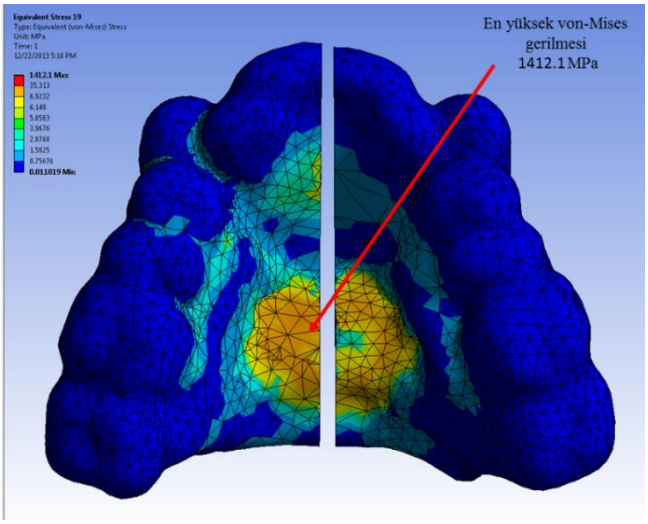
Şekil 3-39. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.29588 MPa ile sol 6 numaralı dişin periodontal ligamentinde çıkmıştır (Şekil 3-40).



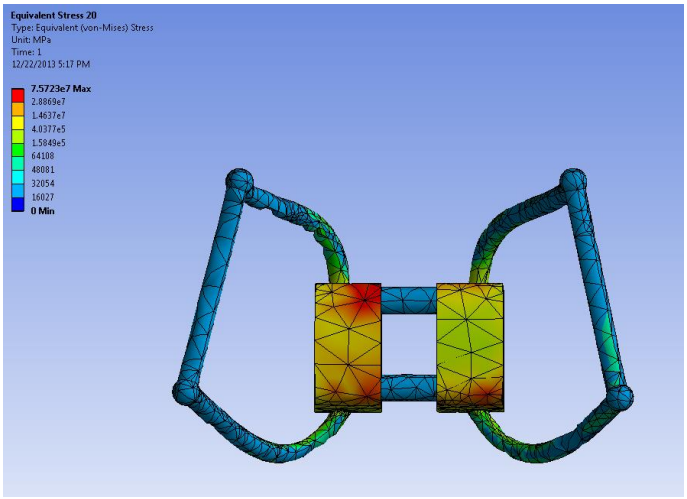
Şekil 3-40. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu akrilik resinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesinin 1412.1 MPa olduğu görülmektedir (Şekil 3-41). En fazla gerilmeler Hyrax vidasının çevresindeki akrilik yüzeylerinde görülmektedir.



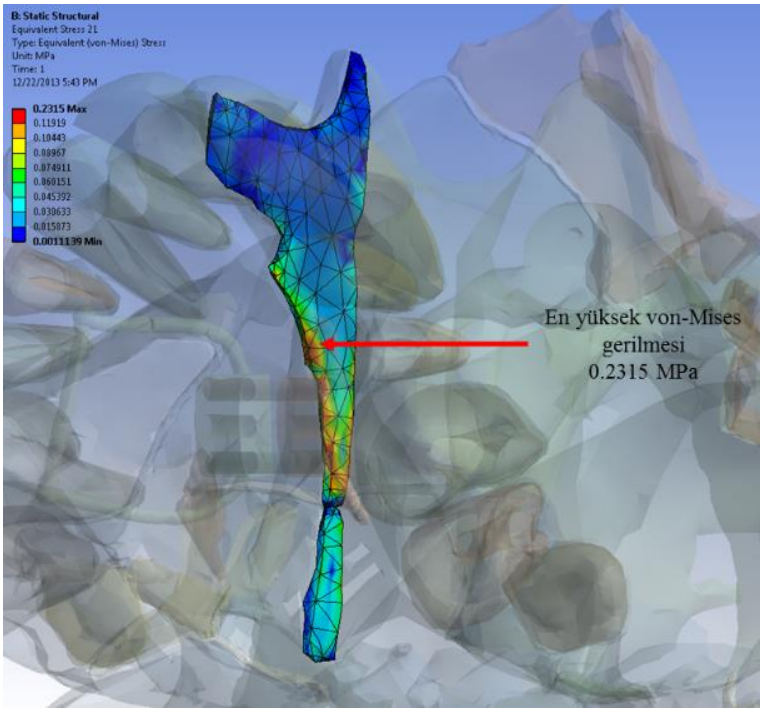
Şekil 3-41. 0.25 mm deplasman tatbiki – Akrilik resinde oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu Hyrax ve kolları kıyaslandığında asıl von-Mises gerilmesinin 7.5723e7 ($7.5723x10^7$) MPa ile sağ Hyrax parçasında oluştuğu görülmektedir. (Şekil 3-42).



Şekil 3-42. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax'da oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

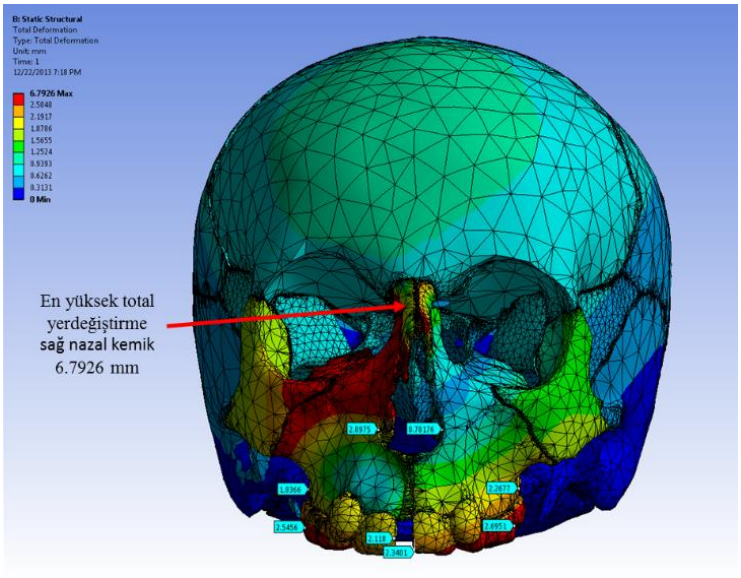
0,25 mm deplasman verilmesi sonucu midpalatal suturda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.2315 MPa'dır (Şekil 3-43).



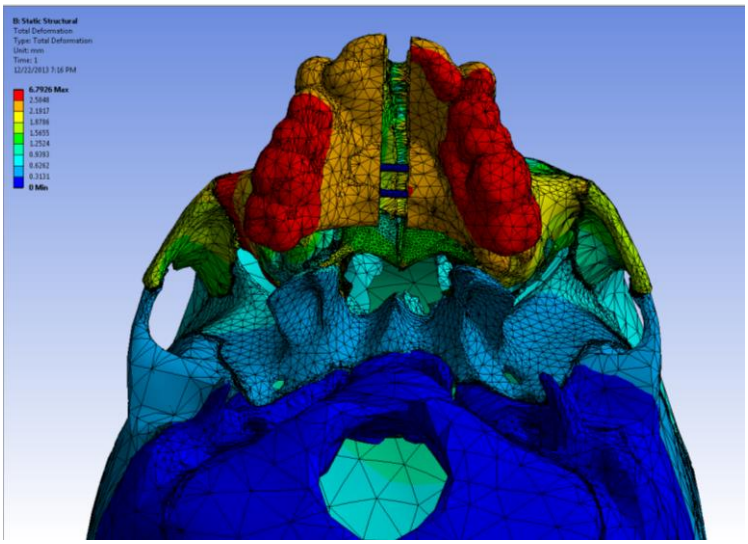
Şekil 3-43. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

5 mm deplasman tatbiki – Yer değiştirme miktarlarının dağılımı

Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait modele 5 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek total yer değiştirme 6.7926 mm ile sağ nazal kemikte çıkmıştır (Şekil 3-44).



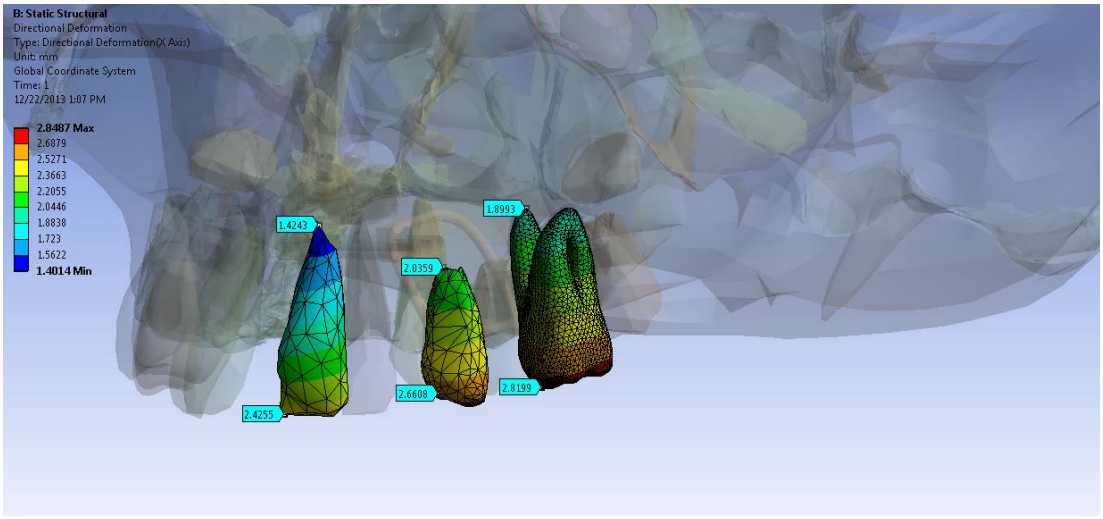
Şekil 3-44. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)



Şekil 3-45. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-46);

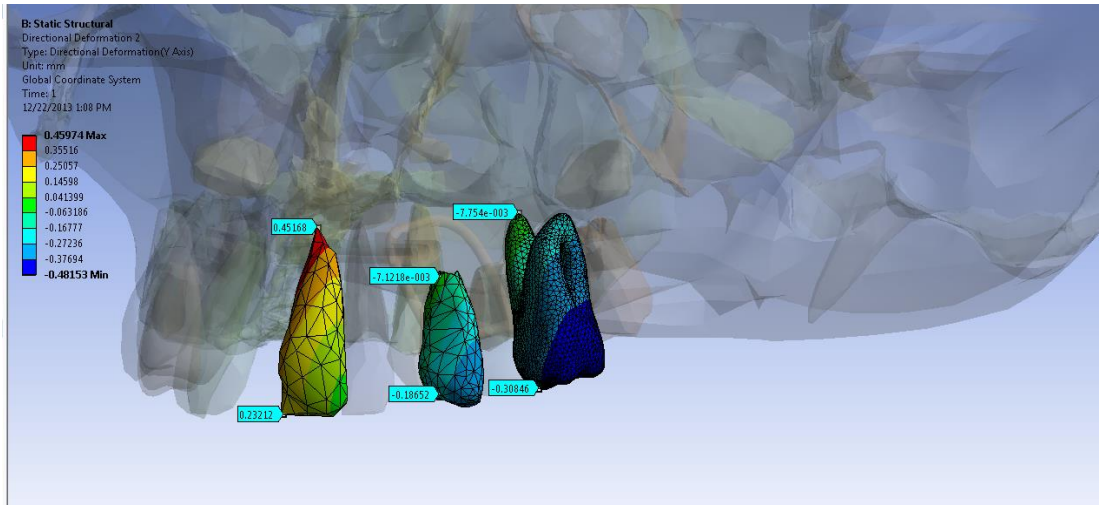
- 1 nolu dişin insizali + (distal) yönde 2.4255 mm, apikali + (distal) yönde 1.4243 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla distal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 2.6608 mm, apikali + (bukkal) yönde 2.0359 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 2.8199 mm, apikali + (bukkal) yönde 1.8993 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-46. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-47);

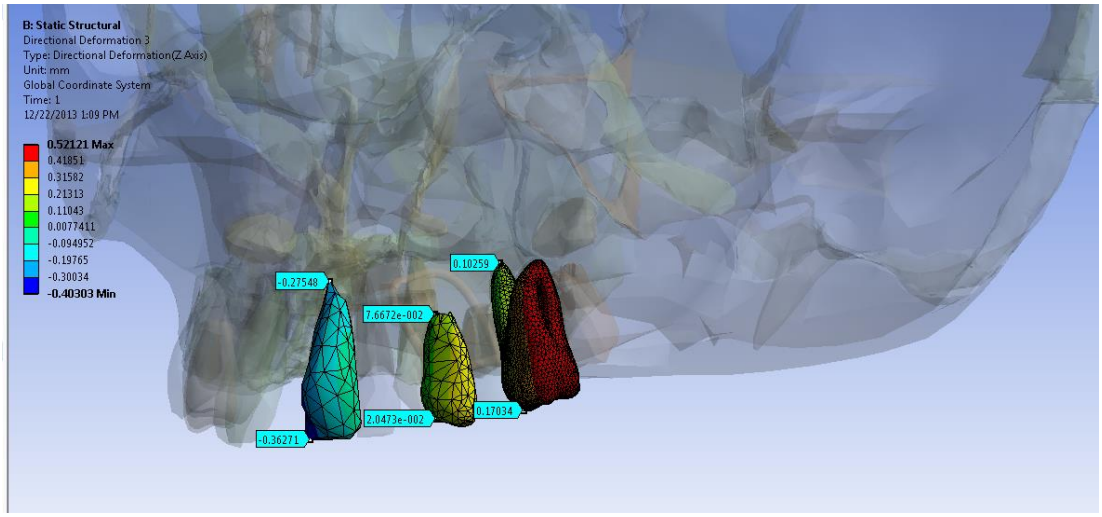
- 1 nolu dişin insizali + (lingual) yönde 0.23212 mm, apikali + (lingual) yönde 0.45168 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte krondan daha fazla lingual tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.18652 mm, apikali - (mesial) yönde 7.1218e-003 (0.0071218) mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.30846 mm, apikali - (mesial) yönde 7.754e-003 (0.007754) mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-47. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-48);

- 1 nolu dişin insizali - (oklüzal) yönde 0.36271 mm, apikali - (oklüzal) yönde 0.27548 mm hareket etmiştir.
- 4 nolu dişin oklüzali + (apikal) yönde 2.0473e-002 (0.020473) mm, apikali + (apikal) yönde 7.667e-002 (0.07667) mm hareket etmiştir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (apikal) yönde 0.17034 mm, apikali + (apikal) yönde 0.10259 mm hareket etmiştir.

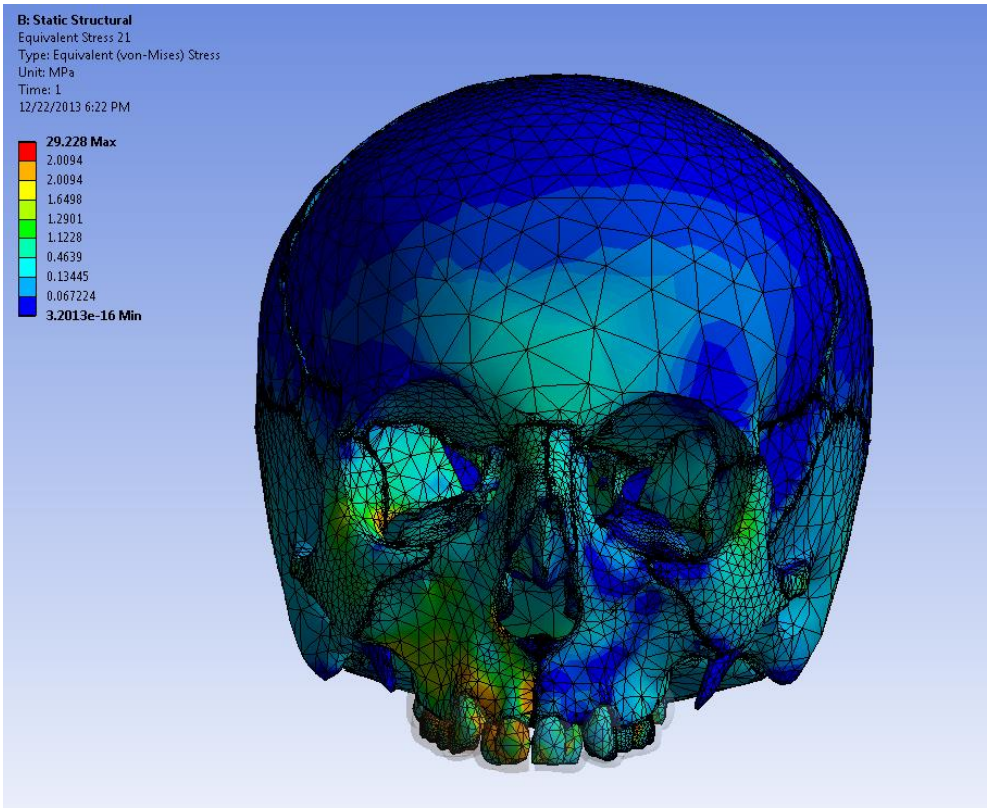


Şekil 3-48. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları

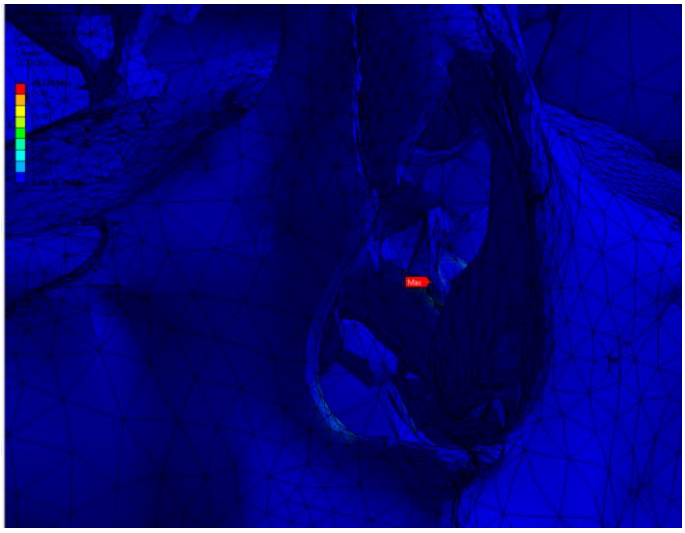
3.2.2. 1. Set Suturların Açık, 2. Set Suturların Kapalı Olduğu (2. Senaryo)

0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı

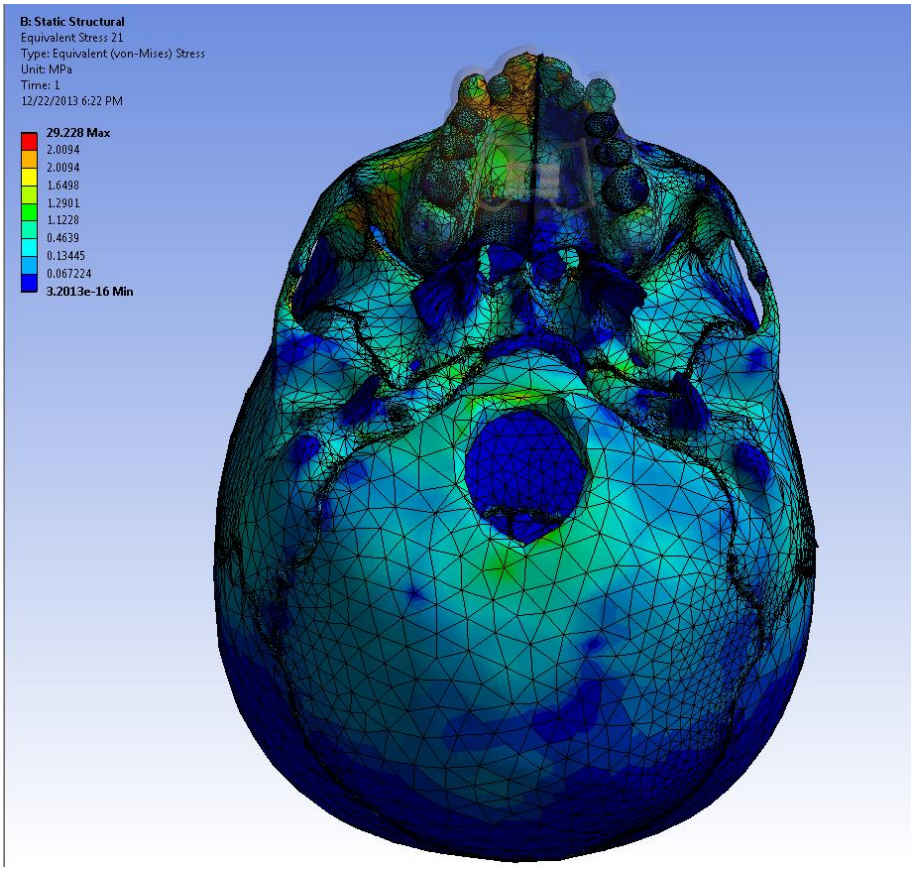
Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait diş-kemik destekli Hyrax (akrilik kaplı) modele 0,25 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 29.228 MPa ile sol pterigomaksiller birleşimde çıkmıştır (Şekil 3-49).



Şekil 3-49. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)

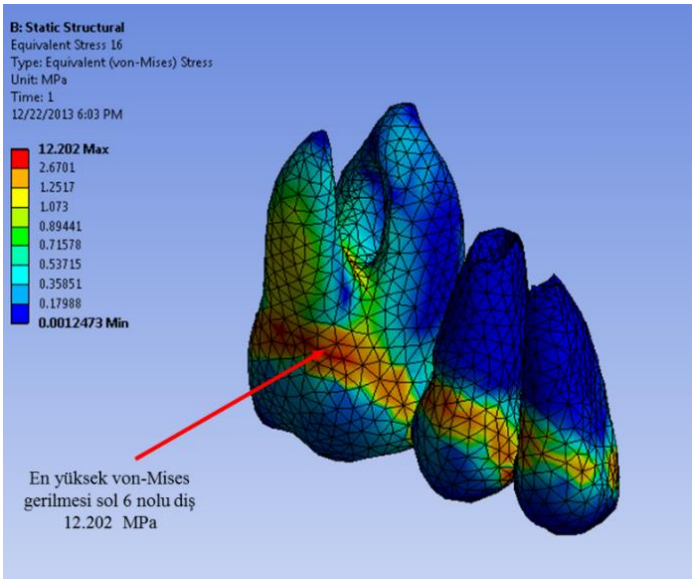


Şekil 3-50. Noktasal gerilmenin olduğu yer: Sol pterigomaksiller birleşim



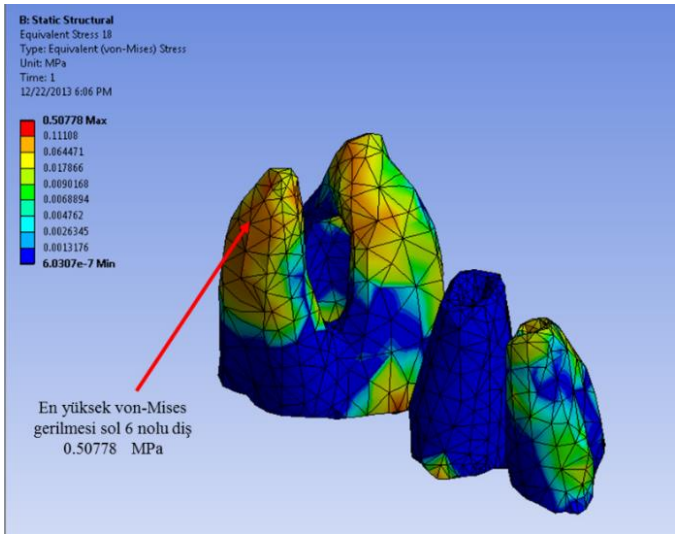
Şekil 3-51. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 12.202 MPa ile sol 6 numaralı dişte çıkmıştır (Şekil 3-52).



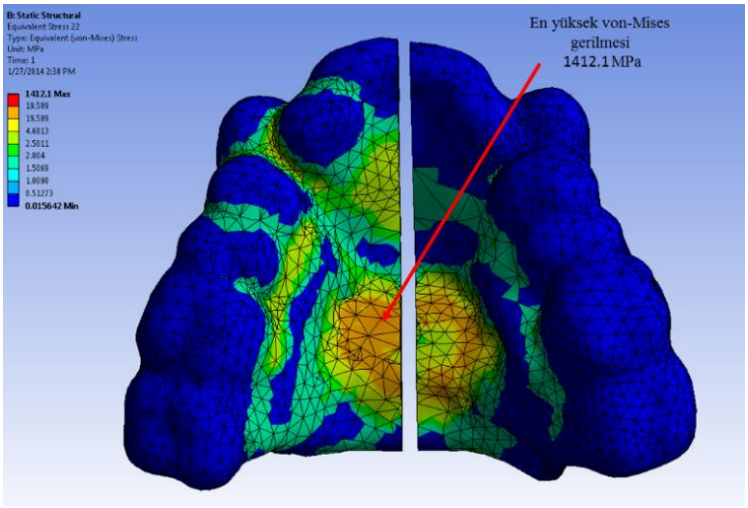
Şekil 3-52. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.50778 MPa ile sol 6 numaralı dişin periodontal ligamentinde çıkmıştır (Şekil 3-53).



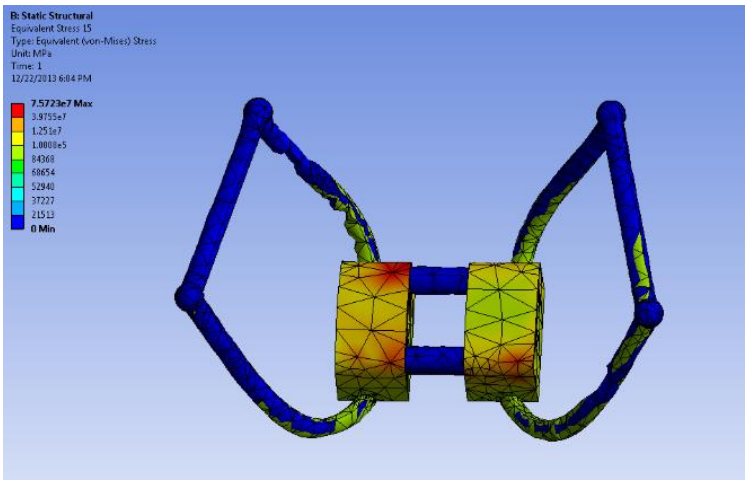
Şekil 3-53. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu akrilik resinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesinin 1412.1 MPa olduğu görülmektedir (Şekil 3-54). En fazla gerilmeler Hyrax vidasının çevresindeki akrilik yüzeylerinde görülmektedir.



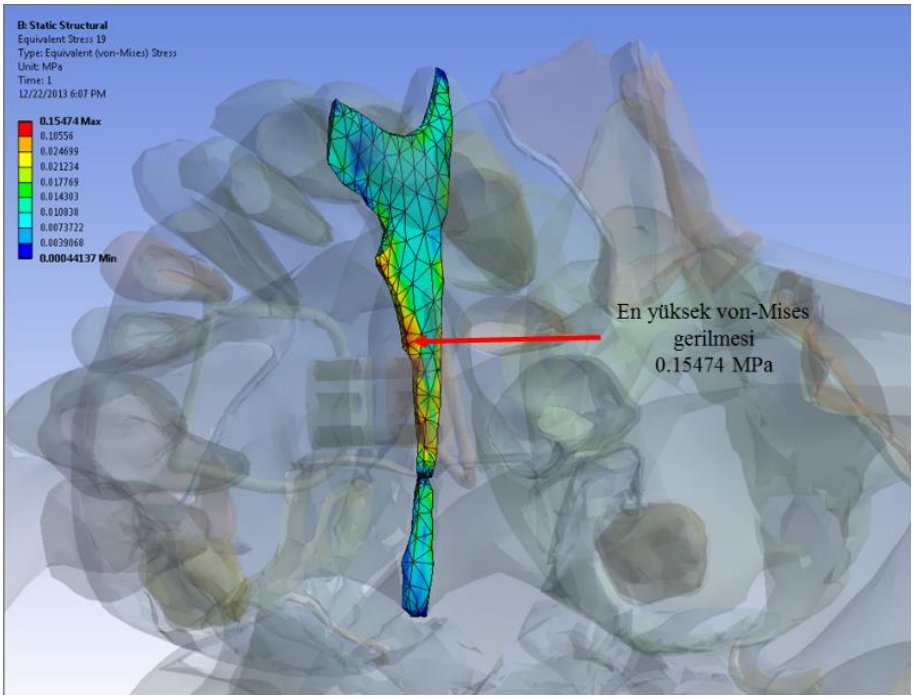
Şekil 3-54. 0.25 mm deplasman tatbiki – Akrilik resinde oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu Hyrax ve kolları kıyaslandığında asıl von-Mises gerilmesinin 7.5723e7 ($7.5723x10^7$) MPa ile sağ Hyrax parçasında oluştuğu görülmektedir (Şekil 3-55).



Şekil 3-55. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax'da oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

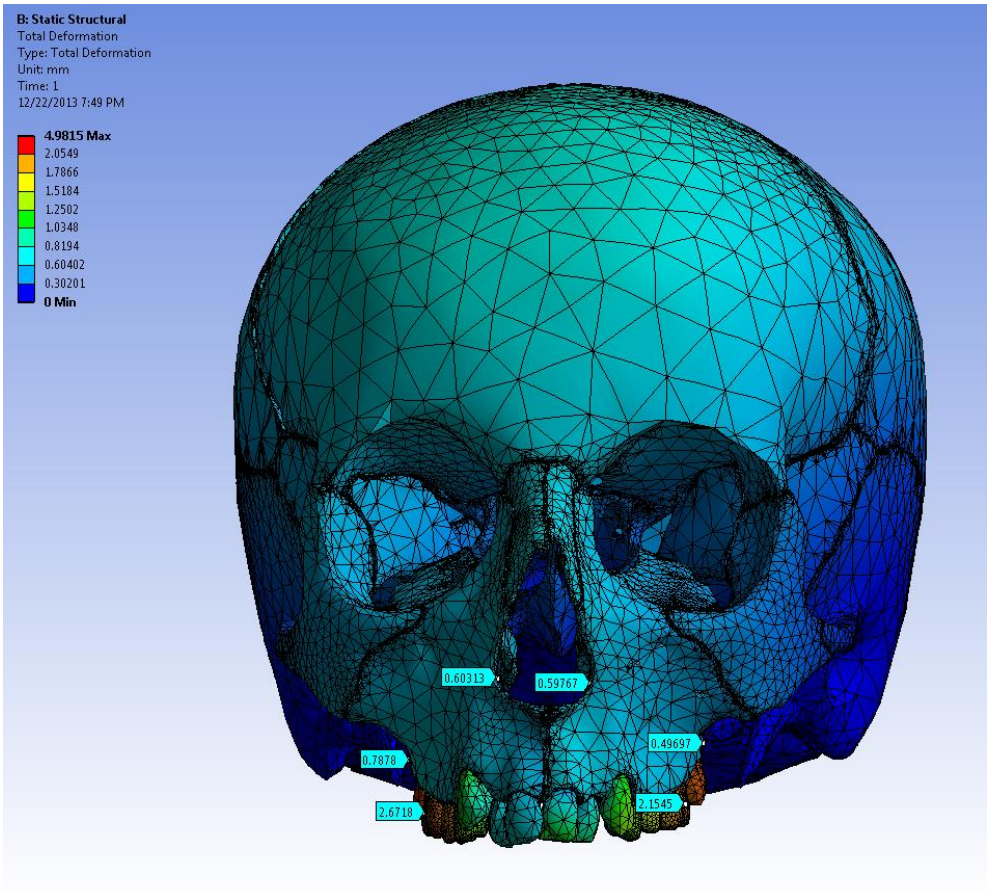
0,25 mm deplasman verilmesi sonucu midpalatal suturda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.15474 MPa'dır (Şekil 3-56).



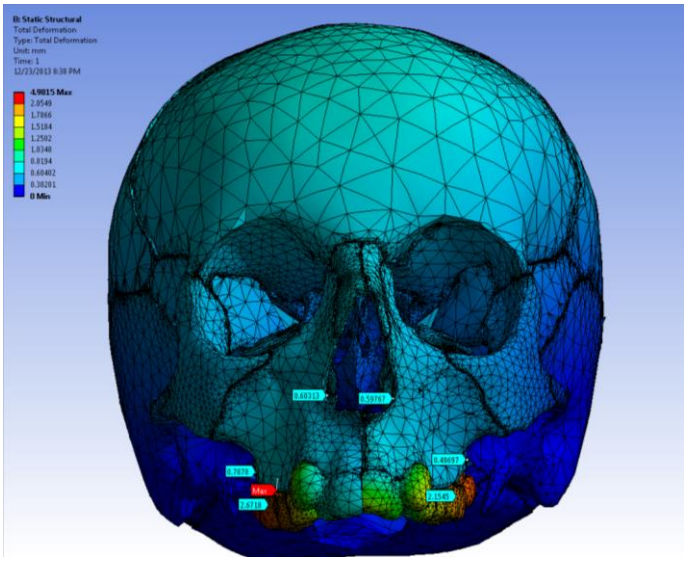
Şekil 3-56. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

5 mm deplasman tatbiki – Yer değiştirme miktarlarının dağılımı

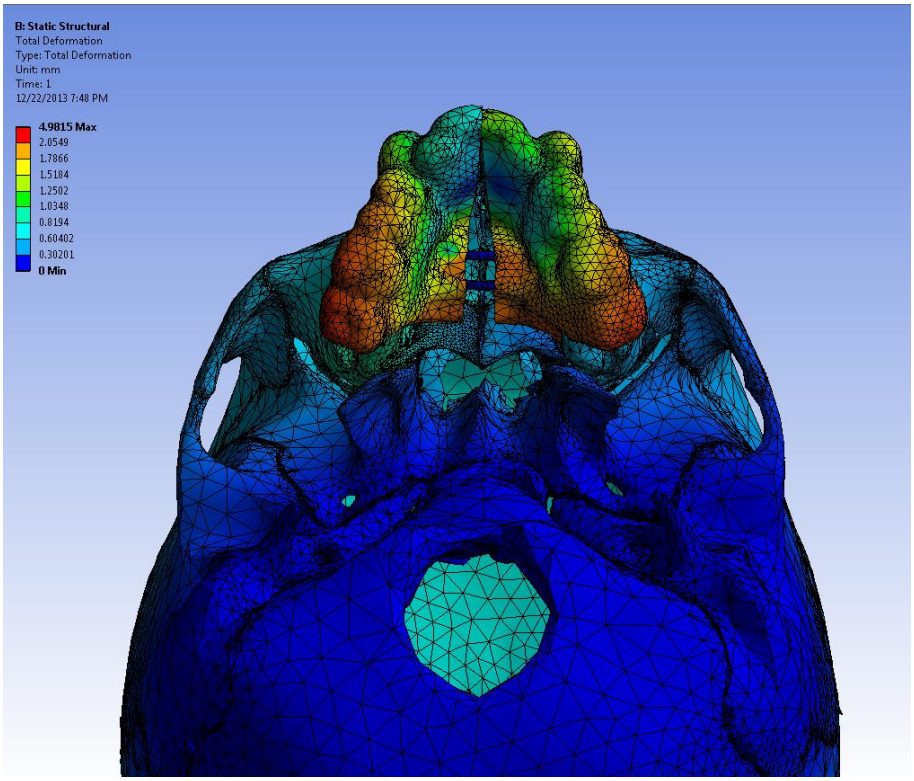
Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait modele 5 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek total yer değiştirme 4.9815 mm ile sağ 7 nolu dişin PDL'inde çıkmıştır (Şekil 3-57).



Şekil 3-57. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)



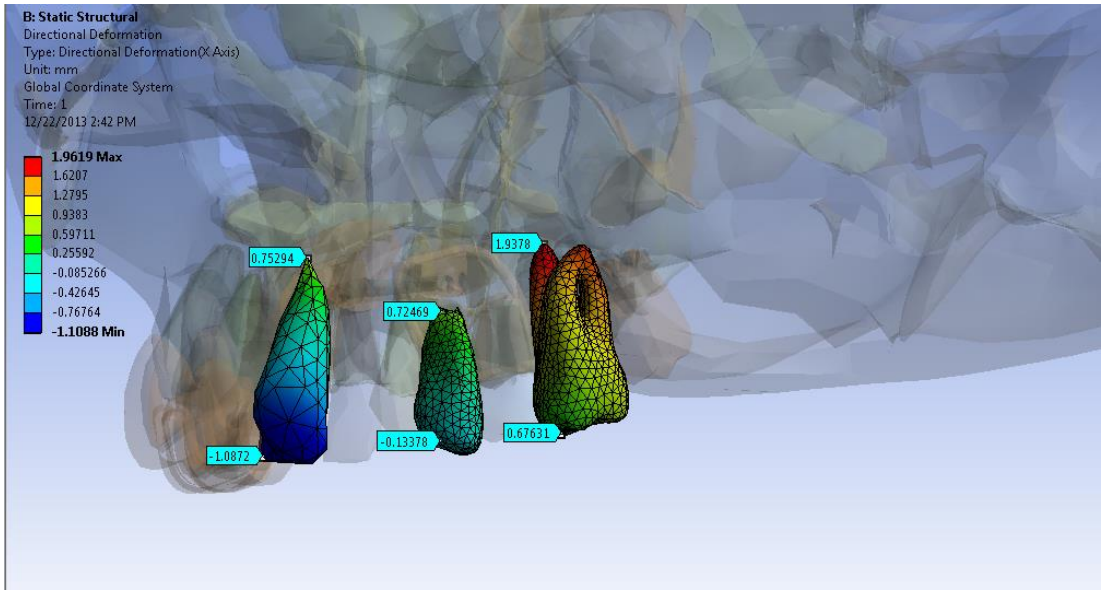
Şekil 3-58. Noktasal yer değiştirmenin olduğu yer: Sağ 7 nolu dişin periodontal ligamenti



Şekil 3-59. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-60);

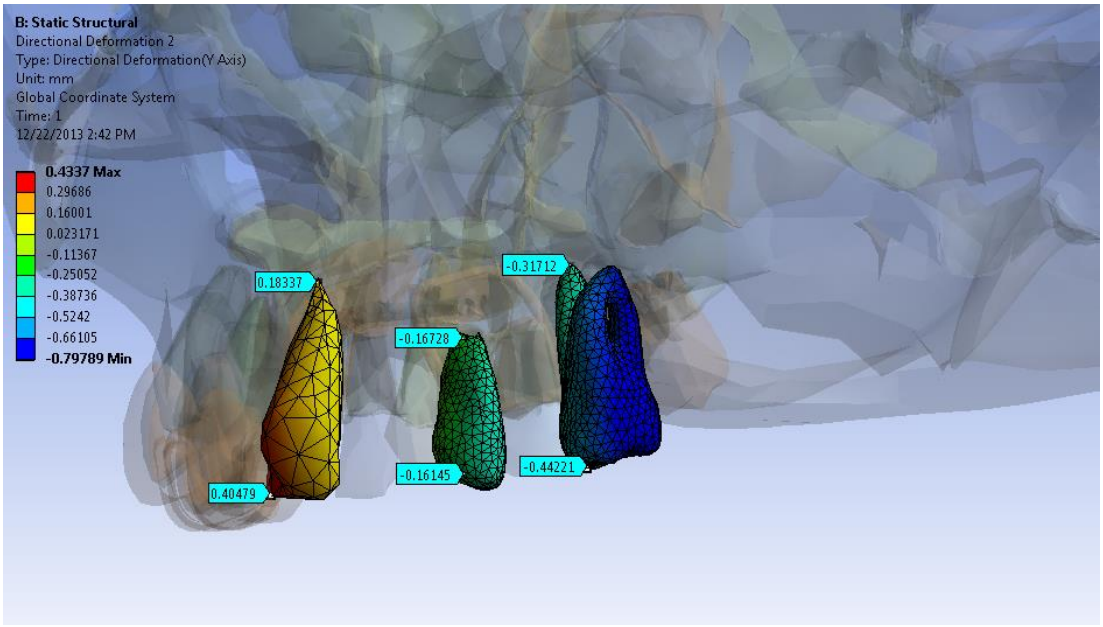
- 1 nolu dişin insizali - (mesial) yönde 1.0872 mm, apikali + (distal) yönde 0.75294 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte distal, kronda mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (palatinal) yönde 0.13378 mm, apikali + (bukkal) yönde 0.72469 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte bukkal tippingin oklüzalde meydana gelen palatinal tippingten daha fazla olduğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 0.67631 mm, apikali + (bukkal) yönde 1.9378 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte krondan daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-60. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-61);

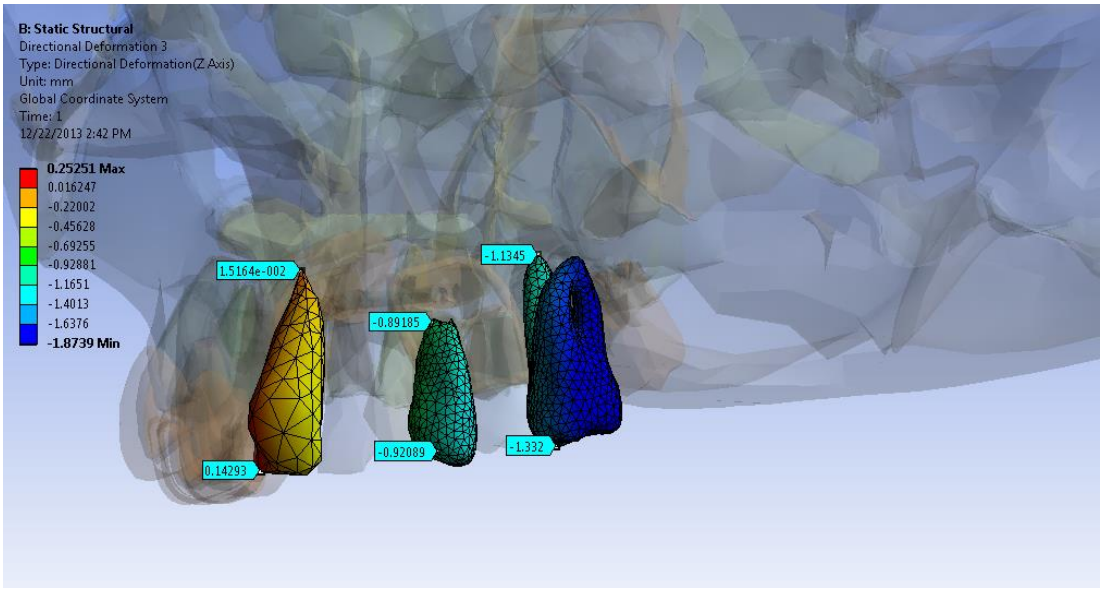
- 1 nolu dişin insizali + (lingual) yönde 0.40479 mm, apikali + (lingual) yönde 0.18337 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla lingual tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.16145 mm, apikali - (mesial) yönde 0.16728 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte krondan daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.44221 mm, apikali - (mesial) yönde 0.31712 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-61. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-62);

- 1 nolu dişin insizali + (apikal) yönde 0.14293 mm, apikali + (apikal) yönde 1.5164e-002 (0.015164) mm hareket etmiştir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (oklüzal) yönde 0.92089 mm, apikali - (oklüzal) yönde 0.89185 mm hareket etmiştir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (oklüzal) yönde 1.332 mm, apikali - (oklüzal) yönde 1.1345 mm hareket etmiştir.

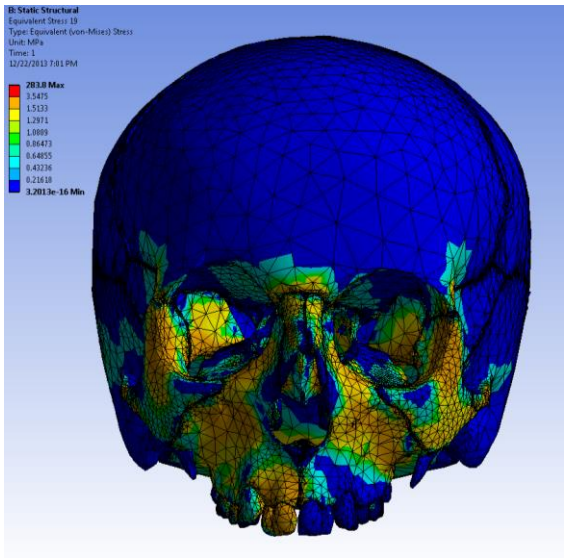


Şekil 3-62. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları

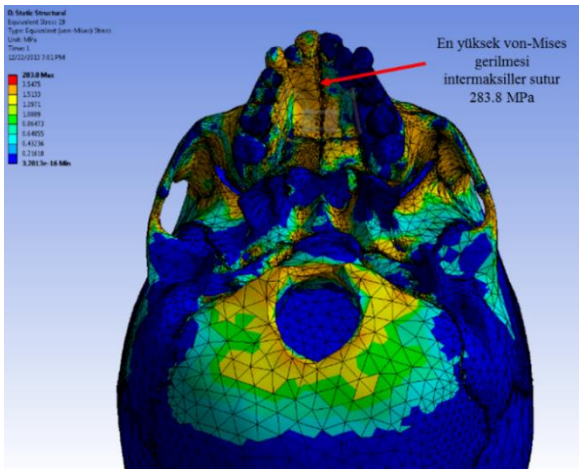
3.2.3. Tüm Suturların Kapalı Olduğu (3. Senaryo)

0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı

Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait diş-kemik destekli Hyrax (akrilik kaplı) modele 0,25 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 283.8 MPa ile midpalatal suturda çıkmıştır (Şekil 3-63).

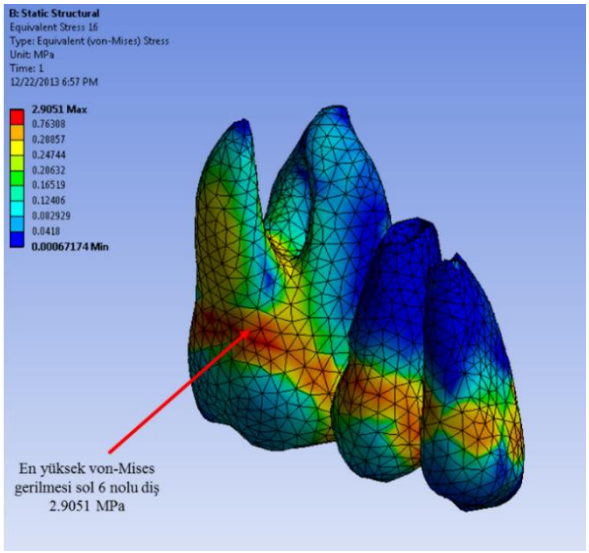


Şekil 3-63. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)



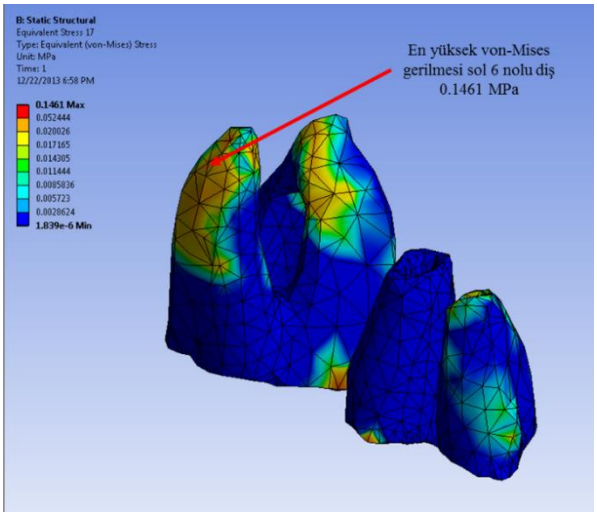
Şekil 3-64. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 2.9051 MPa ile sol 6 numaralı dişte çıkmıştır (Şekil 3-65).



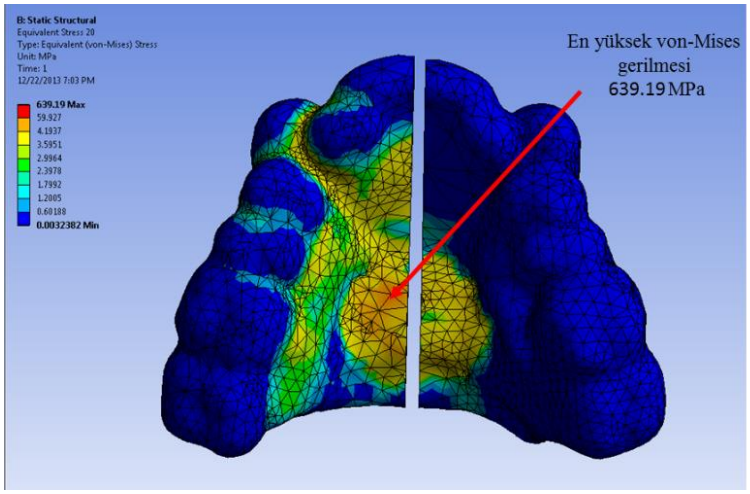
Şekil 3-65. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.1461 MPa ile sol 6 numaralı dişin periodontal ligamentinde çıkmıştır (Şekil 3-66).



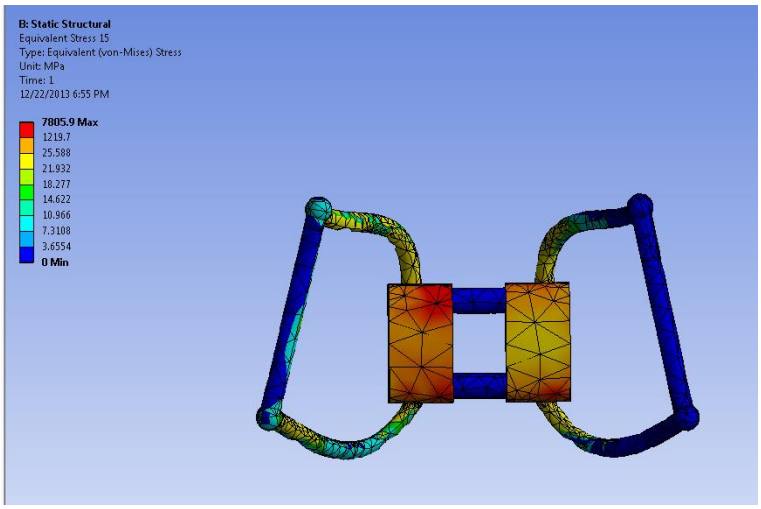
Şekil 3-66. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu akrilik resinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesinin 639.19 MPa olduğu görülmektedir (Şekil 3-67).



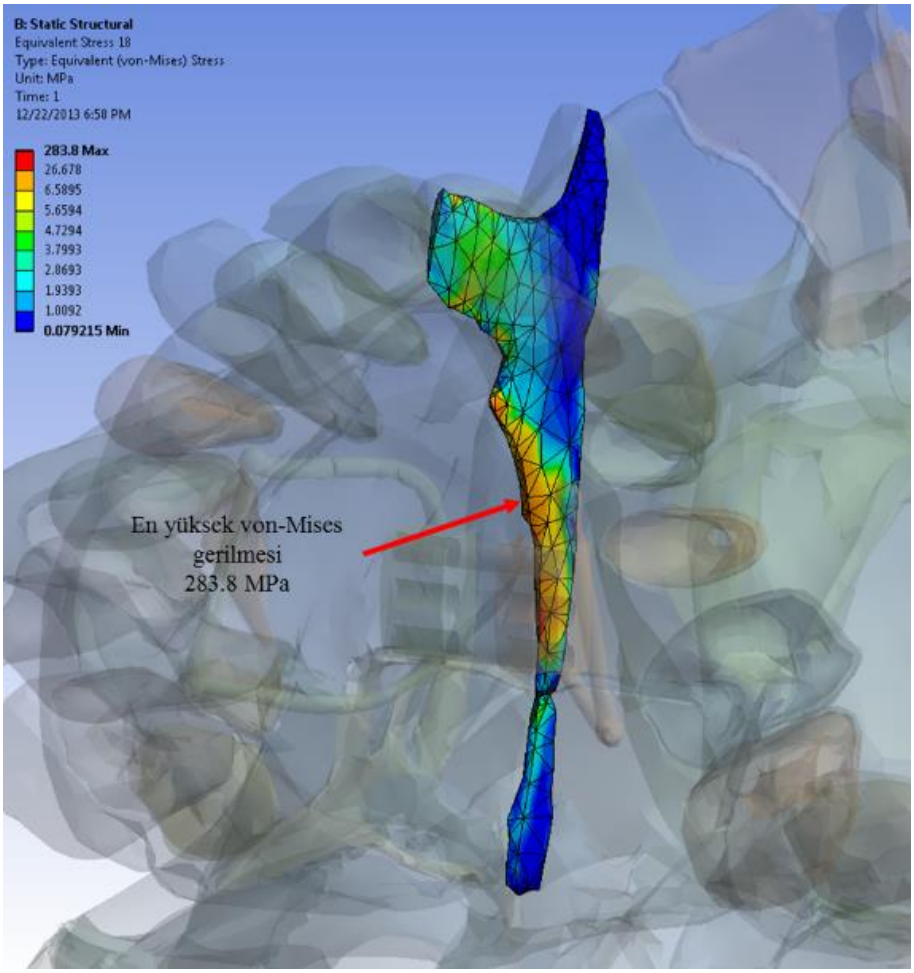
Şekil 3-67. 0.25 mm deplasman tatbiki – Akrilik resinde oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu Hyrax ve kolları kıyaslandığında asıl von-Mises gerilmesinin 7805.9 MPa ile sağ Hyrax parçasında oluştuğu görülmektedir. (Şekil 3-68).



Şekil 3-68. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax'da oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

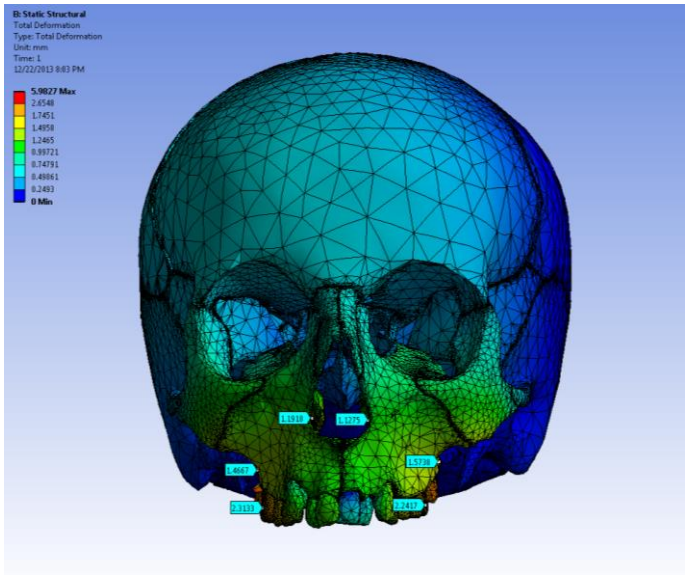
0,25 mm deplasman verilmesi sonucu midpalatal suturda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 283.8 MPa'dır (Şekil 3-69).



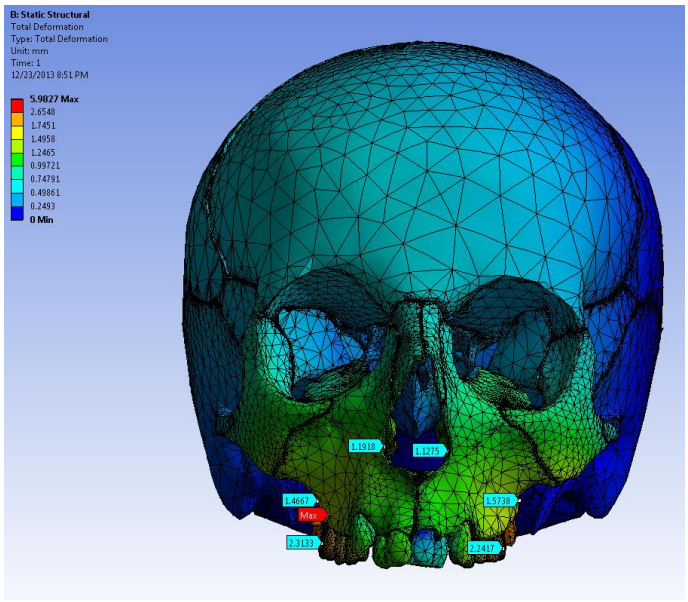
Şekil 3-69. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

5 mm deplasman tatbiki – Yer değiştirme miktarlarının dağılımı

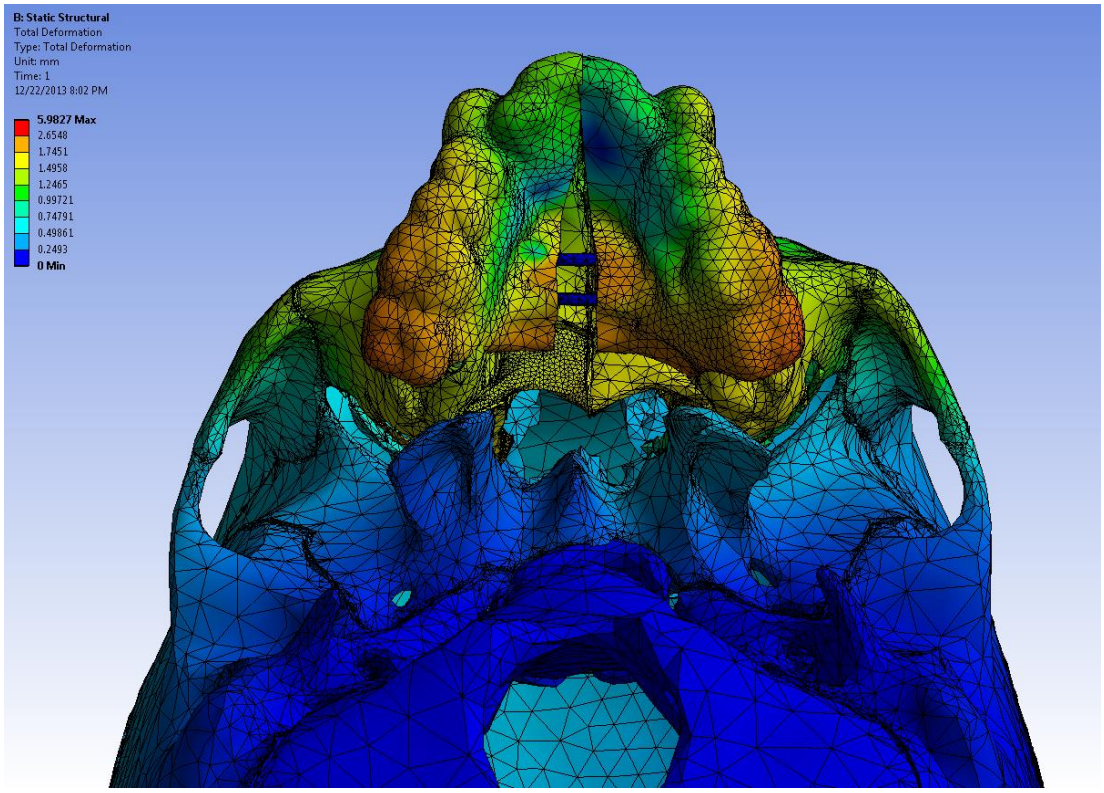
Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait modele 5 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek total yer değiştirme 5.9827 mm ile sağ 7 nolu dişin PDL'inde çıkmıştır (Şekil 3-70).



Şekil 3-70. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)



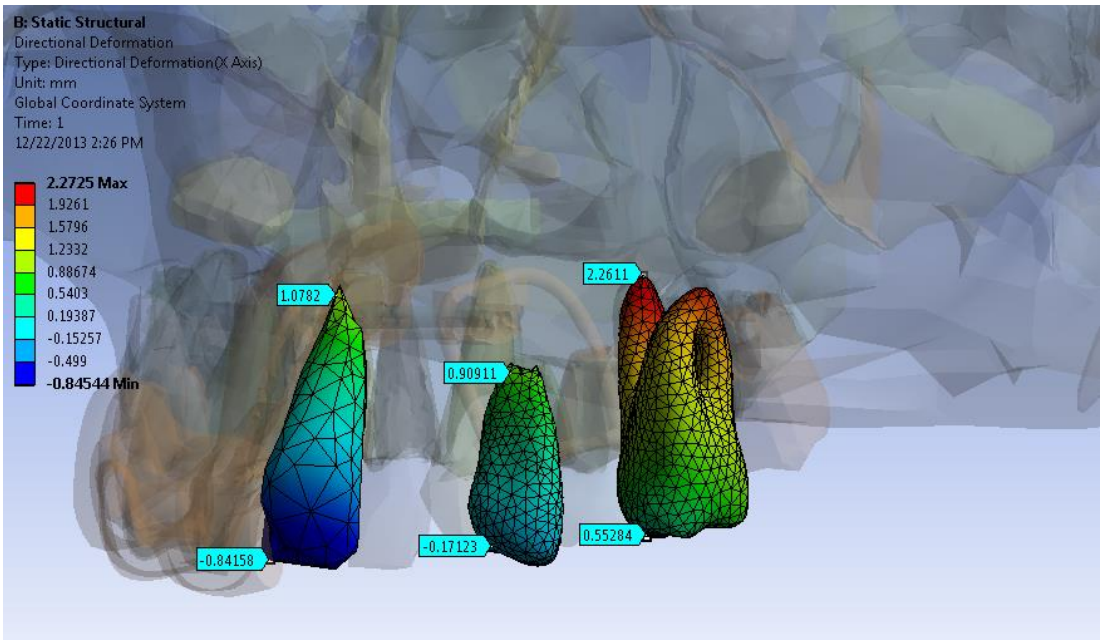
Şekil 3-71. Noktasal gerilmenin olduğu yer: Sağ 7 nolu dişin periodontal ligamenti



Şekil 3-72. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-73);

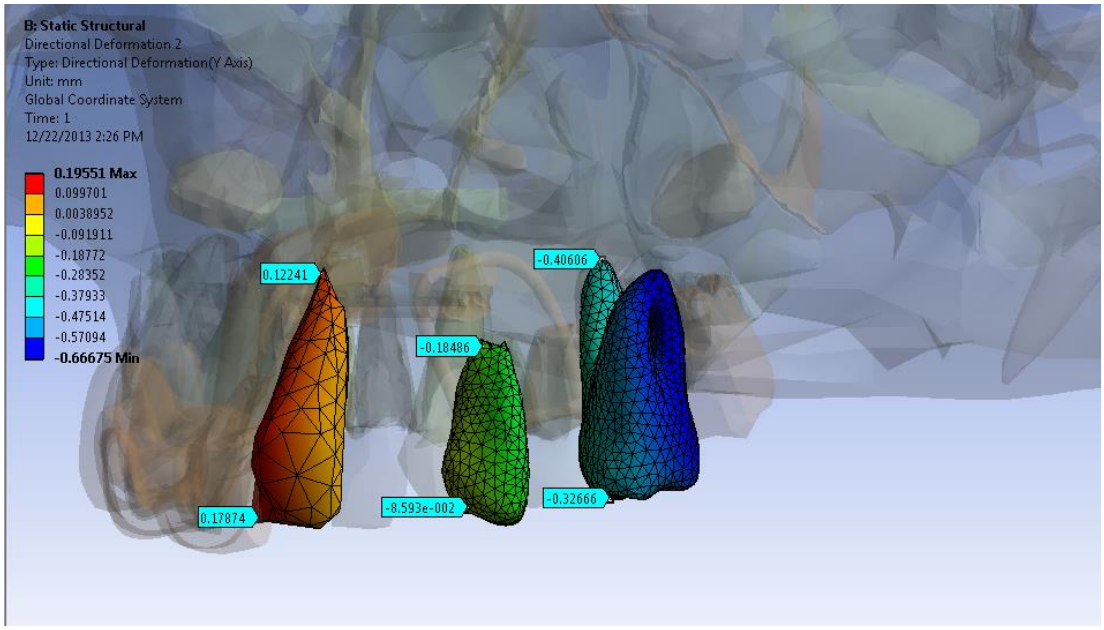
- 1 nolu dişin insizali - (mesial) yönde 0.84158 mm, apikali + (distal) yönde 1.0782 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte distal, kronda mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (palatinal) yönde 0.17123 mm, apikali + (bukkal) yönde 0.90911 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte meydana gelen bukkal tippingin oklüzalde meydana gelen palatinal tippingten daha fazla olduğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 0.55284 mm, apikali + (bukkal) yönde 2.2611 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte krondan daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-73. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-74);

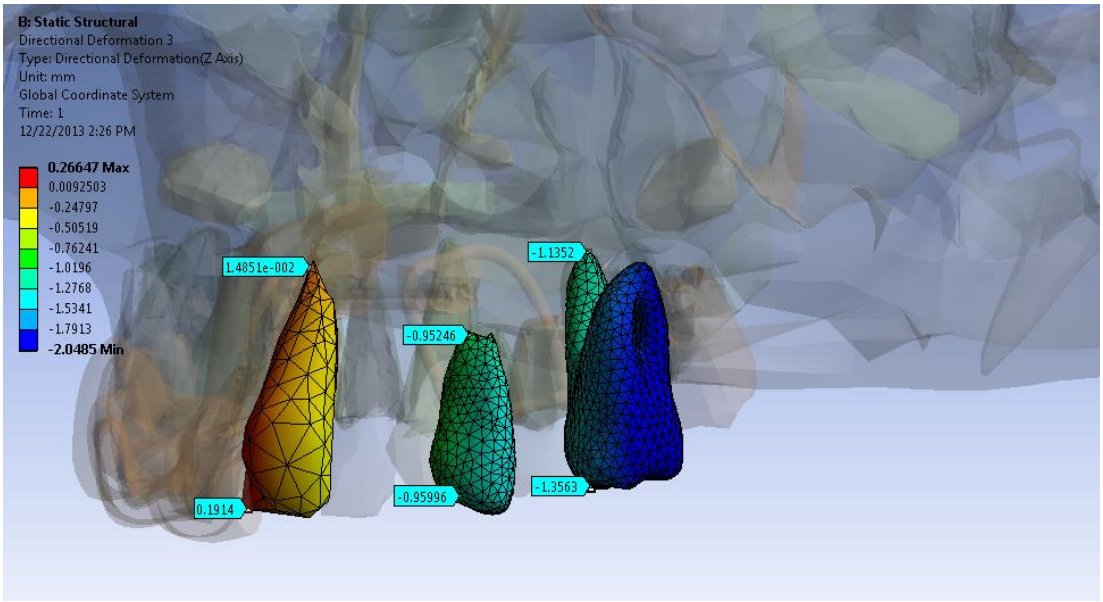
- 1 nolu dişin insizali + (lingual) yönde 0.17874 mm, apikali + (lingual) yönde 0.12241 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla lingual tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 8.593e-002 (0.08593) mm, apikali - (mesial) yönde 0.18486 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.32666 mm, apikali - (mesial) yönde 0.40606 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte krondan daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-74. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-75);

- 1 nolu dişin insizali + (apikal) yönde 0.1914 mm, apikali + (apikal) yönde 1.4851e-002 (0.014851) mm hareket etmiştir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (oklüzal) yönde 0.95996 mm, apikali - (oklüzal) yönde 0.95246 mm hareket etmiştir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (oklüzal) yönde 1.3563 mm, apikali - (oklüzal) yönde 1.1352 mm hareket etmiştir.



Şekil 3-75. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları

3.2.4. Diş-Kemik Destekli Hyrax Modeline (Akrilik Kaplı) Ait Bulguların Karşılaştırılması

0,25 mm deplasman verildiğinde kraniofasiyal yapılardaki kemiklerde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında tüm senaryolarda en yüksek gerilmenin maksillada olduğu görülmektedir. Senaryo 1 için 19,517 MPa; Senaryo 2 için 26,831 MPa; Senaryo 3 için ise 181,29 MPa'dır. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla sağ maksillada (19,517 MPa), sol temporal kemikte (4,6277 MPa) ve sol maksillada (4,0008 MPa) görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sol maksillada (26,831 MPa), sağ maksillada (20,697 MPa) ve sfenoid kemikte (6,9802 MPa) görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sol maksillada (181,29 MPa), sağ maksillada (59,982 MPa) ve sfenoid kemikte (44,341 MPa) görülmektedir (Tablo 3-1).

0,25 mm deplasman verildiğinde dişlerde (4, 5, 6 nolu dişler) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en yüksek gerilmeler Senaryo 1 için 12,274 MPa ile sağ 6 nolu dişte; Senaryo 2 için 14,968 MPa ile sağ 6 nolu dişte; Senaryo 3 için ise 20,356 MPa ile sağ 4 nolu dištedir. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla sağ 6 (12,274 MPa), sol 6 (11,49 MPa) ve sağ 4 (11,186 MPa) nolu dişlerde görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sağ 6 (14,968 MPa), sağ 4 (14,787 MPa) ve sağ 5 (12,941 MPa) nolu dişlerde görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sağ 4 (20,356 MPa), sağ 5 (17,256 MPa), sağ 6 (13,13 MPa) nolu dişlerde görülmektedir (Tablo 3-1).

0,25 mm deplasman verildiğinde periodontal ligamentlerde oluşan (4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentleri) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en yüksek gerilmeler Senaryo 1 için 0,29588 MPa ile sol 6 nolu dişte; Senaryo 2 için 0,50778 MPa ile sol 6 nolu dişte; Senaryo 3 için ise 0,90526 MPa ile sağ 6 nolu dištedir. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla sol 6 (0,29588 MPa), sağ 6 (0,17403 MPa) ve sol 4 (0,16527 MPa) nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sol 6 (0,50778 MPa), sağ 6 (0,44183 MPa), sağ 5 (0,2494 MPa) nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sağ 6 (0,90526 MPa), sağ 5 (0,527908 MPa), sağ 4 (0,30567 MPa) nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde görülmektedir (Tablo 3-1).

0,25 mm deplasman verildiğinde suturlarda oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en yüksek gerilmeler Senaryo 1 için 0,2315 MPa ile midpalatal suturda; Senaryo 2 için 8,4692 MPa ile sağ zigomatikomaksiller suturda; Senaryo 3 için ise 283,8 MPa ile midpalatal suturdadır. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla midpalatal suturda (0,2315 MPa), sol palatomaksiller suturda (0,2064 MPa) ve frontonazal suturda (0,18804 MPa) görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sağ zigomatikomaksiller suturda (8,4692 MPa), sol zigomatikofrontal suturda (5,7502 MPa) ve frontonazal suturda (4,1973 MPa) suturlarda görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla midpalatal suturda (283,8 MPa), sol palatomaksiller suturda (83,648 MPa) ve sol zigomatikofrontal suturda (38,588 MPa) görülmektedir (Tablo 3-1).

5 mm deplasman verildiğinde sonlu elemanlar modellerinde kolayca tekrarlanabilen ölçüm noktalarında (MIR-MIL, EMR-EML, CNR-CNL, UMR-UML) oluşan en yüksek deplasman miktarlarına bakıldığında tüm senaryolarda en yüksek deplasman UMR-UML'dedir. Senaryo 1 için 5,2407 mm; Senaryo 2 için 4,8263 mm; Senaryo 3 için ise 4,555 mm belirlenmiştir. En düşük deplasman miktarlarına bakıldığında ise tüm senaryolarda en düşük deplasman CNR-CNL'dedir. Senaryo 1 için 2,87926 mm; Senaryo 2 için 1,2008 mm; Senaryo 3 için ise 2,3193 mm belirlenmiştir (Tablo 3-7).

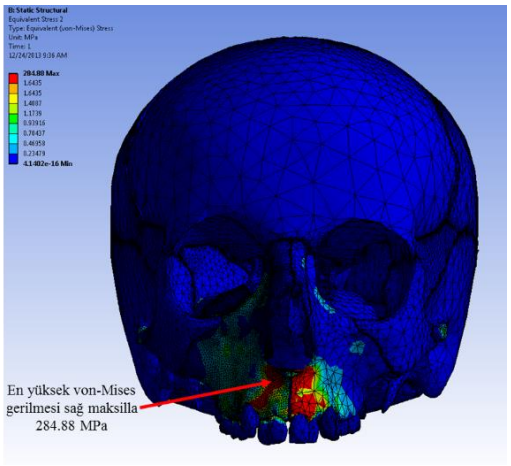
5 mm deplasman verildiğinde kraniofasiyal yapılarda (dişler hariç) oluşan deplasman miktarlarına bakıldığında en yüksek deplasman Senaryo 1 için 6,7926 mm ile sağ nazal kemikte; Senaryo 2 için 1,1052 mm ile sağ palatin kemikte; Senaryo 3 için ise 2,1536 mm ile sol maksilladadır. En yüksek deplasmanlar Senaryo 1 de sırasıyla sağ nazal kemikte (6,7926 mm), sağ maksillada (6,2575 mm), midpalatal suturada (3,6922 mm) görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sağ palatin kemikte (1,1052 mm), sağ maksillada (0,95339 mm), frontal kemikte (0,79529 mm) deplasman görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sol maksillada (2,1536 mm), sağ maksillada (1,9447 mm) ve sağ palatin kemikte (1,9154 mm) deplasman görülmektedir (Tablo 3-4).

3.3. Kemik Destekli Hyrax Modeline (Mini-vida) Ait Bulgular

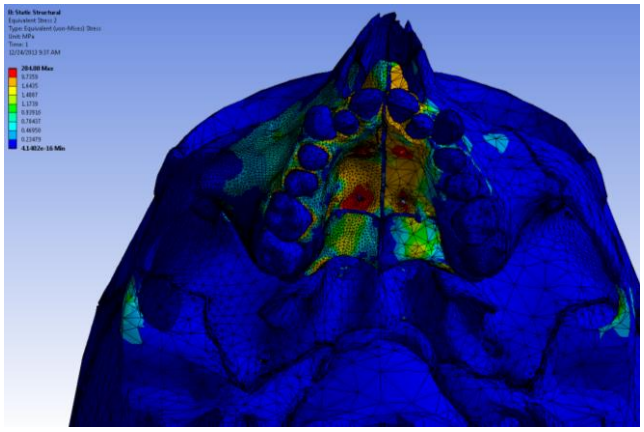
3.3.1. Tüm Suturların Açık Olduğu (1. Senaryo)

0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı

Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait kemik destekli Hyrax (mini-vida) modele 0,25 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 284.88 MPa ile sağ maksillada (midpalatal suturun anteriorunda ANS-Alveol kreti arasında fossa caninaya kadar olan alanda) çıkmıştır (Şekil 3-76).

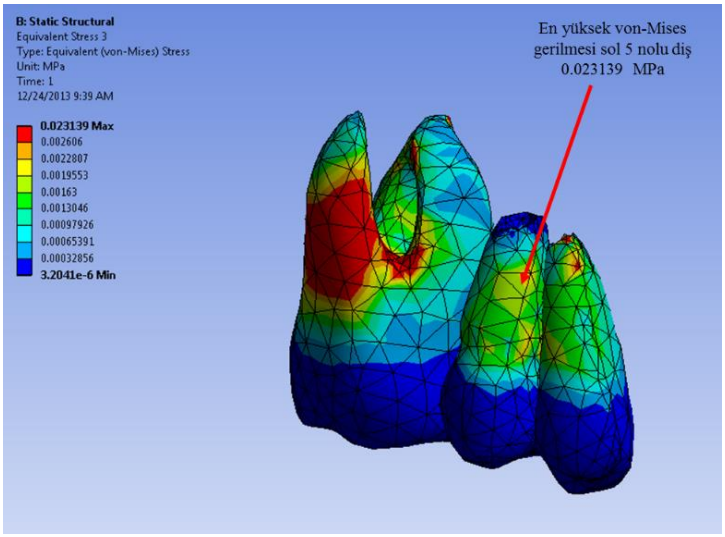


Şekil 3-76. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)



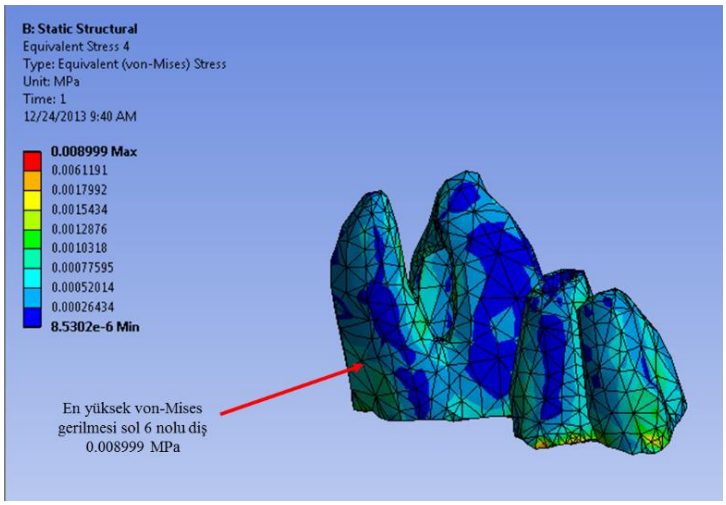
Şekil 3-77. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.023139 MPa ile sol 5 numaralı dişte çıkmıştır (Şekil 3-78).



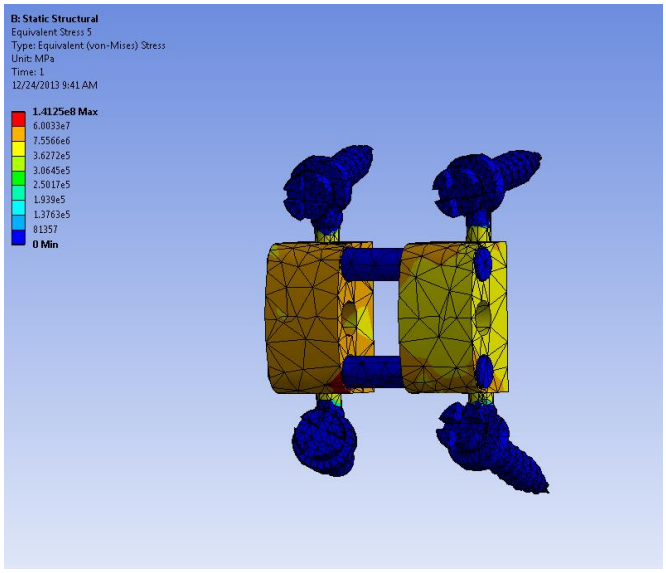
Şekil 3-78. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.008999 MPa ile sol 6 numaralı dişin periodontal ligamentinde çıkmıştır (Şekil 3-79).



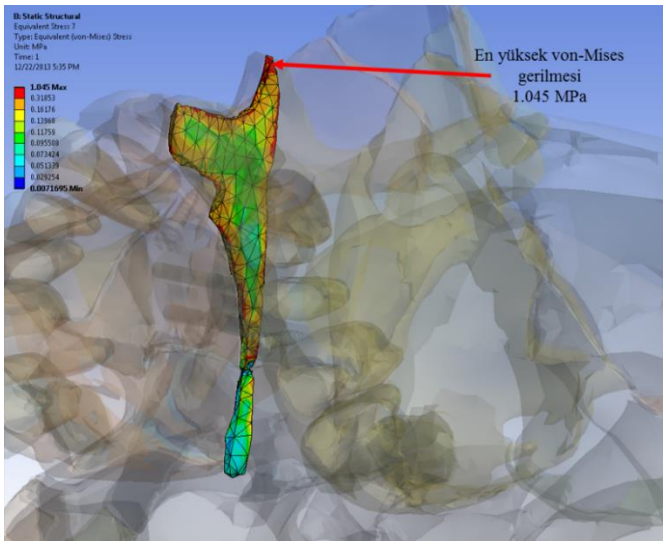
Şekil 3-79. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu Hyrax ve mini-vidalarda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesinin 1.4125e8 ($1.4125x10^8$) MPa olduğu görülmektedir (Şekil 3-80).



Şekil 3-80. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax ve mini-vidalarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

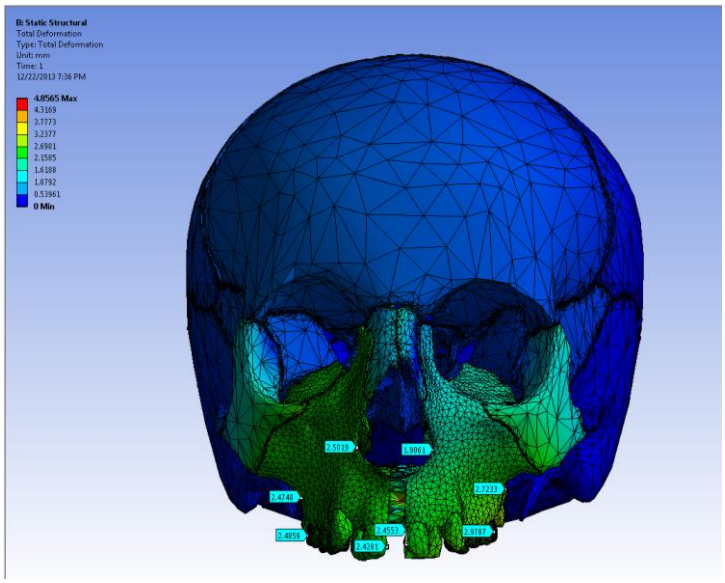
0,25 mm deplasman verilmesi sonucu midpalatal suturda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 1.045 MPa'dır (Şekil 3-81).



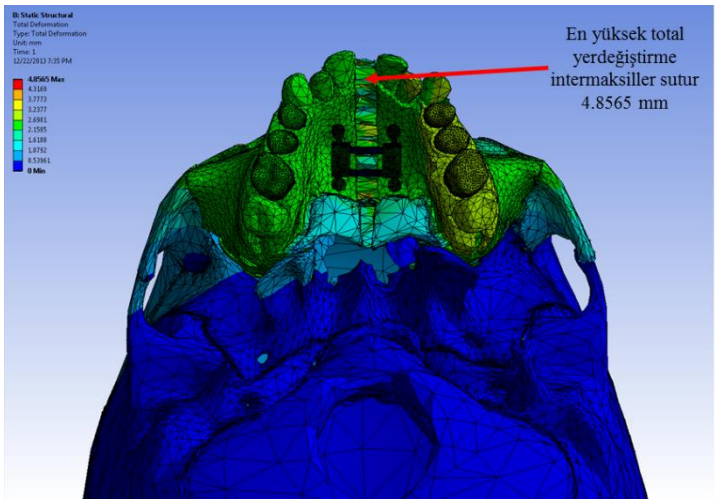
Şekil 3-81. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

5 mm deplasman tatbiki – Yer değiştirme miktarlarının dağılımı

Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait modele 5 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek total yer değiştirme 4.8565 mm ile midpalatal suturda çıkmıştır (Şekil 3-82).



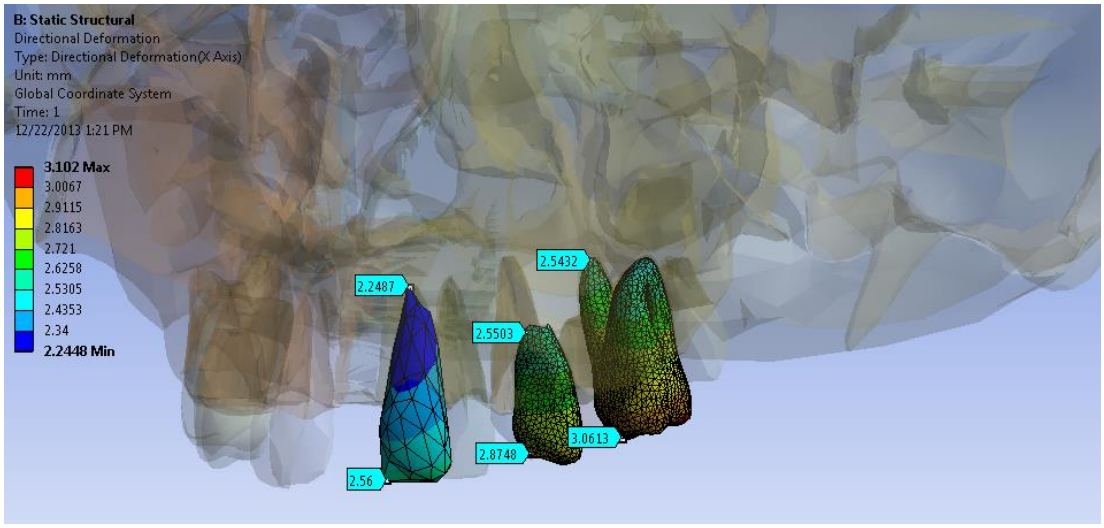
Şekil 3-82. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)



Şekil 3-83. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-84);

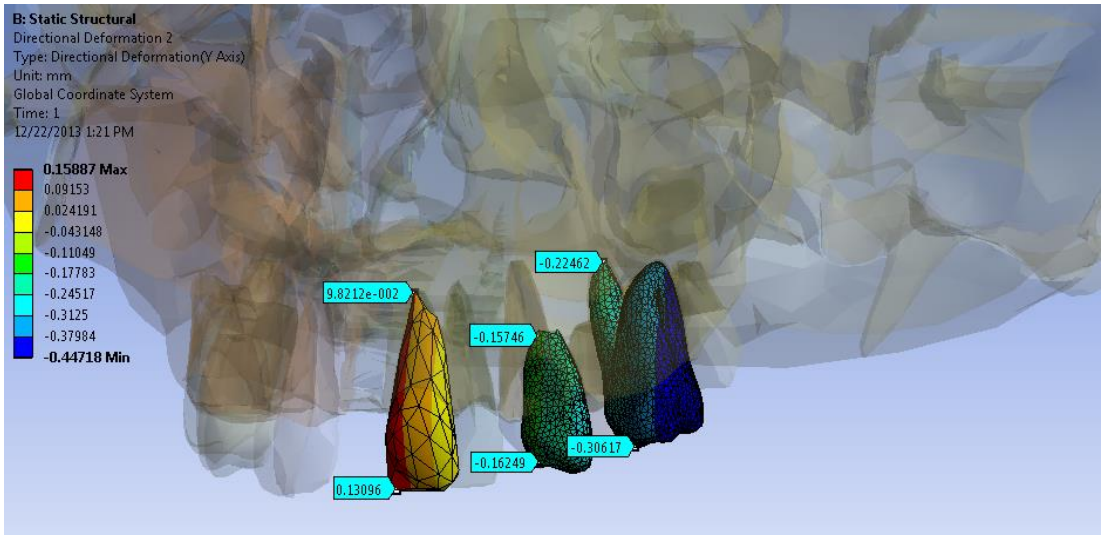
- 1 nolu dişin insizali + (distal) yönde 2.56 mm, apikali + (distal) yönde 2.2487 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla distal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 2.8748 mm, apikali + (bukkal) yönde 2.5503 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 3.0613 mm, apikali + (bukkal) yönde 2.5432 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-84. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-85);

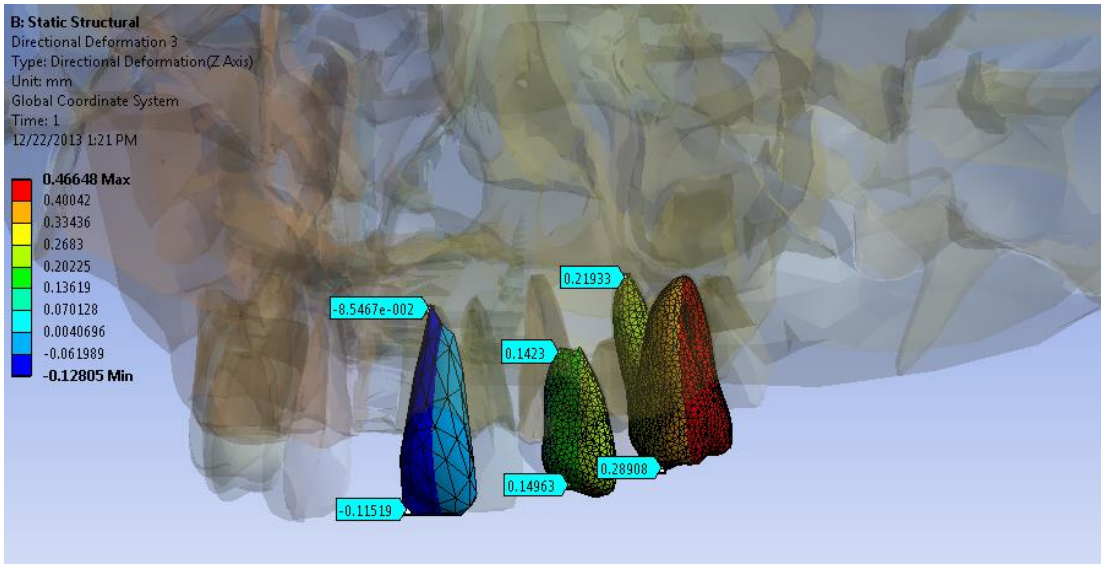
- 1 nolu dişin insizali + (lingual) yönde 0.13096 mm, apikali + (lingual) yönde 9.8212e-002 (0.098212) mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla lingual tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.16249 mm, apikali - (mesial) yönde 0.15746 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.30617 mm, apikali - (mesial) yönde 0.22462 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-85. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-86);

- 1 nolu dişin insizali - (oklüzal) yönde 0.11519 mm, apikali - (oklüzal) yönde 8.5467e-002 (0.085467) mm hareket etmiştir.
- 4 nolu dişin oklüzali + (apikal) yönde 0.14963 mm, apikali + (apikal) yönde 0.1423 mm hareket etmiştir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (apikal) yönde 0.28908 mm, apikali + (apikal) yönde 0.21933 mm hareket etmiştir.

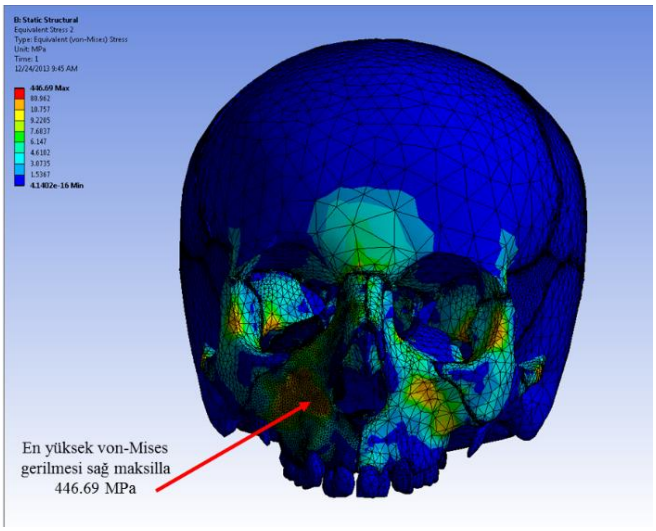


Şekil 3-86. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları

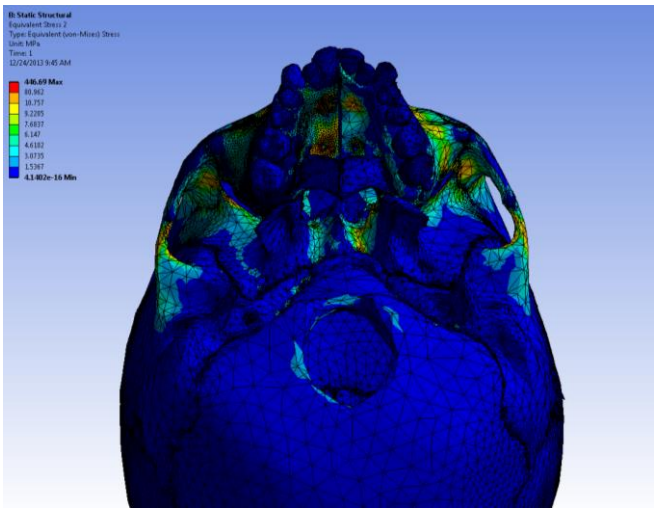
3.3.2. 1. Set Suturların Açık, 2. Set Suturların Kapalı Olduğu (2. Senaryo)

0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı

Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait kemik destekli Hyrax (mini-vida) modele 0,25 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 446.69 MPa ile sağ maksillada çıkmıştır (Şekil 3-87).

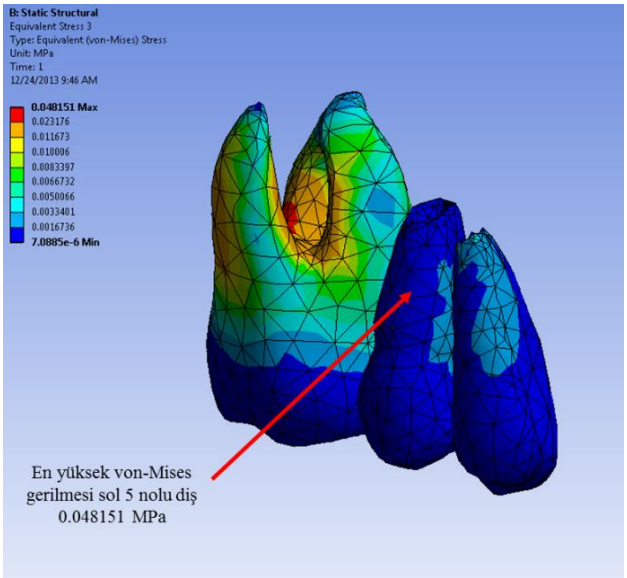


Şekil 3-87. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)



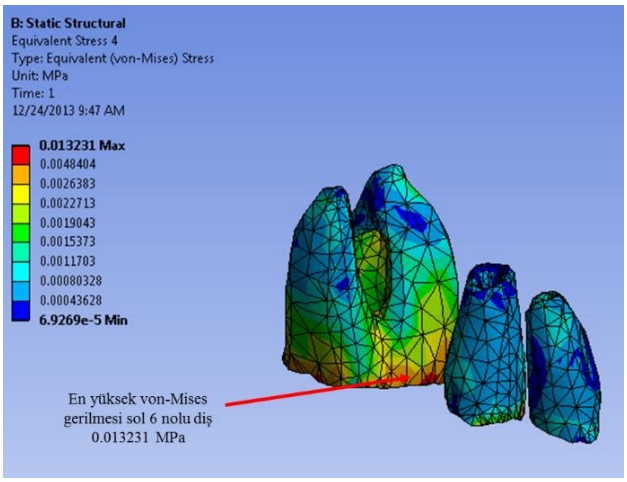
Şekil 3-88. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.048151 MPa ile sol 5 numaralı dişte çıkmıştır (Şekil 3-89).



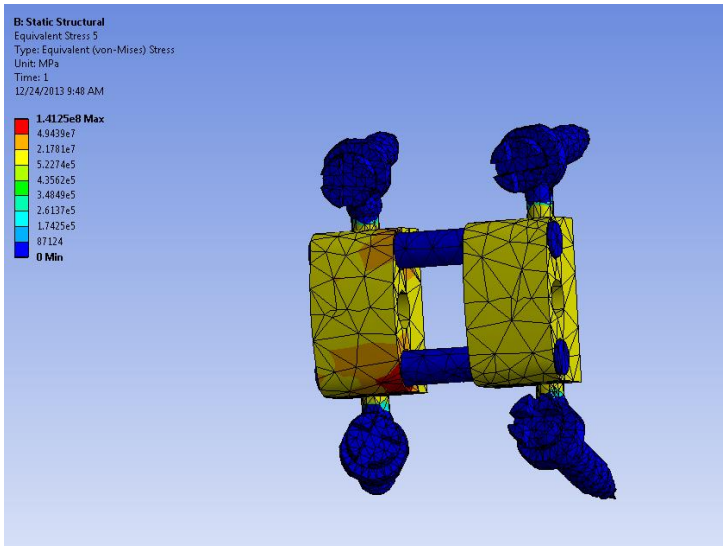
Şekil 3-89. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.013231 MPa ile sol 6 numaralı dişin periodontal ligamentinde çıkmıştır (Şekil 3-90).



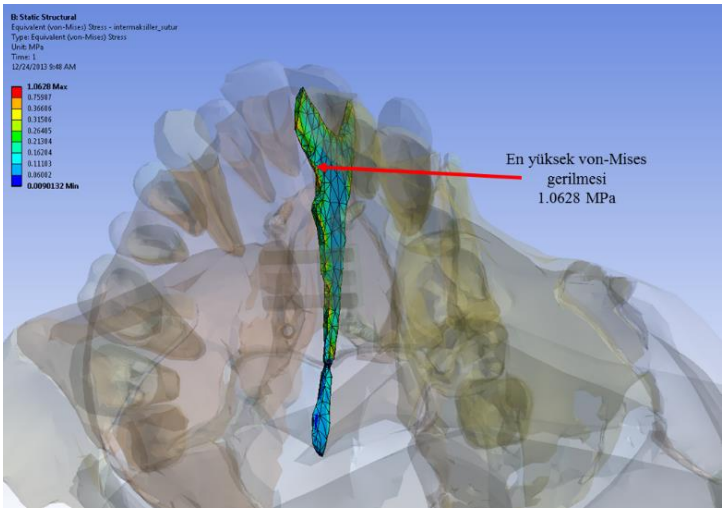
Şekil 3-90. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu Hyrax ve mini-vidalarda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesinin 1.4125e8 ($1.4125x10^8$) MPa olduğu görülmektedir (Şekil 3-91).



Şekil 3-91. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax ve mini-vidalarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

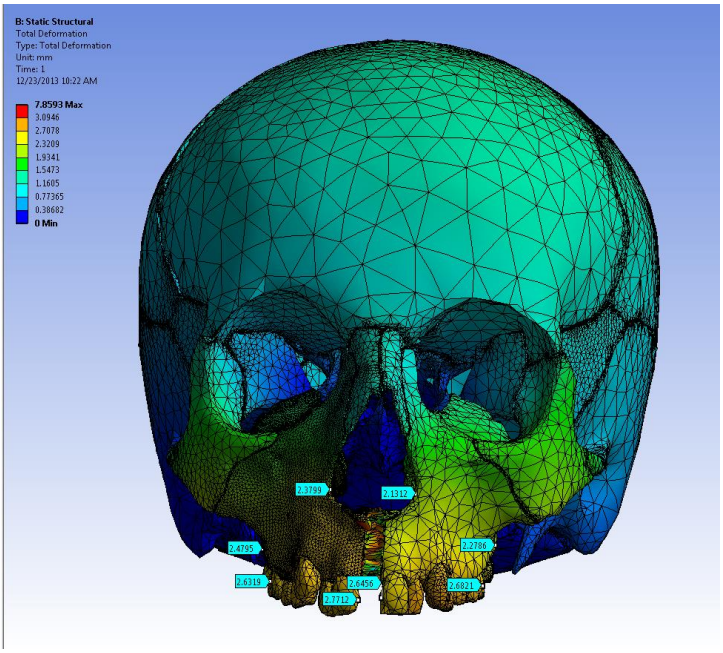
0,25 mm deplasman verilmesi sonucu midpalatal suturda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 1.0628 MPa'dır (Şekil 3-92).



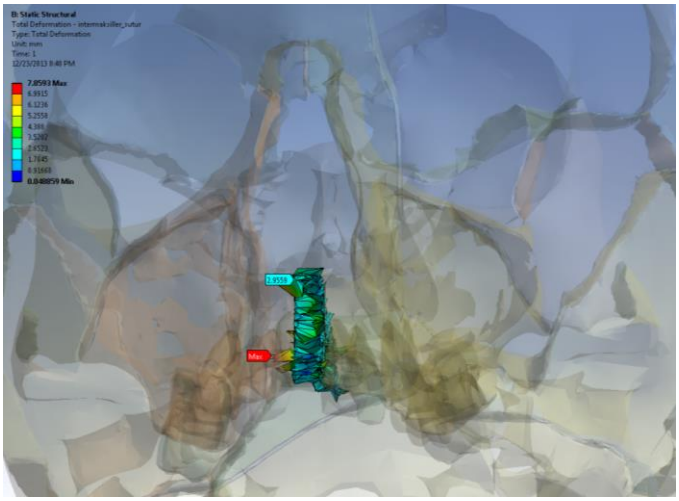
Şekil 3-92. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

5 mm deplasman tatbiki – Yer değiştirme miktarlarının dağılımı

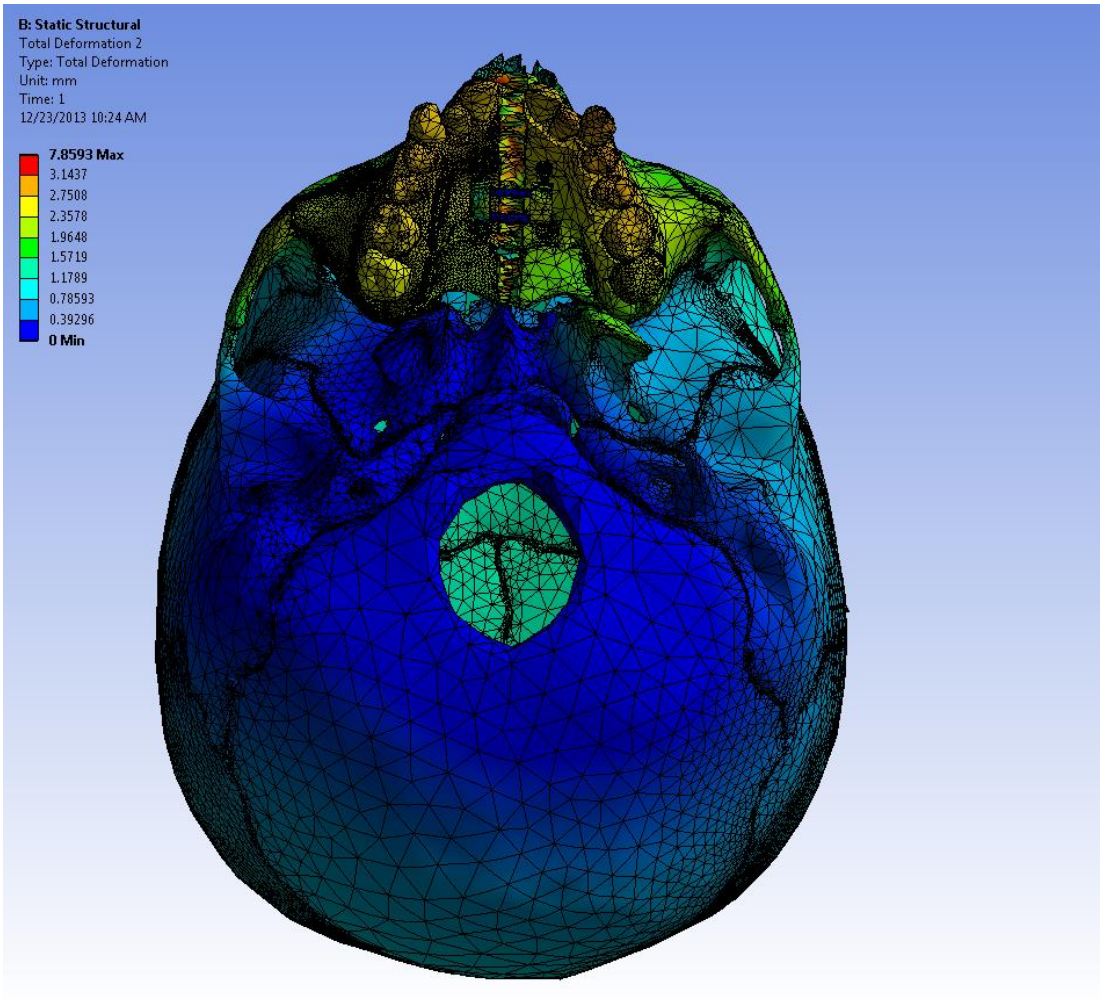
Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait modele 5 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek total yer değiştirme 7.8593 mm ile midpalatal suturda noktasal olarak çıkmıştır (Şekil 3-93).



Şekil 3-93. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)



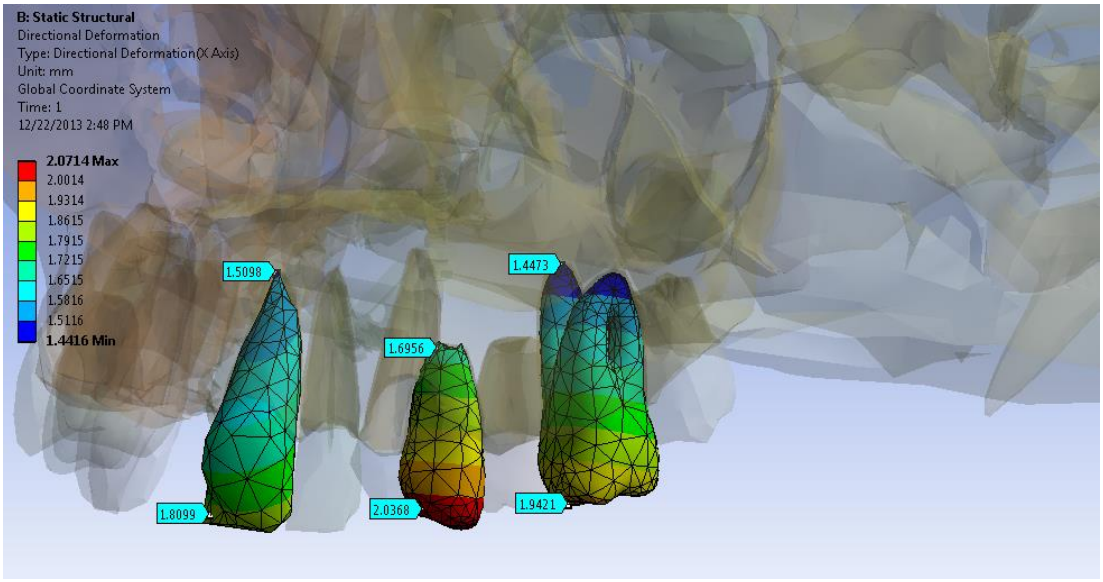
Şekil 3-94. Noktasal yer değiştirmenin olduğu yer: Midpalatal sutur



Şekil 3-95. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-96);

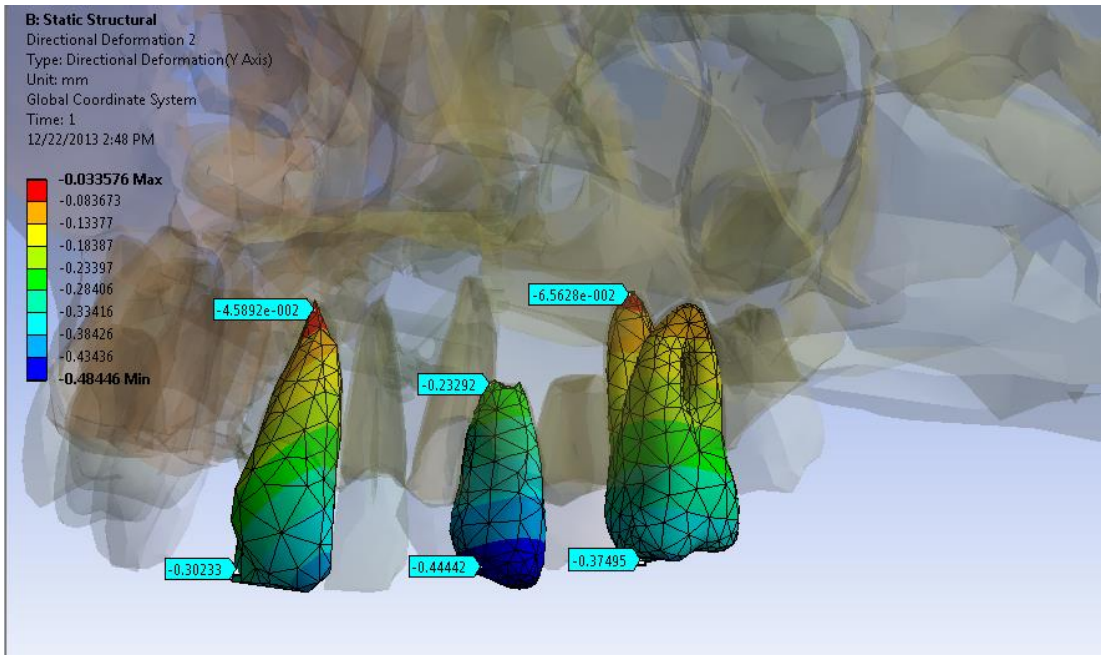
- 1 nolu dişin insizali + (distal) yönde 1.8099 mm, apikali + (distal) yönde 1.5098 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla distal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 2.0368 mm, apikali + (bukkal) yönde 1.6956 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 1.9421 mm, apikali + (bukkal) yönde 1.4473 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-96. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-97);

- 1 nolu dişin insizali - (labial) yönde 0.30233 mm, apikali - (labial) yönde 4.5892e-002 (0.045892) mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla labial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir. 1 nolu diş kütlesel olarak öne hareket etmiştir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.44442 mm, apikali - (mesial) yönde 0.23292 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.37495 mm, apikali - (mesial) yönde 6.5628e-002 (0.065628) mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.

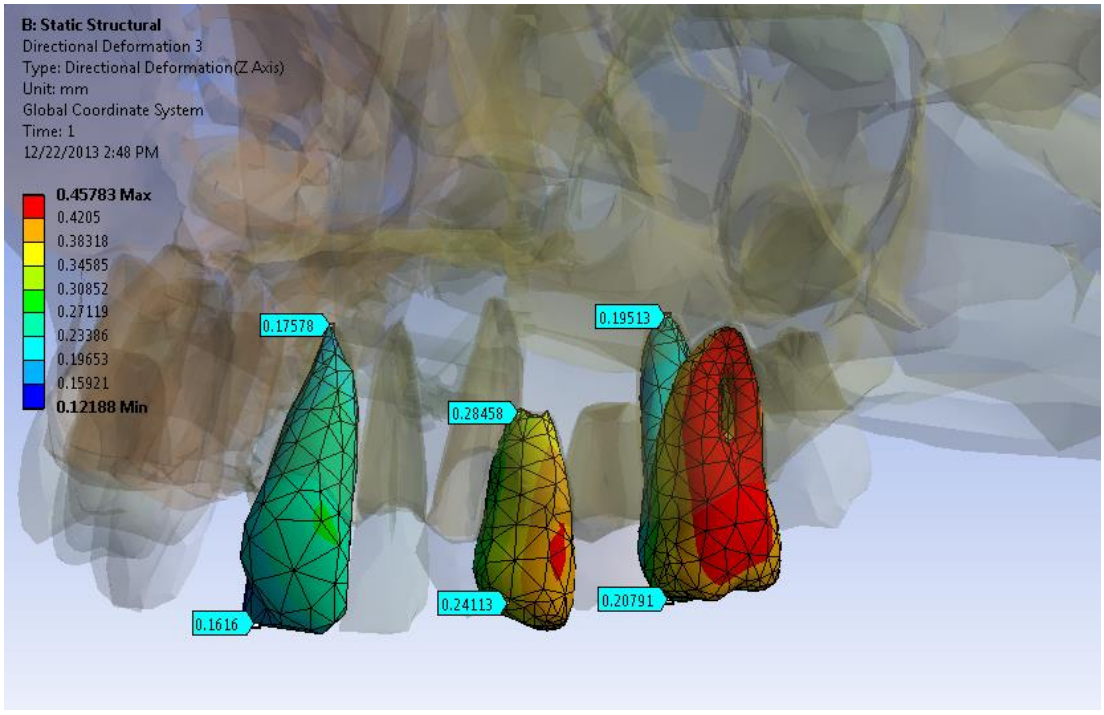


Şekil 3-97. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-98);

- 1 nolu dişin insizali + (apikal) yönde 0.1616 mm, apikali + (apikal) yönde 0.17578 mm hareket etmiştir.
- 4 nolu dişin oklüzali + (apikal) yönde 0.24113 mm, apikali + (apikal) yönde 0.28458 mm hareket etmiştir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (apikal) yönde 0.20791 mm, apikali + (apikal) yönde 0.19513 mm hareket etmiştir.

Bütün dişlerde apikal yönlü intrüziv hareket meydana gelmiştir. Bu durum da bite'ın kapanmasına yardımcı olabilir.

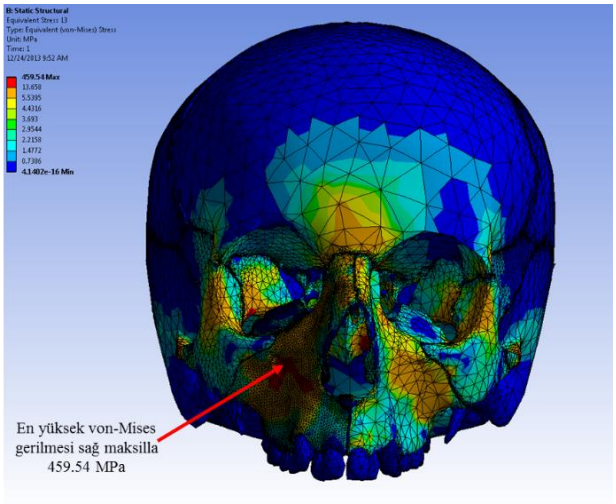


Şekil 3-98. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları

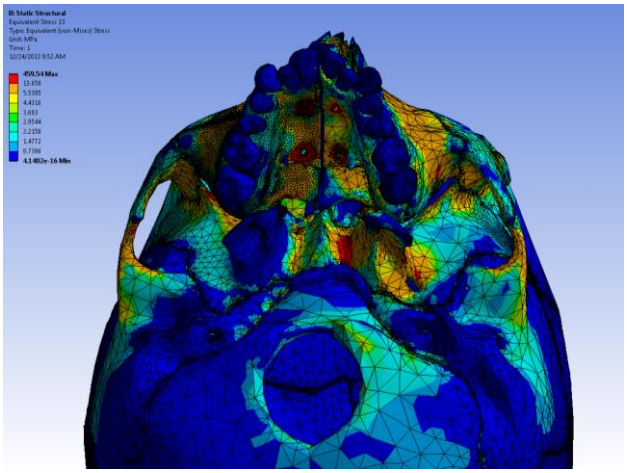
3.3.3. Tüm Suturların Kapalı Olduğu (3. Senaryo)

0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı

Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait kemik destekli Hyrax (mini-vida) modele 0,25 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 459.54 MPa ile sağ maksillada (fossa caninadan pterigomaksiller birleşime doğru- Le Fort I hattına paralel) çıkmıştır (Şekil 3-99).

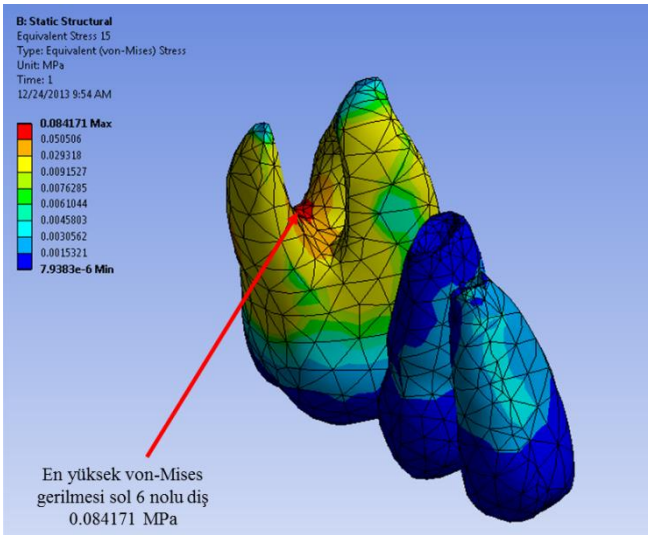


Şekil 3-99. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (ön görünüm)



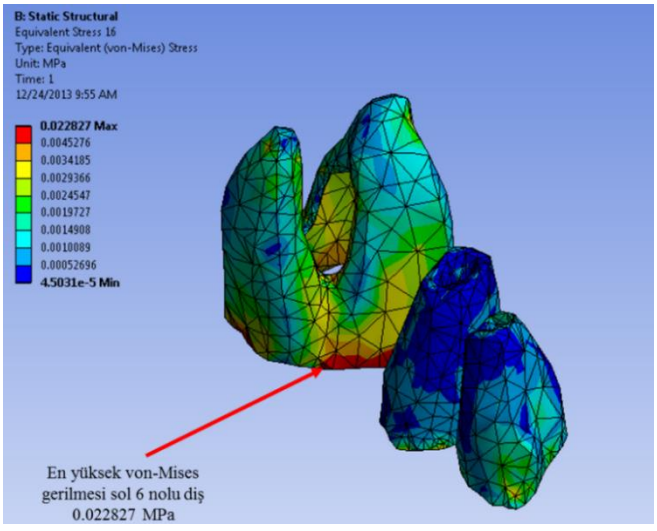
Şekil 3-100. 0.25 mm deplasman tatbiki - von-Mises gerilmelerinin dağılımı (alt görünüm)

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.084171 MPa ile sol 6 numaralı dişte çıkmıştır (Şekil 3-101).



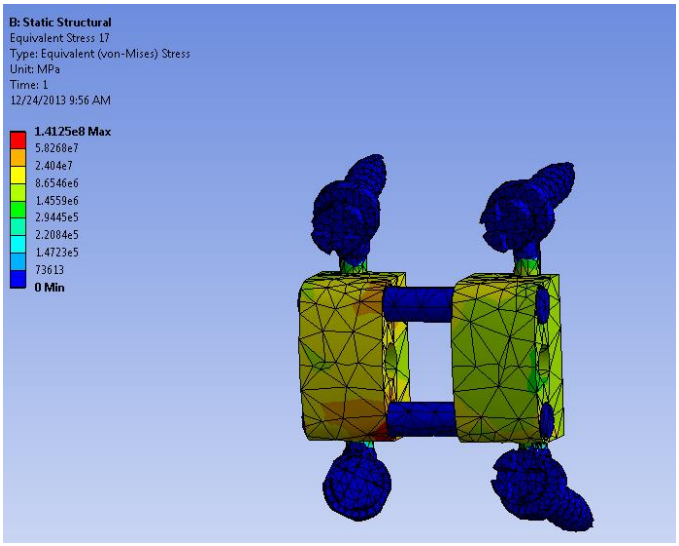
Şekil 3-101. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerdeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu sol 4, 5 ve 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 0.022827 MPa ile sol 6 numaralı dişin periodontal ligamentinde çıkmıştır (Şekil 3-102).



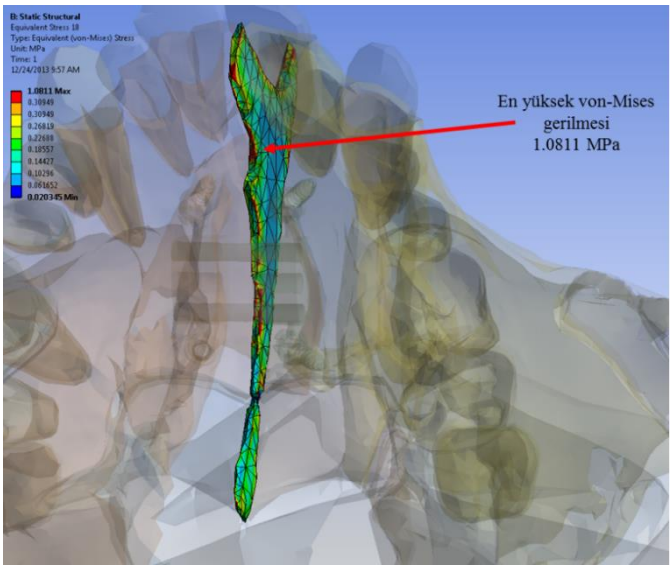
Şekil 3-102. 0.25 mm deplasman tatbiki - Sol 4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentlerindeki von-Mises gerilmelerinin dağılımı

0,25 mm deplasman verilmesi sonucu Hyrax ve mini-vidalarda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesinin 1.4125e8 ($1.4125x10^8$) MPa olduğu görülmektedir (Şekil 3-103).



Şekil 3-103. 0.25 mm deplasman tatbiki – Hyrax ve mini-vidalarda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

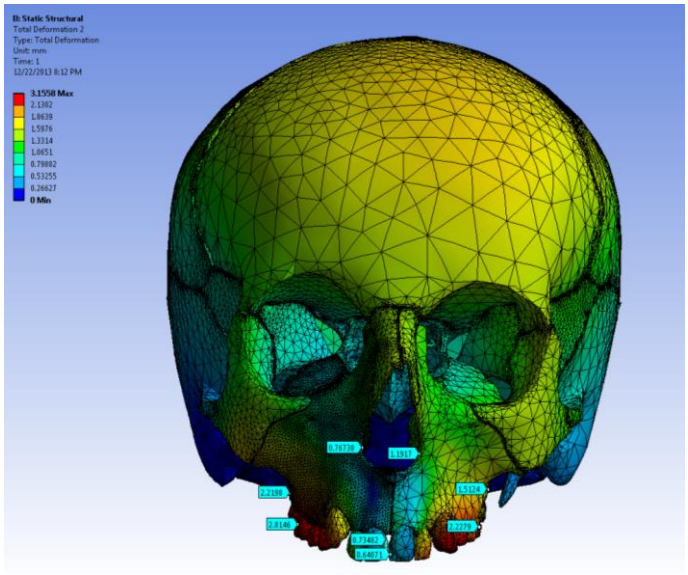
0,25 mm deplasman verilmesi sonucu midpalatal suturda oluşan en yüksek von-Mises gerilmesi 1.0811 MPa'dır (Şekil 3-104).



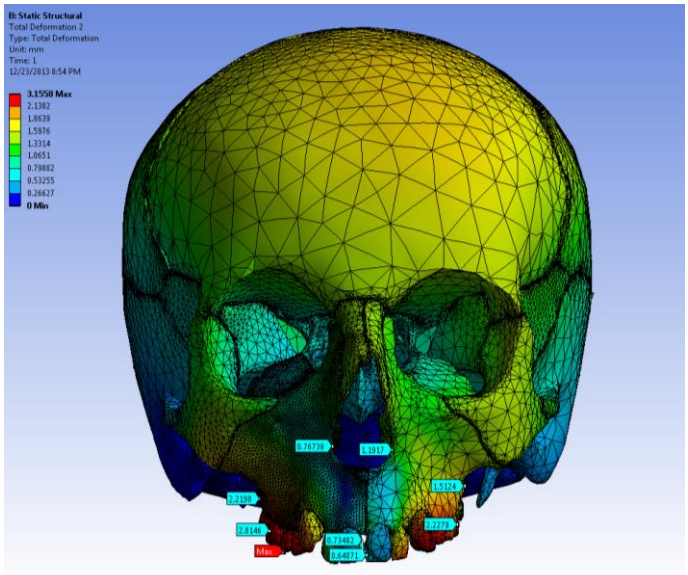
Şekil 3-104. 0.25 mm deplasman tatbiki - Midpalatal suturda oluşan von-Mises gerilmelerinin dağılımı

5 mm deplasman tatbiki – Yer değiştirme miktarlarının dağılımı

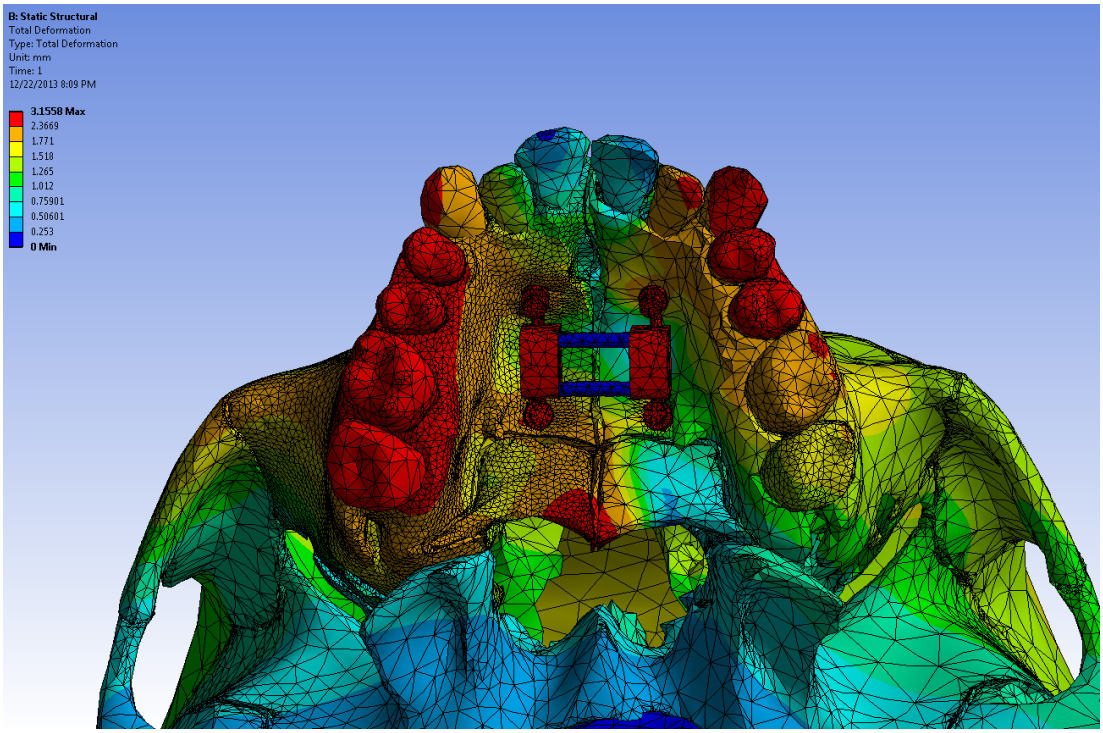
Çalışmamızda modellemesi yapılmış kraniofasiyal yapıya ait modele 5 mm deplasman verilmesi sonucu oluşan en yüksek total yer değiştirme 3.1558 mm ile sağ 5 nolu dişte noktasal olarak çıkmıştır (Şekil 3-105).



Şekil 3-105. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (ön görünüm)



Şekil 3-106. Noktasal yer değiştirmenin olduğu yer: sağ 5 nolu dişte

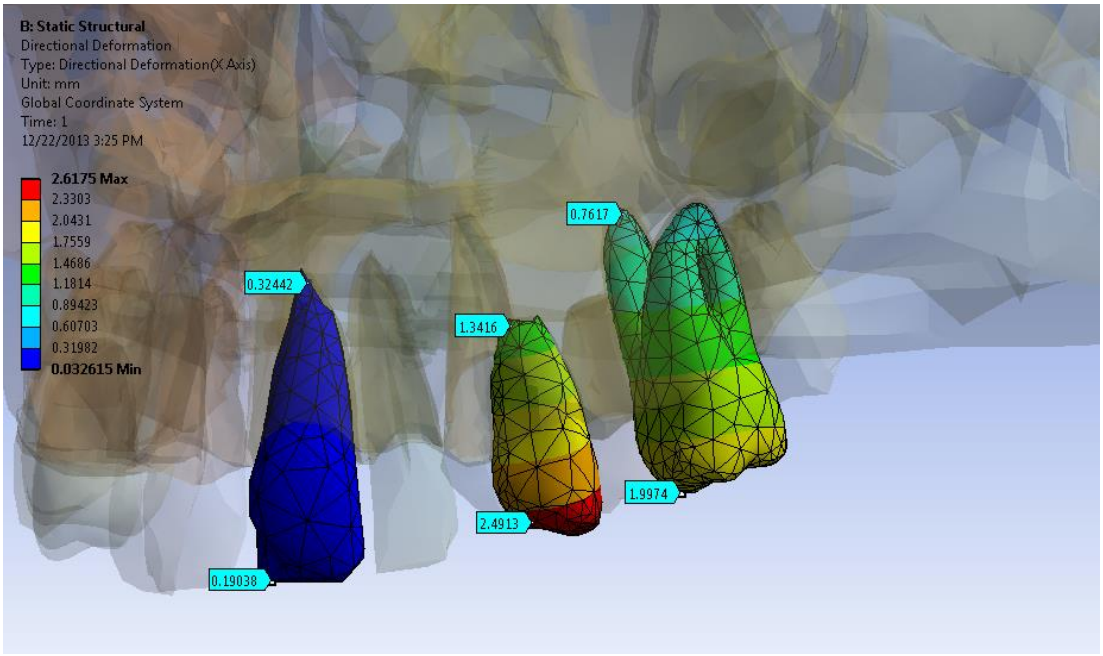


Şekil 3-107. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan total yer değiştirme miktarlarının dağılımı (alt görünüm)

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-108);

- 1 nolu dişin insizali + (distal) yönde 0.19038 mm, apikali + (distal) yönde 0.32442 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte krondan daha fazla distal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 2.4913 mm, apikali + (bukkal) yönde 1.3416 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (bukkal) yönde 1.9974 mm, apikali + (bukkal) yönde 0.7617 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla bukkal tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.

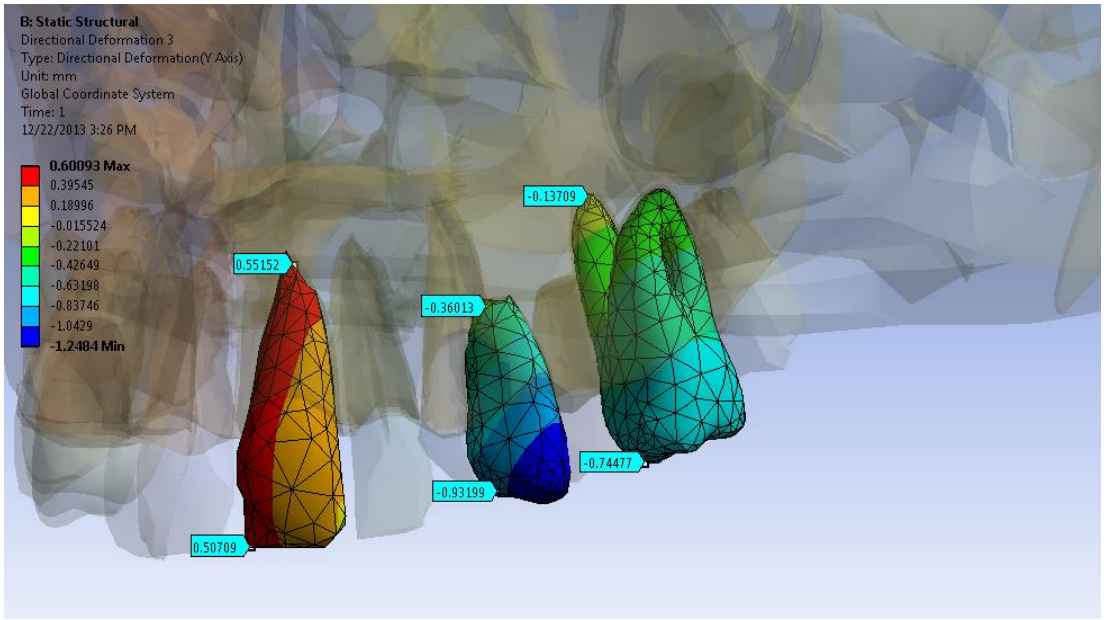
Bu bulgulara göre suturlar kapalı olmasına rağmen dişsel genişleme meydana gelmiştir.



Şekil 3-108. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde yatay yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-109);

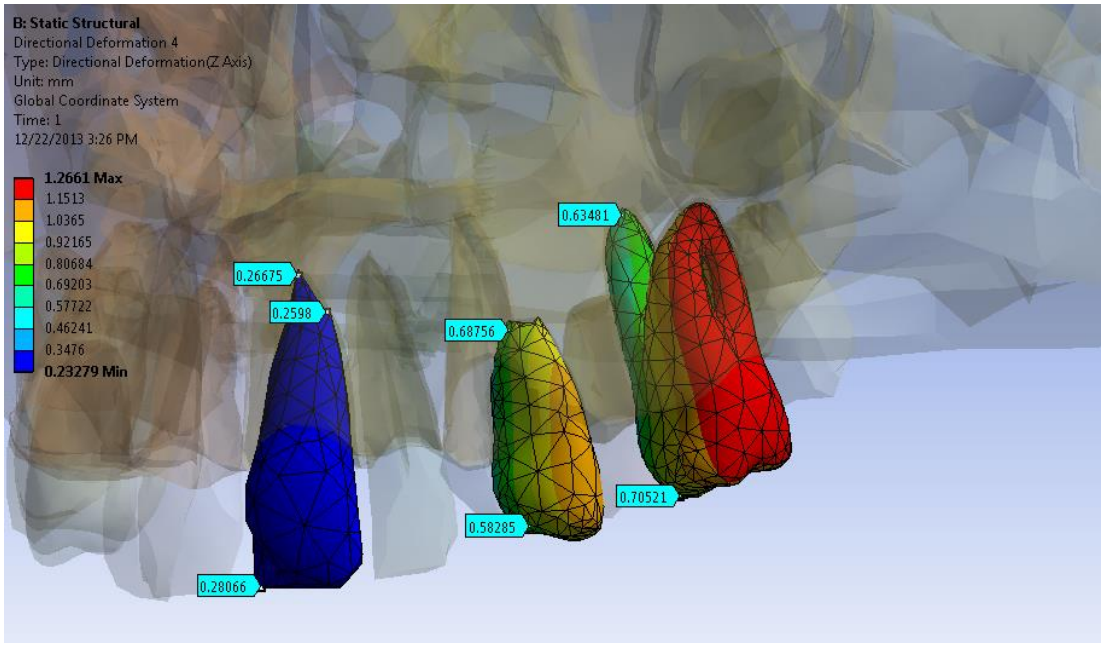
- 1 nolu dişin insizali + (lingual) yönde 0.50709 mm, apikali + (lingual) yönde 0.55152 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kökte krondan daha fazla lingual tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 4 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.93199 mm, apikali - (mesial) yönde 0.36013 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.
- 6 nolu dişin oklüzali - (mesial) yönde 0.74477 mm, apikali - (mesial) yönde 0.13709 mm hareket etmiştir. Bu bulgular kronda kökten daha fazla mesial tipping hareketinin oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 3-109. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde ön-arka yönde oluşan yer değiştirme miktarları

5 mm deplasman verilmesi sonucu sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme değerlerine bakıldığında (Şekil 3-110);

- 1 nolu dişin insizali + (apikal) yönde 0.28066 mm, apikali + (apikal) yönde 0.26675 mm hareket etmiştir.
- 4 nolu dişin oklüzali + (apikal) yönde 0.58285 mm, apikali + (apikal) yönde 0.68756 mm hareket etmiştir.
- 6 nolu dişin oklüzali + (apikal) yönde 0.70521 mm, apikali + (apikal) yönde 0.63481 mm hareket etmiştir.



Şekil 3-110. 5 mm deplasman tatbiki - 1, 4, 6 nolu dişlerin kron ve apekslerinde dikey yönde oluşan yer değiştirme miktarları

3.3.4. Kemik Destekli Hyrax Modeline (Mini-vida) Ait Bulguların Karşılaştırılması

0,25 mm deplasman verildiğinde kraniofasiyal yapılardaki kemiklerde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında tüm senaryolarda en yüksek gerilmenin sağ maksillada olduğu görülmektedir. Senaryo 1 için 284,88 MPa; Senaryo 2 için 446,69 MPa; Senaryo 3 için ise 459,54 MPa'dır. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla sağ maksillada (284,88 MPa), sol maksillada (91,432 MPa) ve sağ zigomatik kemikte (9,0856 MPa) görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sağ maksillada (446,69 MPa), sol maksillada (119 MPa) ve sfenoid kemikte (63,744 MPa) görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sağ maksillada (459,54 MPa), sol maksillada (115,6 MPa) ve sfenoid kemikte (85,763 MPa) görülmektedir (Tablo 3-1).

0,25 mm deplasman verildiğinde dişlerde (4, 5, 6 nolu dişler) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en yüksek gerilmeler Senaryo 1 için 16,105 MPa ile sağ 4 nolu dişte; Senaryo 2 için 5,2215 MPa ile sağ 5 nolu dişte; Senaryo 3 için ise 5,7715 MPa ile sağ 5 nolu dištedir. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla sağ 4 (16,105 MPa), sağ 5 (15,245 MPa) ve sağ 6 (7,9503 MPa) nolu dişlerde görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sağ 5 (5,2215 MPa), sağ 4 (4,4376 MPa) ve sağ 6 (1,9369 MPa) nolu dişlerde görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sağ 5 (5,7715 MPa), sağ 4 (4,9415 MPa) ve sağ 6 (2,243 MPa) nolu dişlerde görülmektedir (Tablo 3-1).

0,25 mm deplasman verildiğinde periodontal ligamentlerde oluşan (4, 5, 6 nolu dişlerin periodontal ligamentleri) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en yüksek gerilmeler Senaryo 1 için 0,00969 MPa ile sağ 6 nolu dişte; Senaryo 2 için 0,01323 MPa ile sol 6 nolu dişte; Senaryo 3 için ise 0,02282 MPa ile sol 6 nolu dištedir. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla sağ 6 (0,00969 MPa), sol 6 (0,00899 MPa) ve sağ 4 (0,00703 MPa) nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sol 6 (0,01323 MPa), sol 5 (0,00449 MPa) ve sol 4 (0,00276 MPa) nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sol 6 (0,02282 MPa), sol 5 (0,0086 MPa) ve sol 4 (0,00623 MPa) nolu dişlerin periodontal ligamentlerinde görülmektedir (Tablo 3-1).

0,25 mm deplasman verildiğinde suturlarda oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en yüksek gerilmeler Senaryo 1 için 1,045 MPa ile midpalatal suturda; Senaryo 2 için 74,384 MPa ile sol zigomatikofrontal suturda; Senaryo 3 için ise 130,66 MPa ile sol palatomaksiller suturdadır. En yüksek gerilmeler Senaryo 1 de sırasıyla midpalatal suturda (1,045 MPa), sol zigomatikomaksiller suturda (0,8482 MPa) ve sol palatomaksiller suturda (0,44834 MPa) görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sol zigomatikofrontal suturda (74,384 MPa), frontonazal suturda (54,128 MPa) ve sağ nazomaksiller suturda (43,112 MPa) görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sol palatomaksiller suturda (130,66 MPa), sol zigomatikofrontal suturda (62,491 MPa) ve frontonazal suturda (57,111 MPa) görülmektedir (Tablo 3-1).

5 mm deplasman verildiğinde sonlu elemanlar modellerinde kolayca tekrarlanabilen ölçüm noktalarında (MIR-MIL, EMR-EML, CNR-CNL, UMR-UML) oluşan en yüksek deplasman miktarlarına bakıldığında Senaryo 1 için 5,4646 mm ile UMR-UML'de; Senaryo 2 için 5,4168 mm ile MIR-MIL'de; Senaryo 3 için ise 5,0425 mm ile UMR-UML'de belirlenmiştir. En düşük deplasman miktarlarına bakıldığında ise Senaryo 1 için 4,408 mm ile CNR-CNL'de; Senaryo 2 için 4,5111 mm ile CNR-CNL'de; Senaryo 3 için ise 1,37553 mm ile MIR-MIL'de belirlenmiştir (Tablo 3-7).

5 mm deplasman verildiğinde kraniofasiyal yapılarda (dişler hariç) oluşan deplasman miktarlarına bakıldığında en yüksek deplasman Senaryo 1 için 4,8565 mm ile midpalatal suturda; Senaryo 2 için 3,0354 mm ile sağ maksillada; Senaryo 3 için ise 2,98887 mm ile sağ palatin kemiktedir. En yüksek deplasmanlar Senaryo 1 de sırasıyla midpalatal suturda (4,8565 mm), sol maksillada (2,9677 mm) ve sağ palatin kemikte (2,7693 mm) görülmektedir. Senaryo 2 de sırasıyla sağ maksillada (3,0354 mm), midpalatal suturda (2,9559 mm) ve sol maksillada (2,8258 mm) deplasman görülmektedir. Senaryo 3 de ise sırasıyla sağ palatin kemikte (2,98887 mm), sol palatin kemikte (2,95 mm) ve sol maksillada (2,866 mm) deplasman görülmektedir (Tablo 3-4).

Çalışmamızda yer alan 3 farklı apareyin ve senaryolarının bulguları daha kolay karşılaştırılması ve anlaşılması için aşağıdaki tablolarda ayrıntılı olarak belirtilmiştir (Tablo 3-1, 3-2, 3-3, 3-4, 3-5, 3-6, 3-7, 3-8).

Tablo 3-1. 0,25 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan von-Mises gerilmeleri (MPa)

Kraniofasiyal yapılar		Diş Destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax			Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı) Hyrax			Kemik Destekli (Mini-vida) Hyrax		
		Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Kemikler	Sağ maksilla	**141,93**	**238,29**	**306,72**	**19,517**	**20,697**	**59,982**	**284,88**	**446,69**	**459,54**
	Sol maksilla	**55,394**	**153,77**	**215,98**	**4,0008**	**26,831**	**181,29**	**91,432**	**119**	**115,6**
	Sağ palatin kemik	2,5288	1,5564	22,51	3,9716	0,57081	14,745	8,4658	9,893	31,631
	Sol palatin kemik	**4,1606**	8,053	**30,827**	1,8655	4,0982	32,367	4,0068	28,382	31,198
	Sağ zigomatik kemik	0,21652	13,325	14,08	0,39407	7,7802	11,216	**9,0856**	22,394	23,831
	Sol zigomatik kemik	0,83232	**32,167**	**34,782**	0,12806	2,4492	13,62	0,2354	21,212	18,167
	Sağ nazal kemik	0,60785	13,124	10,665	0,2934	2,8574	13,733	0,56859	36,727	39,694
	Sol nazal kemik	1,5751	**34,584**	28,006	0,3137	2,999	16,817	0,40934	33,988	33,832
	Sağ parietal kemik	0,05642	3,5639	4,1168	0,08865	1,7452	2,5689	0,09441	4,5826	5,7713
	Sol parietal kemik	0,09906	8,4077	9,5461	0,05806	1,0155	1,882	0,05522	2,359	2,7836
	Sağ temporal kemik	0,57184	9,505	10,651	0,65207	4,7473	19,659	1,2107	16,367	17,623
	Sol temporal kemik	0,65561	12,307	22,087	**4,6277**	4,747	7,1941	7,7781	16,307	16,622
	Frontal kemik	0,75794	17,83	15,706	1,3309	4,5403	35,885	0,52529	52,97	56,762
	Oksipital kemik	0,33827	4,4765	5,2851	0,55818	3,5645	12,695	1,0718	7,3413	8,7289
	Sfenoid kemik	0,84292	15,696	21,708	0,96231	**6,9802**	**44,341**	1,6779	**63,744**	**85,763**
Dişler	Diş sağ 4	**105,78**	**134,63**	**220,92**	**11,186**	**14,787**	**20,356**	**16,105**	**4,4376**	**4,9415**
	Diş sağ 5	45,061	58,007	68,523	10,679	**12,941**	**17,256**	**15,245**	**5,2215**	**5,7715**
	Diş sağ 6	49,389	**98,842**	**126,23**	**12,274**	**14,968**	**13,13**	**7,9503**	**1,9369**	**2,243**
	Diş sol 4	**68,644**	**133,23**	121,01	7,0534	6,347	1,879	0,00636	0,00772	0,00979
	Diş sol 5	46,477	52,837	73,803	7,4359	7,583	1,8923	0,02313	0,04815	0,00479

	Diş sol 6	**62,168**	91,619	**131,64**	**11,49**	12,202	2,9051	0,00611	0,04223	0,08417
Periodontal Ligamentler	PDL sağ 4	0,07891	0,10777	0,14821	0,09346	0,21123	**0,30567**	**0,00703**	0,00124	0,00126
	PDL sağ 5	0,10755	0,14716	0,08092	0,09446	**0,2494**	**0,527908**	0,0045	0,00154	0,00146
	PDL sağ 6	**0,26188**	**0,38672**	**0,2175**	**0,17403**	**0,44183**	**0,90526**	**0,00969**	0,00235	0,00249
	PDL sol 4	**0,16858**	**0,34019**	**0,33108**	**0,16527**	0,16029	0,07002	0,00259	**0,00276**	**0,00623**
	PDL sol 5	**0,12535**	0,15017	0,06126	0,12944	0,12984	0,07036	0,00277	**0,00449**	**0,0086**
	PDL sol 6	0,11397	**0,17329**	**0,1587**	**0,29588**	**0,50778**	0,1461	**0,00899**	**0,01323**	**0,02282**
Suturlar	Midpalatal sutura	**0,18353**	0,14828	**33,459**	**0,2315**	0,15474	**283,8**	**1,045**	1,0628	1,0811
	Sağ palatomaksiller sutura	0,06751	0,05352	19,438	0,09481	0,02752	11,892	0,18671	0,23267	22,736
	Sol palatomaksiller sutura	**0,15426**	0,05974	13,371	**0,2064**	0,2445	**83,648**	**0,44834**	0,41729	**130,66**
	Sağ zigomatikomaksiller sutura	0,07529	**31,675**	**33,088**	0,15041	**8,4692**	22,346	0,15003	31,203	29,873
	Sol zigomatikomaksiller sutura	0,019039	**24,902**	21,665	0,05141	4,1703	23,868	**0,8482**	30,023	25,411
	Sağ nazomaksiller sutura	0,05929	10,967	12,414	0,06076	2,8382	11,199	0,14453	**43,112**	46,282
	Sol nazomaksiller sutura	**1,2718**	**184,29**	**175,78**	0,05825	2,8667	9,7683	0,18995	20,857	19,492
	İnternazal sutura	0,011771	6,661	4,14	0,04535	3,3182	7,0336	0,17092	33,326	34,63
	Frontonazal sutura	0,1044	12,872	12,153	**0,18804**	**4,1973**	15,483	0,20757	**54,128**	**57,111**
	Sağ zigomatikofrontal sutura	0,04126	3,176	3,9098	0,13341	1,9449	13,52	0,17271	25,889	27,671
	Sol zigomatikofrontal sutura	0,10837	5,0898	2,3912	0,06717	**5,7502**	**38,588**	0,15406	**74,384**	**62,491**
	Sağ zigomatikotemporal sutura	0,08098	9,9899	6,9405	0,04204	2,2499	9,949	0,22009	31,206	32,76
	Sol zigomatikotemporal sutura	0,08274	6,3522	3,6775	0,0851	1,2123	7,6989	0,09179	22,546	23,948

Bu tablodaki senaryolar kıyaslandığında kemikleşme düzeyi arttıkça kraniofasiyal yapılardaki von-Mises gerilme değerlerinin arttığı görülmektedir.

Tablo 3-2. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda oluşan von-Mises gerilmeleri (MPa)

Kraniofasiyal yapılar		Diş Destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax			Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı) Hyrax			Kemik Destekli (Mini-vida) Hyrax		
		Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Kemikler	Sağ maksilla	**956,26**	**5028,4**	**6134,5**	**576,53**	**415,3**	**1416**	**275,43**	**7043,7**	**8252,2**
	Sol maksilla	**403,49**	**3211,8**	**4319,6**	**527,7**	**536,77**	**4213,3**	**143,39**	**2414,8**	**9112,1**
	Sağ palatin kemik	37,187	32,51	450,2	14,009	11,399	323,28	**135,99**	198,37	4164,8
	Sol palatin kemik	**89,723**	164,77	616,54	14,379	82,02	**837,54**	65,055	558,29	**4218,7**
	Sağ zigomatik kemik	4,1753	274,09	281,61	8,1577	**155,68**	258,38	78,957	465,8	191,38
	Sol zigomatik kemik	5,9414	657,53	**695,63**	1,2251	49,017	266,96	7,6583	419,22	356,01
	Sağ nazal kemik	4,5661	270,09	213,31	2,9479	57,195	269,34	6,9098	662,44	236,13
	Sol nazal kemik	4,0488	**711,22**	560,13	**42,367**	59,974	343,32	5,5047	725,49	309,22
	Sağ parietal kemik	0,5143	71,961	82,336	1,0442	34,967	37,191	1,1571	99,761	76,658
	Sol parietal kemik	0,3206	170,5	190,92	0,5545	20,347	22,584	1,3318	57,215	103,36
	Sağ temporal kemik	5,4966	193,91	213,02	8,5235	95,131	348,43	40,568	341,35	176,86
	Sol temporal kemik	5,7336	250,05	441,74	22,211	95,082	147,45	7,4346	312,75	181,64
	Frontal kemik	10,056	363,84	314,12	4,6608	90,804	612,79	8,4988	989,17	353,01
	Oksipital kemik	6,0322	90,285	105,7	12,898	71,407	226,96	9,9879	135,13	106,16
	Sfenoid kemik	10,536	327,74	434,17	11,32	139,63	1045,8	81,301	**1266,8**	285,07
Dişler	Diş sağ 4	**419,9**	**2748,5**	**4418,4**	61,064	**340,76**	**568,48**	**16,731**	**124,82**	**507,6**
	Diş sağ 5	**350,96**	1231,8	1370,5	**138,89**	**257,71**	**352,04**	**36,26**	**167,22**	**915,72**
	Diş sağ 6	183,01	**2067,7**	**2521,7**	50,027	**299,3**	**338,32**	**49,071**	**49,31**	**641,31**
	Diş sol 4	**368,23**	**2741,5**	2420,3	**65,062**	125,85	108,52	0,2391	0,1805	1,5083
	Diş sol 5	265,94	1043,9	1476,1	0,0021	174,24	143,48	0,0129	1,2009	0,70276

	Diş sol 6	238,62	1915,6	**2632,9**	**192,64**	244,26	196	0,4493	0,88915	3,9223
Periodontal Ligamentler	PDL sağ 4	**0,0153**	2,1986	2,9643	**8,3837**	**4,237**	6,5933	0,0018	0,03983	0,06086
	PDL sağ 5	0,0073	3,0711	1,6185	**6,7429**	**4,9878**	**10,772**	0,0016	0,03658	0,0404
	PDL sağ 6	0,0096	**8,1086**	**4,35**	**10,571**	**8,836**	**17,753**	0,0031	0,06098	0,04587
	PDL sol 4	**0,0326**	**6,9807**	**6,6216**	0,7243	3,2091	**6,7766**	**0,07**	**0,0677**	**0,45848**
	PDL sol 5	0,0114	3,1197	1,2252	0,0286	2,5988	4,8451	**0,0252**	**0,10975**	**0,38435**
	PDL sol 6	**0,0168**	**3,6123**	**3,1739**	0,4375	10,158	6,5612	**0,0376**	**0,29111**	**0,8975**
Suturlar	Midpalatal sutura	**8,5763**	2,9843	**669,19**	**7,0259**	3,0951	**6617,2**	**7,8014**	21,859	**16549**
	Sağ palatomaksiller sutura	**2,3522**	1,1148	267,41	2,1112	0,55023	322,04	**2,2947**	4,3776	**4170,7**
	Sol palatomaksiller sutura	**2,4686**	1,2222	338,36	2,7795	4,8908	2314,7	**3,591**	8,1106	**4038,7**
	Sağ zigomatikomaksiller sutura	0,9634	**651,49**	**661,76**	3,0884	169,65	**485,67**	1,3787	550,04	237,59
	Sol zigomatikomaksiller sutura	1,2184	**510,52**	433,3	0,7135	**83,492**	478,3	1,5683	581,12	594,57
	Sağ nazomaksiller sutura	0,6098	224,35	248,28	**4,4743**	56,898	241,74	0,837	**791,45**	434,03
	Sol nazomaksiller sutura	0,8825	**3802,9**	**3515,6**	1,4541	57,329	194,72	0,8434	447,05	106,9
	İnternazal sutura	1,4609	136,83	82,8	3,1181	66,391	145,35	1,6975	632,5	143,64
	Frontonazal sutura	1,1601	264,44	243,07	3,0808	**83,911**	315,68	1,002	**1051,6**	258,93
	Sağ zigomatikofrontal sutura	0,786	65,323	78,197	**3,2157**	39,018	232,63	0,4353	536,83	151,52
	Sol zigomatikofrontal sutura	1,0631	104,48	47,825	2,2902	**115,09**	**703,98**	1,9402	**1466,9**	267,93
	Sağ zigomatikotemporal sutura	0,9459	131,64	138,81	2,1828	45,003	200,84	0,228	631,54	227,08
	Sol zigomatikotemporal sutura	0,8343	206,54	73,55	2,2665	24,261	130,82	0,972	436,52	218,04

Bu tablodaki senaryolar kıyaslandığında kemikleşme düzeyi arttıkça kraniofasiyal yapılardaki von-Mises gerilme değerlerinin arttığı görülmektedir.

Tablo 3-3. 0,25 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan maksimum total (x, y, z) yer değiştirme değerleri (mm)

Kraniofasiyal yapılar	Diş Destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax			Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı) Hyrax			Kemik Destekli (Mini-vida) Hyrax		
	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Sağ maksilla	**0,17077**	**0,1261**	0,**11311**	**0,2248**	**0,04765**	**0,09248**	**0,3385**	**0,1518**	**0,15177**
Sol maksilla	0,16313	**0,10008**	0,09488	0,15303	0,03461	**0,09489**	0,13902	0,13873	**0,14129**
Sağ palatin kemik	**0,20194**	**0,1341**	0,**09814**	**0,23502**	**0,05525**	0,08958	0,22979	**0,16637**	0,13651
Sol palatin kemik	0,15246	0,07485	0,09508	0,10833	0,02417	0,08352	0,14543	0,10061	0,1072
Sağ zigomatik kemik	0,11365	0,0714	0,07921	0,14808	0,02994	0,07612	0,2108	0,11847	0,11751
Sol zigomatik kemik	0,12949	0,06174	0,06653	0,04592	0,02514	0,07573	0,10366	0,11714	0,11001
Sağ nazal kemik	**0,18435**	0,09913	0,09723	**0,20608**	0,03589	0,05827	**0,40068**	0,07246	0,06873
Sol nazal kemik	0,14635	0,08831	0,0922	0,15592	0,03431	0,05348	0,21141	0,06694	0,07673
Sağ parietal kemik	0,03635	0,08073	0,09439	0,04202	0,03891	0,03843	0,03213	0,06239	0,06983
Sol parietal kemik	0,03671	0,08037	0,094101	0,04184	0,0387	0,03419	0,03074	0,06241	0,0703
Sağ temporal kemik	0,01801	0,04392	0,05225	0,03058	0,02427	0,04802	0,02242	0,08539	0,08415
Sol temporal kemik	0,0427	0,04274	0,04713	0,01622	0,01649	0,04746	0,0232	0,08636	0,09063
Frontal kemik	0,0599	0,08439	**0,09783**	0,04934	0,03969	0,04199	0,03349	0,0625	0,07028
Oksipital kemik	0,00351	0,05487	0,06455	0,01416	0,02758	0,03149	0,01474	0,04463	0,0529
Sfenoid kemik	0,05025	0,05489	0,06557	0,04066	0,02776	0,03915	0,02271	0,05833	0,10908
Midpalatal sutura	0,15225	0,03959	0,0955	0,17006	**0,17587**	**0,09395**	**0,42187**	**0,3905**	**0,39296**
Diş sağ 4,5,6	0,1784	0,17426	0,16384	0,17107	0,14665	0,12971	0,13681	0,13993	0,14133
Diş sol 4,5,6	0,15402	0,14982	0,13837	0,13094	0,12643	0,10489	0,14521	0,1474	0,14983

Bu tablodaki senaryolar kıyaslandığında kemikleşme düzeyi arttıkça kraniofasiyal yapılardaki deplasman değerlerinde genel olarak azalmanın olduğu görülmektedir.

Tablo 3-4. 5 mm deplasman tatbiki – Kraniofasiyal yapılarda oluşan maksimum total (x, y, z) yer değiştirme değerleri (mm)

Kraniofasiyal yapılar	Diş Destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax			Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı) Hyrax			Kemik Destekli (Mini-vida) Hyrax		
	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Sağ maksilla	**2,4556**	**2,522**	**2,3693**	**6,2575**	**0,95339**	**1,9447**	2,5884	**3,0354**	2,6714
Sol maksilla	**2,6333**	2,0016	1,9672	2,6166	0,69341	**2,1536**	**2,9677**	**2,8258**	**2,866**
Sağ palatin kemik	2,1789	**2,6821**	**2,0308**	1,9948	**1,1052**	**1,9154**	**2,7693**	2,7302	**2,98887**
Sol palatin kemik	1,8715	1,4971	1,9722	1,5845	0,48421	1,7546	2,5307	2,144	**2,95**
Sağ zigomatik kemik	1,4419	1,4281	1,6086	3,3317	0,59966	1,4245	2,7669	2,3502	1,9044
Sol zigomatik kemik	2,3618	1,235	1,3389	1,7972	0,50382	1,4666	2,5325	2,2003	1,5731
Sağ nazal kemik	1,3636	1,927	1,9783	**6,7926**	0,71891	0,9742	2,7107	1,3747	1,5697
Sol nazal kemik	2,119	1,7662	1,8681	3,255	0,68741	0,88657	1,7989	1,5347	1,5399
Sağ parietal kemik	0,70137	1,6147	1,8965	0,89149	0,77964	0,60348	0,57585	1,3966	1,8192
Sol parietal kemik	0,70395	1,6075	1,8903	0,89795	0,7755	0,42383	0,46383	1,406	1,8323
Sağ temporal kemik	0,44293	0,8785	1,0543	0,62076	0,48636	0,72304	0,66734	1,683	0,92405
Sol temporal kemik	0,55419	0,85493	0,93869	0,48363	0,30048	0,81382	0,32356	1,8126	1,3214
Frontal kemik	0,79606	1,688	1,9666	1,0147	**0,79529**	0,68922	0,63875	1,4057	1,8665
Oksipital kemik	0,22268	1,0975	1,2955	0,37585	0,55272	0,41759	0,14038	1,0581	1,2936
Sfenoid kemik	0,62763	1,0978	1,3494	0,88338	0,55632	0,73031	0,65158	2,1816	1,3238
Midpalatal sutura	**2,9869**	**2,7918**	**1,9881**	**3,6922**	0,73246	1,8589	**4,8565**	**2,9559**	2,0287

Bu tablodaki senaryolar kıyaslandığında kemikleşme düzeyi arttıkça kraniofasiyal yapılardaki deplasman değerlerinde genel olarak azalmanın olduğu görülmektedir.

Tablo 3-5. 5 mm deplasman tatbiki – Üst sol 1 nolu dişin oklüzal ve apikallerinde görülen 3 yönlü yer değiştirme miktarları (mm)

Modeller		1					
		X		Y		Z	
		İnsizal	Apikal	İnsizal	Apikal	İnsizal	Apikal
Diş Destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax	Senaryo 1	1,4394	0,76153	0,47098	0,94875	-0,17738	-0,11095
	Senaryo 2	0,99023	0,66876	0,37767	0,56517	-1,4484	-1,4246
	Senaryo 3	0,22593	0,11302	0,781	0,76214	-1,5334	-1,5214
Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı) Hyrax	Senaryo 1	2,4255	1,4243	0,23212	0,45168	-0,36271	-0,27548
	Senaryo 2	-1,0872	0,75294	0,40479	0,18337	0,14293	0,0152
	Senaryo 3	-0,84158	1,0782	0,179	0,12241	0,1914	0,0149
Kemik Destekli (Mini-vida) Hyrax	Senaryo 1	2,56	2,2487	0,13096	0,0982	-0,11519	-0,0855
	Senaryo 2	1,8099	1,5098	-0,30233	-0,0459	0,1616	0,17578
	Senaryo 3	0,19038	0,32442	0,50709	0,55152	0,28066	0,26675

Tablo 3-6. 5 mm deplasman tatbiki – Üst sol 4 ve 6 nolu dişlerin oklüzal ve apikallerinde görülen 3 yönlü yer değiştirme miktarları (mm)

Modeller		4						6					
		X		Y		Z		X		Y		Z	
		Oklüzal	Apikal	Oklüzal	Apikal	Oklüzal	Apikal	Oklüzal	Apikal	Oklüzal	Apikal	Oklüzal	Apikal
Diş Destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax	Senaryo 1	2,4435	1,4396	-0,261	0,1871	-0,0599	0,0297	2,3561	1,8426	-0,1981	0,1492	-0,14362	-0,14335
	Senaryo 2	-0,12187	0,88251	-0,0505	0,34885	-0,88068	-1,1621	-0,38322	0,9864	0,34442	0,53554	-1,7969	-1,4859
	Senaryo 3	-0,11284	0,39801	-0,0899	0,51768	-0,90964	-1,2627	-0,40914	0,36225	0,35859	0,80174	-1,8281	-1,513
Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı) Hyrax	Senaryo 1	2,6608	2,0359	-0,18652	-0,00712	0,0205	0,0767	2,8199	1,8993	-0,30846	-0,00775	0,17034	0,10259
	Senaryo 2	-0,13378	0,72469	-0,16145	-0,16728	-0,92089	-0,89185	0,67631	1,9378	-0,44221	-0,31712	-1,332	-1,1345
	Senaryo 3	-0,17123	0,90911	-0,0859	-0,18486	-0,95996	-0,95246	0,55284	2,2611	-0,32666	-0,40606	-1,3563	-1,1352
Kemik Destekli (Mini-vida) Hyrax	Senaryo 1	2,8748	2,5503	-0,16249	-0,15746	0,14963	0,1423	3,0613	2,5432	-0,30617	-0,22462	0,28908	0,21933
	Senaryo 2	2,0368	1,6956	-0,44442	-0,23292	0,24113	0,28458	1,9421	1,4473	-0,37495	-0,0656	0,20791	0,19513
	Senaryo 3	2,4913	1,3416	-0,93199	-0,36013	0,58285	0,68756	1,9974	0,7617	-0,74477	-0,13709	0,70521	0,63481

Tablo 3-7. 5 mm deplasman tatbiki - SEM modellerinde kolayca tekrarlanabilen ölçüm noktalarındaki değişimler (mm)

Ölçüm Noktaları	Diş Destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax			Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı) Hyrax			Kemik Destekli (Mini-vida) Hyrax		
	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
MIR-MIL	3,1952	3,8081	3,4894	4,4581	-	-	4,8834	5,4168	1,37553
EMR-EML	4,4154	3,3915	2,8083	4,1043	1,28477	3,0405	5,1981	4,7581	3,7322
CNR-CNL	1,62558	3,2981	3,412	2,87926	1,2008	2,3193	4,408	4,5111	1,95908
UMR-UML	4,6613	5,6756	5,858	5,2407	4,8263	4,555	5,4646	5,314	5,0425

Tablo 3-8. 0,25 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda grup olarak toplam oluşan von-Mises gerilmeleri (MPa)

Kraniofasiyal yapılar	Diş Destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax			Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı) Hyrax			Kemik Destekli (Mini-vida) Hyrax		
	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Kemiklerde	210	566	752	38	95	468	411	881	947
Dişlerde	377	569	742	60	68	57	39	11	13
PDL'lerde	0,85	1,3	0,99	0,95	1,7	2	0,03	0,02	0,04
Suturlarda	2,26	296	342	1,41	37	538	4,02	368	514
Toplam	591	1433	1838	101	203	1066	454	1262	1474

Tablo 3-9. 5 mm deplasman tatbiki - Kraniofasiyal yapılarda grup olarak toplam oluşan von-Mises gerilmeleri (MPa)

Kraniofasiyal yapılar	Diş Destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax			Diş-Kemik Destekli (Akrilik kaplı) Hyrax			Kemik destekli (Mini-vida) Hyrax		
	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Kemiklerde	1544	11818	15053	1248	1914	10369	869	15690	28123
Dişlerde	1826	11749	14839	507	1442	1706	102	343	2070
PDL'lerde	0,09	27	19	26	34	53	0,13	0,6	1,88
Suturalarda	23	6103	6798	37	749	12383	24	7159	27398
Toplam	3394	29698	36711	1820	4140	24513	996	23194	57594

3.4. Bulguların Karşılaştırılması

5 mm deplasman verildiğinde oluşan von-Mises gerilme değerlerine bakıldığında kemiğin dayanabileceği yük olan 130 MPa'dan daha fazla olduğu görülmektedir (Tablo 3-2). Bu yüzden oluşan gerilmelerin 0,25 mm deplasman verildiğinde daha gerçekçi ve kıyaslanabilir olduğu görülmektedir (Tablo 3-1). 0,25 mm deplasman verildiğinde oluşan genişleme ile 5 mm deplasman verildiğinde oluşan genişleme kıyaslandığında 5 mm deplasmanda oluşan genişlemenin daha belirgin ve anlaşılır olması nedeni ile bu sonuçlar kıyaslanacaktır.

3.4.1. Senaryolara Ait Bulguların Karşılaştırılması

3.4.1.1. 0,25 mm Deplasman Verildiğinde Oluşan von-Mises Gerilmeleri Bulgularının Karşılaştırılması

Birinci senaryolar için 0,25 mm deplasman verildiğinde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında toplamda; tüm kraniofasiyal yapılarda en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli (591 MPa), kemik destekli (454 MPa) ve diş-kemik destekli (101 MPa) Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Kraniofasiyal yapılardaki kemiklerde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla kemik destekli, diş destekli ve diş-kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Dişlerde (4, 5, 6 nolu dişler) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli, diş-kemik destekli ve kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Periodontal ligamentlerde (4, 5, 6 nolu dişlerin PDL'si) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş-kemik destekli, diş destekli ve kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Suturlarda oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla kemik destekli, diş destekli ve diş-kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

İkinci senaryolar için 0,25 mm deplasman verildiğinde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında toplamda; tüm kraniofasiyal yapılarda en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli (1433 MPa), kemik destekli (1262 MPa) ve diş-kemik destekli (203 MPa) Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Kraniofasiyal yapılardaki kemiklerde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla kemik destekli, diş destekli ve diş-kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Dişlerde (4, 5, 6 nolu dişler) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli, diş-kemik destekli ve kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Periodontal ligamentlerde (4, 5, 6 nolu dişlerin PDL'si) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş-kemik destekli, diş destekli ve kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Suturlarda oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla kemik destekli, diş destekli ve diş-kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Üçüncü senaryolar için 0,25 mm deplasman verildiğinde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında toplamda; tüm kraniofasiyal yapılarda en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli (1838 MPa), kemik destekli (1474 MPa) ve diş-kemik destekli (1066 MPa) Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Kraniofasiyal yapılardaki kemiklerde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla kemik destekli, diş destekli ve diş-kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Dişlerde (4, 5, 6 nolu dişler) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli, diş-kemik destekli ve kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Periodontal ligamentlerde (4, 5, 6 nolu dişlerin PDL'si) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş-kemik destekli, diş destekli ve kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

Suturlarda oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş-kemik destekli, kemik destekli ve diş destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-8).

3.4.1.2. 5 mm Deplasman Verildiğinde Oluşan von-Mises Gerilmeleri Bulgularının Karşılaştırılması

Birinci senaryolar için 5 mm deplasman verildiğinde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında toplamda; tüm kraniofasiyal yapılarda en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli (3394 MPa), diş-kemik destekli (1820 MPa) ve kemik destekli (996 MPa) Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Kraniofasiyal yapılardaki kemiklerde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli, diş-kemik destekli ve kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Dişlerde (4, 5, 6 nolu dişler) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli, diş-kemik destekli ve kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Periodontal ligamentlerde (4, 5, 6 nolu dişlerin PDL'si) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş-kemik destekli, kemik destekli ve diş destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Suturlarda oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş-kemik destekli, kemik destekli ve diş destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

İkinci senaryolar için 5 mm deplasman verildiğinde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında toplamda; tüm kraniofasiyal yapılarda en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli (29698 MPa), kemik destekli (23194 MPa) ve diş-kemik destekli (4140 MPa) Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Kraniofasiyal yapılardaki kemiklerde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla kemik destekli, diş destekli ve diş-kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Dişlerde (4, 5, 6 nolu dişler) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli, diş-kemik destekli ve kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Periodontal ligamentlerde (4, 5, 6 nolu dişlerin PDL'si) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş-kemik destekli, diş destekli ve kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Suturlarda oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla kemik destekli, diş destekli ve diş-kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Üçüncü senaryolar için 5 mm deplasman verildiğinde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında toplamda; tüm kraniofasiyal yapılarda en fazla gerilmenin sırasıyla kemik destekli (57594 MPa), diş destekli (36711 MPa) ve diş-kemik destekli (24513 MPa) Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Kraniofasiyal yapılardaki kemiklerde oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla kemik destekli, diş destekli ve diş-kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Dişlerde (4, 5, 6 nolu dişler) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş destekli, kemik destekli ve diş-kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Periodontal ligamentlerde (4, 5, 6 nolu dişlerin PDL'si) oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla diş-kemik destekli, diş destekli ve kemik destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

Suturlarda oluşan von-Mises gerilmelerine bakıldığında en fazla gerilmenin sırasıyla kemik destekli, diş-kemik destekli ve diş destekli Hyrax apareylerinde oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-9).

3.4.1.3. 5 mm Deplasman Verildiğinde Oluşan Yer değiştirme Bulgularının Karşılaştırılması

Birinci senaryolar için 5 mm deplasman verildiğinde sonlu elemanlar modellerinde kolayca tekrarlanabilen ölçüm noktalarında (MIR-MIL, EMR-EML, CNR-CNL, UMR-UML) oluşan en yüksek deplasman miktarlarına bakıldığında toplamda;

MIR-MIL için sırasıyla kemik destekli apareyde 4,8834 mm, diş-kemik destekli apareyde 4,4581 mm, diş destekli apareyde 3,1952 mm yer değiştirme (Tablo 3-7),

EMR-EML için sırasıyla kemik destekli apareyde 5,1981 mm, diş destekli apareyde 4,4154 mm ve diş-kemik destekli apareyde 4,1043 mm yer değiştirme (Tablo 3-7),

CNR-CNL için sırasıyla kemik destekli apareyde 4,408 mm, diş-kemik destekli apareyde 2,87926 mm ve diş destekli apareyde 1,62558 mm (Tablo 3-7),

UMR-UML için sırasıyla kemik destekli apareyde 5,4646 mm, diş-kemik destekli apareyde 5,2407 mm ve diş destekli apareyde 4,6613 mm yer değiştirme oluştuğu belirlenmiştir (Tablo 3-7).

Midpalatal suturda da en fazla yer değiştirmenin sırasıyla kemik destekli apareyde 4,8565 mm, diş-kemik destekli apareyde 3,6922 mm, diş destekli apareyde 2,9869 mm oluştuğu belirlenmiştir (Tablo 3-4).

İkinci senaryolar için 5 mm deplasman verildiğinde sonlu elemanlar modellerinde kolayca tekrarlanabilen ölçüm noktalarında (MIR-MIL, EMR-EML, CNR-CNL, UMR-UML) oluşan en yüksek deplasman miktarlarına bakıldığında toplamda;

MIR-MIL için sırasıyla kemik destekli apareyde 5,4168 mm, diş destekli apareyde 3,8081 mm yer değiştirme ve diş-kemik destekli apareyde (ciddi bir açılma meydana gelmediği ve akrilik resinin deforme olarak ön dişlerde ölçüm yapılmasını olanaksız kıldığı için hesaplanamamıştır) (Tablo 3-7),

EMR-EML için sırasıyla kemik destekli apareyde 4,7581 mm, diş destekli apareyde 3,3915 mm ve diş-kemik destekli apareyde 1,28477 mm yer değiştirme (Tablo 3-7),

CNR-CNL için sırasıyla kemik destekli apareyde 4,5111 mm, diş destekli apareyde 3,2981 mm ve diş-kemik destekli apareyde 1,2008 mm yer değiştirme (Tablo 3-7),

UMR-UML için sırasıyla diş destekli apareyde 5,6756 mm, kemik destekli apareyde 5,314 mm ve diş-kemik destekli apareyde 4,8263 mm yer değiştirme oluştuğu belirlenmiştir (Tablo 3-7).

Midpalatal suturda da en fazla yer değiştirmenin sırasıyla kemik destekli apareyde 2,9559 mm, diş destekli apareyde 2,7918 mm, diş-kemik destekli apareyde 0,73246 mm oluştuğu belirlenmiştir (Tablo 3-4).

Üçüncü senaryolar için 5 mm deplasman verildiğinde sonlu elemanlar modellerinde kolayca tekrarlanabilen ölçüm noktalarında (MIR-MIL, EMR-EML, CNR-CNL, UMR-UML) oluşan en yüksek deplasman miktarlarına bakıldığında toplamda;

MIR-MIL için sırasıyla diş destekli apareyde 3,4894 mm, kemik destekli apareyde 1,37553 mm yer değiştirme ve diş-kemik destekli apareyde (ciddi bir açılma meydana gelmediği ve akrilik resinin deforme olarak ön dişlerde ölçüm yapılmasını olanaksız kıldığı için hesaplanamamıştır) (Tablo 3-7),

EMR-EML için sırasıyla kemik destekli (3,7322 mm), diş-kemik destekli (3,0405 mm) ve diş destekli (2,8083 mm) yer değiştirme (Tablo 3-7),

CNR-CNL için sırasıyla diş destekli apareyde 3,412 mm, diş-kemik destekli apareyde 2,3193 mm ve kemik destekli apareyde 1,95908 mm yer değiştirme (Tablo 3-7),

UMR-UML için sırasıyla diş destekli apareyde 5,858 mm, kemik destekli apareyde 5,0425 mm ve diş-kemik destekli apareyde 4,555 mm yer değiştirme oluştuğu belirlenmiştir (Tablo 3-7).

Midpalatal suturda da en fazla yer değiştirmenin sırasıyla kemik destekli apareyde 2,0287 mm, diş destekli apareyde 1,9881 mm, diş-kemik destekli apareyde 1,8589 mm oluştuğu belirlenmiştir (Tablo 3-4).

4. TARTIŞMA

Modelde bir anda 5 mm deplasman verilmesi rutin klinik uygulamalar ile uyuşmamaktadır ve bu yüzden gerilmelerin çok yüksek çıktığı görülmektedir. Bu gerilme değerleri kemiklerin kaldırabileceği maksimum değerden (130 MPa) oldukça fazladır (Tablo 3-2). Bu yüzden daha sağlıklı olması açısından 0,25 mm deplasman verildiğinde oluşan gerilmelere bakılması ve kıyaslanması daha doğru olmaktadır.

4.1. Materyal ve Yöntemin Tartışılması

Kraniofasiyal sistemde görülen en yaygın iskeletsel problemlerden birinin üst çenenin yatay yönde yetersiz gelişimi veya darlığı olduğu kabul edilmektedir ve posterior çapraz kapanış olarak isimlendirilmiştir. Posterior çapraz kapanışın görülme sıklığı %2,7 ile %23,3 arasında bulunmuştur (Donohue ve ark. 2004, Infante 1975, Kilic ve ark. 2008a, Kurol ve Berglund 1992, Kutin ve Hawes 1969, Marshall ve ark. 2005, Nerder ve ark. 1999, Thilander ve ark. 1984, Thilander ve ark. 2001). Yatay yöndeki gelişim yetersizliği dişsel ve/veya iskeletsel olabilir ve buna bağlı olarak tek veya çift taraflı çapraz kapanışlar oluşabilir (Ferrario ve ark. 2003, Graber 1994, Haas 1965). Posterior çapraz kapanışa fonksiyonel kaymalarla birlikte de görülebilir (Chaconas ve Caputo 1982).

Çeşitli etyolojik sebeplerle (Battikki 2001, Bishara ve Staley 1987, Bishara ve ark. 1994, Clinch 1966, Graber ve ark. 2012, Higley 1968, Kocadereli 1996, Kutin ve Hawes 1969, Larsson 1986, Larsson 2001, Marshall ve ark. 2005, McDonald ve Avery 2000, Memikoglu ve Iseri 1999, Mitchell 2013, Moyers 1988, Ogaard ve ark. 1994, Pinkham 2005, Sandikçioğlu 1994, Suda ve ark. 2006, Ülgen 1993, Ülgen 2001) oluşan bu anomalinin tedavisinin yapılması önerilmektedir (Sarver 2001, Ülgen 1993, Zachrisson 1998). 150 yılı aşkın süredir özellikle hem ortodontistlerin hem de kulak burun boğaz hastalıkları uzmanlarının ve de yüz estetiğini olumsuz etkilemesinden dolayı plastik cerrahların ilgi alanına girmektedir.

Dişlerin apikal kemik kaidesi yeterli ve sadece dental bir darlık varsa sadece diş kavsinin genişletilmesi gerekmektedir. Ancak, dişlerin apikal kemik kaidesi yeterli

değil ve bu yetersizlikle birlikte dişlerin kronlarında bukkal yönde devrilme mevcut yani kompenzasyon mekanizması çalışmışsa midpalatal suturanın yırtılması ve apikal kaidenin genişletilmesi gerekir (Bishara ve Staley 1987, Haas 1961a, Haas 1965, Ülgen 2001, Wertz ve Dreskin 1977, Wertz 1970). Midpalatal suturanın yırtılması ile alakalı iki düşünce yer almaktadır; hızlı ve yavaş üst çene genişletmesi. Hızlı üst çene genişletmesinde minimum dişsel maksimum iskeletsel etki istenirken, yavaş üst çene genişletmesinde tam tersi geçerlidir.

Yavaş üst çene genişletmesinde: Quad-helix, W apareyi, Porter aygıtı, Minne apareyi, Coffin apareyi, Magnetler içeren genişletme apareyleri, Nikel titanyum genişletme apareyi, Hareketli aygıtlar gibi çeşitli apareyler kullanılırken (Kilic 2005, Ramoğlu 2006); hızlı üst çene genişletmesinde: Haas apareyi, Hyrax apareyi, Hyrax modifikasyonları, Akrilik cap splint apareyi gibi çeşitli apareyler kullanılmaktadır (Kilic 2005).

Hızlı üst çene genişletmesinde aparey seçiminde darlığın tipi ve miktarı, hastanın yaşı ve ankraj gereksinimi, hastanın kassal ve iskeletsel patterni, hastanın kooperasyon yeteneği, apareyin yapım aşamasının kolay olması, oluşturacağı etki, hasta konforunun iyi olması ve çevre dokularda enflamasyon oluşturmaması gibi faktörler göz önüne alınmaktadır (McNamara ve ark. 2001, Timms 1981). Apareyin seçimi, tedavinin başarısında birebir yönlendirici etken olabilmektedir. Hekim tarafından bu farkların ve etki mekanizmalarının bilinmesi gerekmektedir (Chaconas ve Caputo 1982).

Genişletme işlemi için çok çeşitli sabit ve hareketli aparey tipleri geliştirilmiştir (DiPaolo 1970, Graber ve ark. 2012, Pinkham 1994, Proffit ve ark. 2013). Sabit olanlar daha güvenilir olup daha az hasta kooperasyonu gerektirir. Hareketli apareyler yavaş genişletme apareyleri olup minimal boyuttaki (4-5mm'den küçük) darlıklarda tercih edilmeleri gerekir (Proffit ve ark. 2013) ve sebep olarak tutuculuklarının az olması, yavaş çevrilme gerektirmelerinden dolayı daha çok dişsel etki oluşturabilmeleri ve hasta uyumu gerektirmeleri gibi durumlar gösterilmektedir (Cotton 1978, Hicks 1978, Pinkham 1994, Proffit ve ark. 2013).

Sabit genişletme apareyleri, yaylı (spring loaded) ve vidalı (non-spring loaded) sistemler veya banded ve bonded apareyler olarak sınıflandırılabilir (Halıcıoğlu 2009).

Vidalı-banded genişletme apareylerinden olan Hyrax ve Haas apareylerinin genişletme sırasında birçok yan etkisinin olduğu bildirilmiştir. Bu dezavantajlar, maksillanın aşağı ve öne doğru hareketi, alveoler devrilme, maksiller posterior dişlerde tipping ve ekstrüzyon, mandibulanın saat yönü rotasyonu, asimetrik genişletme ve kök rezorpsiyonu olarak sıralanmıştır (Halıcıoğlu 2009). Buna rağmen, Hyrax apareyi klinisyenler tarafından halen en fazla kullanılan hızlı üst çene genişletme aygıtıdır (Schuster ve ark. 2005).

Ayrıca Haas apareyinde damakta bulunan akrilik yastıkların tedavi sırasında genç hastalarda doku yaralanmalarına sebep olduğu ifade edilmiştir.

Bantlı hızlı üst çene genişletmesi ve bondlu hızlı üst çene genişletmesinin kıyaslandığı bir çalışmada bantlı grupta hem molar devrilmesinin hem de overbite miktarındaki azalmanın fazla olduğu ve daha az iskeletsel cevap oluşturdukları rapor edilmiştir (Memikoğlu ve ark. 1997). Çalışmamızda da diş destekli ve diş-kemik destekli Hyrax modelinin 1. senaryolarında, kemik destekli Hyrax modelinin tüm senaryolarında molar dişte bukkale doğru devrilme meydana geldiği görülmüştür. Apareylerimizin 1. senaryoları kıyaslandığında en yüksek devrilmenin sırasıyla kemik destekli, diş-kemik destekli ve diş destekli modellerde olduğu görülmektedir (Tablo 3-6).

Ralph (1998) Hyrax ve Haas apareylerini sonlu elemanlar analizi ile kıyasladığı çalışmasında; dişlerde 2,5-3 kat daha fazla devrilme oluştuğunu, Haas apareyinin dişleri %26 oranında daha fazla yatay yönde hareket ettirdiğini ve sutural hareketin daha fazla olduğunu, Hyrax'ın daha fazla deforme olduğunu bildirmiştir.

Hızlı üst çene genişletmesinde Hyrax apareyinin farklı modifikasyonları da kullanılmaktadır. Bunlar; posterior dişlerin okluzal yüzeyleri veya buna ek olarak diğer yüzeylerine akrilik eklenerek yapılan (Akkaya ve ark. 1998, Akkaya ve ark. 1999, Karaman 2002), Hyrax vidasının birer kolları kesilerek diğer kolların azı dişlerinde lehimlenerek birleştirilmesiyle oluşturulan (Lamparski ve ark. 2003) karma dişlenme döneminde süt ikinci azı dişlere bantlanarak yapılan modifikasyonlardır. 2

bantlı ile 4 bantlının kıyaslandığı bir çalışmada 2 bantlının en az Hyrax kadar etkili olduğu fakat üst ön bölgede ve alt dişler üzerinde 4 bantlının daha etkili olduğu saptanmıştır (Schneidman ve ark. 1990).

Akrilik kaplı fan type hızlı üst çene genişletme apareyi ile yine akrilik kaplı klasik hızlı üst çene genişletme apareylerinin kıyaslandığı bir çalışmada, klasik tipte arka dişler bölgesinde daha çok genişleme, nazal ve midpalatal genişlikte daha çok artış ve üst kesicilerde palatinale devrilme saptanırken, fan type da ön dişler arası mesafede daha çok artış ve üst kesicilerde labiale devrilme tespit edilmiştir (Doruk ve ark. 2004).

Bunlara ek olarak hızlı üst çene genişletmesinin iskeletsel etki düzeyini arttıran transpalatal distraktörler ve mini-vida destekli hızlı üst çene genişletme apareyleri de kullanılmaktadır. Transpalatal distraktör hızlı üst çene genişletmesinde kullanılan diğer apareyler ile kıyaslandığında en önemli avantajı ilgili dişlerin bukkale devrilmesini en aza indirgemesidir (Proffit ve ark. 2013). Transpalatal distraktörün yerleştirilmesi ve çıkarılması sırasında cerrahi bir işlem gerektirmesi en büyük dezavantajıdır. Mini-vidanın ise hekim tarafından daha rahat bir şekilde yerleştirilmesi ve dişlerde yan etkisinin olmaması mini-vida destekli Hyrax apareylerinin kullanılmaya başlanmasının nedenlerindendir (Nienkemper ve ark. 2013).

Çalışmamızda kullandığımız kemik destekli Hyrax (mini-vida) apareyi daha önceki yapılan çalışmalardan esinlenerek tasarlanmıştır (Lee ve ark. 2012). Fakat farklı sutural kemikleşme düzeyinde bakılmamış olması bu yönden de çalışmamızı özgün kılmaktadır.

Apareylere eklenecek okluzal ısırma düzlemlerinin genişlemeye karşı direnç gösteren ağır ısırma kuvvetlerinin azaltılması ile temporomandibular eklemde oluşabilecek mikro travmaların ve kök rezorbsiyonlarının azalmasında faydalı olacağı belirtilmiş ve hızlı üst çene genişletmesinin vertikal etkisinin azaltılabileceği söylenmiştir (Alpern ve Yurosko 1987). Memikoglu ve Iseri (1997) diş-kemik destekli aparey ile üst azı dişlerinde uzamanın engellendiği ve posterior dişlerin daha az devrilmesiyle daha paralel hareket elde edildiğini belirtmişlerdir. Dipaolo (1970) da üst çenenin tüm gerçek yapısal genişlik yetersizliklerinde diş-kemik destekli apareyleri

önermiştir. Bu apareylerin midpalatal suturda maksimum açılma için en yüksek miktarda ankrajı sağlayacakları belirtilmiştir. Ayrıca bu aparey son yıllarda alışılmış hızlı üst çene genişletmesi apareylerinin dişlerde devrilme ve uzama, fenestrasyon gibi bazı dezavantajlarından dolayı tercih sebebi olabilmektedir (Başçiftçi 2001, Çörekçi 2009, Memikoglu ve Iseri 1999, Ramoğlu 2006). Bu avantajlarından dolayı bu aparey birçok araştırmacı tarafından kullanılmaktadır (Basciftci ve Karaman 2002, Başçiftçi 2001, Çörekçi 2009, Orhan 1999, Ramoğlu 2006). Fakat bu apareyin etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildiği daha önce yapılmış bir çalışma yoktur. Bu yönden de çalışmamız özgün niteliktedir.

Akrilik kaplı hızlı üst çene genişletmesi apareyleri nispeten büyük ve ağızda bütün üst çeneyi neredeyse kaplayan apareylerdir. Bundan dolayı hastalar çiğnemede, beslenmede ve ağız sağlığını korumada yaşadıkları çeşitli sıkıntıların yanı sıra apareyden dolayı estetik sıkıntılar da yaşayabilirler. Apareye alışana kadar belirli bir süre beslenme alışkanlıklarını değiştirmek zorunda kalırlar. Ayrıca temizlenme probleminden ötürü diş etlerinde kızarıklık, kanama, şişme, çekilme ve koku gibi sıkıntılar meydana gelebilmektedir (Graber ve ark. 2012).

Bütün bu avantajlar ve dezavantajlar gözönüne alındığında, Hyrax apareyi klinisyenler tarafından halen en fazla kullanılan hızlı üst çene genişletme apareyidir (Bishara ve Staley 1987, Byloff ve Mossaz 2004, Ceylan ve ark. 1996, Ciambotti ve ark. 2001, Mossaz-Joelson ve Mossaz 1989, Oliveira ve ark. 2004, Sandikcioglu ve Hazar 1997, Schuster ve ark. 2005).

Çalışmamızda kullanılan hızlı üst çene genişletme apareyi, Biederman tipi Hyrax apareyi olup hijyenik açıdan daha kolay temizlenebilir olması (Asanza ve ark. 1997, Majourau ve Nanda 1994, Phatouros ve Goonewardene 2008) nedeniyle tercih edilmiştir.

Üst çene kemiği, orta ve alt yüzü şekillendiren ve birçok kemikle sutural bağlantıları olan ağız ve burun boşluklarının sınırlarını belirleyen ve bu bölgelerdeki birçok karmaşık fonksiyonu karşılamakla görevli olan kompleks bir kemiktir. Birey olgunlaştıkça iskeletsel elemanların da sertliği (rijiditesi) artacak ve sonuçta bu kemiğin fonksiyon ve bağlantıları olgunlaşacak ve sıkılaşacaktır (Wertz 1970).

Dolayısıyla erişkin yaşlarda üst çenede yapılacak bir genişletmeye karşı oluşan direncin tek başına orta palatal suturdan kaynaklanamayacağını söyleyen yazarlar da mevcuttur. Bunlara göre oluşan direnç orta palatal suturla birlikte sfenoid ve zigomatik kemiklerin üst çene ile sutural bağlantılarından yani yüzün iskelet yapısının direncinden kaynaklanmaktadır (Bishara ve Staley 1987, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003). Iseri ve ark. (1998) midpalatal suturdaki direnci özel olarak sfenoid kemiğin pterygoid laminaların yukarı bölümlerinde ve zigomatik kemiğin ön bölümlerinde bulunan bağlantılara yüklemektedirler. Buradan hareketle erişkin yaşlarda orta palatal suturda kemikleşme tamamlanmamış olsa bile genişletme tedavisine karşı gelişen direnç nedeni ile genişlemenin meydana gelemeyeceğini söyleyen yazarlar vardır.

Bishara ve Staley (1987) en uygun genişletme zamanının 13–15 yaş öncesi olduğunu belirtmiş, daha yaşlı hastalarda da üst çene genişletmesinin mümkün olabileceğini fakat sonuçların; kalıcı olmayacağını ve tahmin edilemez olacağını belirtmişlerdir. Graber ve ark. (2012) da üst çenenin genişletmesini güçleştirebilecek, suturda oluşacak morfolojik değişiklerin 13–14 yaş gibi erken dönemlerde oluşabileceğini belirtmişlerdir. Dolayısıyla bu değişiklikler oluşmadan yapılacak üst çene genişletme tedavisi ile daha fazla iskeletsel etki elde edilebileceğini söylemişlerdir. Wertz (1970) yaşlanma ile iskeletsel kompanentlerin rijiditesinin artacağını dolayısıyla ortopedik etkinin azalacağını belirtmiştir. Baccetti ve ark. (2001) hızlı üst çene genişletmesinin pubertal atılım öncesi yapılması ile hem üst çenede hem de çevre yapılarda daha fazla iskeletsel etki elde edileceğini, pubertal atılım sonrasında yapılırsa etkinin iskeletselden dişsele doğru kayacağını belirtmişlerdir.

Sari ve ark. (2003) hızlı üst çene genişletmesinin süt, karışık ve sürekli dişlenme dönemlerindeki etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, erken yaşlarda oluşan ortopedik etkinin beklenenin altında kalması nedeniyle, tedavinin erken karışık dişlenme dönemine kadar bekletilmesinin daha iyi bir alternatif olabileceğini savunmuşlardır.

Yapılan histolojik çalışmalar ve relaps çalışmaları sonucu, hızlı genişletmede üst yaş sınırının 13-15 olduğu, bu yaştan sonra suturdaki büyümenin tamamlandığı, daha geç yaşlarda da genişletme sağlanabileceği ancak sonuçların tahmin edilebilir ve stabil

olmayacağı bulunmuştur (Bishara ve Staley 1987, McNamara ve ark. 2001, Melsen 1975, Wertz 1970).

Chung ve Font (2004) da hızlı üst çene genişletmesinin 3 boyutlu etkilerini araştırdığı çalışmasında tedavi grubunu oluşturan bireylerin yaş ortalamaları 11,7 ve 11,9 yıldır.

Biz de çalışmamızda kullandığımız BT verisini 12 yaşında, hızlı üst çene genişletmesinin endike olduğu bir hastadan elde ettik.

Radyolojik görüntüleme, ortodontide tanı, tedavi ve tedavi sonrası değerlendirmelerin ayrılmaz bir parçasıdır. Hızlı üst çene genişletmesinin dentofasiyal yapılarda oluşturduğu dental ve iskeletsel değişiklikleri tespit etmek amacıyla çoğu çalışmada lateral sefalometrik ve posteroanterior filmlerden yararlanılarak analizler yapılmaktadır (da Silva Filho ve ark. 1991, Haas 1980, Memikoglu ve Iseri 1999, Wertz 1970).

Transversal yön problemlerinin teşhisinde kullanılan sefalometrik filmlerde, temel dezavantaj 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 noktaların üst üste çakışması ve bu noktaların belirlenmesindeki zorluk nedeniyle yeterli bilgi sağlanılamazken, yüksek kalitede kontrasta sahip görüntüler elde edilememekte ve bu nedenle güvenirliliği de tartışmalı hale gelmektedir (Jacobson ve Jacobson 2006).

Üç boyutlu yapıların iki boyutlu olarak incelenmesinin bilgi kaybına neden olması, 3 boyutlu görüntüleme teknolojisindeki gelişmelerle birlikte ortodontik teşhis ve tedavi sonuçlarının tahminine yardımcı yeni tekniklerin ortaya çıkmasına neden olmuştur (McNamara ve ark. 2003).

Son yıllarda üç boyutlu görüntüler üzerinde sefalometrik değerlendirmenin önem kazanmasıyla, BT'den sağlanan yüksek çözünürlüklü görüntülerden net bir şekilde tanımlanan veriler elde edilmektedir. Böylece lateral sefalometrik, posterior-

anterior ve dental modellerden elde edilen verilerin yalnızca bir film ile değerlendirilebilmesine olanak sağlanılmıştır (Loddi ve ark. 2008).

Araştırmamızda kullanılan modeldeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Gerçekte herhangi bir yapının ve materyalin tamamen homojen ve izotrop olması mümkün değildir (Bişirici 2008). Materyaller belirli bir sınıra kadar elastik, daha sonra ise plastik deformasyon göstermektedir. Bu nedenle çalışmamızda yaptığımız genellemelerden elde edilen sonuçlar, gerçeklerden biraz farklılık gösterecektir. Ancak; çalışmamızda kullanılan modellerdeki kuvvet miktarları ile malzemelerin mekanik özellikleri sabit tutulduğu ve modeller birbirlerine göre değerlendirildiği için araştırmamızın sonuçlarının ortodonti bilimi ve kliniğine ciddi katkılar sağlayacağının düşünmekteyiz.

Araştırmamızda matematiksel model elde edebilmek için solid-tetrahedral eleman özelliği kullanılmıştır. Gautam ve ark. (2009) tetrahedral eleman özelliğinin insan vücudunda bulunan diş ve çevre dokular için ideal olduğunu bildirmişlerdir.

Hızlı üst çene genişletmesi, günümüzde ortodontik tedavi sürecinin önemli bir parçası olarak yaygın bir biçimde kullanılmaktadır. Hızlı üst çene genişletmesinde en sık kullanılan aparey olan Hyrax ile alakalı günümüze kadar yapılan birçok klinik çalışma mevcuttur. Fakat bu apareyin simülatif etkilerini sonlu elemanlar analizi ile bu düzeyde araştıran bir çalışma henüz yapılmamıştır. Yine bu bahsedilen durum mini-vida destekli Hyrax için de geçerlidir. Literatürde sonlu elemanlar analizinde akrilik kaplı Hyrax ile yapılan bir çalışma da bulunmamaktadır. Bu yüzden çalışmamız tüm apareyler açısından özgün bir nitelik taşımaktadır.

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriye sahip yapıların gerilme, gerinme ve yer değiştirmelerini hassas ve kantitatif olarak inceleyen matematiksel bir yöntemdir (Ertürk 2008). Araştırmamızda; diğer kuvvet analiz yöntemlerinin karmaşık yapıları ayrıntılı bir şekilde modelleyememesi, fiziksel özellikleri tam olarak yansıtamaması, in vitro ortamda doku içine yerleştirilen aygıt kullanımı ve deney düzeneği gerektirmeleri gibi dezavantajlarından dolayı sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır.

Çalışmamız ile benzer birçok araştırma olmasına rağmen ideale yakın, istenilen düzeyde bir modelin kullanılmaması ve kullanılan malzeme özelliklerinin tam verilememiş olması çalışmamızı ön plana çıkarmaktadır. Bu eksikliklere örnek verilecek olursa:

1. Sonlu elemanlar analizi için baz alınan modelin çoğunlukla rutin tedavi dönemi dışındaki çocuk veya erişkin bireylere ait kurukafalar olması (Baldawa ve Bhad 2011, Boryor ve ark. 2008, Fang ve ark. 2007, Gautam ve ark. 2007, Holberg ve ark. 2007b, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003, Lee ve ark. 2009, Provatidis ve ark. 2006, Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008)

Çalışmamızda kullandığımız model ise gerçek üst çene darlığı olan 12 yaşında bir hastadan alınan BT verisinden oluşturulmuştur,

2. Hassas bir analiz için teknolojik yetersizlikler nedeniyle düşük fiziksel kalitede bir baz modelin kullanılması (Gautam ve ark. 2007, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003, Provatidis ve ark. 2006, Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008)

Çalışmaları yaptığımız bilgisayarların donanımlarının oldukça üst seviyede olması nedeniyle problemler net ve hızlı bir şekilde çözülebilmiştir,

3. Çene genişletme prosedüründe modül tarafından üretilen kuvvetlerin iç yapılara aktarılmasında önemli rol oynayan komşu sert dokuların ve aralarındaki sutural/periodontal bağlantı alanlarının tanımlanmadığı, tek parçadan oluşan kranial modellerin değerlendirilmesi (Boryor ve ark. 2008, Fang ve ark. 2007, Holberg 2005, Holberg ve Rudzki-Janson 2006);

Çalışmamızda kraniofasiyal yapılardaki tüm bağlantı noktaları tek tek kontrol edilmiş, kraniofasiyal yapılardaki tüm suturlar modellenmiş ve yapılan analizler gerçeğe uygun olarak irdelenmiştir,

4. Sutural-periodontal bağlantı noktalarının hacimsel derinliği olmayan mesh üzerinde manuel tanımlanması (Gautam ve ark. 2007, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003, Provatidis ve ark. 2006, Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008),

5. Tek başına üst çene veya sadece bazı komşu kemikleri kapsayan modeller üzerinde çalışılması (Holberg 2005, Holberg ve Rudzki-Janson 2006, Lee ve ark. 2009, Lee ve ark. 2012);

Çalışmamız dışında tüm kraniofasiyal yapıları içeren bu düzeyde bir modelle yapılmış bir çalışma henüz yayınlanmamıştır,

6. Genişletme işlemi klinik olarak büyüme dönemindeki bireylere uygulanmasına karşın sonlu elemanlar modelinde erişkin bireylere ait malzeme özelliklerinin kullanılması (Baldawa ve Bhad 2011, Boryor ve ark. 2008, Gautam ve ark. 2007, Holberg 2005, Holberg ve Rudzki-Janson 2006, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003, Provatidis ve ark. 2006, Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008).
7. Alınan tomografi kesitlerinin geniş aralıkta olması 1 mm (Baldawa ve Bhad 2011), 2,5 mm (Gautam ve ark. 2007), 5 mm (Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003), 10 mm (Tanne ve Sakuda 1991, Tanne ve ark. 1989) nedeniyle kraniofasiyal yapıların net ve ayrıntılı bir biçimde olmaması;

Çalışmamızda kullandığımız BT kaydının kesit kalınlığı 0,468 mm olması nedeniyle diğer çalışmalardan üstün nitelikler taşımaktadır.

Çalışma modelimizdeki düğüm ve eleman sayıları Tablo 4-1'de ayrıntılı gösterilmiştir. Bu da kraniofasiyal yapının modellendiği ve sonlu elemanlar analizi yapılan diğer çalışmalar ile kıyaslandığında yüksek değerdedir. (Gautam ve ark. 2007, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003).

Tablo 4-1. Diğer çalışmalardaki modellerin düğüm ve eleman sayılarının çalışmamızdaki ile kıyaslanması

	Çalışmamız			Gautam ve ark. (2007)	Iseri ve ark. (1998)	Jafari ve ark. (2003)
	Diş Destekli	Diş-Kemik Destekli	Kemik Destekli			
Düğüm	111415	621012	71689	193633	2147	7357
Eleman	248986	334176	207669	108799	2349	6951

Çalışmamızda kullanılan modeldeki suturların açık veya kapalılık durumları daha önceki çalışmalardakilerle aynı şekilde kabul edilmiştir (Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008). Kraniofasiyal yapıdaki maksilla çevresindeki farklı suturlardan (maksillo-lakrimal, frontomaksiller, nasomaksiller ve maksilla ile sphenoid kemiğin pterigoid çıkıntılarındaki artikülasyon ve midpalatal suture) her biri ayrı ayrı kapalı kabul edilip analizler yapıldığında sonuçların hemen hemen aynı olduğu görülmüştür (Provatidis ve ark. 2008).

Provatidis ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarda kurukafa modelinde dişlerin yer almaması nedeniyle dişler yapay olarak eklenmiştir. Bizim çalışma modelimizde ise dişler hastanın kendi dişleri olup BT verisinden modellenmiştir. Bu yönüyle de literatürdeki daha önce yapılan benzer çalışmalardan tamamen farklı ve özgündür. Farklı kemikleşme dönemlerinin simülasyonunun klinik durumu gerçekçi olarak taklit edebileceği genel kabul görmüştür (Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008). Biz de çalışmamızda üç farklı kemikleşme dönemini literatür ışığında süturlardaki elastisite modülü değerlerini değiştirerek tanımladık.

Periodontal ligamentin olduğu ve olmadığı durumda üst çene genişletmesi yapıldığında ölçülen gerilme ve deplasman değerlerinde önemli bir farklılık görülmemiştir (Provatidis ve ark. 2007). Bazı çalışmalarda ise periodontal ligamentin modellemesinin zor olması ve dişlerden alınacak tomografi kesit kalınlığının dar olmasının istenmesi nedeniyle periodontal ligament göz ardı edilmiştir (Boryor ve ark. 2008, Gautam ve ark. 2007). Çalışmamızda ise periodontal ligamentin özellikleri daha önceki çalışmalarda alındığı gibi homojen, izotropik, lineer elastik (Qian ve ark. 2001, Toms ve Eberhardt 2003) ve 0,25 mm'lik uniform kalınlıkta (Provatidis ve ark. 2007) olduğu kabul edilmiş ve modellemesi yapılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak yapılan çalışmalarda elde edilen sonuçların doğruluğu, büyük oranda, analizde kullanılan model ve uygulanan modelleme işleminin hassasiyetine bağlıdır. Gerçeğe en yakın modellerin, gerilme ve deplasman miktarlarının kullanılması analiz sonuçlarının gerçek durumu en yakın biçimde yansıtmasını sağlar. Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için gerekli olan, modelleme aşamasında en çok, üç boyutlu inceleme sağlayan BT ve MR'dan faydalanılmaktadır (Çifter 2007). Bizim çalışmamızda, literatürdeki diğer çalışmalardan farklı olarak; aktif tedavi dönemindeki gerçek bir bireye ait tomografi kayıtlarının kullanılması, yüksek kalitede bir baz model esas alınarak analizin gerçekleştirilmesi, bireye özel anatomik durum dikkate alınarak tüm kraniofasiyal yapıların ayrı ayrı modellendiği ve aralarındaki tüm bağlantı alanlarının üç boyutlu olarak tanımlandığı bir analiz modelinin oluşturulması, bireye özel parametrelerden yararlanarak gerçeğe en yakın malzeme özelliklerinin belirlenmesi işlemlerinin bu çalışma ile elde edilen sonuçların güvenilirliğine katkıda bulunduğunu düşünmekteyiz.

Sonlu elemanlar ile bu düzeyde bir çalışma yapılmadığı için diş destekli Hyrax (4 ve 6 bantlı), diş-kemik destekli Hyrax (akrilik kaplı) ve kemik destekli Hyrax (mini-vida) apareyleri modellenmiştir. Modellenen bu üç aparey farklı kemikleşme dönemlerinde (1. Tüm kraniofasiyal suturların kapalı olduğu, 2. Midsagittal ve median palatal suturun açık diğer suturların kapalı olduğu, 3. Tüm kraniofasiyal suturların kapalı olduğu) uygulanmış, tüm kraniofasiyal yapılarda, dişlerde, Hyrax, Hyrax kolları ve bantlarda ve mini vidalarda oluşturduğu gerilme dağılımları ve kraniofasiyal yapılarda meydana gelen yer değiştirme miktarları belirlenmiş, analizleri yapılmış, yorumlanmış ve sonuçlar kıyaslanmıştır.

4.2. Bulguların Tartışılması

Deplasman verildikten sonra kraniofasiyal yapılarda oluşan von-Mises gerilmelerine ve yer değiştirmelere bakıldığında tüm yapılarda sağ ve sol yapılar eşit değildir. Bireylerde klinik muayenede dahi gözle görülemeyen asimetriler mevcuttur (Hooda ve Souza 2012). Çalışmamızda da sağ ve sol arasındaki değerlerde farklılık çıkması bu bulguyu desteklemektedir.

4.2.1. İskeletsel Bulguların Tartışılması

Hızlı üst çene genişletmesiyle ilgili genel klinik bilgilerde, daha önceki yapılan klinik (Haas 1961b, Krebs 1964, Memikoglu ve Iseri 1999, Provatidis ve ark. 2008), radyolojik (Davis ve Kronman 1969, Garrett ve ark. 2008, Provatidis ve ark. 2008) ve sonlu elemanlar (Baldawa ve Bhad 2011, Gautam ve ark. 2007, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003, Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008) ile yapılan çalışmalarda; frontal açıdan bakıldığında tabanı keserler bölgesinde ve tepesi nazal bölgeye doğru olan üçgensel bir genişleme modeli oluştuğu belirtilmiştir. Oklüzal açıdan bakıldığında da üçgensel bir açılmanın meydana geldiği yani önden arkaya doğru gidildikçe genişlemenin azaldığı görülmektedir. Çalışmamızda da diş destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax modelinde 1. ve 2. senaryoda (Şekil 3-7, 3-8, 3-18, 3-20), kemik destekli (mini-vida) Hyrax modelinde 1. ve 2. senaryoda (3-82, 3-83, 3-93, 3-95) hem frontal açıdan hem de okluzal açıdan bu üçgensel açılmalar oluşmuştur. Diş-kemik destekli (akrilik kaplı) Hyrax modelinde ise 1. senaryoda frontal açıdan üçgensel açılma gözlenirken (3-44), okluzal açıdan paralel bir açılma görülmektedir (3-45). Bu

modelin 2. ve 3. senaryolarında ise akriliğin deforme olmasından dolayı bu üçgensel açılmalar gözlenmemiştir (3-59, 3-72).

Okluzalden bakıldığında ön bölgenin daha fazla açıldığını söyleyenler olduğu gibi (Akkaya ve ark. 1998, Wertz 1970), paralel açıldığını söyleyenler de vardır (Davidovitch ve ark. 2005). Bir diğer çalışmada ise cerrahi destekli genişletme yapıldığında arka bölgenin daha fazla açıldığı bildirilmiştir (Lagravere ve ark. 2006a). Çalışmalarımızda da diş destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax modelinde 1. ve 2. senaryoda, kemik destekli (mini-vida) Hyrax modelinde 1. ve 2. senaryoda üçgensel açılma görülürken (kemik destekli de oluşan açılma paralele yakın oluşmaktadır), diş-kemik destekli (akrilik kaplı) Hyrax modelinde 1. senaryoda paralel açılma görülmüştür. Diş-kemik destekli (akrilik kaplı) Hyrax modelinde 3. Senaryoda apareyin posteriorunda açılma meydana gelirken suturda açılma olmamıştır (3-72).

Bazı çalışmalarda hızlı üst çene genişletmesinin etkisiyle maksillanın öne ve aşağıya doğru hareket ettiği bildirilmiştir (Gardner ve Kronman 1971, Gautam ve ark. 2007, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003, Ludwig ve ark. 2013, Wertz 1970). Bunların aksine da Silva Filho ve ark. (1991) maksillanın sadece aşağıya hareket ettiğini, öne hareketinin önemli olmadığını söylemiştir.

Üst çenenin üçgensel açılımından ve öne ve aşağıya hareketinden sfenoid kemiğin lateral ve medial pterioid çıkıntılarının rijit yapıda olması ve eğilmeye karşı dirençli olmaları sorumlu tutulur (Timms 1980). Ayrıca genişletme sırasında sadece midpalatal suturun kendinde değil sphenoid ve zigomatik kemiklerdeki yapılarda da gerilmeler görülür. Chaconas ve Caputo (1982) üst çene genişletmesinde sınırlayıcı faktörler arasında maksilla ve sphenoid kemiğin pterigoid yüzeyleri arasındaki birleşmeyi saymıştır. Melsen ve Melsen (1982) ise geç juvenil ve erken adölesan periodda palatin kemik ve maksilla ile sphenoid kemiğin pterigoid çıkıntısı arasındaki yüzeylerin sıkı interdijitasyonundan bahsetmiştir. Bu yüzden eğer yetişkinlerde hızlı üst çene genişletmesi yapılacaksa pterigomaksiller ve zigomatik buttress bölgelerinin osteotomisi önerilir (Chaconas ve Caputo 1982, Gautam ve ark. 2007, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003, Timms 1980).

Çalışmamızda tüm modellerde ve senaryolarda sfenoid kemikte oluşan yer değiştirme miktarının az olduğu buna karşın von-Mises gerilmesinin ise fazla olduğu görülmüştür. Özellikle yetişkinlerin simüle edildiği tüm suturların kapalı olduğu üç modelimizde de sfenoid kemikte oluşan gerilmelerin yüksek çıktığı görülmüştür (Tablo 3-1).

Yatay ortopedik kuvvetler neticesinde zigomatik, temporal, nasal ve frontal gibi kraniofasiyal yapılarda yer alan kemiklerde de deplasmanlar oluşur (Boryor ve ark. 2008, Holberg ve Rudzki-Janson 2006, Jafari ve ark. 2003). Iseri ve ark. (1998) yaptığı bir çalışmasında ise parietal, frontal, oksipital kemiklerde deplasman görülmemiştir.

Çalışmamızda ise tüm modellerde ve senaryolarında zigomatik, nazal, parietal, temporal, frontal, oksipital, sfenoid kemiklerde küçük düzeyde de olsa bir yer değiştirme olmuştur (Tablo 3-4).

Sadece kraniofasiyal yapılardaki kemiklere bakıldığında maksimum yer değiştirme maksillada olurken, minimum yer değiştirme ise oksipital kemikte meydana gelmiştir (Tablo 3-4). Özetle derin yapılara gidildikçe deplasman miktarı azalmaktadır. Bu bulgular daha önceki çalışmalar ile de uyumludur (Baldawa ve Bhad 2011, Boryor ve ark. 2008, Gautam ve ark. 2007, Iseri ve ark. 1998, Jafari ve ark. 2003, Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008).

4.2.2. Dental Bulguların Tartışılması

Hızlı üst çene genişletmesi sırasında dişlerde bukkale devrilme eğilimi (Araugio ve ark. 2013, Baldawa ve Bhad 2011, Phatouros ve Goonewardene 2008) ve ekstrüze olma eğilimi vardır (Byrum 1971, Hicks 1978, Iseri ve ark. 1998). Genişletme sırasında maksilla sagittal düzlemde öne doğru, vertikal düzlemde ise aşağı doğru hareket etmektedir (Haas 1980, Wertz ve Dreskin 1977). Maksillanın aşağı doğru olan hareketiyle birlikte üst birinci molarların ekstrüzyonu, mandibulanın aşağıya ve geriye doğru rotasyon yapmasına neden olur. Neticede de mandibulanın gerçek boyu kısalır, alt yüz yüksekliği artar ve openbite gelişir (Haas 1970, Haas 1980, Majourau ve Nanda 1994, Memikoğlu ve ark. 1997). Bu etki sebebiyle hızlı üst çene genişletmesi Sınıf III anomalilerinde avantaj, Sınıf II anomalilerinde ise dezavantaj oluşturmaktadır (Haas

1970, Wertz 1970). Çalışmamızda 5 mm deplasman verildiğinde sol 1, 4 ve 6 nolu dişlerde oluşan dikey yönlü yer değiştirmelere değerlendirildiğinde bakıldığında diş destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax modelinde tüm senaryolarda ekstrüzyon görülmekte iken, diş-kemik destekli (akrilik kaplı) Hyrax modelinde 1. senaryoda 1 nolu dişte ekstrüzyon 4 ve 6 nolu dişte ise intrüzyon görülmekte, 2. ve 3. senaryoda ise 1 nolu dişte intrüzyon 4 ve 6 nolu dişte ekstrüzyon görülmektedir. Kemik destekli (mini-vida) Hyrax modelinde ise 1. senaryoda 1 nolu dişte diş-kemik destekli (akrilik kaplı) modeldeki gibi hareket gözlenirken, 2. ve 3. senaryoda tüm dişlerde intrüzyon gözlenmektedir. Sonuç olarak bir hastada eğer dişlerin ekstrüze edilmesi istenmiyor intrüze edilmesi isteniyorsa tercihimizin diş-kemik destekli veya kemik destekli Hyrax olması önerilebilir.

Araugio ve ark. (2013) klasik Hyrax apareyini 3 farklı yükseklikte (molar dişlerin direnç merkezi ile aynı konumda, direnç merkezinin 10 mm yukarısında ve direnç merkezinin 10 mm aşağısında) simüle ederek dişlerde meydana gelen etkilere baktıkları çalışmalarında; yukarı konum sonuçları çalışmamızdaki diş destekli Hyrax ile paralellik göstermektedir. Bu benzerliğin sonuçlara da yansıdığı görülmektedir; z düzleminde dişte ekstrüzyon, y düzleminde ise distale hareket belirgindir. Akrilik kaplı Hyrax modelimizin 2. senaryosunda ise dişlerde yatay yönde meydana gelen yer değiştirmelere bakıldığında akrilikte meydana gelen deformasyonun dişlerin apikallerine yakın bir seviyede kuvvet birikimine sebep olması olduğunu düşünmekteyiz.

Boryor ve ark. (2008) çalışmalarında erişkin kafatasından hazırladıkları sonlu elemanlar modeline 0,5 mm deplasman verdikten sonra dişlerde x, y ve z düzlemlerinde oluşan deplasmanlara bakmışlardır. Sonuç olarak 6 numaralı molar dişin x düzleminde okluzalinin apikaline göre daha fazla devrilmeye uğradığını, y düzleminde okluzalin daha belirgin olarak mesiale, apikalin ise distale doğru harekete uğradığını, z düzleminde ise kronun daha belirgin olarak okluzale, apikalde ise intrüze olduğunu bildirmişlerdir. Bu model çalışmamızdaki 0,25 mm deplasman verilen diş destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax modelinin 3. senaryosu ile benzerdir. Bu senaryonun bulguları ile karşılaştırdığımızda 6 nolu dişte x düzleminde Boryor ve arkadaşlarınınkine ters olarak oklüzali palatinale, apikali bukkale olan devrilme

hareketinin meydana geldiği görülmektedir. Y düzlemindeki harekette ise Boryor ve arkadaşlarınınkine ters olarak 6 nolu dişin hem oklüzal hem de apikali distale doğru hareket etmiştir. Z düzleminde ise Boryor ve arkadaşlarınınkine ters olarak diş ekstrüze olmuştur. 1 numaralı dişler kıyaslandığında ise; Boryor ve arkadaşlarının çalışmasında x düzleminde dişin apikali insizaline göre daha fazla distale, y düzleminde insizali apikaline göre daha fazla linguale devrilmeye, z düzleminde ise ekstrüze olmuştur. Bu bulguları çalışmamızdaki 1 nolu dişin bulguları ile karşılaştırdığımızda; 1 nolu diş x düzleminde Boryor ve arkadaşlarınınkine ters olarak insizali apikaline göre daha fazla distale hareket etmiş, y düzleminde Boryor ve arkadaşlarınınkine benzer olarak insizali apikaline göre daha fazla linguale devrilmiş, z düzleminde ise Boryor ve arkadaşlarınınkine benzer olarak ekstrüzyon görülmüştür.

Jafari ve ark. (2003) çalışmalarında genç bir kafatasından aldıkları tomografi verisinden hazırladıkları sonlu elemanlar modeline 10 mm deplasman verdikten sonra dişlerdeki x, y ve z düzlemlerinde oluşan deplasmanlara bakmışlardır. Sonuç olarak 6 numaranın x düzleminde okluzalinin apikaline göre daha fazla devrilmeye uğradığını, Y düzleminde okluzalin apikalden daha belirgin olarak mesiale doğru hareket ettiğini, Z düzleminde ise apikalin okluzalden daha belirgin olarak okluzale hareketini yani dişin ekstrüzyonunun görüldüğünü belirtmişlerdir. Bu model çalışmamızdaki 5 mm deplasman verilen diş destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax modelinin 1. senaryosu ile benzerdir. Bu senaryonun bulguları ile karşılaştırdığımızda 6 nolu diş x düzleminde Jafari ve arkadaşlarınınkine benzer olarak okluzali apikaline göre daha fazla olacak şekilde devrilmiştir. Y düzlemindeki harekette ise Jafari ve arkadaşlarının bulgularından farklı olarak okluzalin daha belirgin olarak mesiale, apikalin ise distale doğru hareketi belirlenmiştir. Z düzlemindeki harekette ise Jafari ve arkadaşlarının bulgularına benzer olarak ekstrüzyon görülmektedir (Tablo 3-6). 1 numaralı dişler kıyaslandığında ise; Jafari ve arkadaşlarının çalışmasında x düzleminde dişin insizali apikaline göre daha fazla distale, y düzleminde kütlesel olarak linguale hareket etmiş, z düzleminde ise ekstrüze olmuştur. Bu bulguları çalışmamızdaki 1 nolu dişin bulguları ile karşılaştırdığımızda 1 nolu diş x düzleminde Jafari ve arkadaşlarınınkine benzer olarak dişin insizali apikaline göre daha fazla distale, y düzleminde Jafari ve arkadaşlarınınkine ters olarak apikali insizaline göre daha fazla linguale devrilmeye, z düzleminde ise Jafari ve arkadaşlarınınkine benzer olarak ekstrüzyon görülmüştür.

Baldawa ve Bhad (2011) çalışmalarında erişkin bir kafatasından aldıkları tomografi verisinden hazırladıkları sonlu elemanlar modeline toplam 4, 6 ve 10 mm deplasman verdikten sonra dişlerdeki x, y ve z düzlemlerinde oluşan deplasmanlara bakmışlardır. 6 mm deplasman sonrası 6 numarada oluşan sonuçlara bakıldığında x düzleminde okluzali apikaline göre daha fazla devrilmeye uğramıştır. Y düzleminde okluzalin apikalden daha belirgin olarak mesiale doğru hareketi gözlenmiş, Z düzleminde ise apikalin intrüze okluzalin ise daha belirgin olarak ekstrüze olduğu görülmüştür. Bu çalışmadaki bulguları çalışmamızdaki diş destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax modelinin 1. senaryosu ile karşılaştırdığımızda 6 nolu dişin x düzleminde Baldawa ve Bhad'ın çalışmasıyla benzer olarak okluzalin apikaline göre daha fazla devrildiği, Y düzleminde Baldawa ve Bhad'ın çalışmasıyla farklı olarak okluzalin daha belirgin olarak mesiale, apikalin ise distale doğru hareket ettiği, Z düzleminde ise Baldawa ve Bhad'ın çalışmasıyla farklı olarak ekstrüzyon oluştuğu görülmektedir (Tablo 3-6). Hareket miktarlarını kıyasladığımızda ise x, y ve z düzleminde olan hareketler çalışmamızda daha yüksek düzeydedir. 1 numaralı dişler kıyaslandığında ise; Baldawa ve Bhad'ın çalışmasında x düzleminde dişin insizali apikaline göre daha fazla distale, y düzleminde dişin apikali insizaline göre daha fazla linguale hareket etmiş, z düzleminde ise intrüze olmuştur. Çalışmamızdaki 1 nolu diş x düzleminde Baldawa ve Bhad'ın çalışmasındakine benzer olarak dişin insizali apikaline göre daha fazla distale, y düzleminde Baldawa ve Bhad'ın çalışmasındakine benzer olarak dişin apikali insizaline göre daha fazla linguale hareket etmiş, z düzleminde ise Baldawa ve Bhad'ın çalışmasındakine ters olarak ekstrüzyon görülmüştür.

Sonlu elemanlar analizlerinde modelde meydana gelen değişikliklerin belirlenebilmesi için Provatidis ve arkadaşlarının çalışmalarında kullandıkları ve kolayca tekrarlanabildiği belirtilen ölçüm noktaları kullanılmıştır (Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008). Bu noktalar şekil 2-85 ve 2-86 da gösterilmiştir.

Provatidis ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında 7,5 mm genişletme sonrası oluşan deplasman miktarlarına sonlu elemanlar analizlerinde kolayca tekrarlanabilen ölçüm noktalarında kemikleşme düzeyi arttıkça tüm değerlerde deplasman miktarlarının azaldığını bildirmişlerdir (Provatidis ve ark. 2007, Provatidis ve ark. 2008). Çalışmamızda bunun aksine klinik olarak daha gerçekçi olan kemikleşme

düzeyi arttıkça dişsel etkinin arttığı ve iskeletsel etkinin azaldığı bulunmuştur (Tablo 4-2).

Tablo 4-2. SEM modellerinde kolayca tekrarlanabilen ölçüm noktalarındaki değişimlerin diğer bir çalışma ile kıyaslanması

(Yer değiştirme miktarı Provatidis: 7,5 mm– Çalışmamız: 5 mm)

	Ölçüm Noktaları	Senaryo 1		Senaryo 2		Senaryo 3	
		Provatidis	Diş destekli model	Provatidis	Diş destekli model	Provatidis	Diş destekli model
Dişsel	MIR-MIL	7,7	3,1952	2,09	3,8081	0,08	3,4894
	UMR-UML	6,1	4,6613	4,25	5,6756	2,6	5,858
İskeletsel	EMR-EML	5,53	4,4154	3,54	3,3915	2,1	2,8083
	CNR-CNL	5,1	1,62558	1,28	3,2981	0,4	3,412

Burun boşluğu duvarlarına bakıldığında (CNR-CNL) genişlemenin olduğu görülürken aksine tüm modellerdeki ilk senaryolarda genişlemenin fazla olması nedeniyle literatürdeki çalışmalarda da görüldüğü gibi nazal kemiğin üst yapılarında içe doğru çökme meydana gelmektedir (Gautam ve ark. 2007, Haas 1961b, Haas 1965, Jafari ve ark. 2003). Bu çökme miktarı akrilik kaplı modelde daha şiddetli olarak görülmüştür (3-44). Iseri ve ark. (1998) üst çenenin nazal çıkıntısının mediale hareket ettiğini ve nazal kemiklerin nazal bölgede sıkışmaya neden olduğunu söylemiştir ve bunu genişletme sırasında nazal bölgede meydana gelen ağrı ve basınç hissi ile açıklamıştır.

Hızlı üst çene genişletmesinin etkisiyle nazal genişliğin arttığını bildiren çalışmalar mevcuttur (Haas 1961b, Haas 1965, Iseri ve ark. 1998, Memikoglu ve Iseri 1999, Wertz 1970). Burun tabanında olan genişlemenin üst parçalarda olan genişlemeden daha fazla olduğu çalışmalarda ayrıca belirtilmiştir (Baldawa ve Bhad 2011, Jafari ve ark. 2003, Pavlin ve Vukicevic 1984). Böylece nazal genişleme, palatal düzlemin aşağı sarkması ve nazal septumun düzleşmesi etkilerinin nasal stenozlu hastaların solunumuna yardımcı olduğu bildirilmiştir (Wertz 1968).

Holberg ve Rudzki-Janson (2006) kemiğin elastikiyeti ne kadar azalırsa, gerilmelerin de o kadar artacağını rapor etmiştir. Bunun sonucunda da yetişkinlerde hızlı üst çene genişletmesi uygulandığında nöral ve vasküler yapıları etkileyen mikrokırıkların oluşabileceğini söylemiştir.

Deplasman verildikten veya kuvvet uygulandıktan sonra en yüksek gerilmeler maksillada görülür ve tüm kraniofasiyal yapı boyunca azalarak dağılır (Boryor ve ark. 2008).

Gautam ve ark. (2007) genç kafasından aldıkları tomografi kaydından yaptıkları sonlu elemanlar çalışmasında; 10 mm deplasman sonrası suturlardaki gerilmelere bakıldığında en yüksek gerilmenin sırasıyla frontomaksiller, nazomaksiller ve frontonazal, zigomatikotemporal ve sphenozigomatik suturlarda olduğunu belirtmişler fakat midpalatal suturdan bahsetmemişlerdir.

Jafari ve ark. (2003) çalışmasında ise suturlarda oluşan en yüksek gerilmeler sırasıyla internazal, zigomatikofrontal, nazofrontal sutur, nazomaksiller suturda görülmüştür.

Çalışmamızda yukarıda bahsedilen bu iki çalışmadaki modeller senaryo 1 dekiler ile kıyaslanabilir. 0,25 mm deplasman verildiğinde suturlarda oluşan gerilmelere bakıldığında diş destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax modelinde sağ nazomaksiller, midpalatal ve palatomaksiller suturlarda; diş-kemik destekli (akrilik kaplı) Hyrax modelinde midpalatal, sol palatomaksiller ve frontonazal suturlarda; kemik destekli (mini-vida) Hyrax modelinde ise midpalatal, sol zigomatikomaksiller ve sol palatomaksiller suturlarda gerilmelerin çok olduğu görülmektedir (Tablo 3-1).

Üst çene genişletme işlemine karşı en büyük reaksiyon nazal bölge suturlarında olmaktadır. En aktif ikinci sutur ise zigomatikomaksiller suturdur (Haas 1961a, Starnbach ve ark. 1966).

Çalışmamızda da diş destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax modelinde 1. senaryoda nazomaksiller, 2. ve 3. senaryoda nazomaksiller ve zigomatikomaksiller; diş-kemik destekli (akrilik kaplı) Hyrax modelinde 1. senaryoda frontonazal, 2. senaryoda zigomatikomaksiller ve frontonazal; kemik destekli (mini-vida) Hyrax modelinde 1.

senaryoda zigomatikomaksiller, 2. senaryoda frontonazal ve nazomaksiller, 3. senaryoda frontonazal suturlarda gerilmeler yüksek çıkmıştır (Tablo 3-1).

Tehranchi ve ark. (2013) diş destekli ve kemik destekli hızlı üst çene genişletmesi yapılan modelleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmiş ve sonuç olarak PDL'de diş destekli modelde daha fazla gerilme oluştuğunu, frontal açıdan bakıldığında her iki modelde de üçgensel açılmanın meydana geldiğini, oklüzal açıdan bakıldığında ise kemik destekli de daha belirgin olarak posteriorda daha fazla olacak şekilde üçgensel açılmadan bahsetmiştir.

Yine Lee ve ark. (2012) da mikro implant kullanılarak dizayn edilen kemik destekli farklı palatal genişletmelerin maksilla ve dişlerdeki stres dağılımlarını ve yer değiştirme etkilerini incelemişlerdir. 0,25 mm genişletme sonrası bakılan stres dağılım sonuçlarına göre tüm apareylerde aşağıya doğru yer değiştirme ve posterior bölgede daha yatay hareket bildirmişlerdir. Çalışmamızda da diş destekli (4 ve 6 bantlı) Hyrax modelinde 1. ve 2. senaryoda (Şekil 3-7, 3-8, 3-18, 3-20), kemik destekli (mini-vida) Hyrax modelinde 1. ve 2. senaryoda (3-82, 3-83, 3-93, 3-95) hem frontal açıdan hem de okluzal açıdan bu üçgensel açılmalar oluşmuştur. Diş-kemik destekli (akrilik kaplı) Hyrax modelinde ise 1. senaryoda frontal açıdan üçgensel açılma gözlenirken (3-44), okluzal açıdan paralel bir açılma görülmektedir (3-45). Bu modelin 2. ve 3. senaryolarında ise akriliğin deforme olmasından dolayı bu üçgensel açılmalar gözlenmemiştir (3-59, 3-72).

5. SONUÇ

Diş destekli, diş-kemik destekli, kemik destekli Hyrax apareylerinin kraniofasiyal yapıların farklı kemikleşme dönemlerinde kraniofasiyal yapılarda meydana getirdiği etkilerin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildiği çalışmamızda elde edilen sonuçları şu şekilde özetleyebiliriz:

1. Kraniofasiyal yapılardaki suturlarda kemikleşme düzeyi arttıkça genişletme sonrası kraniofasiyal yapılardaki kemiklerde oluşan deplasman miktarları giderek azalmakta ve oluşan von-Mises gerilmeleri giderek artmaktadır. Ancak kemik destekli apareyde dişlerdeki von-Mises gerilmeleri azalmaktadır. Diş destekli ve diş-kemik destekli diğer iki apareye göre de dişlerde ve periodontal ligamentlerde en az gerilmelere sebep olmaktadır.
2. Kraniofasiyal yapılardaki suturlarda kemikleşme düzeyi arttıkça genişletme sonrası dişlerde oluşan deplasman miktarları, iskeletsel etki azaldığından, giderek artmaktadır ve bu da klinik ortamda dişlerde, alveolar kemikte ve periodontal ligamentte istenmeyen yan etkilere yol açabilir.
3. Kraniofasiyal yapılardaki suturlarda kemikleşme düzeyi arttıkça istenilen genişleme sağlanamadığından dolayı Hyrax, Hyrax'ın kollarında, akrilik resinde ve mini-vidalarda deformasyonlar görülmektedir.
4. Olası yan etkiler dikkate alındığında hızlı üst çene genişletmesinde maksimum iskeletsel etki ve minimum yan etki elde etmek için genişletmenin erken yaşlarda yapılması önerilmektedir.
5. Yaş ilerledikçe sutural ayrılmanın güçleşmesinden dolayı kemik destekli Hyrax apareyleri tercih edilmelidir.
6. Midpalatal suturda en fazla genişleme genel olarak kemik destekli modelde görülmektedir.
7. Eğer dişlerin ekstrüze edilmesi istenmiyor intrüze edilmesi isteniyorsa tercihimizin mini-vida destekli veya akrilik kaplı Hyrax olması öngörülmektedir.

8. Dişlerde ve periodontal ligamentlerdeki gerilmeler ve yer değiştirmeler göz önüne alındığında en efektif apareylerin sırasıyla kemik destekli, diş-kemik destekli ve diş destekli Hyrax olduğu söylenebilir.
9. 5 mm deplasman verildiğinde oluşan gerilmeler göz önüne alındığında kemiklerin dayanabileceğinden daha fazla gerilme oluştuğu görülmektedir. Bu yüzden 0,25 mm deplasman verildiğinde oluşan gerilmelerin önemli olduğu anlaşılmaktadır ve daha sonra yapılacak çalışmalara örnek teşkil edilebilir. 5 mm genişletme hasta üzerinde tek seferde değil günlük aktivasyonlar şeklinde olduğundan klinik uygulama ile sonlu elemanlar çalışmaları arasında fark vardır. Bu yüzden sonlu elemanlar çalışmalarında da kliniği taklit edecek şekilde modellere günlük 0,5-1 mm deplasman verilerek sonuçlarının her aktivasyon sonrasında değerlendirilmesi klinik uygulamalara rehberlik edebilecek daha sağlıklı sonuçlar alınmasını sağlayabilir.

6. KAYNAKLAR

AKKAYA S, LORENZON S, UCEM TT. (1998) Comparison of dental arch and arch perimeter changes between bonded rapid and slow maxillary expansion procedures. Eur J Orthod,20,255-261.

AKKAYA S, LORENZON S, UCEM TT. (1999) A comparison of sagittal and vertical effects between bonded rapid and slow maxillary expansion procedures. Eur J Orthod,21,175-180.

AKKAYA S, GÜLSEN A, TANER-SARISOY L, BALOS B. (2002) Evaluation of the effects of maxillary expansion of the nasopharyngeal area. World Journal of Orthodontics,3,211-216.

AL-SUKHUN J, LINDQVIST C, HELENIUS M. (2007) Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible. J Biomed Mater Res A,80,247-256.

ALESSANDRI BONETTI G, MARINI I, RIZZI R. (1996) Disconnectable rapid palatal expander. J Clin Orthod,30,334-336.

ALPERN MC, YUROSKO JJ. (1987) Rapid palatal expansion in adults with and without surgery. Angle Orthod,57,245-263.

ALTUG ATAC AT, KARASU HA, AYTAC D. (2006) Surgically assisted rapid maxillary expansion compared with orthopedic rapid maxillary expansion. Angle Orthod,76,353-359.

ANGELL EC. (1860) Treatment of irregularities of the permanent or adult teeth. Dental Cosmos,1,540-554.

ARAS A, SÜRÜCÜ R. (1990) Oklüzal Isırma Düzlemi Taşıyan Modifiye Haas Apareyi İle Hızlı Üst Çene Genişletmesi Etkilerinin Karşılaştırmalı İncelenmesi*. Turkish Journal of Orthodontics,3,14-20.

ARAS K, ÜNLÜ B, KÜÇÜKKELEŞ N. (1998) Rapid Maksiller Ekspansiyon Sonrası Nazofarinksde Oluşan Sefalometrik Değişiklikler. Turkish Journal of Orthodontics,11,26-29.

ARAT ZM, GOKALP H, ATASEVER T, TURKKAHRAMAN H. (2003) 99mTechnetium-labeled methylene diphosphonate uptake in maxillary bone during and after rapid maxillary expansion. Angle Orthod,73,545-549.

ARAUGIO RM, LANDRE J, JR., SILVA DDE L, PACHECO W, PITHON MM, OLIVEIRA DD. (2013) Influence of the expansion screw height on the dental effects of the hyrax expander: a study with finite elements. Am J Orthod Dentofacial Orthop,143,221-227.

ARNDT WV. (1993) Nickel titanium palatal expander. J Clin Orthod,27,129-137.

ASANZA S, CISNEROS GJ, NIEBERG LG. (1997) Comparison of Hyrax and bonded expansion appliances. Angle Orthod,67,15-22.

ASARO RJ, LUBARDA VA. (2006) Mechanics of solids and materials Cambridge University Press, New York.

AZNAR T, GALAN AF, MARIN I, DOMINGUEZ A. (2006) Dental arch diameters and relationships to oral habits. Angle Orthod,76,441-445.

BACCETTI T, FRANCHI L, CAMERON CG, MCNAMARA JA, JR. (2001) Treatment timing for rapid maxillary expansion. Angle Orthod,71,343-350.

BACCETTI T, MCGILL JS, FRANCHI L, MCNAMARA JA, JR., TOLLARO I. (1998) Skeletal effects of early treatment of Class III malocclusion with maxillary expansion and face-mask therapy. Am J Orthod Dentofacial Orthop,113,333-343.

BALDAWA RS, BHAD WA. (2011) Stress distribution analysis during an intermaxillary dysjunction: A 3-D FEM study of an adult human skull. Ann Maxillofac Surg,1,19-25.

BASCIFTCI FA, KARAMAN AI. (2002) Effects of a modified acrylic bonded rapid maxillary expansion appliance and vertical chin cap on dentofacial structures. Angle Orthod,72,61-71.

BASCIFTCI FA, MUTLU N, KARAMAN AI, MALKOC S, KUCUKKOLBASI H. (2002) Does the timing and method of rapid maxillary expansion have an effect on the changes in nasal dimensions? Angle Orthod,72,118-123.

BAŞÇIFTÇI FA. (2001) Modifiye akrilik bonded rapid maksiller ekspansiyon apareyi ve vertikal çeneliğin dentofasiyal yapılar üzerine etkisi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı , Uzmanlık Tezi, Konya.

BAŞÇIFTÇI FA, DEMIR A, SARI Z, UYSAL T. (2002) Konya yöresi okul çocuklarında ortodontik maloklüzyonların prevelansiının araştırılması: Epidemiyolojik çalişma. Turkish Journal of Orthodontics,15,92-98.

BATTIKKI R. (2001) Rapid maxillary expansion: review of literature. Saudi Dental Journal,13,61-67.

BEGG PR. (1956) Differential force in orthodontic treatment. American journal of orthodontics,42,481-510.

BELL RA. (1982) A review of maxillary expansion in relation to rate of expansion and patient's age. Am J Orthod,81,32-37.

BETTS NJ, VANARSDALL RL, BARBER HD, HIGGINS-BARBER K, FONSECA RJ. (1995) Diagnosis and treatment of transverse maxillary deficiency. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg,10,75-96.

BICAKCI AA, AGAR U, SOKUCU O, BABACAN H, DORUK C. (2005) Nasal airway changes due to rapid maxillary expansion timing. Angle Orthod,75,1-6.

BıÇAKÇı AA. (2002) Fan Type Rapid maksiller ekspansiyon ile rapid maksiller ekspansiyonun dentofasiyal yapılar uzerine etkilerini araştırılması, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Uzmanlık Tezi, Sivas.

BIEDERMAN W. (1968) A hygienic appliance for rapid expansion. JPO J Pract Orthod,2,67-70.

BIRNIE DJ, MCNAMARA TG. (1980) The quadhelix appliance. Br J Orthod,7,115-120.

BISHARA SE, STALEY RN. (1987) Maxillary expansion: clinical implications. Am J Orthod Dentofacial Orthop,91,3-14.

BISHARA SE, PETERSON LC, BISHARA EC. (1984) Changes in facial dimensions and relationships between the ages of 5 and 25 years. Am J Orthod,85,238-252.

BISHARA SE, BURKEY PS, KHAROUF JG. (1994) Dental and facial asymmetries: a review. Angle Orthod,64,89-98.

BIŞIRICI G. (2008) Üst Anterior Dişlerin Kütlesel Retraksiyonunun Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Değerlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya.

BJORK A. (1966) Sutural growth of the upper face studied by the implant method. Acta Odontol Scand,24,109-127.

BJORK A, SKIELLER V. (1977) Growth of the maxilla in three dimensions as revealed radiographically by the implant method. Br J Orthod,4,53-64.

BORYOR A, GEIGER M, HOHMANN A, WUNDERLICH A, SANDER C, MARTIN SANDER F, SANDER FG. (2008) Stress distribution and displacement analysis during an intermaxillary disjunction--a three-dimensional FEM study of a human skull. J Biomech,41,376-382.

BOURAUEL C, FREUDENREICH D, VOLLMER D, KOBE D, DRESCHER D, JAGER A. (1999) Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models. J Orofac Orthop,60,136-151.

BRANDT S, RICKETTS RM. (1975) Interview: Dr. Robert M. Ricketts on growth prediction. 2. J Clin Orthod,9,340-349, 352-362.

BRANDT S, RICKETTS RM. (1979) JCO Interviews: Dr. Robert M. Ricketts on early treatment- Part 3. Journal of Clinical Orthodontics,13,180-199.

BRAUN S, BOTTREL JA, LEE KG, LUNAZZI JJ, LEGAN HL. (2000) The biomechanics of rapid maxillary sutural expansion. Am J Orthod Dentofacial Orthop,118,257-261.

BRODIE AG, DOWNS WB, GOLDSTEIN A, MYER E. (1938) Cephalometric Appraisal of Orthodontic Results*. The Angle Orthodontist,8,261-265.

BROSH T, VARDIMON AD, ERGATUDES C, SPIEGLER A, LIEBERMAN M. (1998) Rapid palatal expansion. Part 3: strains developed during active and retention phases. Am J Orthod Dentofacial Orthop,114,123-133.

BUJTAR P, SANDOR GK, BOJTOS A, SZUCS A, BARABAS J. (2010) Finite element analysis of the human mandible at 3 different stages of life. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod,110,301-309.

BYLOFF FK, MOSSAZ CF. (2004) Skeletal and dental changes following surgically assisted rapid palatal expansion. Eur J Orthod,26,403-409.

BYRUM AG, JR. (1971) Evaluation of anterior-posterior and vertical skeletal change vs. dental change in rapid palatal expansion cases as studied by lateral cephalograms. Am J Orthod,60,419.

CAMERON CG, FRANCHI L, BACCETTI T, MCNAMARA JA, JR. (2002) Long-term effects of rapid maxillary expansion: a posteroanterior cephalometric evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop,121,129-135; quiz 193.

CANIKLIOGLU MC. (2004) Use of a nickel titanium palatal expander in cleft-palate cases. J Clin Orthod,38,374-377.

CASSIDY KM, HARRIS EF, TOLLEY EA, KEIM RG. (1998) Genetic influence on dental arch form in orthodontic patients. Angle Orthod,68,445-454.

CATTANEO PM, DALSTRA M, MELSEN B. (2003) The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop,123,367-373.

CATTANEO PM, DALSTRA M, MELSEN B. (2005) The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res,84,428-433.

CEYLAN I, OKTAY H, DEMIRCI M. (1996) The effect of rapid maxillary expansion on conductive hearing loss. Angle Orthod,66,301-307.

CHACONAS SJ, CAPUTO AA. (1982) Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. Am J Orthod,82,492-501.

CHANG JY, MCNAMARA JA, JR., HERBERGER TA. (1997) A longitudinal study of skeletal side effects induced by rapid maxillary expansion. Am J Orthod Dentofacial Orthop,112,330-337.

CHEUNG YK, YEO MF. (1979) A practical introduction to finite element analysis Pitman, London.

CHRISTIE TE, RUEDEMANN PP. (1967) Rapid separation of the midpalatal suture. JPO J Pract Orthod,1,19-21.

CHUNG CH, FONT B. (2004) Skeletal and dental changes in the sagittal, vertical, and transverse dimensions after rapid palatal expansion. Am J Orthod Dentofacial Orthop,126,569-575.

CIAMBOTTI C, NGAN P, DURKEE M, KOHLI K, KIM H. (2001) A comparison of dental and dentoalveolar changes between rapid palatal expansion and nickel-titanium palatal expansion appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop,119,11-20.

CLINCH L. (1966) Symposium on aspects of the dental development of the child. 1. The development of the deciduous and mixed dentitions. Dent Pract Dent Rec,17,135-144.

COHEN M, SILVERMAN E. (1973) A new and simple palate splitting device. J Clin Orthod,7,368-369.

COTTON LA. (1978) Slow maxillary expansion: skeletal versus dental response to low magnitude force in Macaca mulatta. Am J Orthod,73,1-23.

COZZA P, GIANCOTTI A, PETROSINO A. (1999) Butterfly expander for use in the mixed dentition. J Clin Orthod,33,583-587 contd.

COZZA P, GIANCOTTI A, PETROSINO A. (2001) Rapid palatal expansion in mixed dentition using a modified expander: a cephalometric investigation. J Orthod,28,129-134.

COZZA P, BACCETTI T, FRANCHI L, MUCEDERO M, POLIMENI A. (2007) Transverse features of subjects with sucking habits and facial hyperdivergency in the mixed dentition. Am J Orthod Dentofacial Orthop,132,226-229.

COZZANI M, ROSA M, COZZANI P, SICILIANI G. (2003) Deciduous dentition-anchored rapid maxillary expansion in crossbite and non-crossbite mixed dentition patients: reaction of the permanent first molar. Prog Orthod,4,15-22.

CRAIG RG, POWERS JM. (2002) Restorative dental materials. 11th ed. Mosby, St. Louis.

CROSS DL, MCDONALD JP. (2000) Effect of rapid maxillary expansion on skeletal, dental, and nasal structures: a postero-anterior cephalometric study. Eur J Orthod,22,519-528.

CURETON SL, CUENIN M. (1999) Surgically assisted rapid palatal expansion: orthodontic preparation for clinical success. Am J Orthod Dentofacial Orthop,116,46-59.

ÇELEBI A. (2013) Seramik ve kompozit braketlerin tork kapasitelerinin dişler üzerinde meydana getireceği değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi, Kırıkkale Universitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Kırıkkale.

ÇIFTER M. (2007) Üst çene posterior dişlerinin mikro-implant destekli intrüzyonunda meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul.

ÇÖREKÇI B. (2009) Karışık dişlenme döneminde akrilik genişletme apareyi ile yapılan yelpaze tipi ve geleneksel tip hızlıüst çene genişletmesinin diş-çene ve yüz yapılarıüzerine etkilerinin incelenmesi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya.

DA SILVA FILHO OG, BOAS MC, CAPELOZZA FILHO L. (1991) Rapid maxillary expansion in the primary and mixed dentitions: a cephalometric evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop,100,171-179.

DARENDELILER MA, LORENZON C. (1996) Maxillary expander using light, continuous force and autoblocking. J Clin Orthod,30,212-216.

DARENDELILER MA, STRAHM C, JOHO JP. (1994) Light maxillary expansion forces with the magnetic expansion device. A preliminary investigation. Eur J Orthod,16,479-490.

DAVIDIAN EJ. (1971) Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. Am J Orthod,59,581-588.

DAVIDOVITCH M, EFSTATHIOU S, SARNE O, VARDIMON AD. (2005) Skeletal and dental response to rapid maxillary expansion with 2- versus 4-band appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop,127,483-492.

DAVIS WM, KRONMAN JH. (1969) Anatomical changes induced by splitting of the midpalatal suture. Angle Orthod,39,126-132.

DAWSON PE. (1995) New definition for relating occlusion to varying conditions of the temporomandibular joint. J Prosthet Dent,74,619-627.

DEAN JA, AVERY DR, MCDONALD RE. (2011) Dentistry for the child and adolescent. 9th ed. Mosby, St. Louis, Mo.

DIPAOLO RJ. (1970) Thoughts on palatal expansion. J Clin Orthod,4,493-497.

DONOHUE VE, MARSHMAN LA, WINCHESTER LJ. (2004) A clinical comparison of the quadhelix appliance and the nickel titanium (tandem loop) palatal expander: a preliminary, prospective investigation. Eur J Orthod,26,411-420.

DORUK C, BICAKCI AA, BASCIFTCI FA, AGAR U, BABACAN H. (2004) A comparison of the effects of rapid maxillary expansion and fan-type rapid maxillary expansion on dentofacial structures. Angle Orthod,74,184-194.

DÖNMEZ H. (2002) Nikel Titanyum esaslı genişletme aygıtlarının mikroyapısal ve mekanik özelliklerinin deneysel olarak değerlendirilmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul, İstanbul.

DUTRA AL, CARDOSO AC, LOCKS A, BEZERRA AC. (2004) Assessment of treatment for functional posterior cross-bites in patients at the deciduous dentition phase. Braz Dent J,15,54-58.

ENACAR A, ÖZGEN M, DEMIRHANOĞLU M. (1993) Yetişkinlerde Rapid Maksiller Ekspansiyon. Turkish Journal of Orthodontics,6,64-71.

EPKER BN, FISH LC. (1986) Dentofacial deformities : integrated orthodontic and surgical correction Mosby, St. Louis.

ERASLAN O. (2004) Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya.

ERDINC AE, UGUR T, ERBAY E. (1999) A comparison of different treatment techniques for posterior crossbite in the mixed dentition. Am J Orthod Dentofacial Orthop,116,287-300.

ERTÜRK T. (2008) Anterior Dişlerin Mikroimplant Desteği İle İntrüze Edilerek Retrakte Edilmesi Sırasında Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul.

ERVERDI N, OKAR I, KUCUKKELES N, ARBAK S. (1994) A comparison of two different rapid palatal expansion techniques from the point of root resorption. Am J Orthod Dentofacial Orthop,106,47-51.

ESKITAŞÇıOĞLU G, YURDUKORU B. (1995) Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.,201-205.

FANG Y, LAGRAVERE MO, CAREY JP, MAJOR PW, TOOGOOD RR. (2007) Maxillary expansion treatment using bone anchors: development and validation of a 3D finite element model. Comput Methods Biomech Biomed Engin,10,137-149.

FENNIS WM, KREULEN CM, BARINK M, KUIJS RH, VERDONSCHOT N, CREUGERS NH. (2004) [Research methods in dentistry 5. The finite element method]. Ned Tijdschr Tandheelkd,111,447-451.

FERRARIO VF, GARATTINI G, COLOMBO A, FILIPPI V, POZZOLI S, SFORZA C. (2003) Quantitative effects of a nickel-titanium palatal expander on skeletal and dental structures in the primary and mixed dentition: a preliminary study. Eur J Orthod,25,401-410.

FIELD C, ICHIM I, SWAIN MV, CHAN E, DARENDELILER MA, LI W, LI Q. (2009) Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. Am J Orthod Dentofacial Orthop,135,174-181.

FOSTER TD. (1990) A textbook of orthodontics. 3rd ed. Blackwell Scientific, Oxford.

FRANCHI L, BACCETTI T. (2005) Transverse maxillary deficiency in Class II and Class III malocclusions: a cephalometric and morphometric study on postero-anterior films. Orthod Craniofac Res,8,21-28.

FRANCHI L, BACCETTI T, MCNAMARA JA, JR. (2000) Mandibular growth as related to cervical vertebral maturation and body height. Am J Orthod Dentofacial Orthop,118,335-340.

FRANK SW, ENGEL GA. (1982) The effects of maxillary quad-helix appliance expansion on cephalometric measurements in growing orthodontic patients. Am J Orthod,81,378-389.

FRANKLIN FE. (1998) Stress Analysis, in: M. Kutz (Ed.), Mechanical Engineers' Handbook, Wiley, New York. pp. xxiii, 2352 p.

GARDNER GE, KRONMAN JH. (1971) Cranioskeletal displacements caused by rapid palatal expansion in the rhesus monkey. Am J Orthod,59,146-155.

GARRETT BJ, CARUSO JM, RUNGCHARASSAENG K, FARRAGE JR, KIM JS, TAYLOR GD. (2008) Skeletal effects to the maxilla after rapid maxillary expansion assessed with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop,134,8-9.

GAUTAM P, VALIATHAN A, ADHIKARI R. (2007) Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: a finite element method study. Am J Orthod Dentofacial Orthop,132,5 e1-11.

GAUTAM P, VALIATHAN A, ADHIKARI R. (2009) Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop,135,507-515.

GELGOR IE, KARAMAN AI, ERCAN E. (2007) Prevalence of malocclusion among adolescents in central anatolia. Eur J Dent,1,125-131.

GENG JP, TAN KB, LIU GR. (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent,85,585-598.

GIANELLY AA, BOSTON UNIVERSITY SCHOOL OF DENTAL MEDICINE MAUSAGBE. (2003) Rapid palatal expansion in the absence of crossbites: added value? Am J Orthod Dentofacial Orthop,124,362-365.

GLASSMAN AS, NAHIGIAN SJ, MEDWAY JM, ARONOWITZ HI. (1984) Conservative surgical orthodontic adult rapid palatal expansion: sixteen cases. Am J Orthod,86,207-213.

GRABER LW, VIG KWL, VANARSDALL RL. (2012) Orthodontics : current principles and techniques. 5th ed. Elsevier/Mosby, Philadelphia, PA.

GRABER VR. (1994) Orthodontics, Current Principles And Techniques Mosby Company, Saint Louis.

GRACCO A, CIRIGNACO A, COZZANI M, BOCCACCIO A, PAPPALETTERE C, VITALE G. (2009) Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. Eur J Orthod,31,12-20.

GREENBAUM KR, ZACHRISSON BU. (1982) The effect of palatal expansion therapy on the periodontal supporting tissues. Am J Orthod,81,12-21.

GUREL HG, MEMILI B, ERKAN M, SUKURICA Y. (2010) Long-term effects of rapid maxillary expansion followed by fixed appliances. Angle Orthod,80,5-9.

GÜMÜŞ HÖ. (2007) Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.

HAAS AJ. (1961a) Rapid Expansion Of The Maxillary Dental Arch And Nasal Cavity By Opening The Midpalatal Suture. The Angle Orthodontist,31,73-90.

HAAS AJ. (1961b) Rapid Expansion Of The Maxillary Dental Arch And Nasal Cavity By Opening The Midpalatal Suture. Angle Orthod,31,73-90.

HAAS AJ. (1965) The Treatment of Maxillary Deficiency by Opening the Midpalatal Suture. Angle Orthod,35,200-217.

HAAS AJ. (1970) Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics. Am J Orthod,57,219-255.

HAAS AJ. (1980) Long-Term Posttreatment Evaluation of Rapid Palatal Expansion. The Angle Orthodontist,50,189-217.

HALAZONETIS DJ, KATSAVRIAS E, SPYROPOULOS MN. (1994) Changes in cheek pressure following rapid maxillary expansion. Eur J Orthod,16,295-300.

HALıCıOĞLU K. (2009) Hafızalı vida ve hyrax vidası ile yapılan hızlı üst çene genişletmesinin dentofasiyal yapılar üzerine etkilerinin karşılaştırılması, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Erzurum.

HANDELMAN CS. (1997) Nonsurgical rapid maxillary alveolar expansion in adults: a clinical evaluation. Angle Orthod,67,291-305; discussion 306-298.

HANDELMAN CS, WANG L, BEGOLE EA, HAAS AJ. (2000) Nonsurgical rapid maxillary expansion in adults: report on 47 cases using the Haas expander. Angle Orthod,70,129-144.

HANSON ML, BARNARD LW, CASE JL. (1970) Tongue-thrust in preschool children. II. Dental occlusal patterns. Am J Orthod,57,15-22.

HARBERSON VA, MYERS DR. (1978) Midpalatal suture opening during functional posterior cross-bite correction. Am J Orthod,74,310-313.

HARVOLD EP, CHIERICI G, VARGERVIK K. (1972) Experiments on the development of dental malocclusions. Am J Orthod,61,38-44.

HELM S. (1968) Malocclusion in Danish children with adolescent dentition: an epidemiologic study. Am J Orthod,54,352-366.

HICKS EP. (1978) Slow maxillary expansion. A clinical study of the skeletal versus dental response to low-magnitude force. Am J Orthod,73,121-141.

HIGLEY LB. (1968) Crossbite--mandibular malposition. ASDC J Dent Child,35,221-223.

HOLBERG C. (2005) Effects of rapid maxillary expansion on the cranial base--an FEM-analysis. J Orofac Orthop,66,54-66.

HOLBERG C, RUDZKI-JANSON I. (2006) Stresses at the cranial base induced by rapid maxillary expansion. Angle Orthod,76,543-550.

HOLBERG C, STEINHAUSER S, RUDZKI I. (2007a) Surgically assisted rapid maxillary expansion: midfacial and cranial stress distribution. Am J Orthod Dentofacial Orthop,132,776-782.

HOLBERG C, STEINHAUSER S, RUDZKI-JANSON I. (2007b) Rapid maxillary expansion in adults: cranial stress reduction depending on the extent of surgery. Eur J Orthod,29,31-36.

HOLBERG C, HOLBERG N, SCHWENZER K, WICHELHAUS A, RUDZKI-JANSON I. (2007c) Biomechanical analysis of maxillary expansion in CLP patients. Angle Orthod,77,280-287.

HOLZAPFEL GA, OGDEN RW, SPRINGERLINK (ONLINE SERVICE). (2006) Mechanics of biological tissue Springer, Berlin ; New York.

HOODA S, SOUZA MD. (2012) Evaluation of facial asymmetry using digital photographs with computer aided analysis. J Indian Prosthodont Soc,12,8-15.

HOUSTON WJB, TULLEY WJ. (1986) A textbook of orthodontics Wright, Bristol.

HUGHES TJR. (1987) The Finite Element Method. New Jersey:Prentice-Hall.

INAN M. (1988) Cisimlerin Mukavemeti 6 ed. İstanbul: İTÜ Vakfı.

INFANTE PF. (1975) Malocclusion in the deciduous dentition in white, black, and Apache indian children. Angle Orthod,45,213-218.

INGERVALL B, THILANDER B. (1975) Activity of temporal and masseter muscles in children with a lateral forced bite. Angle Orthod,45,249-258.

ISAACSON RJ, MURPHY TD. (1964) Some Efifects Of Rapid Maxillary Expansion In Cleft Lip And Palate Patients. The Angle Orthodontist,34,143-154.

ISAACSON RJ, INGRAM AH. (1964) Forces Produced By Rapid Maxillary Expansion. The Angle Orthodontist,34,261-270.

ISAACSON RJ, WOOD JL, INGRAM AH. (1964) Forces Produced By Rapid Maxillary Expansion. The Angle Orthodontist,34,256-260.

ISERI H, SOLOW B. (1990) Growth displacement of the maxilla in girls studied by the implant method. Eur J Orthod,12,389-398.

ISERI H, OZSOY S. (2004) Semirapid maxillary expansion--a study of long-term transverse effects in older adolescents and adults. Angle Orthod,74,71-78.

ISERI H, TEKKAYA AE, OZTAN O, BILGIC S. (1998) Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. Eur J Orthod,20,347-356.

JACOBSON A, JACOBSON RL. (2006) Radiographic cephalometry : from basics to 3-D imaging. 2nd ed. Quintessence Pub., Chicago.

JAFARI A, SHETTY KS, KUMAR M. (2003) Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. Angle Orthod,73,12-20.

KAPUST AJ, SINCLAIR PM, TURLEY PK. (1998) Cephalometric effects of face mask/expansion therapy in Class III children: a comparison of three age groups. Am J Orthod Dentofacial Orthop,113,204-212.

KARAMAN AI. (2002) The effects of nitanium maxillary expander appliances on dentofacial structures. Angle Orthod,72,344-354.

KAYHAN F, KUCUKKELES N, DEMIREL D. (2000) A histologic and histomorphometric evaluation of pulpal reactions following rapid palatal expansion. Am J Orthod Dentofacial Orthop,117,465-473.

KESKIN C. (1996) Farklı Yöntemlerle Kanin Distalizasyonu Biomekaniğinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi İle İncelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul.

KILIC N. (2005) Yarı hızlı (semi rapid) ve hızlı üst çene genişletmesinin dentofasiyal yapılar ve çiğneme kaslarının tonositelerinde yaptığı değişimlerin incelenmesi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Erzurum.

KILIC N, KIKI A, OKTAY H. (2008a) Condylar asymmetry in unilateral posterior crossbite patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop,133,382-387.

KILIC N, KIKI A, OKTAY H, SELIMOGLU E. (2008b) Effects of rapid maxillary expansion on conductive hearing loss. Angle Orthod,78,409-414.

KING L, HARRIS EF, TOLLEY EA. (1993) Heritability of cephalometric and occlusal variables as assessed from siblings with overt malocclusions. Am J Orthod Dentofacial Orthop,104,121-131.

KOCADERELI İ. (1996) Rapid Maksiller Ekspansiyon. Turkish Journal of Orthodontics,9,138-142.

KREBS A. (1959) Expansion of the midpalatal suture studied by means of metallicimplants. Acta Odont Scand,17,491-501.

KREBS A. (1964) Midpalatal Suture Expansion Studies by the Implant Method over a Seven-Year Period. Rep Congr Eur Orthod Soc,40,131-142.

KUCUKKELES N, CEYLANOGLU C. (2003) Changes in lip, cheek, and tongue pressures after rapid maxillary expansion using a diaphragm pressure transducer. Angle Orthod,73,662-668.

KUROL J, BERGLUND L. (1992) Longitudinal study and cost-benefit analysis of the effect of early treatment of posterior cross-bites in the primary dentition. Eur J Orthod,14,173-179.

KUTIN G, HAWES RR. (1969) Posterior cross-bites in the deciduous and mixed dentitions. Am J Orthod,56,491-504.

KÜÇÜKKELEŞ N, HAMID WU. (1995) Splint tipi rapid maksiller ekspansiyon sonrası dental ekspansiyon ve ark perimetresi artışı. Turkish Journal of Orthodontics,8,209-213.

LAGRAVERE MO, MAJOR PW, FLORES-MIR C. (2005a) Skeletal and dental changes with fixed slow maxillary expansion treatment: A systematic review. The Journal of the American Dental Association,136,194-199.

LAGRAVERE MO, MAJOR PW, FLORES-MIR C. (2005b) Long-term dental arch changes after rapid maxillary expansion treatment: a systematic review. Angle Orthod,75,155-161.

LAGRAVERE MO, MAJOR PW, FLORES-MIR C. (2006a) Dental and skeletal changes following surgically assisted rapid maxillary expansion. Int J Oral Maxillofac Surg,35,481-487.

LAGRAVERE MO, HEO G, MAJOR PW, FLORES-MIR C. (2006b) Meta-analysis of immediate changes with rapid maxillary expansion treatment. J Am Dent Assoc,137,44-53.

LAMPARSKI DG, JR., RINCHUSE DJ, CLOSE JM, SCIOTE JJ. (2003) Comparison of skeletal and dental changes between 2-point and 4-point rapid palatal expanders. Am J Orthod Dentofacial Orthop,123,321-328.

LANIGAN DT, MINTZ SM. (2002) Complications of surgically assisted rapid palatal expansion: review of the literature and report of a case. J Oral Maxillofac Surg,60,104-110.

LAPTOOK T. (1981) Conductive hearing loss and rapid maxillary expansion. Report of a case. Am J Orthod,80,325-331.

LARSSON E. (1986) The effect of dummy-sucking on the occlusion: a review. Eur J Orthod,8,127-130.

LARSSON E. (2001) Sucking, chewing, and feeding habits and the development of crossbite: a longitudinal study of girls from birth to 3 years of age. Angle Orthod,71,116-119.

LEDLEY RS, HUANG HK. (1968) Linear model of tooth displacement by applied forces. J Dent Res,47,427-432.

LEE H, TING K, NELSON M, SUN N, SUNG SJ. (2009) Maxillary expansion in customized finite element method models. Am J Orthod Dentofacial Orthop,136,367-374.

LEE HK, BAYOME M, AHN CS, KIM SH, KIM KB, MO SS, KOOK YA. (2012) Stress distribution and displacement by different bone-borne palatal expanders with micro-implants: a three-dimensional finite-element analysis. Eur J Orthod.

LEHMAN JA, JR., HAAS AJ, HAAS DG. (1984) Surgical orthodontic correction of transverse maxillary deficiency: a simplified approach. Plast Reconstr Surg,73,62-68.

LEITE HR, O'REILLY MT, CLOSE JM. (1987) Skeletal age assessment using the first, second, and third fingers of the hand. Am J Orthod Dentofacial Orthop,92,492-498.

LIMA AC, LIMA AL, FILHO RM, OYEN OJ. (2004) Spontaneous mandibular arch response after rapid palatal expansion: a long-term study on Class I malocclusion. Am J Orthod Dentofacial Orthop,126,576-582.

LIMA AL, LIMA FILHO RM, BOLOGNESE AM. (2005) Long-term clinical outcome of rapid maxillary expansion as the only treatment performed in Class I malocclusion. Angle Orthod,75,416-420.

LINDNER A. (1989) Longitudinal study on the effect of early interceptive treatment in 4-year-old children with unilateral cross-bite. Scand J Dent Res,97,432-438.

LODDI PP, PEREIRA MD, WOLOSKER AB, HINO CT, KRENISKI TM, FERREIRA LM. (2008) Transverse effects after surgically assisted rapid maxillary expansion in the midpalatal suture using computed tomography. J Craniofac Surg,19,433-438.

LUDWIG B, BAUMGAERTEL S, ZORKUN B, BONITZ L, GLASL B, WILMES B, LISSON J. (2013) Application of a new viscoelastic finite element method model and analysis of miniscrew-supported hybrid hyrax treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop,143,426-435.

MAJOURAU A, NANDA R. (1994) Biomechanical basis of vertical dimension control during rapid palatal expansion therapy. Am J Orthod Dentofacial Orthop,106,322-328.

MARGHITU DB. (2001) Mechanical engineer's handbook Academic Press, San Diego.

MARSHALL SD, SOUTHARD KA, SOUTHARD TE. (2005) Early Transverse Treatment. Seminars in orthodontics,11,130-139.

MCCABE JF. (1999) Dişhekimliği Maddeler Bilgisi (çeviren M. Nayır) İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul.

MCDONALD RE, AVERY DR. (2000) Dentistry for the child and adolescent. 7th ed. Mosby, St. Louis ; London.

MCNAMARA JA. (2000) Maxillary transverse deficiency. Am J Orthod Dentofacial Orthop,117,567-570.

MCNAMARA JA, BRUDON WL, KOKICH VG. (2001) Orthodontics and dentofacial orthopedics Needham Press, Ann Arbor, Mich.

MCNAMARA JA, BRUDON WL, SPIVEY KB, SKIDMORE LM. (1993) Orthodontic and orthopedic treatment in the mixed dentition Needham Press, Ann Arbor, Mich.

MCNAMARA JA, JR. (2002) Early intervention in the transverse dimension: is it worth the effort? Am J Orthod Dentofacial Orthop,121,572-574.

MCNAMARA JA, JR., BACCETTI T, FRANCHI L, HERBERGER TA. (2003) Rapid maxillary expansion followed by fixed appliances: a long-term evaluation of changes in arch dimensions. Angle Orthod,73,344-353.

MELSEN B. (1975) Palatal growth studied on human autopsy material. A histologic microradiographic study. Am J Orthod,68,42-54.

MELSEN B, MELSEN F. (1982) The postnatal development of the palatomaxillary region studied on human autopsy material. Am J Orthod,82,329-342.

MEMIKOGLU TU, ISERI H. (1997) Nonextraction treatment with a rigid acrylic, bonded rapid maxillary expander. J Clin Orthod,31,113-118.

MEMIKOGLU TU, ISERI H. (1999) Effects of a bonded rapid maxillary expansion appliance during orthodontic treatment. Angle Orthod,69,251-256.

MEMIKOĞLU TUT, İŞERI H, UYSAL ME. (1997) Comparison of dentofacial changes with rigid acrylic bonded and haas type banded rapid maxillary expansion devices. Turkish Journal of Orthodontics,10,255-264.

MEW J. (1983) Relapse following maxillary expansion. A study of twenty-five consecutive cases. Am J Orthod,83,56-61.

MEW J. (1997) In favor of semirapid expansion. Am J Orthod Dentofacial Orthop,112,20A-21A.

MEW JR. (1977) Semi-rapid maxillary expansion. Br Dent J,143,301-306.

MITCHELL L. (2013) An introduction to orthodontics. 4th ed. Oxford University Press, Oxford.

MOAVENI S. (2003) Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys. New Jersey: Prentice Hall.

MOMMAERTS MY. (1999) Transpalatal distraction as a method of maxillary expansion. Br J Oral Maxillofac Surg,37,268-272.

MOSS JP. (1968) Rapid expansion of the maxillary arch. II. Indications for rapid expansion. JPO J Pract Orthod,2,215-223 concl.

MOSSAZ-JOELSON K, MOSSAZ CF. (1989) Slow maxillary expansion: a comparison between banded and bonded appliances. Eur J Orthod,11,67-76.

MOTRO M. (2011) Hızlı Üst Çene Genişletmesini Takiben ve Bir Yıllık Retansiyon Dönemi Sonrası Maksiller Sinüslerde Meydana Gelen Değişikliklerin 3 Boyutlu Olarak İncelenmesi, Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul.

MOUSSA R, O'REILLY MT, CLOSE JM. (1995) Long-term stability of rapid palatal expander treatment and edgewise mechanotherapy. Am J Orthod Dentofacial Orthop,108,478-488.

MOYERS RE. (1988) Handbook of orthodontics. 4th ed. Year Book Medical Publishers, Chicago.

NAKAJIMA A, MURATA M, TANAKA E, ARAI Y, FUKASE Y, NISHI Y, SAMESHIMA G, SHIMIZU N. (2007) Development of three-dimensional FE modeling system from the limited cone beam CT images for orthodontic tipping tooth movement. Dent Mater J,26,882-891.

NERDER PH, BAKKE M, SOLOW B. (1999) The functional shift of the mandible in unilateral posterior crossbite and the adaptation of the temporomandibular joints: a pilot study. Eur J Orthod,21,155-166.

NICHOLSON DW. (2008) Finite element analysis : thermomechanics of solids. 2nd ed. CRC Press, Boca Raton.

NIENKEMPER M, WILMES B, PAULS A, DRESCHER D. (2013) Maxillary protraction using a hybrid hyrax-facemask combination. Prog Orthod,14,5.

NORTHWAY WM, MEADE JB, JR. (1997) Surgically assisted rapid maxillary expansion: a comparison of technique, response, and stability. Angle Orthod,67,309-320.

O'BRIEN WJ. (2008) Dental materials and their selection. 4th ed. Quintessence Pub. Co., Hanover Park, IL.

OGAARD B, LARSSON E, LINDSTEN R. (1994) The effect of sucking habits, cohort, sex, intercanine arch widths, and breast or bottle feeding on posterior crossbite in Norwegian and Swedish 3-year-old children. Am J Orthod Dentofacial Orthop,106,161-166.

OLIVEIRA NL, DA SILVEIRA AC, KUSNOTO B, VIANA G. (2004) Three-dimensional assessment of morphologic changes of the maxilla: a comparison of 2 kinds of palatal expanders. Am J Orthod Dentofacial Orthop,126,354-362.

ORHAN M. (1999) High-angle özellikli bireylerde rapid maksiller exspansiyonun etkileri, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Konya.

OWEN DRJ, HINTON E. (1980) A simple guide to finite elements Pineridge Press, Swansea Wales.

ÖZGEN M, AKSOY AÜ, TEZCAN Ş, TOSUN Y. (1994) Rapid maksiller ekspansiyonun transversal etkilerinin frontal sefalometrik incelemesi. Turkish Journal of Orthodontics,7,26-27.

ÖZSOY FS. (2001) Semirapid üst çene genişletmesinin dentofasiyal yapılar üzerine olan etkilerinin incelenmesi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara.

PAVLIN D, VUKICEVIC D. (1984) Mechanical reactions of facial skeleton to maxillary expansion determined by laser holography. Am J Orthod,85,498-507.

PERSSON M, THILANDER B. (1977) Palatal suture closure in man from 15 to 35 years of age. Am J Orthod,72,42-52.

PETREN S, BONDEMARK L, SODERFELDT B. (2003) A systematic review concerning early orthodontic treatment of unilateral posterior crossbite. Angle Orthod,73,588-596.

PHATOUROS A, GOONEWARDENE MS. (2008) Morphologic changes of the palate after rapid maxillary expansion: a 3-dimensional computed tomography evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop,134,117-124.

PINKHAM JR. (1994) Pediatric dentistry : infancy through adolescence. 2nd ed ed. Saunders, Philadelphia ; London.

PINKHAM JR. (2005) Pediatric dentistry : infancy through adolescence. 4th ed. Elsevier Saunders, St. Louis, Mo.

PINTO AS, BUSCHANG PH, THROCKMORTON GS, CHEN P. (2001) Morphological and positional asymmetries of young children with functional unilateral posterior crossbite. Am J Orthod Dentofacial Orthop,120,513-520.

PIRTTINIEMI P, KANTOMAA T, LAHTELA P. (1990) Relationship between craniofacial and condyle path asymmetry in unilateral cross-bite patients. Eur J Orthod,12,408-413.

PROFFIT WR, FIELDS HW, SARVER DM. (2013) Contemporary orthodontics. 5th ed. Elsevier/Mosby, St. Louis, Mo.

PROVATIDIS C, GEORGIOPOULOS B, KOTINAS A, MACDONALD JP. (2006) In vitro validated finite element method model for a human skull and related craniofacial effects during rapid maxillary expansion. Proc Inst Mech Eng H,220,897-907.

PROVATIDIS C, GEORGIOPOULOS B, KOTINAS A, MCDONALD JP. (2007) On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion. Med Eng Phys,29,566-579.

PROVATIDIS CG. (2000) A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Finite Element Method. Med Eng Phys,22,359-370.

PROVATIDIS CG, GEORGIOPOULOS B, KOTINAS A, MCDONALD JP. (2008) Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies. Eur J Orthod,30,437-448.

QIAN H, CHEN J, KATONA TR. (2001) The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop,120,272-279.

RAJAGOPAL R, KANSAL S. (2002) A comparison of modified MP3 stages and the cervical vertebrae as growth indicators. J Clin Orthod,36,398-406.

RALPH SW. (1998) A Comparison of Two Rapid Maxillary Expansion Appliances Using Three-dimensional Finite Element Analysis, Michigan University, Degree of Master of Science (Orthodontics).

RAMOĞLU SI. (2006) Karma Dentisyon Döneminde Modifiye Akrilik Bonded Aparey ile Yapılan Hızlı ve Yarı Hızlı Üst Çene Genişletmesinin Dentofasiyal Yapılar Üzerine Etkilerinin İncelenmesi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya.

RICKETTS RM. (1960) The Influence Of Orthodontic Treatment On Facial Growth And Development. The Angle Orthodontist,30,103-133.

RICKETTS RM. (1981) Perspectives in the clinical application of cephalometrics. The first fifty years. Angle Orthod,51,115-150.

RÜBENDÜZ M, KANIK A. (1997) 10-15 yaş arası kız ve erkek çocuklarda retardasyon, ortalama gelişim ve gelişim geriliğinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Turkish Journal of Orthodontics,10,31-37.

SAN ROMAN P, PALMA JC, OTEO MD, NEVADO E. (2002) Skeletal maturation determined by cervical vertebrae development. Eur J Orthod,24,303-311.

SANDIKCIOGLU M, HAZAR S. (1997) Skeletal and dental changes after maxillary expansion in the mixed dentition. Am J Orthod Dentofacial Orthop,111,321-327.

SANDIKÇIOĞLU M. (1994) Karışık dişlenme döneminde üst çene genişletmesinin sınırları, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İzmir.

SARI Z, UYSAL T, USUMEZ S, BASCIFTCI FA. (2003) Rapid maxillary expansion. Is it better in the mixed or in the permanent dentition? Angle Orthod,73,654-661.

SARNAS KV, BJORK A, RUNE B. (1992) Long-term effect of rapid maxillary expansion studied in one patient with the aid of metallic implants and roentgen stereometry. Eur J Orthod,14,427-432.

SARVER DM. (2001) The importance of incisor positioning in the esthetic smile: the smile arc. Am J Orthod Dentofacial Orthop,120,98-111.

SARVER DM, JOHNSTON MW. (1989) Skeletal changes in vertical and anterior displacement of the maxilla with bonded rapid palatal expansion appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop,95,462-466.

SCHNEIDMAN E, WILSON S, ERKIS R. (1990) Two-point rapid palatal expansion: an alternate approach to traditional treatment. Pediatr Dent,12,92-97.

SCHUSTER G, BOREL-SCHERF I, SCHOPF PM. (2005) Frequency of and complications in the use of RPE appliances--results of a survey in the Federal State of Hesse, Germany. J Orofac Orthop,66,148-161.

SCHUTZ-FRANSSON U, KUROL J. (2008) Rapid maxillary expansion effects on nocturnal enuresis in children: a follow-up study. Angle Orthod,78,201-208.

SHAW AM, SAMESHIMA GT, VU HV. (2004) Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. Orthod Craniofac Res,7,98-107.

SPAHL TJ, WITZIG JW. (1987) The clinical management of basic maxillofacial orthopedic apliances Year Book Medical Publishers Inc, Hong Kong.

SPOLYAR JL. (1984) The design, fabrication, and use of a full-coverage bonded rapid maxillary expansion appliance. Am J Orthod,86,136-145.

STARNBACH H, BAYNE D, CLEALL J, SUBTELNY JD. (1966) Facioskeletal and dental changes resulting from rapid maxillary expansion. Angle Orthod,36,152-164.

STOREY E. (1973) Tissue response to the movement of bones. Am J Orthod,64,229-247.

STUART DA, WILTSHIRE WA. (2003) Rapid palatal expansion in the young adult: time for a paradigm shift? J Can Dent Assoc,69,374-377.

SUBTELNY JD. (1980) Oral Respiration: Facial Maldevelopment And Corrective Dentofacial Orthopedics. The Angle Orthodontist,50,147-164.

SUDA N, TAKADA J, OHYAMA K. (2006) Orthodontic treatment in a patient with Van der Woude's syndrome. Am J Orthod Dentofacial Orthop,129,696-705.

SURI L, TANEJA P. (2008) Surgically assisted rapid palatal expansion: a literature review. Am J Orthod Dentofacial Orthop,133,290-302.

ŞAHIN MK. (2008) Dört farklı cam fiber postun in vıtro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.

TANNE K, SAKUDA M. (1991) Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. Angle Orthod,61,145-152.

TANNE K, SAKUDA M, BURSTONE CJ. (1987) Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop,92,499-505.

TANNE K, HIRAGA J, KAKIUCHI K, YAMAGATA Y, SAKUDA M. (1989) Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial

complex: a study using the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop,95,200-207.

TEHRANCHI A, AMELI N, NAJIRAD Z, MIRHASHEMI FS. (2013) Comparison of the skeletal and dental changes of tooth-borne vs. bone-borne expansion devices in surgically assisted rapid palatal expansion: A finite element study. Dent Res J (Isfahan),10,777-783.

THILANDER B, LENNARTSSON B. (2002) A study of children with unilateral posterior crossbite, treated and untreated, in the deciduous dentition--occlusal and skeletal characteristics of significance in predicting the long-term outcome. J Orofac Orthop,63,371-383.

THILANDER B, WAHLUND S, LENNARTSSON B. (1984) The effect of early interceptive treatment in children with posterior cross-bite. Eur J Orthod,6,25-34.

THILANDER B, PENA L, INFANTE C, PARADA SS, DE MAYORGA C. (2001) Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in children and adolescents in Bogota, Colombia. An epidemiological study related to different stages of dental development. Eur J Orthod,23,153-167.

THRESHER RW, SAITO GE. (1973) The stress analysis of human teeth. J Biomech,6,443-449.

TIMMS DJ. (1980) A study of basal movement with rapid maxillary expansion. Am J Orthod,77,500-507.

TIMMS DJ. (1981) Rapid maxillary expansion Quintessence Pub. Co., Chicago.

TOMS SR, EBERHARDT AW. (2003) A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop,123,657-665.

TOMS SR, DAKIN GJ, LEMONS JE, EBERHARDT AW. (2002a) Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. J Biomech,35,1411-1415.

TOMS SR, LEMONS JE, BARTOLUCCI AA, EBERHARDT AW. (2002b) Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop,122,174-179.

TOROGLU MS, UZEL E, KAYALIOGLU M, UZEL I. (2002) Asymmetric maxillary expansion (AMEX) appliance for treatment of true unilateral posterior crossbite. Am J Orthod Dentofacial Orthop,122,164-173.

TOSUN Y. (1999) Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir.

USUMEZ S, ISERI H, ORHAN M, BASCIFTCI FA. (2003) Effect of rapid maxillary expansion on nocturnal enuresis. Angle Orthod,73,532-538.

UYSAL T. (2003) Eriskin Turk Toplumunda Dentofasiyal Yapilarin İdeal Transversal Boyutlarinin Model ve Posteroanterior Sefalometrik Filmler Araciligiyla Degerlendirilmesi, Selcuk Universitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Konya.

ÜLGEN M. (1993) Ortodontik tedavi prensipleri 4. baskı, Dilek-Örünç Matbaası, İstanbul.

ÜLGEN M. (2001) Anomaliler, sefalometri, etyoloji, büyüme ve gelişim, tanı, Yeditepe Üniversitesi Yayınları, İstanbul.

VAN KEULEN C, MARTENS G, DERMAUT L. (2004) Unilateral posterior crossbite and chin deviation: is there a correlation? Eur J Orthod,26,283-288.

VANARSDALL RL, JR. (1999) Transverse dimension and long-term stability. Semin Orthod,5,171-180.

VARDIMON AD, GRABER TM, VOSS LR. (1989) Stability of magnetic versus mechanical palatal expansion. Eur J Orthod,11,107-115.

VARDIMON AD, GRABER TM, VOSS LR, VERRUSIO E. (1987) Magnetic versus mechanical expansion with different force thresholds and points of force application. Am J Orthod Dentofacial Orthop,92,455-466.

VELI İ. (2012) Üst kanin distalizasyonunda oluşan değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi, Dicle Universitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Diyarbakır.

VIG KW. (1998) Nasal obstruction and facial growth: the strength of evidence for clinical assumptions. Am J Orthod Dentofacial Orthop,113,603-611.

WENDLING LK, MCNAMARA JA, JR., FRANCHI L, BACCETTI T. (2005) A prospective study of the short-term treatment effects of the acrylic-splint rapid maxillary expander combined with the lower Schwarz appliance. Angle Orthod,75,7-14.

WERTZ R, DRESKIN M. (1977) Midpalatal suture opening: a normative study. Am J Orthod,71,367-381.

WERTZ RA. (1968) Changes in nasal airflow incident to rapid maxillary expansion. Angle Orthod,38,1-11.

WERTZ RA. (1970) Skeletal and dental changes accompanying rapid midpalatal suture opening. Am J Orthod,58,41-66.

WERTZ RA. (1974) Midpalatal suture opening. In: Salzmann JA, editor. Orthodontics in daily practice. Philadelphia, Toronto: J.B. Lippincott Co.

WOOD A. (1962) Anterior and posterior crossbite. J Dent. Child,280-285.

WRIGHT CF. (1953) Crossbites and their management*. The Angle Orthodontist,23,35-45.

ZACHRISSON BU. (1998) Esthetic factors involved in anterior tooth display and the smile, vertical dimension. J Clin Orthod,32,432-445.

ZIMRING JF, ISAACSON RJ. (1965) Forces Produced by Rapid Maxillary Expansion. 3. Forces Present during Retention. Angle Orthod,35,178-186.

7. ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Menemen/İzmir'de dünyaya geldi. İlk, orta ve lise öğrenimini Kütahya'da tamamladı. 2003 yılında girdiği, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2009 yılında mezun oldu. 2010 yılında Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim dalında doktora eğitimine başladı. 2012 yılında Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Dişçilik Hizmetleri Bölümü Ağız ve Diş Sağlığı Programı'nda öğretim görevlisi olarak çalışmaya başladı. Yabancı dili İngilizcedir.