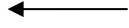


ÖZLEM KULA



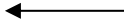
Adınızı soyadınızı giriniz

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak  
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya  
(sol yandaki gibi) olacak .

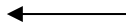


DOKTORA TEZİ



Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;  
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

İSTANBUL-2021



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA TEZİ**

**FARKLI REZİDÜEL KEMİK YÜKSEKLİKLERİ OLAN  
MARJİNAL MANDİBULAR REZEKSİYON SONRASI  
GELİŞEN STRESİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİYLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**ÖZLEM KULA**

**DANIŞMAN  
PROF. DR. HÜLYA KOÇAK BERBEROĞLU**

**AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI  
AĞIZ, DİŞ, ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ PROGRAMI**

**İSTANBUL-2021**

## TEZ ONAYI



## İTHAF

*Aileme ithaf ediyorum.*

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanması aşamasında bilgi ve deneyimiyle bana yol gösteren hocam Prof. Dr. Hülya Koçak BERBEROĞLU'na,

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.D.'da yardımlarını esirgemeyen ve bana destek olan tüm hocalarıma ve asistan arkadaşlarıma,

Beraber çalıştığımız tüm personel, sekreter ve hemşire arkadaşlara,

Hayatımın her aşamasında yanımda olup beni destekleyen sevgili annem Zeynep KARACAN, babam Mustafa KARACAN ve ağabeyim Dr. Semih KARACAN'a

Varlığıyla hayatıma anlam katan, yol arkadaşım canım eşim Uzm. Dr. Atay Can Kula'ya,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 35218

## İÇİNDEKİLER

|                                                           |                                         |
|-----------------------------------------------------------|-----------------------------------------|
| TEZ ONAYI .....                                           | İİ                                      |
| BEYAN.....                                                | <b>HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.</b> |
| İTHAF.....                                                | İİİ                                     |
| TEŞEKKÜR.....                                             | İV                                      |
| İÇİNDEKİLER .....                                         | V                                       |
| TABLolar LİSTESİ.....                                     | Vİİİ                                    |
| ŞEKİLLER LİSTESİ .....                                    | İX                                      |
| GRAFİKLER LİSTESİ.....                                    | XVİ                                     |
| SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....                     | XVİİ                                    |
| ÖZET .....                                                | XVİİİ                                   |
| ABSTRACT.....                                             | XİX                                     |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ.....                                     | 1                                       |
| 2. GENEL BİLGİLER .....                                   | 3                                       |
| 2.1. Mandibula'nın Anatomisi .....                        | 3                                       |
| 2.2. Mandibular Rezeksiyon .....                          | 3                                       |
| 2.2.1. Segmental Mandibular Rezeksiyon .....              | 4                                       |
| 2.2.2. Marjinal Mandibular Rezeksiyon (MMR) .....         | 4                                       |
| 2.2.3. Total Rezeksiyon.....                              | 6                                       |
| 2.2.4. Kompozit Rezeksiyon .....                          | 6                                       |
| 2.3. Mandibulanın Rekonstrüksiyonu .....                  | 6                                       |
| 2.3.1. Otojen Kemik Blokları.....                         | 6                                       |
| 2.3.2. Kemik Flepleri .....                               | 7                                       |
| 2.3.3. Rekonstrüksiyon Plakları .....                     | 8                                       |
| 2.4. Mandibulanın Mekanik Özellikleri.....                | 9                                       |
| 2.5. Sonlu Elemanlar Analizi .....                        | 13                                      |
| 2.5.1. Sonlu Elemanlar Yönteminin Aşamaları .....         | 15                                      |
| 2.5.2. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Kavramlar ..... | 16                                      |
| Eleman (Element) .....                                    | 16                                      |
| Düğüm (Nod) .....                                         | 16                                      |

|                                                                                                          |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Ağ Yapısı (Mesh).....                                                                                    | 16 |
| Sınır koşulları (Boundary Conditions).....                                                               | 16 |
| Gerilim (Stress).....                                                                                    | 16 |
| Gerinim (Strain).....                                                                                    | 17 |
| Hooke Kanunu .....                                                                                       | 18 |
| Elastiklik Katsayısı (Young's Modulus).....                                                              | 18 |
| Von Mises Gerilmesi .....                                                                                | 18 |
| Poisson Oranı .....                                                                                      | 18 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM.....                                                                                  | 19 |
| 3.1. Çalışma Gruplarının Oluşturulması .....                                                             | 19 |
| 3.2. Model Oluşturulması .....                                                                           | 20 |
| 3.3. Sınır Koşullarının Tayini .....                                                                     | 25 |
| 3.4. Materyal Özellikleri .....                                                                          | 28 |
| 3.5. Simülasyon Sonuçlarının Değerlendirilmesi .....                                                     | 28 |
| 4. BULGULAR.....                                                                                         | 29 |
| 4.1. Rekonstrüksiyon Vidalarında Oluşan Stres Değerleri .....                                            | 29 |
| 4.2. Rekonstrüksiyon Plaklarında Oluşan Stres Değerleri.....                                             | 32 |
| 4.2.1. Plak Gövdesindeki Ayrım Noktalarının von Mises Stres Değerleri .....                              | 32 |
| 4.2.2. Plak Gövdesindeki von Mises Stres Değerleri.....                                                  | 34 |
| 4.3. Mandibulada Oluşan Stres Değerleri .....                                                            | 36 |
| 4.3.1. Mandibulada Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri .....                                       | 36 |
| 4.3.1.1. Mandibulada Kortikal ve Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri.....         | 36 |
| 4.3.1.2. Rezeksiyon Sınırlarında Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri .....                         | 47 |
| 4.3.1.3. Rekonstrüksiyon Vidalarının Etrafındaki Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri ..... | 57 |
| 4.3.2. Mandibulada Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri.....                                         | 64 |
| 4.3.2.1. Mandibulada Kortikal ve Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri.....          | 64 |
| 4.3.2.2. Rezeksiyon Sınırlarında Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri .....                          | 75 |
| 4.3.2.3. Rekonstrüksiyon Vidalarının Etrafındaki Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri .....  | 85 |
| 4.4. Kortikal ve Spongioz Kemikte Oluşan Yer Değiştirme Değerleri .....                                  | 92 |

|                                 |                                         |
|---------------------------------|-----------------------------------------|
| 5. TARTIŞMA .....               | 103                                     |
| 6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....       | 113                                     |
| 7. KAYNAKLAR .....              | 116                                     |
| İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI..... | 123                                     |
| ÖZGEÇMİŞ .....                  | <b>HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.</b> |



## TABLOLAR LİSTESİ

|                                                                                                                                                       |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tablo 3.2-1: Çalışmada oluşturulan grupların eleman ve düğüm sayıları.....                                                                            | 24 |
| Tablo 3.3-1: INC ve RMOL’de kaslara atanan kuvvetler (Huang ve ark., 2015) .....                                                                      | 26 |
| Tablo 3.4-1: Modellemede kullanılan materyallerin mekanik özellikleri .....                                                                           | 28 |
| Tablo 4.1-1: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarında oluşan maksimum ve minimum von Mises stres değerleri (MPa).....                     | 30 |
| Tablo 4.2-1: Plak uygulanan gruplarda 12 delikli plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri (MPa) .....                          | 32 |
| Tablo 4.2-2: Plak uygulanan gruplarda plak gövdesindeki maksimum ve minimum von Mises stres değerleri (MPa). .....                                    | 34 |
| Tablo 4.3-1: Mandibulada kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri (MPa).....                                            | 37 |
| Tablo 4.3-2: Rezeksiyon sınırlarında oluşan maksimum principal stres değerleri (MPa). .....                                                           | 48 |
| Tablo 4.3-3: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri (MPa). ..... | 57 |
| Tablo 4.3-4: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki spongioz kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri (MPa). ..... | 61 |
| Tablo 4.3-5: Mandibulada kortikal ve spongioz kemikte oluşan minimum principal stres değerleri (MPa).....                                             | 65 |
| Tablo 4.3-6: Rezeksiyon sınırlarında oluşan minimum principal stres değerleri (MPa).76                                                                |    |
| Tablo 4.3-7: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri (MPa).....    | 85 |
| Tablo 4.3-8: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki spongioz kemikte oluşan minimum principal stres değerleri (MPa).....    | 89 |
| Tablo 4.4-1: Tüm gruplarda rezeksiyon sınırlarındaki kortikal ve spongioz kemikteki yer değiştirme miktarları (mm).....                               | 93 |

## ŞEKİLLER LİSTESİ

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2.4-1: Kemiğe baskı altında yapılan yük-deformasyon testi (Hart ve ark., 2017).                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 11 |
| Şekil 2.4-2: Kemiğin kuvvetler karşısındaki modeling ve remodeling süreçleri (Frost 2003).                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 13 |
| Şekil 3.1-1: A, B, C’de sırasıyla 3mm, 5mm ve 7 mm’lik rezidüel kemikli modellerin kortikal ve spongios kısımları.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | 19 |
| Şekil 3.1-2: A) Rezidüel 3 mm kemikli plaksız model B) Rezidüel 5 mm kemikli plaksız model C) Rezidüel 7 mm kemikli plaksız model D) Rezidüel 3 mm kemikli plaklı model E) Rezidüel 5 mm kemikli plaklı model F) Rezidüel 7 mm kemikli plaklı model                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 20 |
| Şekil 3.2-1: Trabeküler ve kortikal kemiği modellenen mandibula                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 21 |
| Şekil 3.2-2: HCL (Boyd) sınıflaması (Boyd ve ark., 1993).                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 21 |
| Şekil 3.2-3: Rekonstrüksiyon plağı üzerinde vidaların yerleşimi                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 22 |
| Şekil 3.2-4: Modellenen rekonstrüksiyon plağı ve vidaları                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 23 |
| Şekil 3.2-5: Ağ yapısı oluşturulurken kullanılan eleman çeşitleri.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | 24 |
| Şekil 3.2-6: Çene modelinin ve vida modelinin ağ yapısının oluşturulması.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 25 |
| Şekil 3.3-1: Çiğnemeyi oluşturan derin ve yüzeysel masseter, anterior, orta ve posterior temporalis, medial pterygoid kaslarının mandibulayı hareket ettirdiği doğrultular                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 27 |
| Şekil 3.3-2: Modelde istenmeyen hareketleri önlemek için kondillerden ve üst dişlerden yapılan sabitlemelerin kırmızı alanlar ile gösterimi                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 27 |
| Şekil 4.1-1: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarında oluşan maksimum ve minimum von Mises stres değerleri görülmektedir; A) INC’de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri, B) RMOL’de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri, C) INC’de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri, D) RMOL’de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri, E) INC’de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri, F) RMOL’de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri | 31 |
| Şekil 4.2-1: Plak uygulanan gruplarda 12 delikli plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri görülmektedir; A) INC’de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |    |

rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri, B) RMOL'de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri, C) INC'de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri, D) RMOL'de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri, E) INC'de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri, F) RMOL'de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri ..... 33

Şekil 4.2-2: Plak uygulanan gruplarda plak gövdesindeki maksimum ve minimum von Mises stres değerleri görülmektedir; A) INC'de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri, B) RMOL'de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri, C) INC'de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri, D) RMOL'de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri, E) INC'de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri, F) RMOL'de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri ..... 35

Şekil 4.3-1: Plak uygulanan modellerde INC'de max. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model ..... 39

Şekil 4.3-2: Plak uygulanan modellerde RMOL'de max. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model ..... 40

Şekil 4.3-3: Plak uygulanmayan modellerde INC'de max. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model ..... 41

Şekil 4.3-4: Plak uygulanmayan modellerde RMOL'de max. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model ..... 42

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 4.3-5: Plak uygulanan modellerde INC’de max. principal stres değerinin spongioz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                                                                          | 43 |
| Şekil 4.3-6: Plak uygulanan modellerde RMOL’de max. principal stres değerinin spongioz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model.....                                                                                          | 44 |
| Şekil 4.3-7: Plak uygulanmayan modellerde INC’de max. principal stres değerinin spongioz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model.....                                                                                        | 45 |
| Şekil 4.3-8: Plak uygulanmayan modellerde RMOL’de max. principal stres değerinin spongioz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model.....                                                                                       | 46 |
| Şekil 4.3-9: Rezeksiyon sınırlarında yer alan 4 adet nokta (A, B, C, D) gösterilmektedir. A noktası, rezeksiyonun antero-superior köşesinde; B noktası, rezeksiyonun antero-inferior köşesinde; C noktası, rezeksiyonun postero-inferior köşesinde; D noktası, rezeksiyonun postero-superior köşesinde yer almaktadır. .... | 47 |
| Şekil 4.3-10: Plak uygulanan gruplarda INC’de kortikal kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                                                                                 | 49 |
| Şekil 4.3-11: Plak uygulanmayan gruplarda INC’de kortikal kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                                                                              | 50 |
| Şekil 4.3-12: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de kortikal kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                                                                                | 51 |
| Şekil 4.3-13: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL’de kortikal kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                                                                             | 52 |
| Şekil 4.3-14: Plak uygulanan gruplarda INC’de spongioz kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                                                                                 | 53 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                          |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 4.3-15: Plak uygulanmayan gruplarda INC’de spongioz kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                           | 54 |
| Şekil 4.3-16: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de spongioz kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                             | 55 |
| Şekil 4.3-17: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL’de spongioz kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                          | 56 |
| Şekil 4.3-18: Plak uygulanan gruplarda INC’de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....  | 59 |
| Şekil 4.3-19: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model ..... | 60 |
| Şekil 4.3-20: Plak uygulanan gruplarda INC’de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki spongioz kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....  | 62 |
| Şekil 4.3-21: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model ..... | 63 |
| Şekil 4.3-22: Plak uygulanan modellerde INC’de min. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                      | 67 |
| Şekil 4.3-23: Plak uygulanan modellerde RMOL’de min. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model.....                                      | 68 |

|                                                                                                                                                                                                                                        |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 4.3-24: Plak uygulanmayan modellerde INC’de min. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model.....  | 69 |
| Şekil 4.3-25: Plak uygulanmayan modellerde RMOL’de min. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model..... | 70 |
| Şekil 4.3-26: Plak uygulanan modellerde INC’de min. principal stres değerinin spongioz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model.....     | 71 |
| Şekil 4.3-27: Plak uygulanan modellerde RMOL’de min. principal stres değerinin spongioz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model.....    | 72 |
| Şekil 4.3-28: Plak uygulanmayan modellerde INC’de min. principal stres değerinin spongioz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model.....  | 73 |
| Şekil 4.3-29: Plak uygulanmayan modellerde RMOL’de min. principal stres değerinin spongioz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model..... | 74 |
| Şekil 4.3-30: Plak uygulanan gruplarda INC’de kortikal kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model.....             | 77 |
| Şekil 4.3-31: Plak uygulanmayan gruplarda INC’de kortikal kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 m rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model.....           | 78 |
| Şekil 4.3-32: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de kortikal kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model.....            | 79 |
| Şekil 4.3-33: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL’de kortikal kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 m rezidüel kemikli model.....          | 80 |
| Şekil 4.3-34: Plak uygulanan gruplarda INC’de spongioz kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model.....             | 81 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                         |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 4.3-35: Plak uygulanmayan gruplarda INC’de spongioz kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                          | 82 |
| Şekil 4.3-36: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de spongioz kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                            | 83 |
| Şekil 4.3-37: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL’de spongioz kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....                                         | 84 |
| Şekil 4.3-38: Plak uygulanan gruplarda INC’de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....  | 87 |
| Şekil 4.3-39: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model ..... | 88 |
| Şekil 4.3-40: Plak uygulanan gruplarda INC’de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki spongioz kemikte oluşan minimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....  | 90 |
| Şekil 4.3-41: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki spongioz kemikte oluşan minimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model ..... | 91 |
| Şekil 4.4-1: Plak uygulanan gruplarda INC’de, kortikal kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....            | 95 |
| Şekil 4.4-2: Plak uygulanmayan gruplarda INC’de, kortikal kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....         | 96 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                  |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Şekil 4.4-3: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de, kortikal kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....    | 97  |
| Şekil 4.4-4: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL’de, kortikal kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model ..... | 98  |
| Şekil 4.4-5: Plak uygulanan gruplarda INC’de, spongios kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....     | 99  |
| Şekil 4.4-6: Plak uygulanmayan gruplarda INC’de, spongios kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....  | 100 |
| Şekil 4.4-7: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de, spongios kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model .....    | 101 |
| Şekil 4.4-8: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL’de, spongios kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model ..... | 102 |

## GRAFİKLER LİSTESİ

|                                                                                                               |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Grafik 1: Rekonstrüksiyon vidalarında oluşan max. von Mises stres değerleri .....                             | 30 |
| Grafik 2: Rekonstrüksiyon plaklarında oluşan max. von Mises stres değerleri .....                             | 34 |
| Grafik 3: Mandibulada kortikal ve spongioz kemikte oluşan max. principal stres değerleri .....                | 38 |
| Grafik 4:Rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan max. principal stres değerleri.....  | 58 |
| Grafik 5: Mandibulada kortikal ve spongioz kemikte oluşan min. principal stres değerleri .....                | 66 |
| Grafik 6: Rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan min. principal stres değerleri..... | 86 |
| Grafik 7: INC’de yer değiştirme miktarları .....                                                              | 94 |
| Grafik 8: RMOL’de yer değiştirme miktarları .....                                                             | 94 |

## SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

|                                |                                  |
|--------------------------------|----------------------------------|
| <b>%</b>                       | : Yüzde                          |
| <b>‘ε’</b>                     | : Gerinim                        |
| <b>AT</b>                      | : Anterior temporalis            |
| <b>BT</b>                      | : Bilgisayarlı tomografi         |
| <b>DM</b>                      | : Derin masseter                 |
| <b>DOF (degree of freedom)</b> | : Serbestlik derecesi            |
| <b>F<sub>x</sub></b>           | : Kemiğin nihai dayanım noktası  |
| <b>INC</b>                     | : İnsizal dişlerle ısırma        |
| <b>k</b>                       | : Kuvvet katsayısı               |
| <b>Max</b>                     | : Maksimum                       |
| <b>Min</b>                     | : Minimum                        |
| <b>mm</b>                      | : Milimetre                      |
| <b>MMR</b>                     | : Marjinal mandibular rezeksiyon |
| <b>MP</b>                      | : Medial pterygoid               |
| <b>Mpa</b>                     | : Megapaskal                     |
| <b>MRG</b>                     | : Manyetik rezonans görüntüleme  |
| <b>MT</b>                      | : Orta temporalis                |
| <b>N</b>                       | : Newton                         |
| <b>P</b>                       | : Paskal                         |
| <b>P<sub>max</sub></b>         | : Maksimum principal             |
| <b>P<sub>min</sub></b>         | : Minimum principal              |
| <b>PT</b>                      | : Posterior temporalis           |
| <b>RMOL</b>                    | : Sağ unilateral molar çiğneme   |
| <b>SEA</b>                     | : Sonlu Elemanlar Analizi        |
| <b>SM</b>                      | : Yüzeyel masseter               |

## ÖZET

Kula, Ö. (2021). Farklı rezidüel kemik yükseklikleri olan marjinal mandibular rezeksiyon sonrası gelişen stresin sonlu elemanlar analiziyle değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Marjinal mandibular rezeksiyon sonrası meydana gelen mandibula kırıkları günümüzde hala sorun teşkil etmektedir. Kırık oluşumunu ortadan kaldırmak için çeşitli risk faktörlerinin incelendiği birçok çalışma yapılmaktadır. Bu çalışmanın amacı, farklı rezidüel kemik yüksekliğine sahip marjinal mandibular rezeksiyonlar gerçekleştirilen mandibula modellerinin çiğneme kuvvetlerine dayanımının karşılaştırılmasıdır. Sonlu elemanlar analizi gerçekleştirmek üzere bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak 6 farklı mandibula modeli oluşturulmuştur. Bunlar; rekonstrüksiyon plağı uygulanan ve uygulanmayan rezidüel kemik yüksekliği 3 mm, 5 mm ve 7 mm olarak modellenen mandibulalardır. Modellerin anatomik kas tutunma alanlarına insizal ısırma ve molar çiğneme kuvvetlerini taklit etmek üzere kuvvet vektörleri yerleştirilmiştir. Gerçekleştirilen analizler sonucunda kemiğe ve titanyum alaşımına ait stres değerleri elde edilmiştir. Bulgulara göre plak uygulanan modellerde oluşan stresin daha fazla olduğu tespit edilmiştir. 6 model içerisinde 5 modelin yüksek kırık riski altında olduğu görülmüştür. 7 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plak uygulanmayan modelin çiğneme kuvvetleri karşısında dayanıklı olduğu izlenirken, aynı yükseklikteki modele plak uygulandığında fraktür geliştiği görülmüştür. Sonuç olarak 7 mm'lik bir kemik yüksekliğinde rekonstrüksiyon plağı kullanılmadan marjinal mandibular rezeksiyon planlanabilir. Cerrahi esnasında 7 mm'den daha düşük rezidüel kemik miktarı kalıyorsa rekonstrüksiyon plağıyla desteklemek yerine bu bazal kemiğin de osteotomiye dahil edilmesi ve segmental rezeksiyon yapılması fraktür gelişimini önleyecektir.

**Anahtar Kelimeler:** Marjinal Mandibular Rezeksiyon, Mandibula Kırığı, Sonlu Elemanlar Analizi, Rezidüel Kemik Yüksekliği, Principal Stresler

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 35218

## ABSTRACT

Kula, Ö. (2021) Evaluation of the stress developed after marginal mandibular resection with different residual bone heights by finite element analysis. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. PhD Thesis. İstanbul.

Mandibular fractures after marginal mandibular resection are still a problem today. There are many studies that examine various risk factors to eliminate fracture formation. The aim of this study is to compare the resistance to masticatory pressure of mandible models with marginal resections with different residual bone heights. In order to perform finite element analysis, 6 different three-dimensional mandible models were created. These; mandibles with and without a reconstruction plate with a residual bone height of 3 mm, 5 mm and 7 mm. Force vectors were placed in the anatomical muscle attachment areas of the models to mimic incisal biting and molar chewing forces. As a result of the analyzes carried out, the stress values of the bone and titanium alloy were obtained. According to the findings, it was found that the stress occurring in the plate applied models was higher. Out of 6 models, 5 models were found to be at high fracture risk. While it was observed that the model with 7 mm residual bone height was resistant to chewing forces, it was observed that a fracture developed when the plate was applied to the model with the same height. As a result, marginal mandibular resection can be planned without using a 7 mm bone height reconstruction plate. If there is a residual bone amount of less than 7 mm during surgery, the inclusion of this basal bone in osteotomy and segmental resection instead of supporting it with a reconstruction plate will prevent the development of fractures.

**Key Words:** Marginal Mandibular Resection, Postoperative Fracture, Finite Element Analysis, Residual Bone Height, Principal Stresses

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No: 35218

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Mandibular rezeksiyon, çenenin büyük bir kısmını kapsayan malign ya da benign lezyonlarda uygulanan cerrahi yöntemdir. Segmental ya da marjinal mandibular rezeksiyon (MMR) kararını vermeden önce patolojik lezyonun özellikleri yanında, hastaya bağlı faktörler de dikkatli değerlendirilmelidir. Mandibula rezeksiyonu sonrası oluşacak defekt fonksiyonel ve estetik açıdan sorun yaratacaktır. Bu nedenle hangi tip rezeksiyon uygulanacağı belirlenirken mümkün olduğu kadar daha konservatif olan yöntem izlenmelidir. Segmental mandibular rezeksiyonda mandibulanın bütünlüğü bozuluyorken daha konservatif yöntem olan MMR’de kemik bütünlüğü korunacaktır (Kase ve ark., 2020).

MMR ilk olarak 1953 yılında ağız tabanı karsinomunda, daha sonraları da özellikle gingivanın erken evre ağız kanserlerinde uygulanmıştır. MMR günümüzde iyi klinik ve estetik sonuçlara sahip yerleşik bir prosedür haline gelmiştir (Byers ve ark., 1981).

MMR günümüzde fonksiyonel ve estetik açıdan tercih edilebilir bir yöntem olmakla beraber uygulama sonrası bir komplikasyon olarak karşımıza çıkabilen mandibular fraktür önemli bir sorundur. MMR sonrası mandibulanın dayanıklılığını etkileyen faktörler; rezidüel kemik yüksekliği, rezeksiyonun morfolojisi ve oklüzal kuvvetler, inferior alveolar kanalın konumu ve metabolik kemik hastalığı varlığı, cinsiyet ve yaş faktörleridir (Okuyama ve ark., 2016, Sukegawa ve ark., 2020). Post-operatif dönemde çiğneme kuvvetlerinin mandibulanın geri kalan kısmında oluşturacağı mikro hasarlar bu kırıkların oluşumunu etkilemektedir (Sukegawa ve ark., 2020).

Bilgisayar yazılımı kullanılarak yapılan sonlu elemanlar analizi yöntemi ile oluşturulan analiz modelleri üzerinde pek çok araştırma yapılmaktadır. Son dönemlerde bu yöntem kemik dokusunun biyomekaniğinin değerlendirilmesinde güvenilir bir yöntem haline gelmiştir (Kober ve ark., 2017). Aynı şekilde MMR oluşturulan modellerde mandibulanın dayanıklılığı üzerine sonlu elemanlar analizi ile çalışmalar yapılmıştır (Barttelbort ve Ariyan, 1993; Murakami ve ark., 2011; Kober ve ark., 2019).

Bu çalışmada eğimli şekilde MMR uygulanan ve farklı rezidüel kemik yüksekliklerinde olan rekonstrüksiyon plağı uygulanmış/uygulanmamış mandibula modellerinin çiğneme kuvvetlerine verdiği tepkiler ve fraktür oluşma potansiyeli

değerlendirilmiştir. Ayrıca eğimli hazırlanan rezeksiyon köşelerindeki stres değerleri de ölçülmüştür. MMR sonrasında rekonstrüksiyon plak ve vida sisteminde meydana gelen streslerin incelenmesi, bazaldeki rezidüel kemik yüksekliğindeki farklılıklara göre mandibulanın kırılmaya karşı direncinin sonlu elemanlar analiziyle tespit edilmesi, rezidüel kemik yüksekliklerine göre rekonstrüksiyon plağı kullanımının değerlendirilmesi bu çalışmanın amaçlarındandır.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Mandibula'nın Anatomisi

Yetişkin bir mandibula, dişleri destekleyen yatay olarak uzanan korpustan ve temporal kemikle eklem yapan, çiğneme kaslarının bağlanma yerlerini içeren, dikey konumlanmış iki ramus bölümünden oluşan, tek, düzensiz şekilli ve kafatasından bağımsız hareket eden bir kemiktir. Mandibula korpusunun alt kenarı ile ramusun arka kenarı arasındaki açının tepe noktası  $110^{\circ}$ - $140^{\circ}$  arasında değişmektedir. Mandibulanın yuvarlak ve kalın alt kenarı sinüzoid bir şekle sahiptir ve posteriorda içbükey, anteriorda dışbükeydir. Alveolar çıkıntı, iç ve dışta yer alan kortikal kemik ve bunların arasında yer alan spongioz kemiğin birleşiminden oluşur. Ramusun superior kısmında anteriorda koronoid, posteriorda kondil çıkıntı yapar. Bu iki çıkıntı arasında yer alan ve ramusun en üst sınırını oluşturan mandibular çentik derin bir şekilde içbükeydir. Kondil çıkıntısı baş ve boyun kısmından oluşur; ve boyutu ve şekli önemli ölçüde değişkendir. Mandibular sinir ve kanal, mandibular ramus ve korpus boyunca uzanır ve kesici dişler bölgesinde son bulur; küçük kemik kanalcıkları aracılığıyla dişlerin apekslerine uzanır ve dişleri innerve eder. Temporalis, masseter, medial ve lateral pterygoid olmak üzere dört çiğneme kası, çiğneme ve konuşma sırasında mandibulayı hareket ettirmek için tasarlanmıştır. Lateral pterygoid kası çeneyi açan kas iken, temporalis, masseter ve medial pterygoid kası çeneyi kapatan kaslardır (Lev ve Artzi, 2020).

### 2.2. Mandibular Rezeksiyon

Mandibular rezeksiyon, malign tümör, yaygın-büyük benign tümör veya yaygın fibröz displazi, büyük kist, osteomiyelit gibi benign hastalıkların mandibular devamlılıkta meydana getirdiği defektlerin tedavisi için yapılan ameliyatlara verilen isimdir (Dubner ve Heller, 2002). Mandibular rezeksiyon hem ekstraoral hem intraoral yaklaşımla yapılabilir. Ağız içinden yaklaşım ile rezeksiyon tercih edilen durumlar, malign tümörler, 2 cm veya 2 cm'den daha küçük lezyonlar, anterior bölgede konumlanan ve mandibular etkileşimin minimal düzeyde ve ağız açıklığının elverişli olduğu durumlardır. Rezeksiyon sınırları üç boyutta da patolojik lezyon kenarından 1-2 cm uzaktan geçecek ve sağlam kemik üzerinde olacak şekilde planlanmalıdır (Misra ve ark., 2008). Mandibular rezeksiyon, segmental, marjinal, total ve kompozit rezeksiyonlar olmak üzere 4'e ayrılmaktadır.

### 2.2.1. Segmental Mandibular Rezeksiyon

Segmental mandibular rezeksiyon, altın standart bir uygulama olarak tanımlanmakta ve mandibulayı etkileyen ilerlemiş oral skuamöz hücreli karsinomlarda ana cerrahi tedavi olarak uygulanmaktadır.

Başlıca avantajları, rezeksiyon sınırlarının elverişli olması, yumuşak doku fleplerine ihtiyaç duyulmadan kapanma kolaylığı ve cerrahi alanda iyi görüş sağlamasıdır. Dezavantajı ise, bu prosedürün sonuçlarının fonksiyonel ve estetik açıdan hasta için yıkıcı olmasıdır. Segmental mandibular rezeksiyon sonrası mandibula vaskülarize kemik greftleri ve rekonstrüksiyon plaklarıyla rekonstrükte edilmektedir. Rekonstrüksiyon yapılmadığı zaman estetik ve fonksiyonel sorunlar olabileceği gibi maloklüzyon, temporomandibuler eklemdede ağrı ve yumuşak besinlerle kısıtlı diyet sorun teşkil etmektedir. Segmental mandibular rezeksiyondan kaynaklanan estetik/fonksiyonel problemleri önlemek için, komplike, uzun zaman alan ve maddi yükü olan bu tedavilerden kaçınmak için daha konservatif prosedürler geliştirilmiştir (Genden ve ark., 2005, Dubner ve Heller, 2002).

### 2.2.2. Marjinal Mandibular Rezeksiyon (MMR)

Konservatif mandibular rezeksiyon olan MMR, ilk olarak 1953 yılında ağız tabanı karsinomu olan bir vakada, takiben de gingivada konumlanan, erken evre ağız kanserlerinde uygulanmıştır (Byers ve ark., 1981). MMR günümüzde sıklıkla uygulanmaktadır ve mandibular basisin korunmasını sağladığı için klinik ve estetik sonuçları açısından iyi sonuçlar vermektedir. Kortikal kemik invazyonu olmayan veya minimal olan lezyonlarda popülerlik kazanmıştır (Misra ve ark., 2008; Petruzzelli ve ark., 2003). Gingivobukkal bölge karsinomlarında MMR sonrası, lokal rekürrensiz sağkalım oranı sırasıyla 2 ve 5 yılda % 79 ve % 70 olarak gösterilmektedir (Misra ve ark., 2008).

MMR'nin endikasyonları:

1. Klinik ve radyografik olarak mandibulaya invaze olmuş küçük boyutlu oral squamoz hücreli karsinoma varlığında,
2. Ortopantomografi veya bilgisayarlı tomografide ortaya çıkan mandibular tümör invazyonunda,

3. Ulaşımı zor bir bölgedeki primer tümörün sınırlarına güvenilir bir şekilde üç boyutlu olarak erişim istenmesi durumunda,

4. Primer tümörün mandibula ile komşuluğunun bulunduğu durumlarda uygulanmaktadır (Ertem, 2010).

MMR'nin kontrendikasyonları:

1. Tümör boyutu MMR için tek başına bir göreceli kontrendikasyondur. Yapılan çalışmalar MMR sonrası lokal nüks oranının primer tümörün boyutundan bağımsız olduğunu bildirmiştir (Dubner ve Heller, 2002).

2. Hasta daha önceden radyasyon almışsa rezeksiyon kontrendikedir.

3. MMR genellikle retromolar üçgen bölgesindeki lezyonlarda yapılmaz çünkü pterygoid bölgenin temizlenmesi ancak mandibulanın yükselen ramusu rezeke edilirse mümkündür. Bununla birlikte, bazı çalışmalar retromolar üçgen lezyonlarında MMR'nin kabul edilebilir sonuçlarını bildirmiştir.

4. Dişsiz mandibulada korpusun vertikal uzunluğunun az olması göreceli kontrendikasyondur.

MMR'nin uygulanabilir olup olmadığına karar verirken diğer nononkolojik faktörler dikkate alınmalıdır. Bu faktörler arasında hastanın diş yapısı ve çene yüksekliği yer alır. Rezeksiyon tabanındaki rezidüel mandibular kemik yüksekliği, yaş ve cinsiyete bağlı değişen oklüzel kuvvetler ve mandibular kemik hacmi, kemik kalitesini etkileyen hastalıklar post-operatif fraktür gelişme riski için değerlendirilmesi gerekli faktörlerdir (Misra ve ark., 2008).

MMR sonrası yara iyileşmesi komplikasyonları oluşabilmektedir. Ancak bu teknikte oluşabilecek komplikasyonlardan en önemlisi, streslerin yoğunlaştığı alanlar olan rezeksiyonun köşelerinden mandibulanın kırılmasıdır. Bunu önlemeye yönelik çalışmalar yürütülmüştür. Fakat MMR sonrası post-operatif mandibula fraktürü literatürde çözilememiş önemli bir sorun olmaya devam etmektedir (Misra ve ark., 2008; Wong ve ark., 2016).

### 2.2.3. Total Rezeksiyon

Mandibulektomi ve maksillektomi olarak da isimlendirilen total rezeksiyon, tümör oluşumunu tamamen içine alan mandibular ve maksillar kemiğin bütünüyle çıkartılması işlemidir (Türker ve Yücetaş, 1997).

### 2.2.4. Kompozit Rezeksiyon

Kompozit rezeksiyon; tümörün bulunduğu alandaki kemiğin, komşu yumuşak dokuların ve bölgesel lenf nodlarının çıkartıldığı cerrahi işlemlerdir (Türker ve Yücetaş, 1997).

## 2.3. Mandibulanın Rekonstrüksiyonu

Mandibulanın korpus, angulus, kondil ve koronoid bölümlerini içeren hem patolojik oluşumun sürecine bağlı hem de tedavi sonrasında sınırlarının devamlılığını bozan onarılmamış defektleri, fonksiyonel ve estetik olarak önemli bir deformite bırakır. Çiğneme kasları geriye kalan mandibulayı üst çene dişleriyle lingual bir ilişki içine çekerek kalan dişleri işlevsiz hale getirir. Bu nedenle operasyon sonrası mandibula defektinin restore edilmesi gerekmektedir (Dubner ve Heller, 2002; Jędrusik-Pawłowska ve ark., 2013). Bu restorasyonda değişik rekonstrüksiyon yöntemleri kullanılmaktadır.

Genel olarak rekonstrüksiyon yöntemleri 3 başlıkta toplanmaktadır:

1. Otojen kemik blokları,
2. Kemik flepleri,
3. Rekonstrüksiyon plaklarıdır.

### 2.3.1. Otojen Kemik Blokları

Mandibular rekonstrüksiyonda kullanılan en yaygın yöntemlerden biri vaskülarize otojen kemik bloklarıdır. Bu greftler, ağız içi, fibula, iliak krest, calvarium olarak vücudun çeşitli alanlarından elde edilebilmektedirler (Tie ve ark., 2006).

Kemik greftlemede en yüksek başarı otojen greftlerle sağlanmaktadır. Bu greftlerin temelinde bütünlüğü bozulmamış, sağlam hücreleri barındıran canlı dokular bulunur ve immün reaksiyon (doku reddi) göstermezler. Otojen greftin osteoindüktif faktörler içerdiği ve farklı bir anatomik alana implante edildiğinde hızla revaskülarize olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Tie ve ark., 2006). Dezavantajları, ikinci bir

cerrahi alan gereksinimi, greftin rezorpsiyonu, gecikmiş bütünleşme ya da bütünleşmeme, kuvvet aktarımı ve stres dağılımı gibi belirsiz biyomekaniklerdir (Tie ve ark., 2006).

### 2.3.2. Kemik Flepleri

Serbest vaskülerize flepler, vücudun başka bir kısmından kendi arteriyel kan kaynağı ve venöz drenajı ile birlikte alınan yumuşak ve kemik doku bölümü olarak tanımlanmaktadır. Flepler daha sonra alıcı bölgeye yerleştirilir; o bölgenin damarsal yapılarıyla anastomozu sağlanır ve sonrasında komşu kemik ve yumuşak dokuya sabitlenir. Mandibular defektler için kullanılan en yaygın iki flep, fibula ve iliak krest flepleridir. Bu flepler, rezeksiyon cerrahisi sonrası altın standart olarak adlandırılmaktadır (Wong ve ark., 2016). Küçük defektler için iliak krest flepleri, daha büyük defektler için ise fibula flepleri önerilmektedir (Tie ve ark., 2006).

Fibula flepleri, 25 cm'e kadar kemik desteği sunmasıyla mandibulanın rekonstrüksiyonu için en iyi seçeneği oluşturmaktadır. Kan desteğinden ödün vermeden çoklu osteotomileri tolere edebilen, çoğu defekti onaracak boyutta pediküle sahip fleplerdir.

İliak krest, uzunluğu 6 ile 16 cm arasında olan büyük kavisli kortikokansellöz bir kemik parçası sağlamaktadır. Lateral ya da anterior mandibula defektlerine uyum sağlayabilecek doğal kıvrımlara sahiptir ve defektleri doğru bir şekilde doldurabilecek fiziksel özellikleri bulunmaktadır.

Skapular osteokutanöz serbest flep, sirkumfleks skapular arteriyel sisteme dayanmaktadır. Karmaşık mandibular defektlerin rekonstrüksiyonu için fazla miktarda deri ve yumuşak doku sağlamaktadır.

Radyal ön kol flebi, baş ve boynun rekonstrüksiyonunda birçok uygulama alanı bulan, büyük miktarda yumuşak, esnek doku içeren fleplerdir.

Uygun vakalarda kullanıldığı takdirde serbest vaskülerize kemik fleplerinin, rekonstrüksiyon plakları ve kemik greftleri gibi vaskülerize olmayan seçeneklere göre üstünlüğünün fazla olduğu bildirilmektedir. Özellikle serbest fibula flepleri, diğer seçeneklerle karşılaştırıldığında mandibulanın rekonstrüksiyonu için altın standart olmaya devam etmektedir (Chim ve ark., 2010).

### 2.3.3. Rekonstrüksiyon Plakları

Biyomateriyaller arasında, metaller ve alaşımların, güçlü metalik bağlara ve kristal yapıya, dolayısıyla üstün mekanik özelliklere sahip olmaları nedeniyle önemli bir yeri vardır. Metaller, ortopedik prosedürlerde eklem protezi ve kemik rekonstrüktif malzemesi olarak kullanılmasının yanı sıra maksillofasiyal cerrahide de uygulanmaktadır. Bu nedenle biyomateriyalin biyouyumluluğu, mukavemeti, yorulması ve yüzey korozyonu en fazla dikkat çeken konulardır (Gür ve Taşkın, 2004).

Plak ve vida kombinasyonu ilk defa 1886 yılında Alman cerrah Carl Hansmann tarafından kullanılmış, gelişen birtakım komplikasyonlar sebebiyle uygulamadan kısa süre sonra vazgeçilmiştir. Daha sonra 1949 yılında Belçikalı cerrah Robert Danis tarafından tekrar gündeme getirilmiştir (Luhr, 2000). 1969 yılında Luhr maksillofasiyal cerrahi alanında ilk defa kompresyon plağı uygulamasını gerçekleştirmiş, monokortikal vidalar ve miniplakları birarada kullanarak farklı bir yöntem uygulamıştır (Champy ve ark., 1978; Luhr, 2000).

Günümüze kadar cerrahlar çene rekonstrüksiyonu için paslanmaz çelik, krom-kobalt alaşımları kullanmışlarsa da günümüzde artık titanyum materyali tercih edilmektedir. Kimyasal ve fiziksel olarak bir çok üstün özellik barındırmasına ek olarak biyouyumluluğu titanyumun en önemli özelliklerindendir. Düşük yoğunlukta, hafif, güçlü dayanıklılığa sahip, hipoalerjen bir metaldir. Manyetik etkileşimde bulunmadığı için manyetik rezonans görüntüleme için uygundur.

Rekonstrüksiyon plakları rijit maddeler olup mandibulanın bazali boyunca yerleştirilir. Bazen, genel sağlığı zayıf olan ya da ileri safhada tümörleri olan hastalarda çene boşluğunu ve konturunu korumak için ve çiğneme gerilimlerine karşı dayanım sağlamak için yani bir defekti köprülemek için kullanılır. Bu plaklar kemik greftleri ile birlikte de yerleştirilir ve bunun da biyomekanik açısından farklı sonuçları vardır.

Belirli bir kalınlıkta üretilen plağın üzerinde vidaların yerleştirileceği vida delikleri bulunmaktadır. Daha sonraları bir takım eksiklikleri gidermek amacıyla şekille alakalı çeşitli modifikasyonları da üretilmiştir. Sistemlerde plak kalınlıklarının 2.0, 2.4, 2.5 ve 2.7 mm şeklinde seçenekleri mevcuttur (Knoll ve ark., 2006).

Genel olarak tüm plak sistemleri aynı temel prensipler ile çalışır. Osteosentez için geliştirilmiş rekonstrüksiyon plağı, baş kısımları plağı kemik yüzeyine sıkıca bastıran vidalarla kemiğe sabitlenir. Vida delikleri ovaldir ve vidanın enine kesit alanı

deliğinkinden daha küçüktür. Yeterli fiksasyon için iyi bukkal kemik adaptasyonu gereklidir (Dubner ve Heller, 2002).

Rekonstrüksiyon plağı uygulamasına bağlı komplikasyonlar gelişebilmektedir. En sık karşılaşılan komplikasyonları; plağın kırılması, vidaların gevşemesi ve plağın ağız mukozasında ya da ciltte açığa çıkmasıdır (Wong ve ark., 2016). Defektin büyüklüğü, lokasyonu ve defektin orta hatta uzanıp uzanmadığı komplikasyonlar açısından büyük rol oynar. Rekonstrüksiyon plaklarına gelen çiğneme kuvvetleri, vertikal farklılıklara yol açarak kemik rezorpsiyonuna ve vida gevşemesine sebep olabilmektedir (Markwardt ve ark., 2007).

Günümüzde rekonstrüksiyon plaklarıyla ilgili araştırmalar devam etmektedir. Sayısal simülasyonlar, araştırmacıların optimum cerrahi fiksasyon yöntemini tanımlamasına olanak sağlarken, çeşitli rekonstrüksiyonların etkinliğini veya iyileşme esnasında mandibular kemiğin yeniden şekillenmesini analiz eder. Bu sayede klinik çalışmalarda mümkün olmayan tekrarlar yapılabilmektedir. Klinik ve laboratuvar araştırmalarına oranla maliyetleri daha az olmakta ve nesnenin geometrik değişkenlerini, malzeme sabitlerini ve sınır koşullarını dikkate alarak çeşitli durumların analizine de izin vermektedir (Jędrusik-Pawłowska ve ark., 2013).

#### **2.4. Mandibulanın Mekanik Özellikleri**

Mandibula kemiği organik ve inorganik komponentlerden oluşmaktadır. Fakat kemik, mineralize bileşenlerinden çok daha fazlasıdır. Bu yapı fiziksel özellikleri açısından fiber ile güçlendirilmiş kompozit materyal olarak inşa edilmiş hiyerarşik olarak organize edilmiş bir materyaldir. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler genellikle yüksek derecede anizotropiktir (farklı yönlerde farklı mekanik özelliklere sahiptir) ve fiberin yönlülüğü nedeniyle düşük transvers mukavemete sahip olabilir (Martin ve ark., 1998).

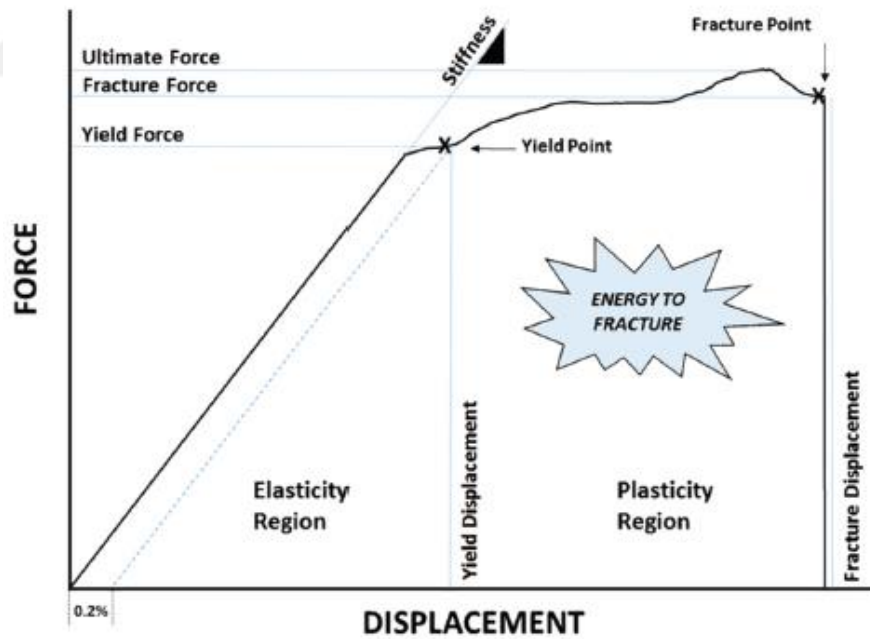
Kemik oluşumu mekanik zorlanmalar ile uyarılmaktadır. Bu zorlanmalar rejenerasyon ve dejenerasyon süreçleri, kas kasılması, darbe yükü, yerçekimi kuvvetleri şeklinde uygulanan mekanik stresin bir sonucu olarak oluşabilmektedir. Kemik yük altında deforme olurken, gerilme ve gerinmenin etkileşimi, kemikteki malzeme özelliklerinin mekanik davranışına ilişkin fikir verir. Kemik kuvveti, makroskopik doku (spongioz ve kortikal), malzeme özellikleri (organik ve inorganik) ve yapısal özellikler

(geometri ve dağılım) arasındaki karmaşık etkileşime özgü, çok faktörlü bir durumdur; ve komşu kas tarafından ayarlanır (Hart ve ark., 2017).

Mandibula, çiğneme kaslarının ürettiği kuvvetlere, dişler ve temporomandibular eklemler yoluyla etki eden reaksiyon kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bu dış yükler neticesinde mandibulada deformasyonlar meydana gelmektedir. Gerilme ve gerinimlerin dağılımı dış yüklere, mandibulanın malzeme özelliklerine ve geometrisine bağlıdır. Kemik dokusunda deformasyonun bir sonucu olarak gerilme ve sıkışma yükleri meydana gelir ve bu durum bir yapıdaki birim alan başına düşen kuvvetteki gerilme miktarı olarak belirlenir. Bir yük, nasıl uygulandığına bağlı olarak gerilme, sıkışma veya kesme gerilimine sebep olabilmektedir. Gerilme stresi, kemik uzadığında, sıkışma stresi ise kemiğe baskı uygulandığında ve kemik kısaldığında oluşur; kemiğin bir bölgesi bitişik bölgeye göre paralel hareket ettiğinde ise kesme stresi oluşur (Wong ve ark., 2010). Sıkışma stresi genellikle kemik içinde iletilirken, gerilme stresi kemikteki parçalar arasında boşluklara yol açmaktadır (Knoll ve ark., 2006).

Bir yapının mekanik özelliklerini belirlemek için mühendisler bir yük-deformasyon testi yapmaktadırlar. Yapı, gerçek işlevine uygun bir şekilde yüklenmekte (gerilme, sıkıştırma, burulma veya bükülme) ve deformasyonu, uygulanan yükün bir işlevi olarak kaydedilmektedir. Şekil 2.4-1’de kemik materyaline baskı altında yapılan bir yük-deformasyon testi görülmektedir. Tipik olarak, orantısal sınıra (proportional limit, elastik limit) ulaşılan kadar yük ve deformasyon bir süre doğrusal olarak seyretmekte; daha sonra yük deformasyon eğrisinin eğimi azalmaktadır. Yük-deformasyon eğrisi üzerinde bunun gerçekleşmeye başladığı nokta akma noktası (yield point) olarak bilinmektedir. Çünkü yapı (kemik) "esnemeye" veya "plastik olarak" deforme olmaya başlamaktadır. Akma noktasına ulaşmadan yük kaldırılırsa elastik deformasyon materyalin orijinal şekline geri dönmesine izin vermektedir. Elastik deformasyon bölgesinde, akma noktasının altındaki daha düşük seviyeli gerilmeler, kemik malzemesinin uygulanan gerilimi elastik olarak depolamasına ve geri döndürmesine izin vermekte, böylece işlem sırasında yapıda mikro hasar oluşmamaktadır. Akma noktasını aşan durumlarda yük kaldırılırsa materyal plastik deformasyona uğradığı için eski haline dönmemektedir. Akma noktasının üzerindeki daha yüksek seviyeli gerilmeler, kemik malzemesini esneklik noktasının ötesinde deforme etmekte ve sonuç olarak genellikle mikro çatlaklar şeklinde hasar

oluşturmaktadır. Yük artmaya devam ederse nihai bir yüke (ultimate load) ulaşılmaktadır; işte bu yük kortikal kemikte genellikle kırılmanın (failure point) meydana geldiği noktadır. Bir materyalin gücü, koşullara bağlı olarak akma noktası ya da kırılma anındaki yük olarak tanımlanmaktadır. Bir yapının sertliği (stiffness, rigidity) onu belirli miktarda deforme etmek için gereken yüküdür. Yük-deformasyon testinde eğimin en üst noktası (peak point) kemiğin dayanabileceği maksimum yükü ifade etmektedir. Esneklik, kemiğin enerjiyi elastik olarak depolama ve dolayısıyla mikro hasara direnme kapasitesini ifade etmektedir ve gerilim-gerinim eğrisinin elastik kısmı altındaki alanla temsil edilmektedir. Kortikal kemik, spongioz kemikten daha serttir. Bu nedenle daha yüksek strese ( $\sim 150$  MPa) dayanabilirken yetersizlik yaşanmadan önce daha düşük zorlanmaya ( $\sim 2\%$ ) dayanabilmektedir. Trabeküler kemiğin gözenekli yapısı, kortikal kemiğe göre daha fazla esneklik sağlamaktadır. Bu sebeple yetersizlikten önce daha düşük stres seviyelerine ( $\sim 50$  MPa) ve çok daha yüksek zorlanmaya ( $\sim 50\%$ ) dayanabilmektedir (Martin ve ark., 1998; Hart ve ark., 2017).

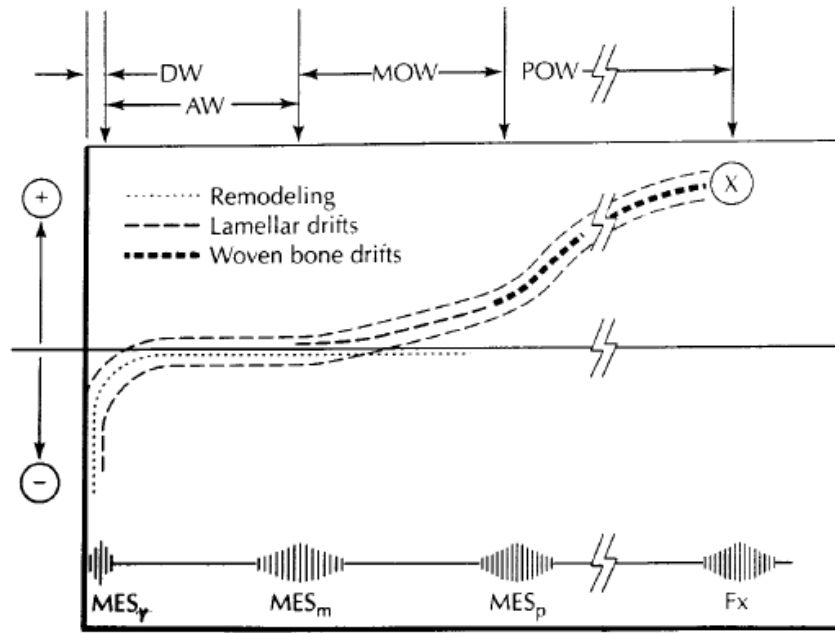


Şekil 2.4-1: Kemiğe baskı altında yapılan yük-deformasyon testi (Hart ve ark., 2017).

Stres analizleri yapılırken kemik gibi kırılğan malzemeler için maksimum ve minimum principal gerilim kriteri (çekme ve sıkışma gerilimi) kullanılırken metaller gibi sünek malzemeler için ideal olarak von Mises kriteri geçerli olmaktadır.

Principal stres değerleri (max. ve min. principal stres) kemik gibi kırılğan materyaller için önemlidir. Çünkü oluşan gerilme kemiğin gerilme kuvvetinden büyükse veya oluşan sıkışma stresi kemiğin sıkışma direncinden büyükse kırılma meydana gelir. Literatürde mandibula için kortikal kemiğin nihai gerilme kuvveti yaklaşık 100-130 MPa, sıkışma kuvveti 170-190 MPa iken, spongios kemik için gerilme ve sıkışma kuvveti 5-15 MPa olarak geçmektedir (Baggi ve ark., 2008; Wong ve ark., 2010; Knoll ve ark., 2006; I-Chiang ve ark., 2014). Frost (2003), kemiğin nihai gücü ya da nihai kırılma dayanımını (Fx) ise yaklaşık 120 MPa olarak bildirmektedir.

Frost'un kemiğin mekanostat teorisine göre (Şekil 2.4-2); kemiğin remodeling sürecini devam ettirebilmesi için gereken eşik stimulus değeri (MESr) 1-2 MPa'dır. Buna ek olarak kemikte mikro hasarların oluşmaya başladığı eşik değeri (MESp) yaklaşık 60 MPa olarak rapor etmiştir. Genellikle kemik bu hasarlar meydana geldiğinde iyileşme sürecini başarıyla tamamlamaktadır. Fakat tekrarlayan kuvvetler sonucunda kemikte mikro hasar birikmesi spontan kırıklara (travmatik olmayan kırıklar veya yorgunluk kırıkları) neden olabilmektedir (Frost, 2003).



Şekil 2.4-2: Kemikğin kuvvetler karşısındaki modeling ve remodeling süreçleri (Frost, 2003).

## 2.5. Sonlu Elemanlar Analizi

Bir dokunun ya da materyalin biyomekanik olarak incelenebilmesi için geçmişten günümüze uygulanan birkaç yöntem mevcuttur. Bu yöntemler; radyoteleometri yöntemi, kırılğan vernik tekniği ile kuvvet analizi, holografik interferometri yöntemi, gerilim ölçerli kuvvet analizi, fotoelastik kuvvet analizi, termografik kuvvet analizi ve sonlu elemanlar yöntemi olarak sıralanabilir (Caputo ve Standlee, 1987).

Sonlu elemanlar analizi (SEA), deneysel ortamda çözümü zor olan mekanik ve karmaşık problemlerin, bilgisayarlar ve yazılımlar aracılığıyla incelenmesi ve sonuçlandırılması için geliştirilen bir yöntemdir (Mackerle, 2004; Darendeliler, 1995).

Sonlu elemanlar analizinin ortaya çıkmasındaki ana sebep mühendislik alanlarında karşılaşılan güçlüklerdir. 1940'lı yıllarda matematikçiler ve mühendisler karmaşık problemlerin çözümüne yönelik çalışmalar yapmışlar ve bu süregelen problemlerin ayrıklaştırılması yani daha basit alt problemlere dönüştürülmesi için uğraşmışlardır. Sonraki yıllarda Turner ve ark. (1956) problemlerin çözümü için küçük bölümlerin veya "elemanların" basitleştirilmiş bir şekilde davrandığını dikkate alarak özelliklerin ikamesinin çok daha etkili bir şekilde yapılabileceğini göstermiştir. 1960'lı

yılların başından itibaren bu konuda oldukça ilerleme elde edilmiş ve SEA, matematiksel olarak tanımlanmış ifadelerin ortaya çıkardığı sürekli ortamlar mekaniği problemlerinin genel bir ayrıklaştırma prosedürü olarak kabul görmüştür (Zienkiewicz ve ark., 2005). Biyomekanik olarak test edilmek istenen yapıların tümü basit hesaplamalara ya da her koşulda denenmeye uygun değildir. Bu sebeple yapıların gerçekteki ortam koşullarındaki davranış ve tepkilerini belirlemek de kolay olmamaktadır. SEA bu aşamada devreye girmekte, modeli oluşturulan canlı yapı veya materyal bir etki altındaymış gibi simülasyon ortamında gözlemlenebilmektedir (Darendeliler, 1995). Her ne kadar sonlu elemanlar yöntemi mühendislik alanlarındaki kompleks yapılar üzerinde uygulanmak adına geliştirildiyse de 1970’li yıllardan itibaren yapılan çalışmalarla oral ve maksillofasiyal cerrahi alanında da yerini almaya başlamıştır (Farah ve ark., 1988; Darendeliler, 1995). SEA ile incelenmek istenen modelin bir, iki ya da üç boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilir (Geng ve ark., 2001).

SEA, maksillofasiyal cerrahi alanında osteosentez sistemlerinin daha etkili tasarımlarını sağlayacak sonuçlar elde etmek ve karşılaştırmalı stres araştırmaları yapmak için uygun bir araçtır (Knoll ve ark., 2006). Çenelerde meydana gelen kırıklar, ortognatik cerrahi ve rezeksiyon işlemleri sonrasında çeşitli biyomateriyaller kullanılmaktadır. Bu materyallerin canlı dokuya uyumlu olup olmadığının ve toksisite yaratıp yaratmayacağını tespit edilmesi gerekmektedir. Buna ek olarak post-operatif dönemde kuvvetler karşısında vereceği yanıtların da önceden araştırılması gerekmektedir. Sadece biyomateriyaller değil çene kemiklerinin ve bunlara bağlı diş dokularının, çiğneme kaslarının ve temporomandibular eklemin biyomekanik açıdan test edilmesi gerekmektedir. Cisimlere gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin keşfedilmesi ve o cisimlerin kuvvetler karşısında daha dayanıklı olabilmeleri için ne tür bir yapıda olmaları gerektiğini önceden belirleyebilmek için çeşitli kuvvet analizleri uygulanmaktadır (Çalikkocaoğlu, 1993).

SEA’da analizi yapılmak istenen model daha küçük geometrik yapıtaşlarına yani elemanlara bölünür. Elemanlar birbirlerine düğümler aracılığıyla bağlıdır ve farklı geometrilerde olabilmektedirler. Bir elemandaki kuvvet düğümler vasıtasıyla diğer elemanlara iletilmektedir. Daha hassas bir kuvvet dağılımı ölçümü isteniyorsa eleman sayısı da bununla paralel olarak daha fazla sayıda tutulmalıdır. Bu şekilde modelde

ölçülmesi talep edilen gerilimler (stress), gerinimler (strain) ve yer değiştirmeler analiz edilebilmektedir (Geng ve ark., 2001).

SEA'nın diğer analiz yöntemlerine göre avantajları:

1. Kompleks geometriye sahip oluşumlar, materyaller ya da canlı dokuların analizine ortam hazırlar.
2. Modellenecek yapılar istenen şekilde hazırlanabilmektedir.
3. Materyal sınırlaması yoktur ve invaziv olmayan bir yöntemdir.
4. Analizler istenildiği kadar tekrarlanabilmekte ve analizin değişkenleri üzerinde oynama yapılabilmektedir (İlgün ve ark., 2004).

### 2.5.1. Sonlu Elemanlar Yönteminin Aşamaları

SEA, 3 aşamadan oluşur. Bunlar; hazırlık, çözüm (analiz), düzenleme ve değerlendirme safhasıdır.

**Hazırlık aşaması:** İlk aşama olan hazırlık aşamasında analize girecek olan geometrik yapı taranır ve bilgisayar ortamına aktarılır; parçadan bütüne gitme sistemini uygulayabilmek adına model kendi özelliklerini taklit eden küçük bölümlere ayrılmalıdır. Bu sebeple modelleme aşamasında ağ yapısı yani mesh oluşturulmalıdır. Bu yapı elemanlar ve düğümler oluşturularak elde edilir. Tek boyutlu modellerde doğrusal elemanlar kullanılırken, iki boyutlu modellerde üçgen ya da paralel kenar şeklindeki elemanlar dahil edilir. Üç boyutlu model analizi yapılacağı zaman ise dört, beş ya da altı yüzeyli elemanlar seçilir. Elemanlar böyleyken düğüm noktaları ise sırasıyla nokta, çizgi ve yüzey şeklinde olmaktadır. Sonuç olarak her eleman birbirine düğümler aracılığıyla bağlanır ve kuvvet aktarımı bu düğümler aracılığıyla olur.

**Çözüm (analiz) safhası:** Çözüm yani analiz safhasında oluşturulan modele uygulanacak kuvvetler, sınır koşulları ve yükleme koşulları belirlenir. Cismin mekanik özelliklerini tanımlayan elastiklik katsayısı ve poisson oranı sisteme girilir. Cisme aktarılacak kuvvetlerin yönü, şiddeti ve açısı tespit edilir. Buna göre cismin neresinden sabitleneceği, hareketin nereden engelleneceği tayin edilir, yani sınır koşulları ayarlanarak sonuca varılır.

**Düzenleme ve değerlendirme safhası:** Analizin bitmesinin ardından elde edilen sonuçlar tablo, grafik, animasyon şekillerine getirilerek yorumlanır. Elde edilen

değerler pozitif ve negatif değerler şeklindedir; değerlendirken mutlak değerler karşılaştırılır ve mutlak değeri fazla olan stres tipi o eleman üzerinde baskındır denir. Kemik benzeri kırılğan cisimler değerlendirilirken principal stresler kullanılır. Metal benzeri çekilebilir olan cisimler için de von Mises stres değerleri esas alınır ve tüm yapıda meydana gelen stres ile alakalı bilgi edinilebilir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

### **2.5.2. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Kavramlar**

SEA'nin uygulanabilmesi ve anlaşılabilmesi adına birkaç temel kavramın ve fizik teriminin öğrenilmesi gerekmektedir.

#### **Eleman (Element)**

Yöntemde modeli tanımlayan alan, küçük geometrik parçalardan yani elemanlardan oluşmaktadır. Elemanlar ile temel olarak 3 farklı şekilde karşılaşılabilmektedir; çizgisel elemanlar, 2 boyutlu katı elemanlar ve 3 boyutlu katı elemanlar (Wakabayashi ve ark., 2008).

#### **Düğüm (Nod)**

Elemanları birbirine bağlayan noktalara düğüm adı verilmektedir. Elemanlarda meydana gelen yer değiştirmeler düğümlerdeki yer değiştirmeler ile alakalıdır. Düğüm noktalarının yer değiştirmesi ise elemanlardaki gerilmeler ile alakalıdır. SEA ile düğümlerdeki bu yer değişiklikleri ölçülmeye ve analiz edilmeye çalışılmaktadır.

#### **Ağ Yapısı (Mesh)**

Ağ yapısı oluşturulması, elemanların ve düğümlerin koordinatlarının oluşturulması işlemidir. Bu işlem esnasında önem gösterilmesi gereken kısım, modelin karmaşık, hassas ya da daha önem arz eden alanlarının daha fazla sayıda eleman ile oluşturulması gerekliliğidir.

#### **Sınır koşulları (Boundary Conditions)**

Modelin hangi bölgesinden kuvvet uygulanacağı ve cismin hangi bölgesinden sabitleme yapılacağı belirlendiği aşamadır. Kısacası gerilmeler ve yer değiştirmeler için sınır koşullarını içerir (Geng ve ark., 2001).

#### **Gerilim (Stress)**

Bir cismin, birim alanına uygulanan kuvvete karşılık gösterdiği direnç miktarını ifade eder. Kuvvetin, cismin yüzey alanına oranı stres miktarını verir ve birimi Paskal

(P)'dır. Cisimlerin yükleme koşullarına göre fiziksel özelliklerinin ve dayanıklılıklarının tespit edilmesi için stres kavramı önemlidir. Cisme deformasyona yol açabilecek bir kuvvet uygulandığında cisimde tepki olarak iç gerilmeler meydana gelir. Bu gerilmeler 3 farklı başlıkta incelenmektedir:

Çekme Gerilmesi (tensile stress); aynı doğrultuda fakat ters yöndeki iki kuvvetin bir cismi etkilemesi ve moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlaması ile meydana gelir.

Sıkışma Gerilmesi (compressive stress); aynı doğrultuda fakat ters yönlü iki kuvvetin bir cismi etkilemesi ve moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlaması ile meydana gelir.

Makaslama (kesme) Gerilmesi (shear stress); farklı düzlemde ve farklı yönlerdeki iki kuvvetin cismin moleküllerinin birbiri üzerinden kaymasına neden olması ile meydana gelir (Çankaya, 2005; Sakaguchi ve Powers, 2012; Sancaklı, 2006).

Üç boyutlu eleman modellerinde, makaslama gerilimlerinin sıfır olduğu kabul edilir ve principal gerilim değerlerine ulaşılır. Asal gerilim değerleri, kemik gibi kırılabilir cisimler için kullanılır. Max. principal gerilim pozitif bir değerdir ve en yüksek gerilim stresini gösterirken, min. principal gerilim ise negatif bir değerdir ve en yüksek sıkışma gerilimini gösterir. Sonuçlar incelenirken hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük çıkmışsa, eleman o stres tipinin etkisi altında olarak yorumlanır (Ebrahimi, 2012; Wakabayashi ve ark., 2008).

### **Gerinim (Strain)**

Bir katı cisme kuvvet uygulandığında uygulanan kuvvet doğrultusunda mutlaka cisimde şekil değişikliği, bir diğer adıyla deformasyon gerçekleşir. Gerilim, bir kuvvetken ve birimi ile ifade edilirken, gerinim bir kuvvet değildir ve birimi yoktur. Gerinim, cisme bir kuvvet uygulandığında oluşan gerilim ile birlikte meydana gelen deformasyonun ölçütüdür. “ $\epsilon$ ” ile ifade edilir. Bir cismin gerinim değerinden genellikle yüzde (%) ile bahsedilir.

Gerinim materyallere elastik ya da plastik deformasyon şeklinde etki edebilir. Elastik deformasyonda uygulanan kuvvet geri çekildiğinde materyal eski haline geri dönerken, plastik deformasyonda uygulanan kuvvet geri çekilse de materyalde kalıcı bir şekil değişikliği meydana gelmektedir. Eğer uygulanan kuvvetin büyüklüğü cismin dayanamayacağı bir gerilim değerini aşarsa kırılma ya da kopma meydana gelir. Elastik

ve plastik deformasyon haricinde elasto-plastik deformasyon ise cismin hem bir miktar elastik deformasyon gösterdiği hem de şeklinin kalıcı olarak değişim gösterdiği anlamına gelmektedir (Askeland ve ark., 2003; Shigley ve ark., 2004).

### **Hooke Kanunu**

Bir materyalin geriniminin, gerilim miktarı ile doğrusal bir ilişkiye sahip olduğunu öne süren kanundur. Uygulanan kuvvet neticesinde materyalde ne kadar bozulma olacağını tahmini gerilim ve gerinim arasındaki bağıntıyı gösteren eğriye bakarak belirler. Bu eğri üzerinde kuvvet katsayısına (k) bakılarak cismin sertlik derecesi belirlenir. Rijit cisimlerin esneklik çarpanı yüksekken, esnek cisimlerin esneklik çarpanı düşüktür (Wilson ve ark., 1973).

### **Elastiklik Katsayısı (Young's Modulus)**

Bir materyalin sertlik derecesini ifade eder. Gerilimin gerinime oranlanmasıyla hesaplanır. Young's katsayısı yüksek olan cisimlerin kuvvetler karşısında deformasyona uğraması, düşük katsayıya sahip cisimlerin deformasyona uğramasından daha güçtür. Katı bir cismin plastik deformasyona uğramadan katlanabileceği en yüksek değer elastik limit olarak adlandırılır (Shigley ve ark., 2004).

### **Von Mises Gerilmesi**

Esneyebilen materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak adlandırılır. SEA'da, kırılmaya karşı dayanıklılığın tespiti ve ölçümü için kullanılır. Cisim üzerindeki gerilmelerin hangi bölgelerde yoğunlaştığı ve dağılım gösterdiğini anlamaya yardımcı olur. Gerilmelerde farklılık gösteren bölgelerin daha kolay anlaşılabilmesi ve değerlendirilebilmesi için genellikle analiz sonuçlarında model üzerinde renk yelpazesi biçiminde gösterilir (Shigley ve ark., 2004; Adıgüzel, 2010).

### **Poisson Oranı**

Kuvvete maruz bırakılan bir cismin eninde meydana gelen uzamanın, boyunda meydana gelen uzamaya bölünmesiyle elde edilen değerdir. Genellikle cisimlerin poisson oranları 0 ile 0.5 değeri arasında seyretmektedir. Kuvvet uygulanan bir lastiğin boyunun uzamasına karşılık eninin daralması örnek olarak verilebilir (Adıgüzel, 2010).

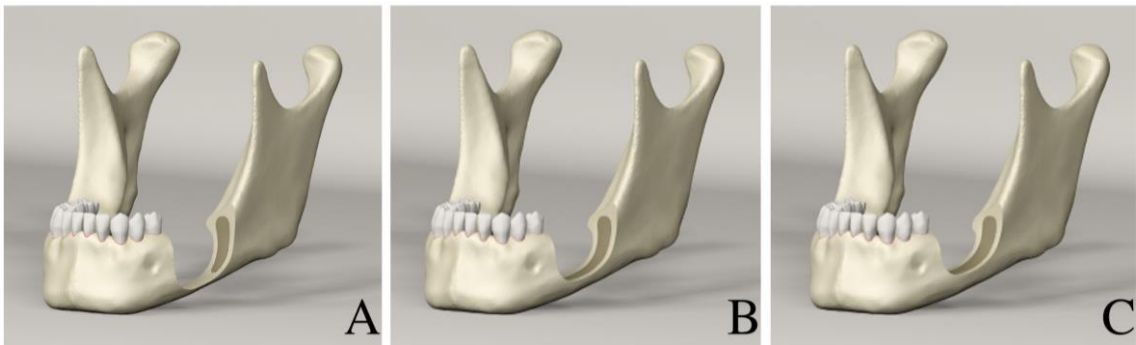
### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Limited Şirketi iş birliği ile İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri kapsamında tez projesi olarak gerçekleştirilmiştir.

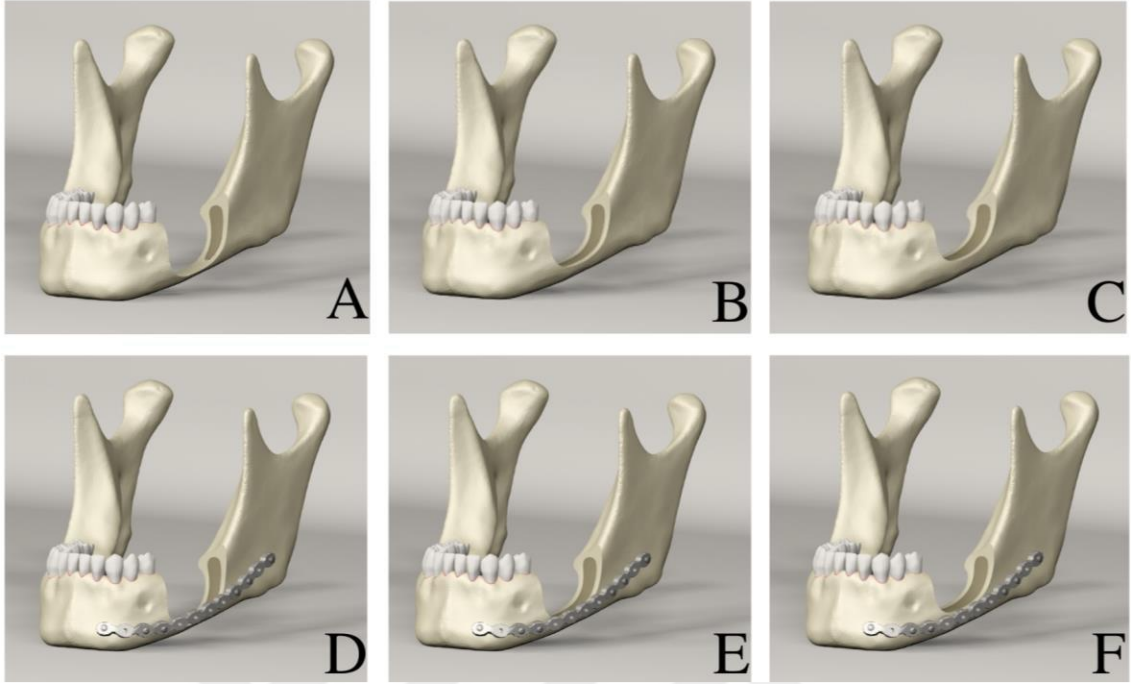
Bu çalışmada; mandibulanın sol korpus bölgesinde, sınırları ön-arka yönde 2. küçük azı dişinin distal hizasından başlayıp alt yirmiyeş dişinin distal hizasına kadar uzanan bir MMR gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan bu MMR sonrası çiğneme kuvvetlerine maruz kalan rezidüel kemik, plak ve vidalardaki stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri ve kemikteki yer değiştirmeler incelenmiştir. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

#### 3.1. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışmada mandibulanın sol tarafına MMR uygulanarak 6 ana model hazırlanmıştır. Gruplandırma rezeksiyon sahasının ön-arka yöndeki uzunluğu sabit tutularak sadece bazal kemikteki rezidüel kemik yüksekliği değiştirilerek yapılmıştır. Her birinden ikişer adet olmak üzere 3mm, 5mm ve 7 mm rezidüel kemik yüksekliği bırakılarak 2 grup oluşturulmuştur. 1. gruptaki 3 modele rekonstrüksiyon plağı uygulanmış, diğer gruptaki 3 modele plak uygulanmamıştır (Şekil 3.1-1, Şekil 3.1-2).



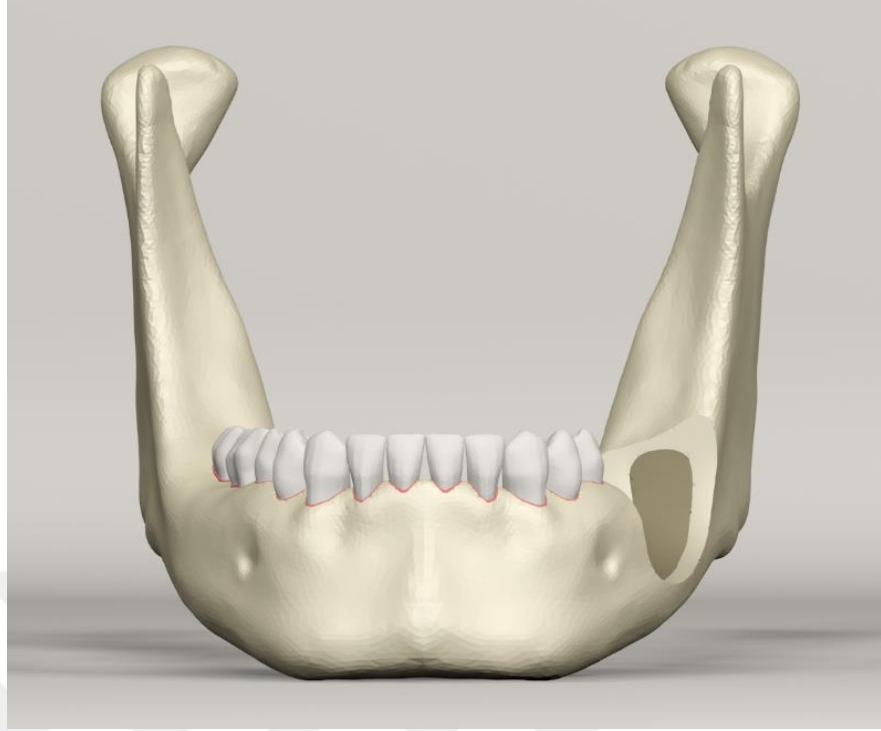
**Şekil 3.1-1: A, B, C’de sırasıyla 3mm, 5mm ve 7 mm’lik rezidüel kemikli modellerin kortikal ve spongioz kısımları**



**Şekil 3.1-2: A) Rezidüel 3 mm kemikli plaksız model B) Rezidüel 5 mm kemikli plaksız model C) Rezidüel 7 mm kemikli plaksız model D) Rezidüel 3 mm kemikli plaklı model E) Rezidüel 5 mm kemikli plaklı model F) Rezidüel 7 mm kemikli plaklı model**

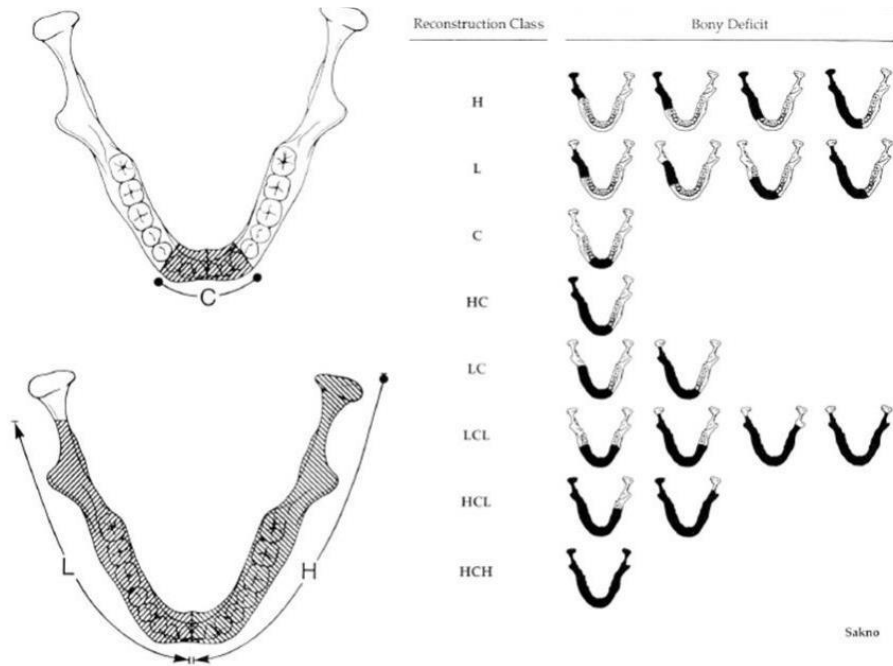
### 3.2. Model Oluşturulması

Analizin yapıldığı merkezin çevrimiçi kütüphanesinde bulunan Wheeler atlasından dişli bir mandibula kemik modeli seçilmiş ve modelin iskeleti üzerinden tüm modelleme aşamaları gerçekleştirilmiştir. 3 boyutlu oluşturulan modellerin hepsi spongioz kemik, kortikal kemik, dişler, periodontal ligament kısımlarını içerirken rekonstrüksiyon plağı uygulanan grupta ilave olarak titanyum rekonstrüksiyon plak ve vidalarını içermektedir. Mandibula kemiğinin üzerinde spongioz ve kortikal kemik kısımları belirlenmiş ve gösterilmiştir (Şekil 3.2-1).



**Şekil 3.2-1: Trabeküler ve kortikal kemiği modellenen mandibula**

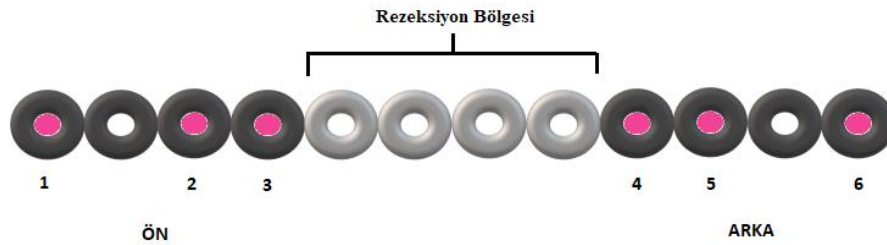
Bu çalışmada uygulanan MMR, mandibular rezeksiyon (HCL) sınıflamasına uygun olarak L (lateral) segment olarak belirlenmiştir (Boyd ve ark., 1993).



**Şekil 3.2-2: HCL (Boyd) sınıflaması (Boyd ve ark., 1993).**

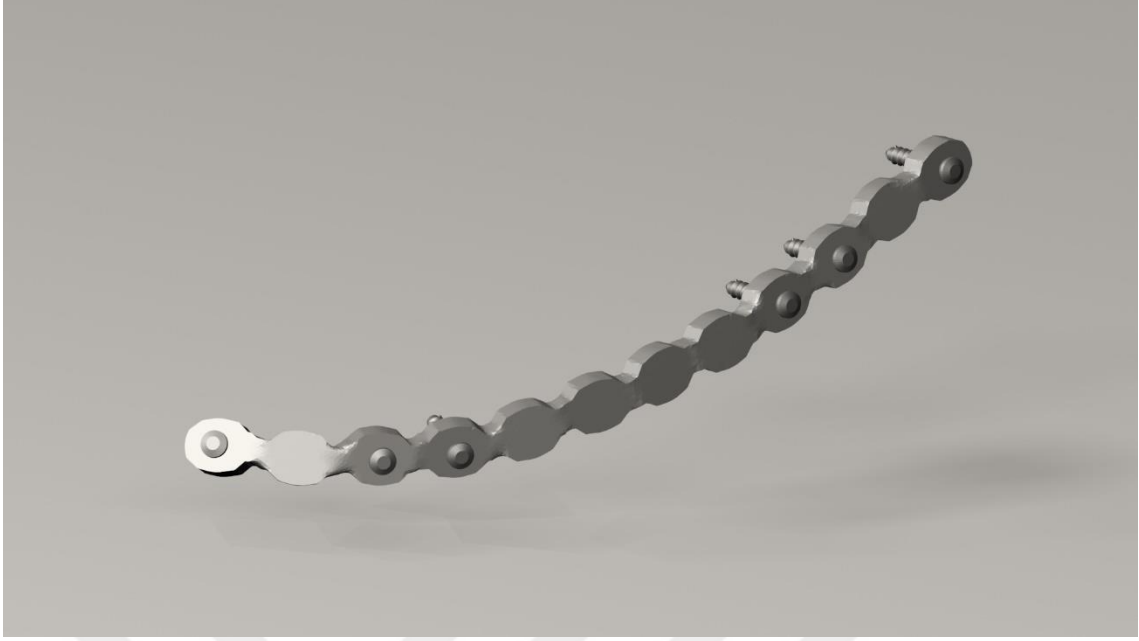
Rezeksiyonun sınırları, mandibulanın sol tarafında olmak üzere ön-arka yönde 2. küçük azı dişinin distal hizasından başlayıp alt yirmiyaş dişinin distal hizasına kadar uzanmaktadır. Rezidüel kemik miktarları 3 mm (2 adet), 5 mm (2 adet), 7 mm (2 adet) olan toplam 6 farklı model, iki farklı gruba ayrılmıştır. Rezeksiyon sahasının mesial ve distal köşeleri tüm gruplarda yuvarlatılmış olarak kurgulanmıştır.

Modelleme 3 modelde rekonstrüksiyon plaklı ve vidalı, diğer 3 modelde ise rekonstrüksiyon plaksız olarak hazırlanmıştır. Plak ve vidalı grupta kullanılmak üzere 12 delikli ve 2.5 mm kalınlığında düz kilitli sistem rekonstrüksiyon plağı (Şekil 3.2-4), 2,5 mm çapında ve 10 mm boyunda kilitli sistem rekonstrüksiyon plağı vidası modellenmiştir (Şekil 3.2-6). Tüm plaklı modellerde kullanılan vida sayısı ve vidaların konumlandırılması aynı şekilde yapılmıştır. Rezeksiyon bölgesinden periferie doğru sırasıyla 1., 2. ve 4. deliklere vida yerleştirilmiş, 3. delik boş bırakılmıştır. Rezeksiyonun ön bölgesinde kalan alanda vidalar önden arkaya 1,2 ve 3 olarak, posteriorunda kalan vidalar önden arkaya 4,5 ve 6 olarak numaralandırılmıştır. Şekil 3.2-3’de plak ve vidalar temsili olarak gösterilmiştir.



**Şekil 3.2-3: Rekonstrüksiyon plağı üzerinde vidaların yerleşimi**

Modeller oluşturulduktan sonra Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderilmiştir. Rhinoceros yazılımında Boolean yöntemi kullanılarak rekonstrüksiyon plak ve vidaları, mandibulanın korteksinin dış yüzeyiyle tam temas edecek şekilde hazırlanmış ve kuvvet iletimi sağlanmıştır. Plak ve vidaların fiziksel özellikleri Ti6Al4V alaşımının değerleri kullanılarak yazılıma atanmıştır.



**Şekil 3.2-4: Modellenen rekonstrüksiyon plağı ve vidaları**

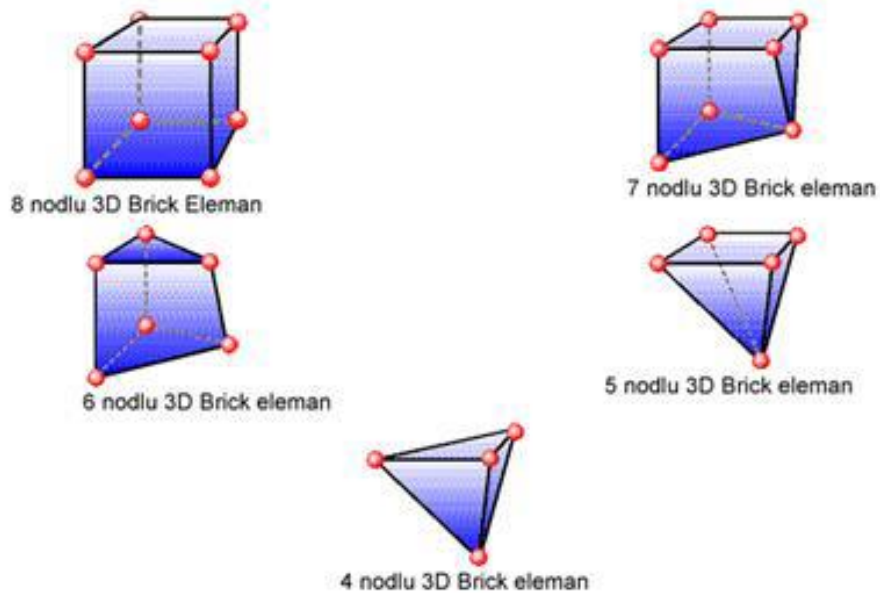
VR Mesh yazılımında hazırlanan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır (Şekil 3.2-5). Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için, seçilen çene kemiğinin modelinin boyutları göz önüne alınarak ve programın el verdiği ölçüde mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

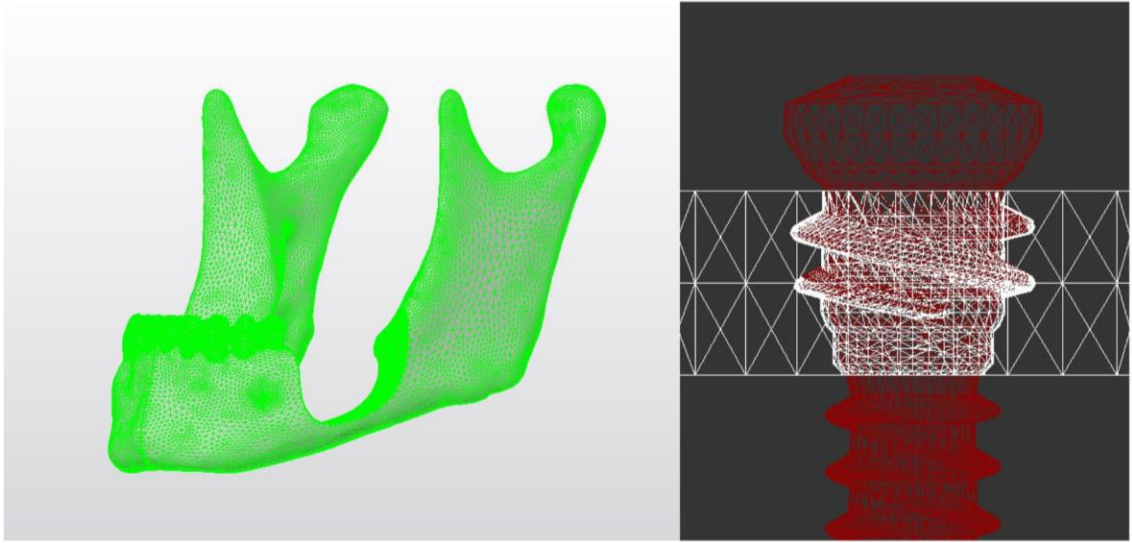
Tablo 3.2-1: Çalışmada oluşturulan grupların eleman ve düğüm sayıları.

| Model |         | Eleman  |         | Düğüm  |        |
|-------|---------|---------|---------|--------|--------|
|       |         | RMOL    | INC     | RMOL   | INC    |
| 3 mm  | Plaklı  | 1381352 | 1381352 | 313185 | 313185 |
|       | Plaksız | 979623  | 979623  | 220227 | 220227 |
| 5 mm  | Plaklı  | 1414605 | 1414605 | 315237 | 315237 |
|       | Plaksız | 1000160 | 1000160 | 224965 | 224965 |
| 7 mm  | Plaklı  | 1650825 | 1650825 | 352256 | 352256 |
|       | Plaksız | 1298628 | 1298628 | 273963 | 273963 |

Modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro yazılımı modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.



Şekil 3.2-5: Ağ yapısı oluşturulurken kullanılan eleman çeşitleri.



**Şekil 3.2-6: Çene modelinin ve vida modelinin ağ yapısının oluşturulması.**

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak değerlendirilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır.

Çalışmada kullanılan 3 boyutlu ağ yapısının hazırlanması ve homojenize hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonrasında sonlu elemanlar analizinin yapılması için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından faydalanılmıştır.

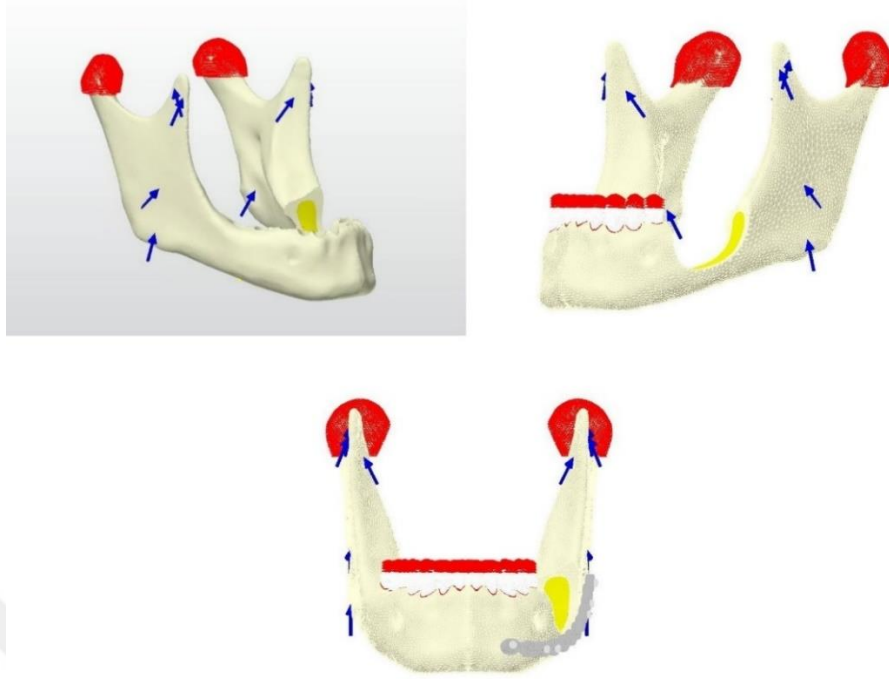
### **3.3. Sınır Koşullarının Tayini**

Bu aşamada modellere uygulanacak çiğneme kuvvetlerinin yönü ve büyüklüğü tayin edilmiştir. Çalışmada gerçekçi klinik sonuçlara ulaşmak adına çiğneme kaslarının etkileri de değerlendirmeye katılmıştır. Bu nedenle derin ve yüzeysel masseter, anterior, orta ve posterior temporalis, medial pterygoid kaslarının çiğneme kuvvetleri sağ

unilateral molar çiğnemesi (RMOL) ve insizal dişlerle ısırma (INC) için ayrı ayrı simüle edilmiştir. Kasların kuvvet vektörlerinin büyüklükleri Tablo 3.3-1’de, yönleri ise Şekil 3.3-1’de gösterilmiştir.

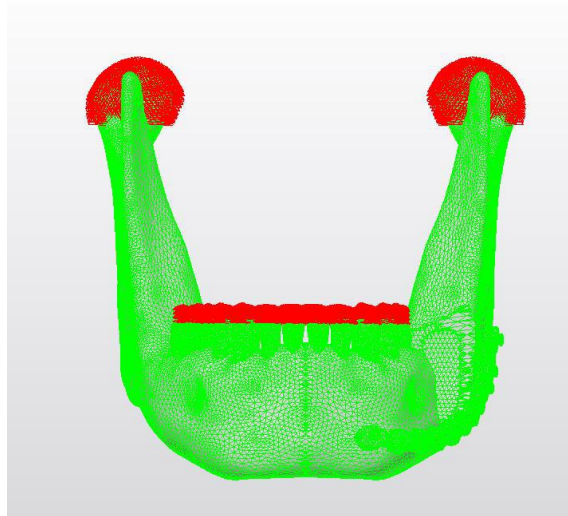
**Tablo 3.3-1: INC ve RMOL’de kaslara atanan kuvvetler (Huang ve ark., 2015)**

| Çiğneme                             | Tara<br>f | Düzle<br>m    | Kas kuvveti (N) |             |              |              |             |             |
|-------------------------------------|-----------|---------------|-----------------|-------------|--------------|--------------|-------------|-------------|
|                                     |           |               | SM              | DM          | MP           | AT           | MT          | PT          |
| INC (İnsizal Isırma)                | Sağ       | <b>Kuvvet</b> | <b>76,2</b>     | <b>21,2</b> | <b>136,3</b> | <b>12,6</b>  | <b>5,7</b>  | <b>3</b>    |
|                                     |           | Fx            | -15,8           | -11,6       | 66,3         | -1,9         | -1,3        | -0,6        |
|                                     |           | Fy            | -31,9           | 7,6         | -50,9        | -0,6         | 2,9         | 2,6         |
|                                     |           | Fz            | 67,3            | 16,1        | 107,8        | 12,5         | 4,8         | 1,4         |
|                                     | Sol       | <b>Kuvvet</b> | <b>76,2</b>     | <b>21,2</b> | <b>136,3</b> | <b>12,6</b>  | <b>5,7</b>  | <b>3</b>    |
|                                     |           | Fx            | -15,8           | -11,6       | 66,3         | -1,9         | -1,3        | -0,6        |
|                                     |           | Fy            | -31,9           | 7,6         | -50,9        | -0,6         | 2,9         | 2,6         |
|                                     |           | Fz            | 67,3            | 16,1        | 107,8        | 12,5         | 4,8         | 1,4         |
| RMOL (Sağ Unilateral Molar Çiğneme) | Sağ       | <b>Kuvvet</b> | <b>137,1</b>    | <b>58,8</b> | <b>146,8</b> | <b>115,3</b> | <b>63,1</b> | <b>44,6</b> |
|                                     |           | Fx            | -28,4           | -32,1       | 71,4         | -17,2        | -14         | -9,3        |
|                                     |           | Fy            | -57,4           | 21          | -54,8        | -5,1         | 31,5        | 38,1        |
|                                     |           | Fz            | 121,2           | 44,5        | 116,1        | 114          | 52,8        | 21,1        |
|                                     | Sol       | <b>Kuvvet</b> | <b>114,2</b>    | <b>49</b>   | <b>104,9</b> | <b>91,6</b>  | <b>64,1</b> | <b>29,5</b> |
|                                     |           | Fx            | 23,6            | 26,7        | -51          | 13,7         | 14,2        | 6,1         |
|                                     |           | Fy            | -47,9           | 17,5        | -39,1        | -4           | 32          | 25,2        |
|                                     |           | Fz            | 101             | 37,1        | 83           | 90,5         | 53,6        | 14          |



**Şekil 3.3-1: Çiğnemeyi oluşturan derin ve yüzeysel masseter, anterior, orta ve posterior temporalis, medial pterygoid kaslarının mandibulayı hareket ettirdiği doğrultular**

Sonlu elemanlar analizi yönteminde modellerin kuvvetler karşısındaki hareketlerinin de bu aşamada sınırlandırılması gerekmektedir. Uygulanan kuvvetler sonucu oluşacak yer değiştirmeyi engellemek için mandibula, kondilden ve üst dişlerin oklüzal bölgelerinden her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3.3-2).



**Şekil 3.3-2: Modelde istenmeyen hareketleri önlemek için kondillerden ve üst dişlerden yapılan sabitlemelerin kırmızı alanlar ile gösterimi**

### 3.4. Materyal Özellikleri

Modelleme safhasında kullanılan her materyalin Poisson oranı, Young's modülü ve gerilme dayanımı literatürden alınan verilere göre belirlenmiştir (R. Wong ve ark., 2012; Ko ve ark., 1992; Park ve Bronzino, 2003). Bu parametreler Tablo 3.4-1'de gösterilmiştir.

**Tablo 3.4-1: Modellemede kullanılan materyallerin mekanik özellikleri**

| Materyal             | Young's Modülü (MPa) | Poisson Oranı | Gerilme Dayanımı (MPa) |
|----------------------|----------------------|---------------|------------------------|
| Kortikal Kemik       | 14800                | 0,3           | 100                    |
| Spongioz Kemik       | 1850                 | 0,3           | 15                     |
| Dentin               | 18600                | 0,31          | -                      |
| Periodontal Ligament | 68,9                 | 0,45          | -                      |
| Titanyum (Ti-6Al-4V) | 110000               | 0,33          | 897                    |

### 3.5. Simülasyon Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Mandibula modellerinde oluşan stres, max. principal stres ve min. principal stres aracılığı ile rekonstrüksiyon plak ve vida sistemlerinde oluşan stres ise von Mises stres aracılığıyla ölçülmüş ve değerlendirilmiştir. Bu çalışmada mandibular kortikal kemiğin eşik değerleri max. principal stres için 100 MPa, min. principal stres için 170 MPa olarak kabul edilmiştir. Spongioz kemik için iki değer de 15 MPa olarak esas alınmıştır.

## 4. BULGULAR

Çalışmamızda MMR uygulanan mandibula modellerinde baziste kalan kemik miktarının çiğneme kuvvetleri altında dayanıma etkileri incelenirken, rekonstrüksiyon plağı uygulanması ve uygulanmamasının yarattığı etkiler de karşılaştırılmıştır. Toplamda 6 farklı model oluşturulmuştur. Simülasyonda bu 6 model üzerinde INC (insizal ısırma) ve RMOL (sağ unilateral molar çiğnemesi) ayrı ayrı uygulanmış, gerilme ve sıkışma stresleri ile yer değiştirmeler tespit edilmiştir.

Simülasyonların sonucunda ulaşılan değerler üç boyutlu mandibula modellerine renk skalası şeklinde yansıtılmaktadır. Bu skalaların aralığı her görselin sol üst kısmında yer almaktadır. Her renk sayısal bir değere karşılık gelmektedir. Streslerin yoğun olduğu bölgelerle doğru orantılı olarak modellerdeki renkler de değişim göstermektedir.

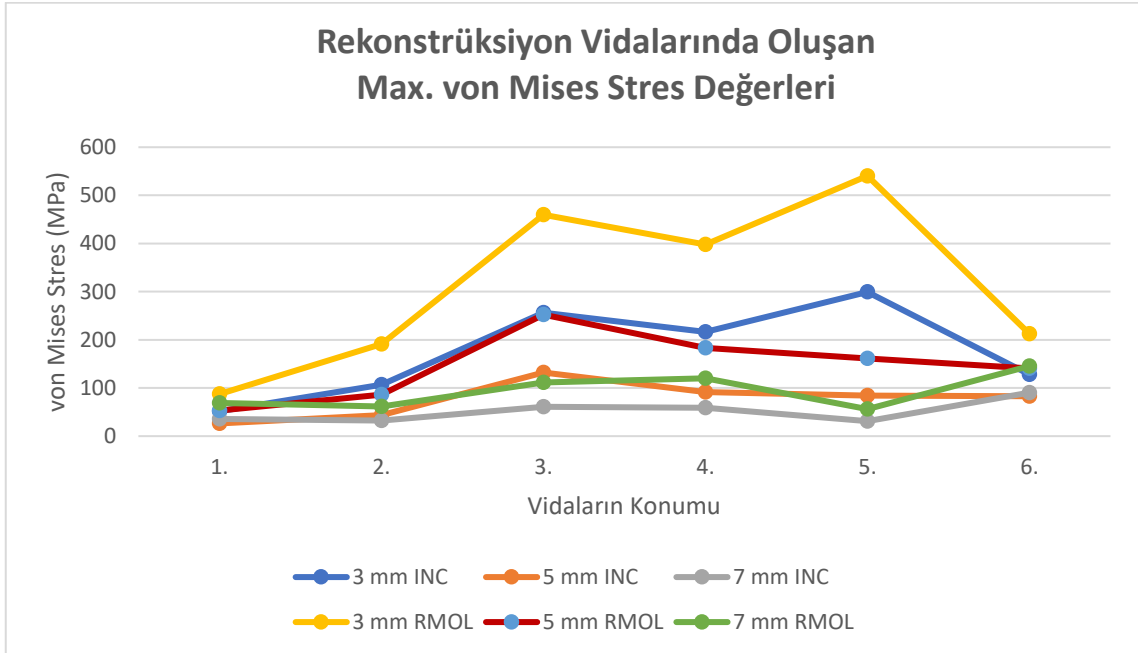
Çalışmamızda incelenen değerlerden olan gerilim stresleri (max. principal stres), von Mises stresleri, yer değiştirmeyi gösteren değerler pozitif değerlerken; sıkışma stresleri (min. principal stres) negatif değerlerdir. Negatif ve pozitif tüm sonuçların değerlendirilmesi mutlak değerli olarak yapılmaktadır (Ertem, 2010).

### 4.1. Rekonstrüksiyon Vidalarında Oluşan Stres Değerleri

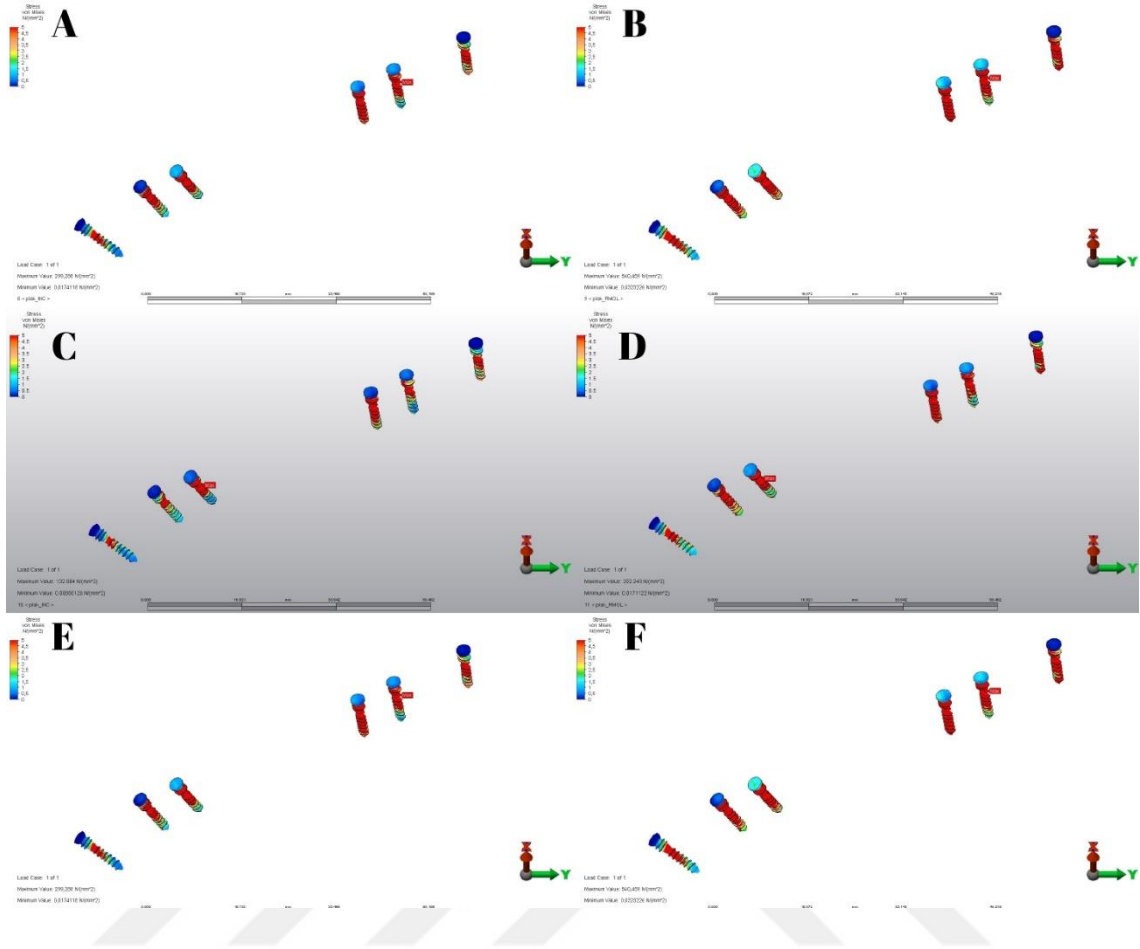
Rekonstrüksiyon plağı uygulanan gruplarda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri incelendi (Tablo 4.1-1, Grafik 1). En yüksek von Mises stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip olan modelde RMOL esnasında 5.vidada görülmüştür ve değeri 540,45 MPa'dır. INC esnasında en yüksek von Mises stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip olan modelde görülmüştür ve değeri 299,28 MPa'dır. Vidaların geneline bakıldığında en düşük von Mises stres değeri INC esnasında 5 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modeldeki plakta 1. rekonstrüksiyon vidasında görülmüştür ve değeri 26,34 MPa'dır.

**Tablo 4.1-1: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarında oluşan maksimum ve minimum von Mises stres değerleri (MPa)**

| Çiğneme                                | Rezidüel Kemik Miktarı | Max.von Mises |        |               |        |               |               | Min.von Mises |
|----------------------------------------|------------------------|---------------|--------|---------------|--------|---------------|---------------|---------------|
|                                        |                        | 1.            | 2.     | 3.            | 4.     | 5.            | 6.            |               |
| INC<br>(İnsizal Isırma)                | 3 mm                   | 51,59         | 106,54 | 256,02        | 216,74 | <b>299,28</b> | 127,83        | 0,0174        |
|                                        | 5 mm                   | 26,34         | 43,90  | <b>132,08</b> | 91,56  | 84,04         | 82,63         | 0,0085        |
|                                        | 7 mm                   | 35,60         | 32,26  | 60,65         | 58,81  | 31,11         | <b>90,32</b>  | 0,1877        |
| RMOL<br>(Sağ Unilateral Molar Çiğneme) | 3 mm                   | 87,28         | 191,21 | 459,90        | 398,14 | <b>540,45</b> | 212,70        | 0,0323        |
|                                        | 5 mm                   | 53,09         | 86,03  | <b>252,24</b> | 183,49 | 161,55        | 140,54        | 0,0171        |
|                                        | 7 mm                   | 68,93         | 61,35  | 111,59        | 119,96 | 56,09         | <b>145,37</b> | 0,0195        |



**Grafik 1: Rekonstrüksiyon vidalarında oluşan max. von Mises stres değerleri**



**Şekil 4.1-1: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarında oluşan maksimum ve minimum von Mises stres değerleri görülmektedir; A) INC'de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri, B) RMOL'de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri, C) INC'de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri, D) RMOL'de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri, E) INC'de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri, F) RMOL'de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda vidalarda oluşan von Mises stres değerleri**

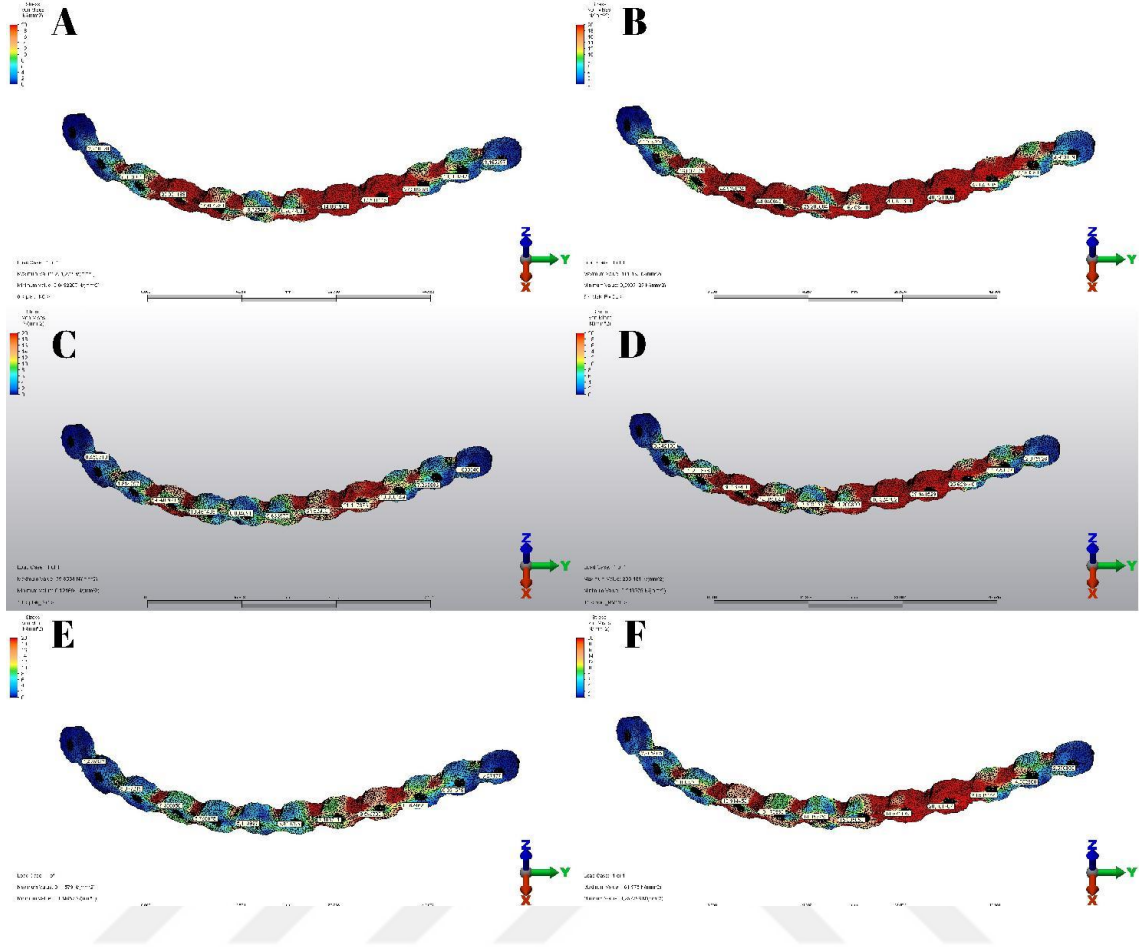
## 4.2. Rekonstrüksiyon Plaklarında Oluşan Stres Değerleri

### 4.2.1. Plak Gövdesindeki Ayrım Noktalarının von Mises Stres Değerleri

Rekonstrüksiyon plağı uygulanan gruplarda plak gövdesindeki ayrım noktalarında ortaya çıkan von Mises stres değerleri belirlendi (Tablo 4.2-1). En yüksek von Mises stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında - rezeksiyonun posteroinferior kısmına denk gelen- 8. ayrım noktasında görülmüştür ve değeri 48,72 MPa'dır. INC esnasında görülen en yüksek von Mises stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde 8. ayrım noktasında görülmüştür ve değeri 47,54 MPa'dır. Tüm plaklara bakıldığında plak ayrım noktalarındaki en düşük von Mises stres değeri INC esnasında 5 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modeldeki plakta 1. ayrım noktasında görülmüştür ve değeri 0,45 MPa'dır.

**Tablo 4.2-1: Plak uygulanan gruplarda 12 delikli plak gövdesindeki ayrım noktalarının von Mises stres değerleri (MPa)**

| Çiğneme                                         | Rezidüel Kemik Miktarı | Plak Gövdesindeki Ayrım Noktaları |       |       |       |       |       |       |       |       |       |      |
|-------------------------------------------------|------------------------|-----------------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------|
|                                                 |                        | 1.                                | 2.    | 3.    | 4.    | 5.    | 6.    | 7.    | 8.    | 9.    | 10.   | 11.  |
| INC<br>(İnsizal<br>Isırma)                      | 3 mm                   | 2,71                              | 6,13  | 22,00 | 17,40 | 15,72 | 8,96  | 14,86 | 47,54 | 27,30 | 13,88 | 3,16 |
|                                                 | 5 mm                   | 0,45                              | 4,81  | 9,94  | 10,45 | 8,88  | 5,66  | 6,95  | 21,11 | 13,00 | 7,26  | 1,68 |
|                                                 | 7 mm                   | 1,47                              | 5,87  | 9,38  | 5,76  | 5,11  | 6,44  | 7,40  | 9,54  | 10,62 | 5,93  | 1,42 |
| RMOL<br>(Sağ<br>Unilateral<br>Molar<br>Çiğneme) | 3 mm                   | 4,25                              | 16,03 | 44,92 | 44,84 | 25,28 | 16,40 | 44,07 | 48,72 | 47,84 | 17,15 | 4,91 |
|                                                 | 5 mm                   | 0,94                              | 12,29 | 30,23 | 14,85 | 15,62 | 11,20 | 16,32 | 39,94 | 25,62 | 21,72 | 2,87 |
|                                                 | 7 mm                   | 2,96                              | 5,00  | 16,91 | 10,17 | 14,05 | 15,33 | 14,57 | 26,16 | 20,58 | 14,85 | 2,59 |



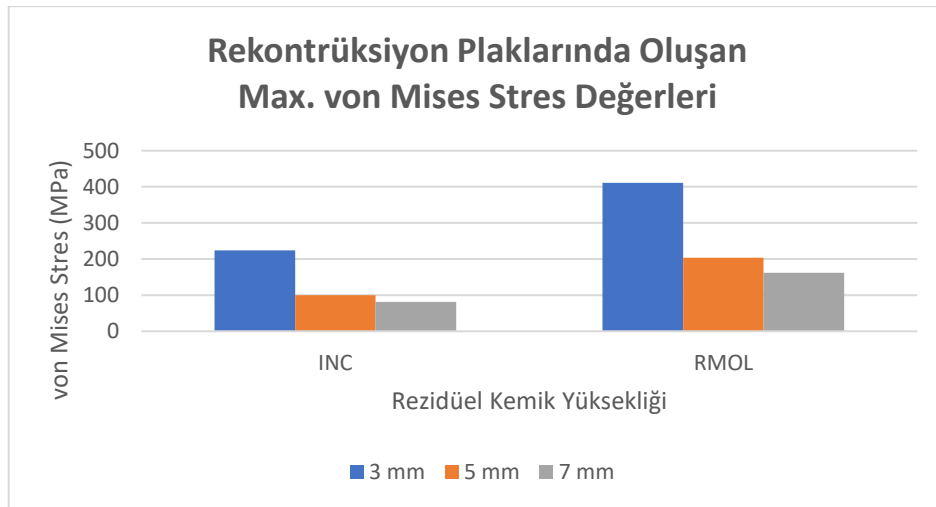
**Şekil 4.2-1: Plak uygulanan gruplarda 12 delikli plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri görülmektedir; A) INC'de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri, B) RMOL'de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri, C) INC'de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri, D) RMOL'de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri, E) INC'de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri, F) RMOL'de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki ayırım noktalarının von Mises stres değerleri**

#### 4.2.2. Plak Gövdesindeki von Mises Stres Değerleri

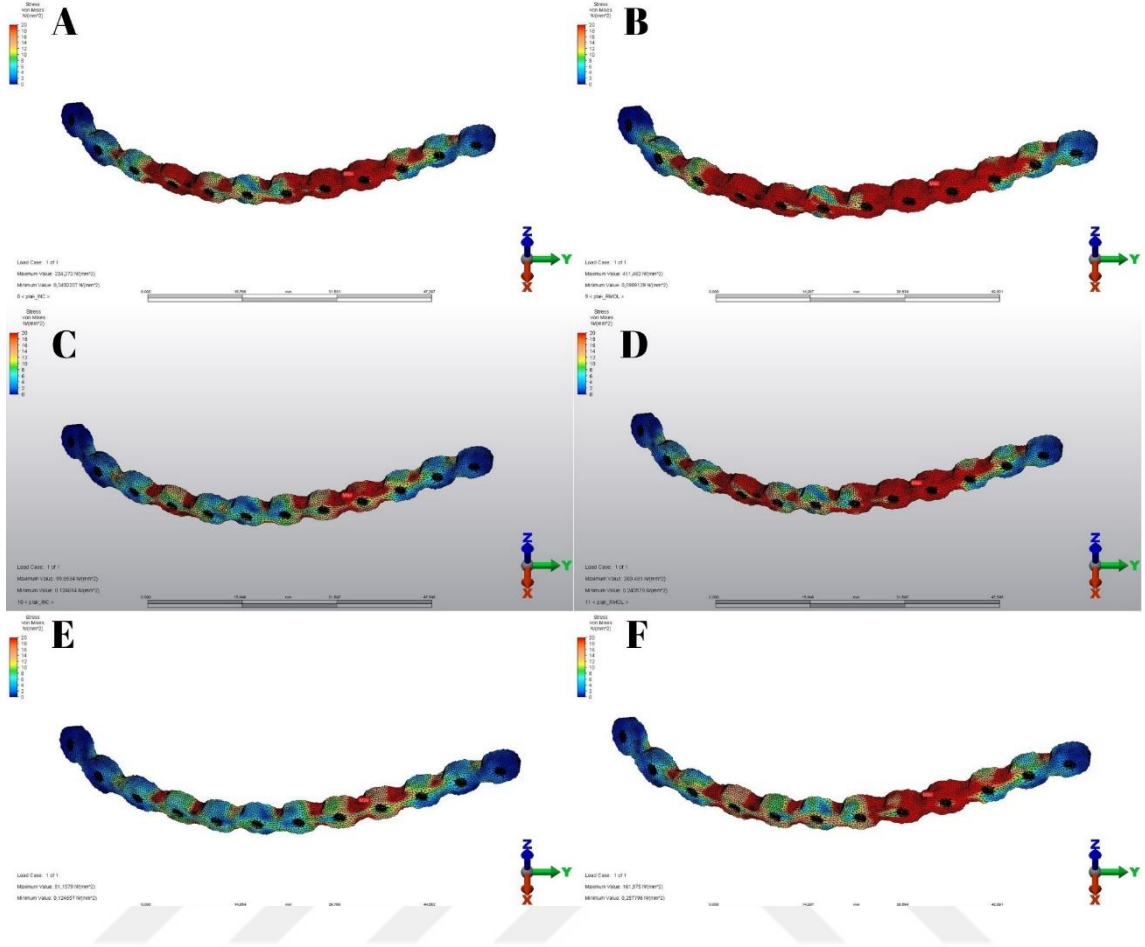
Rekonstrüksiyon plağı uygulanan gruplarda plak gövdesindeki maksimum ve minimum von Mises stres değerleri tespit edildi (Tablo 4.2-2, Grafik 2). En yüksek von Mises stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında görülmüştür ve değeri 411,46 MPa'dır. INC esnasında en yüksek von Mises stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde görülmüştür ve değeri 224,27 MPa'dır. Tüm plaklara bakıldığında plak gövdelerindeki en düşük von Mises stres değeri INC esnasında 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modeldeki plakta görülmüştür ve değeri 0,04 MPa'dır.

**Tablo 4.2-2: Plak uygulanan gruplarda plak gövdesindeki maksimum ve minimum von Mises stres değerleri (MPa).**

| Çiğneme                             | Rezidüel Kemik Miktarı | max. von Mises Değerleri | min. von Mises Değerleri |
|-------------------------------------|------------------------|--------------------------|--------------------------|
| INC (İnsizal Isırma)                | 3 mm                   | 224,27                   | 0,04                     |
|                                     | 5 mm                   | 99,85                    | 0,12                     |
|                                     | 7 mm                   | 81,15                    | 0,12                     |
| RMOL (Sağ Unilateral Molar Çiğneme) | 3 mm                   | 411,46                   | 0,09                     |
|                                     | 5 mm                   | 203,48                   | 0,24                     |
|                                     | 7 mm                   | 161,97                   | 0,25                     |



**Grafik 2: Rekonstrüksiyon plaklarında oluşan max. von Mises stres değerleri**



**Şekil 4.2-2: Plak uygulanan gruplarda plak gövdesindeki maksimum ve minimum von Mises stres değerleri görülmektedir; A) INC'de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri, B) RMOL'de, 3 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri, C) INC'de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri, D) RMOL'de, 5 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri, E) INC'de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri, F) RMOL'de, 7 mm rezidüel kemiğe sahip rezeksiyon grubunda plak gövdesindeki von Mises stres değerleri**

### **4.3. Mandibulada Oluşan Stres Değerleri**

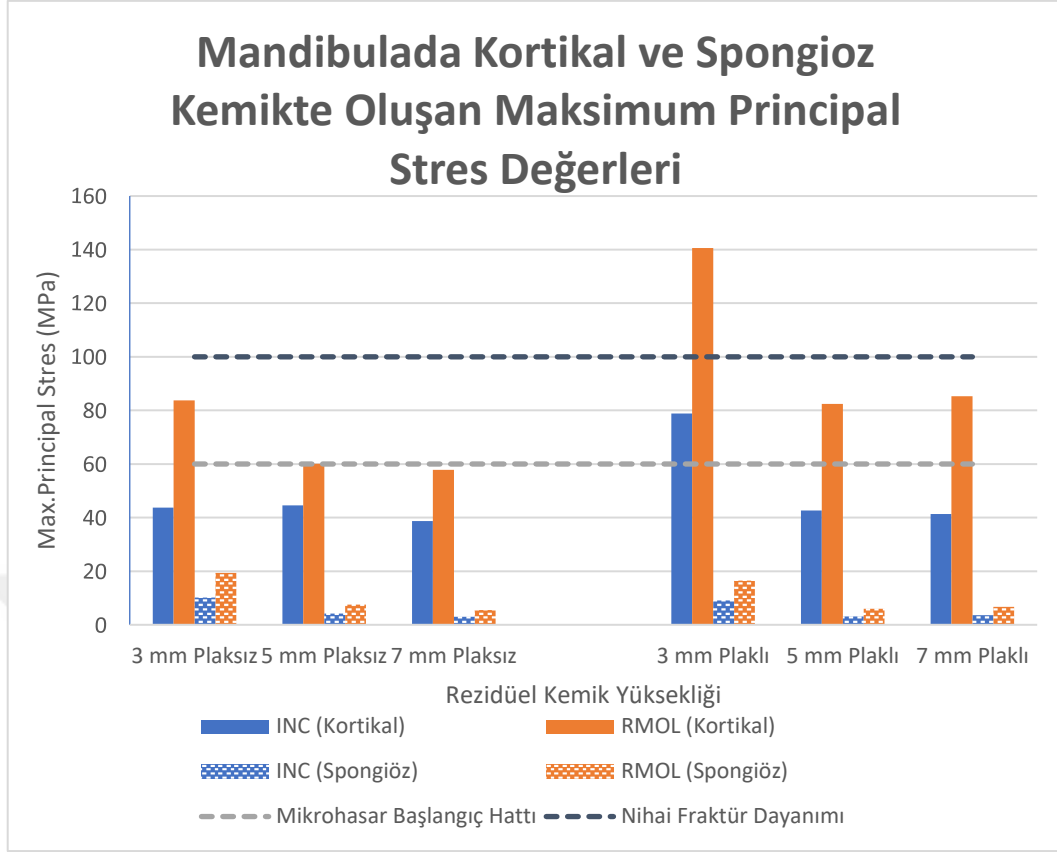
#### **4.3.1. Mandibulada Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri**

##### **4.3.1.1. Mandibulada Kortikal ve Spongios Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri**

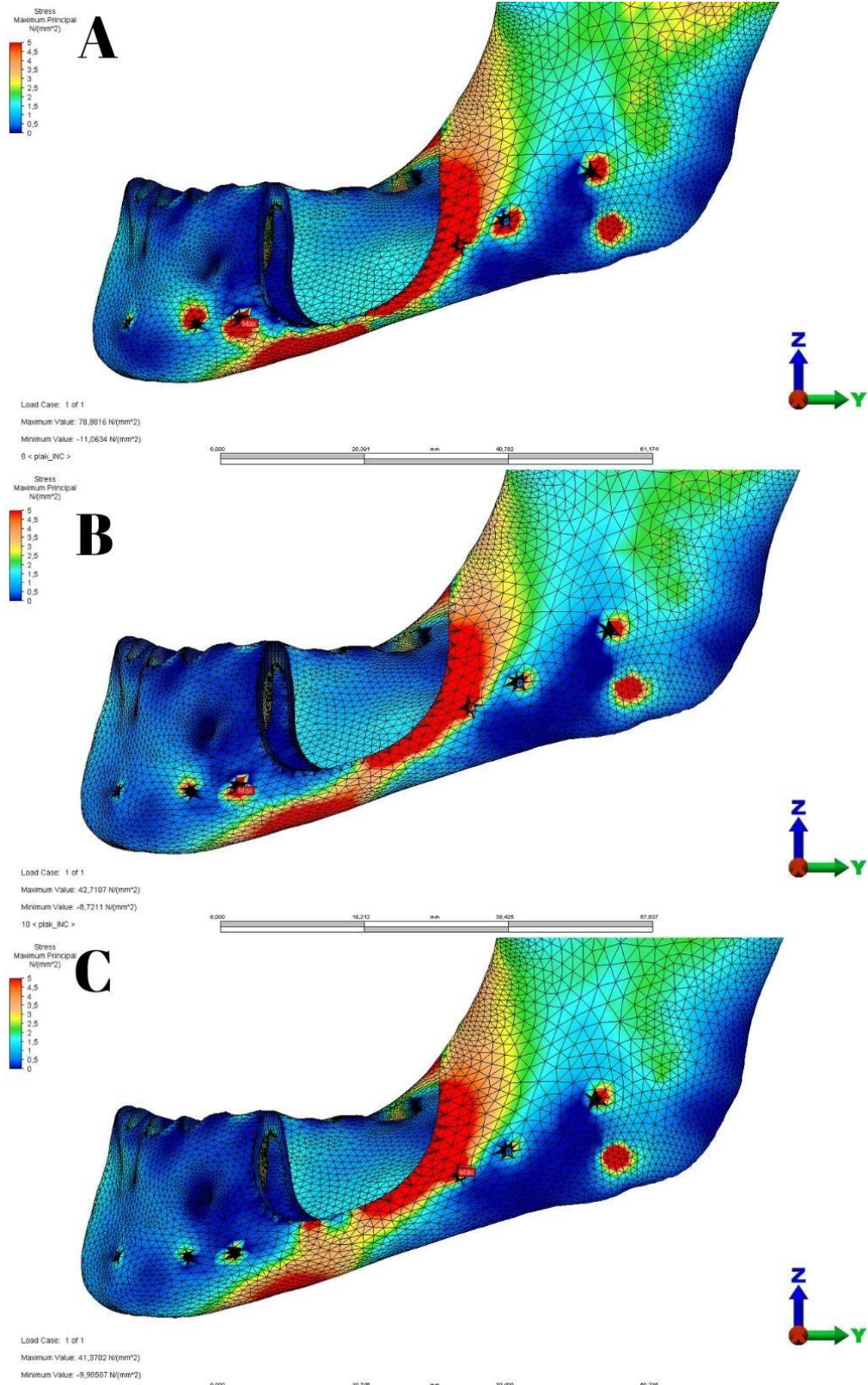
Tüm gruplarda mandibulada kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri ölçüldü (Tablo 4.3-1, Grafik 3). Kortikal kemikte en yüksek max. principal stres değeri plak uygulanan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında görülmüştür ve değeri 140,62 MPa'dır. Spongios kemikte en yüksek max. principal stres değeri plak uygulanmayan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında görülmüştür ve değeri 19,39 MPa'dır. INC esnasında en yüksek max. principal stres değeri kortikal kemikte, plak uygulanan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde görülmüştür ve değeri 78,88 MPa'dır. INC esnasında en yüksek max. principal stres değeri spongios kemikte, plak uygulanmayan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde görülmüştür ve değeri 10,22 MPa'dır. INC esnasında kortikal kemikte en düşük max. principal stres değeri plak uygulanan 7 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde görülmüştür ve değeri 41,37 MPa'dır. RMOL esnasında kortikal kemikte en düşük max. principal stres değeri plak uygulanmayan 7 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde görülmüştür ve değeri 57,83 MPa'dır.

**Tablo 4.3-1: Mandibulada kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri (MPa).**

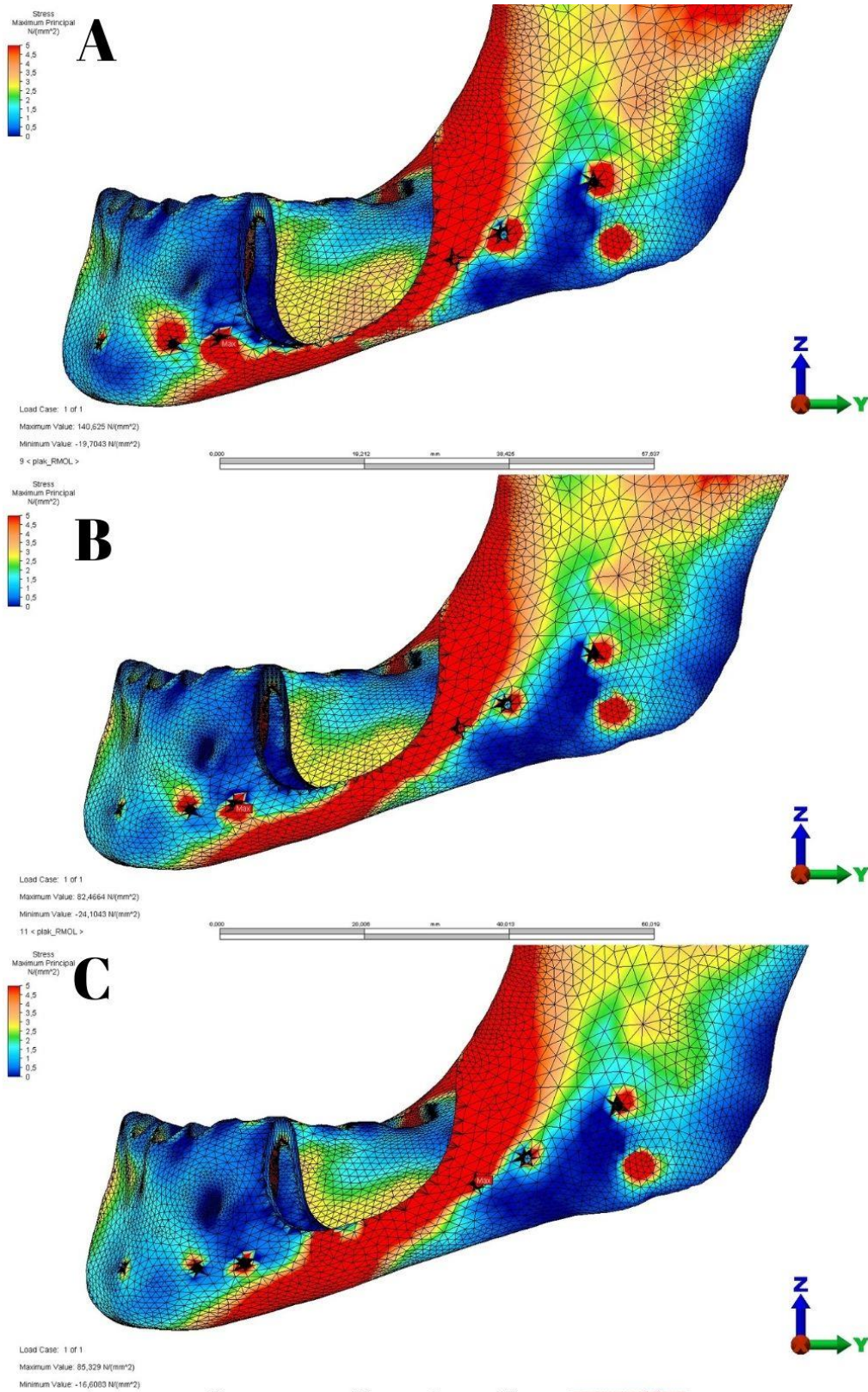
|                     | Çiğneme                                        | Rezidüel Kemik Miktarı | Mandibulada Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri |              |
|---------------------|------------------------------------------------|------------------------|-------------------------------------------------------|--------------|
|                     |                                                |                        | Kortikal                                              | Spongioz     |
| <b>Plaklı Grup</b>  | <b>INC<br/>(İnsizal Isırma)</b>                | 3 mm                   | <b>78,88</b>                                          | 9,14         |
|                     |                                                | 5 mm                   | 42,71                                                 | 3,07         |
|                     |                                                | 7 mm                   | 41,37                                                 | 3,61         |
|                     | <b>RMOL<br/>(Sağ Unilateral Molar Çiğneme)</b> | 3 mm                   | <b>140,62</b>                                         | 16,54        |
|                     |                                                | 5 mm                   | 82,46                                                 | 6,03         |
|                     |                                                | 7 mm                   | 85,32                                                 | 6,75         |
| <b>Plaksız Grup</b> | <b>INC<br/>(İnsizal Isırma)</b>                | 3 mm                   | 43,77                                                 | <b>10,22</b> |
|                     |                                                | 5 mm                   | 44,54                                                 | 4,25         |
|                     |                                                | 7 mm                   | 38,77                                                 | 3,05         |
|                     | <b>RMOL<br/>(Sağ Unilateral Molar Çiğneme)</b> | 3 mm                   | 83,71                                                 | <b>19,39</b> |
|                     |                                                | 5 mm                   | 60,06                                                 | 7,54         |
|                     |                                                | 7 mm                   | 57,83                                                 | 5,45         |



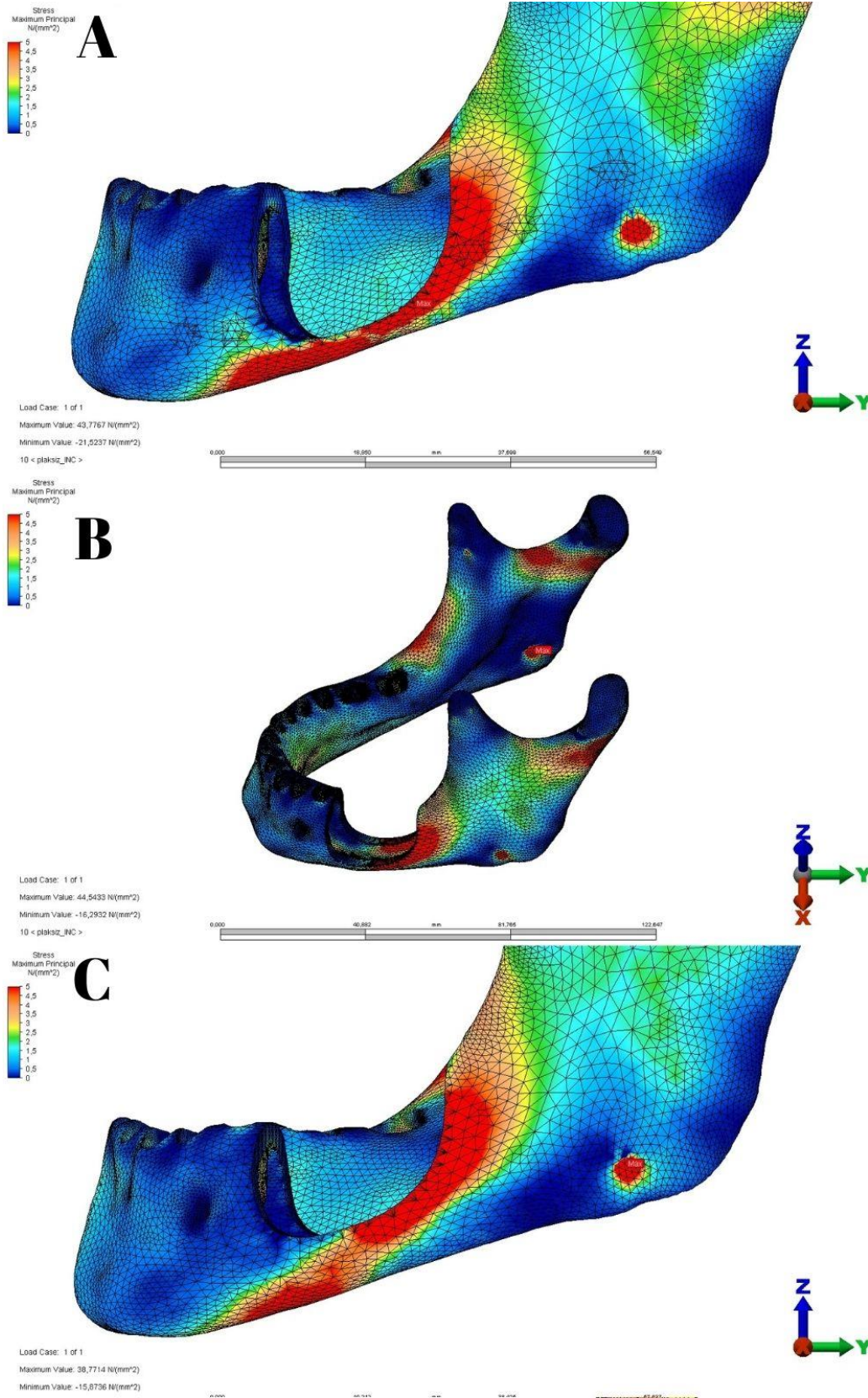
**Grafik 3: Mandibulada kortikal ve spongios kemikte oluşan max. principal stres değerleri**



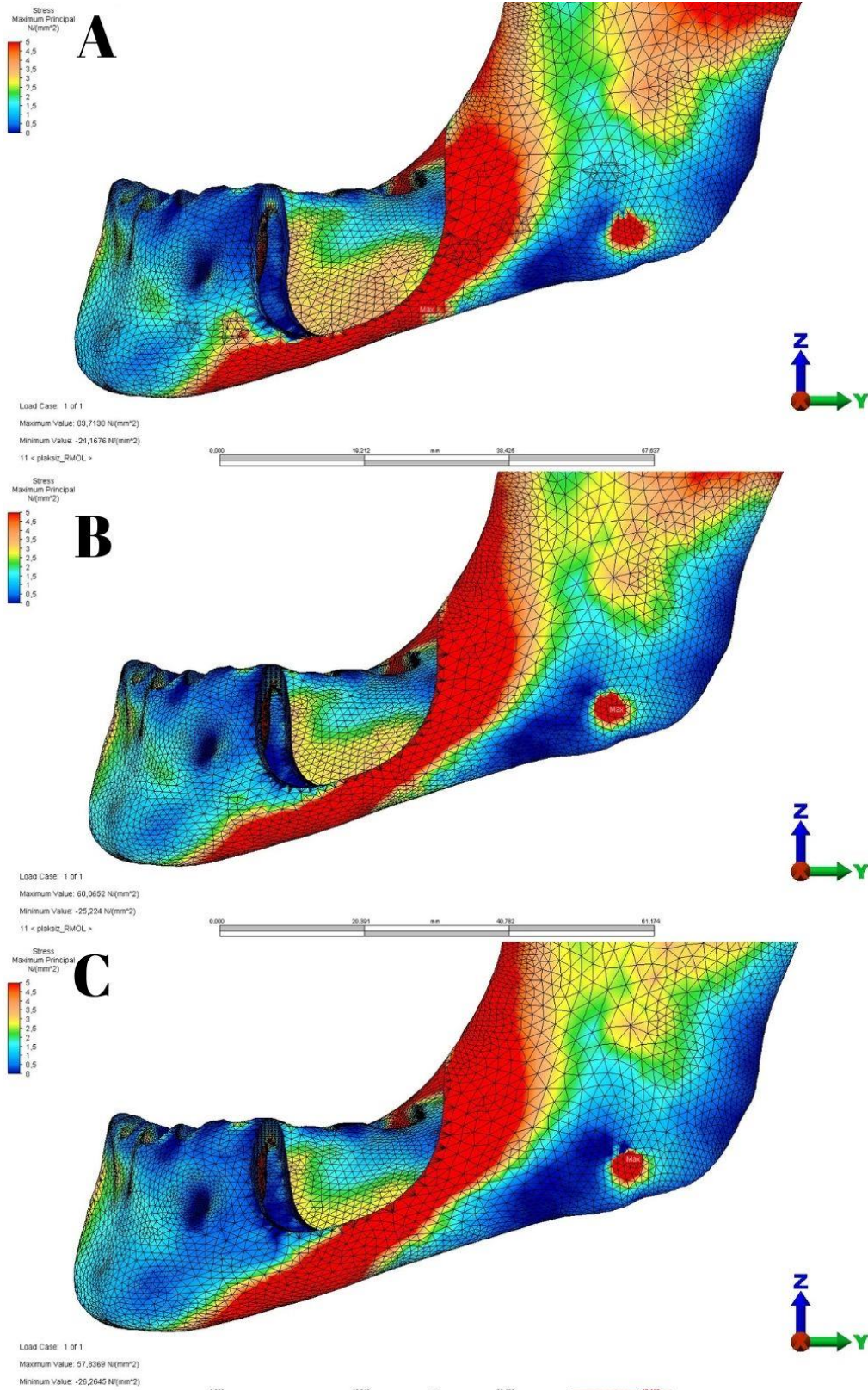
**Şekil 4.3-1: Plak uygulanan modellerde INC'de max. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



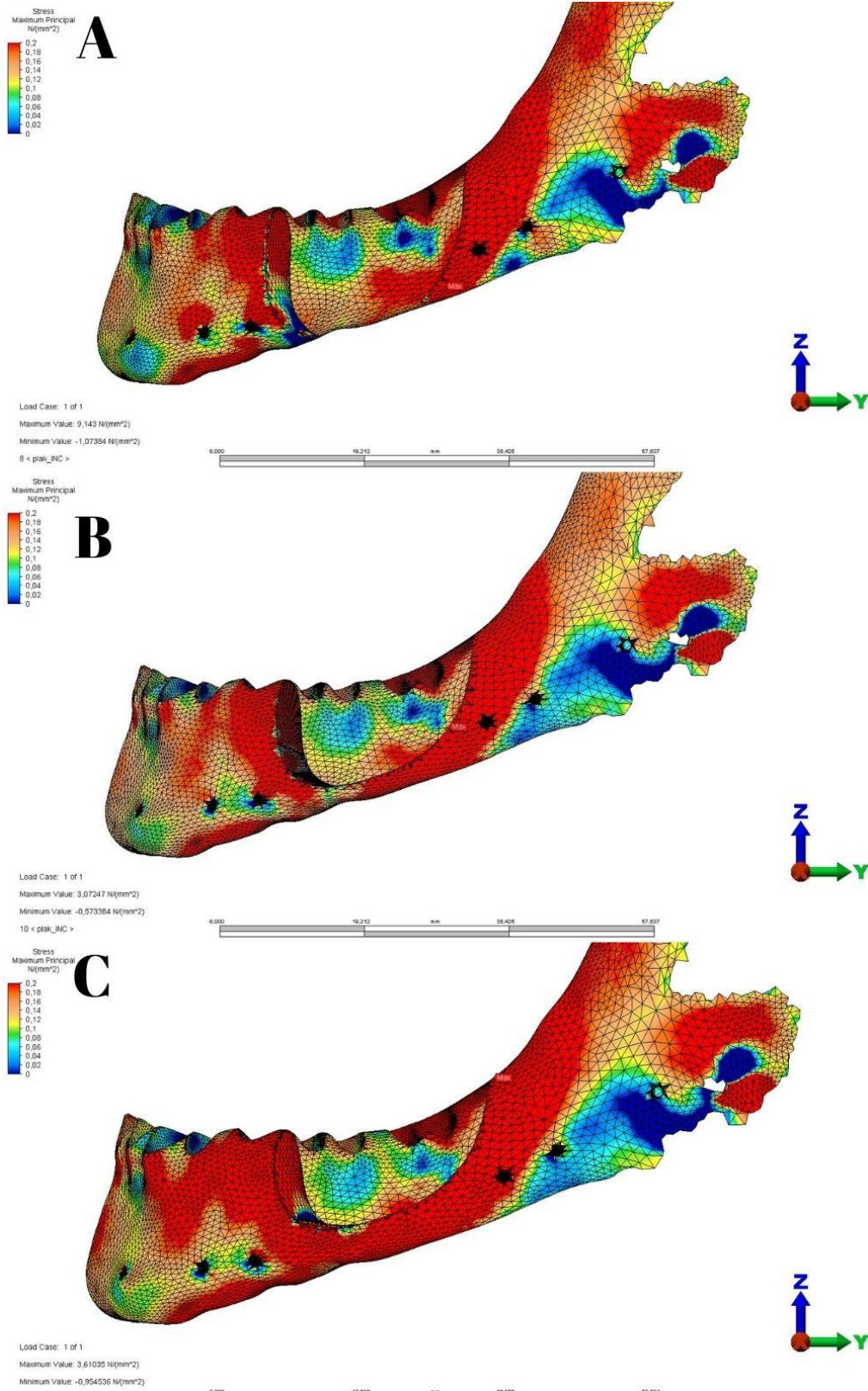
**Şekil 4.3-2: Plak uygulanan modellerde RMOL'de max. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



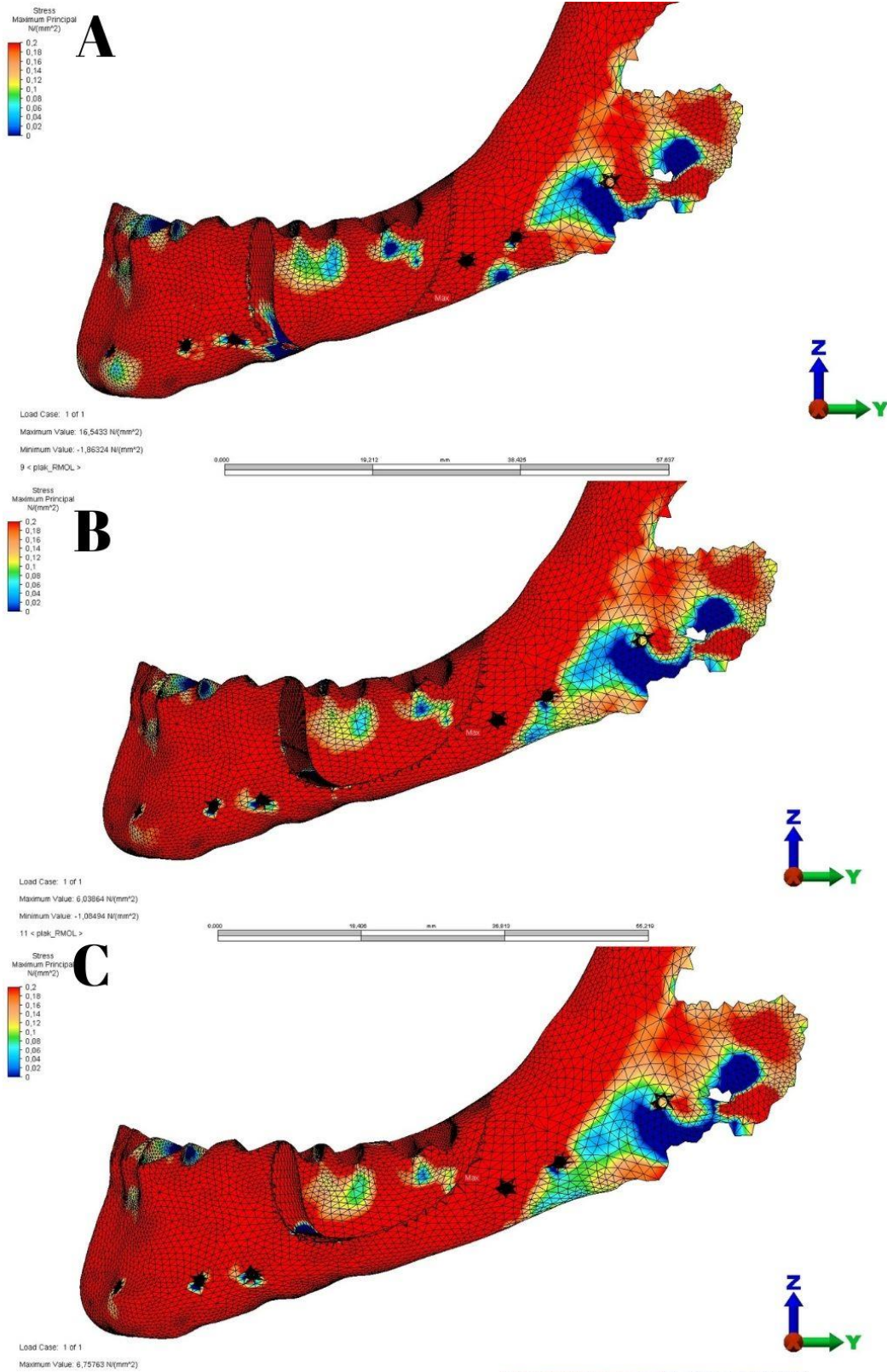
**Şekil 4.3-3: Plak uygulanmayan modellerde INC’de max. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



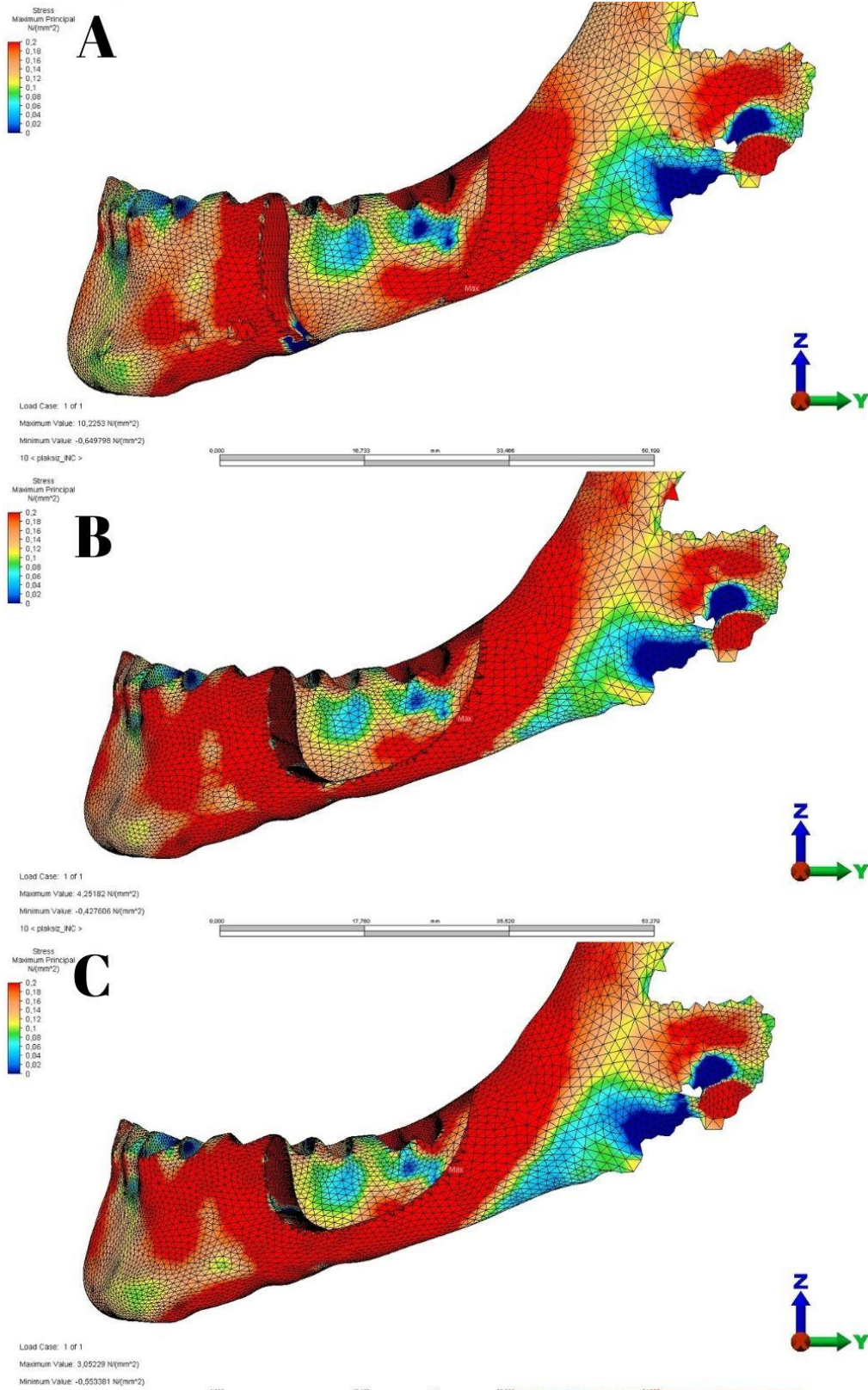
**Şekil 4.3-4: Plak uygulanmayan modellerde RMOL'de max. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



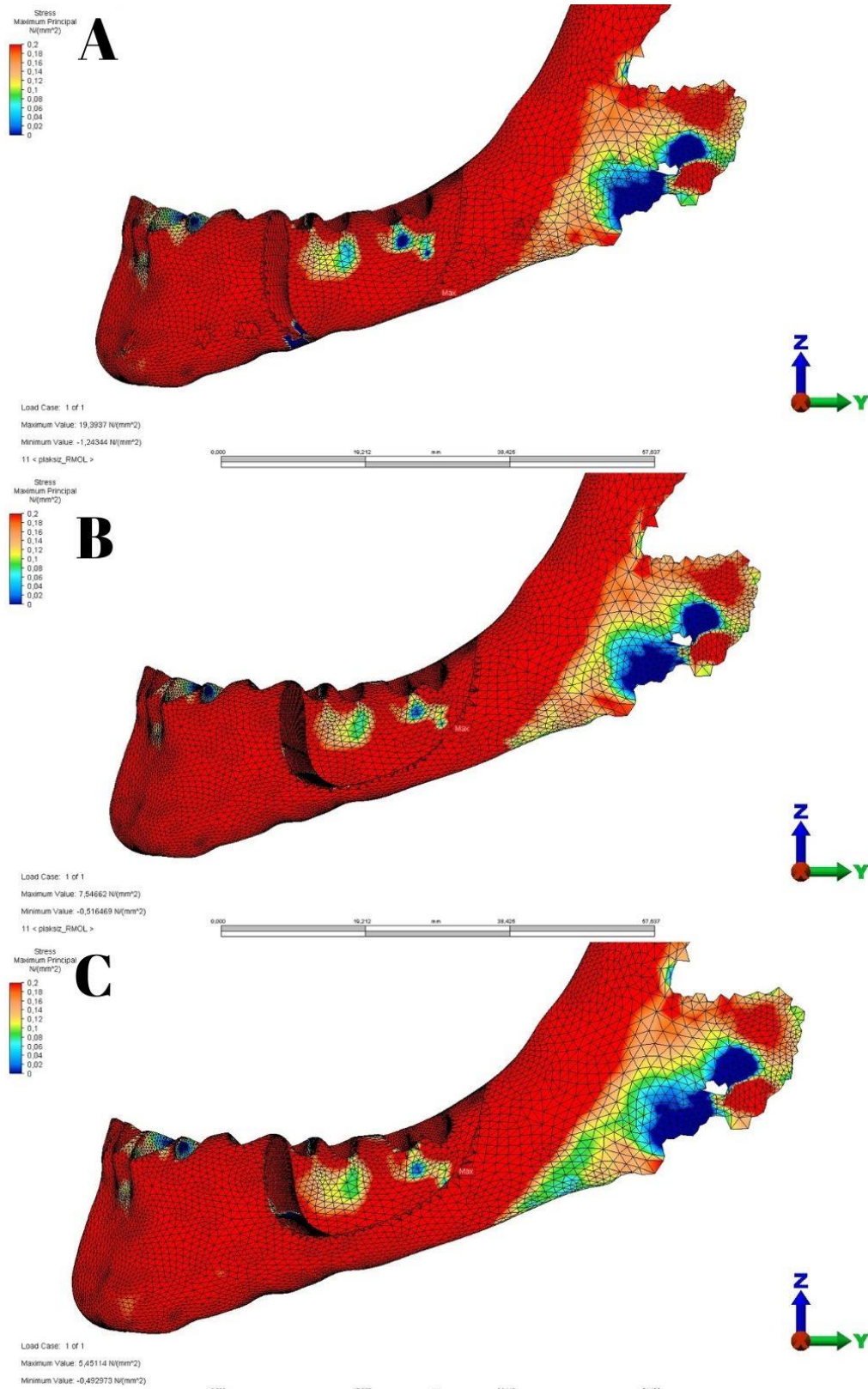
**Şekil 4.3-5: Plak uygulanan modellerde INC'de max. principal stres değerinin spongioz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.3-6: Plak uygulanan modellerde RMOL'de max. principal stres değerinin spongios kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



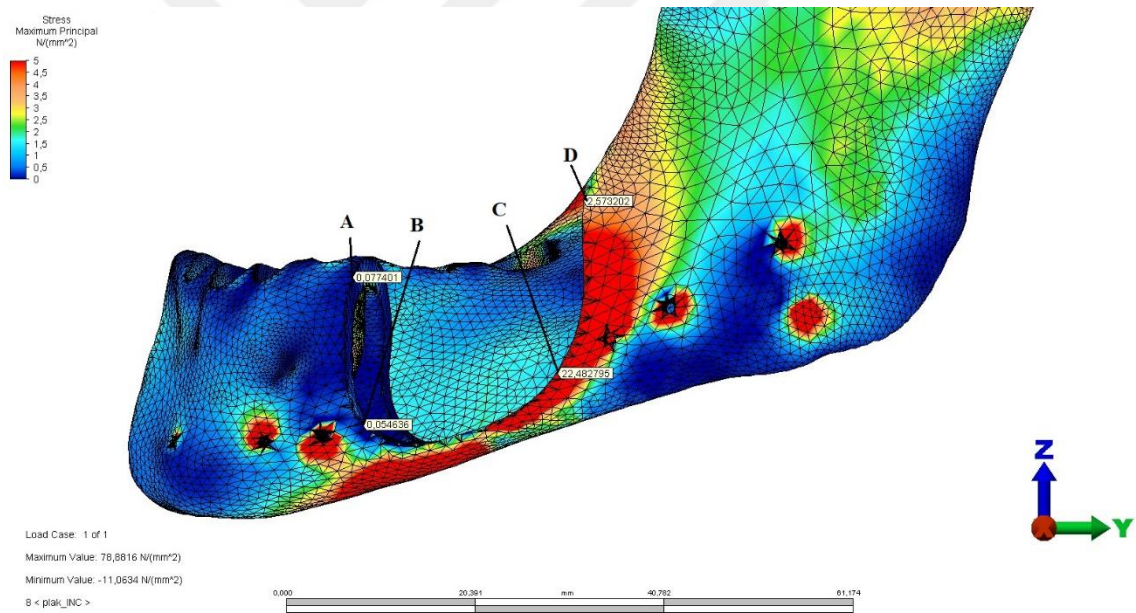
**Şekil 4.3-7: Plak uygulanmayan modellerde INC'de max. principal stres değerinin spongioz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.3-8: Plak uygulanmayan modellerde RMOL'de max. principal stres değerinin spongioz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**

#### 4.3.1.2. Rezeksiyon Sınırlarında Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

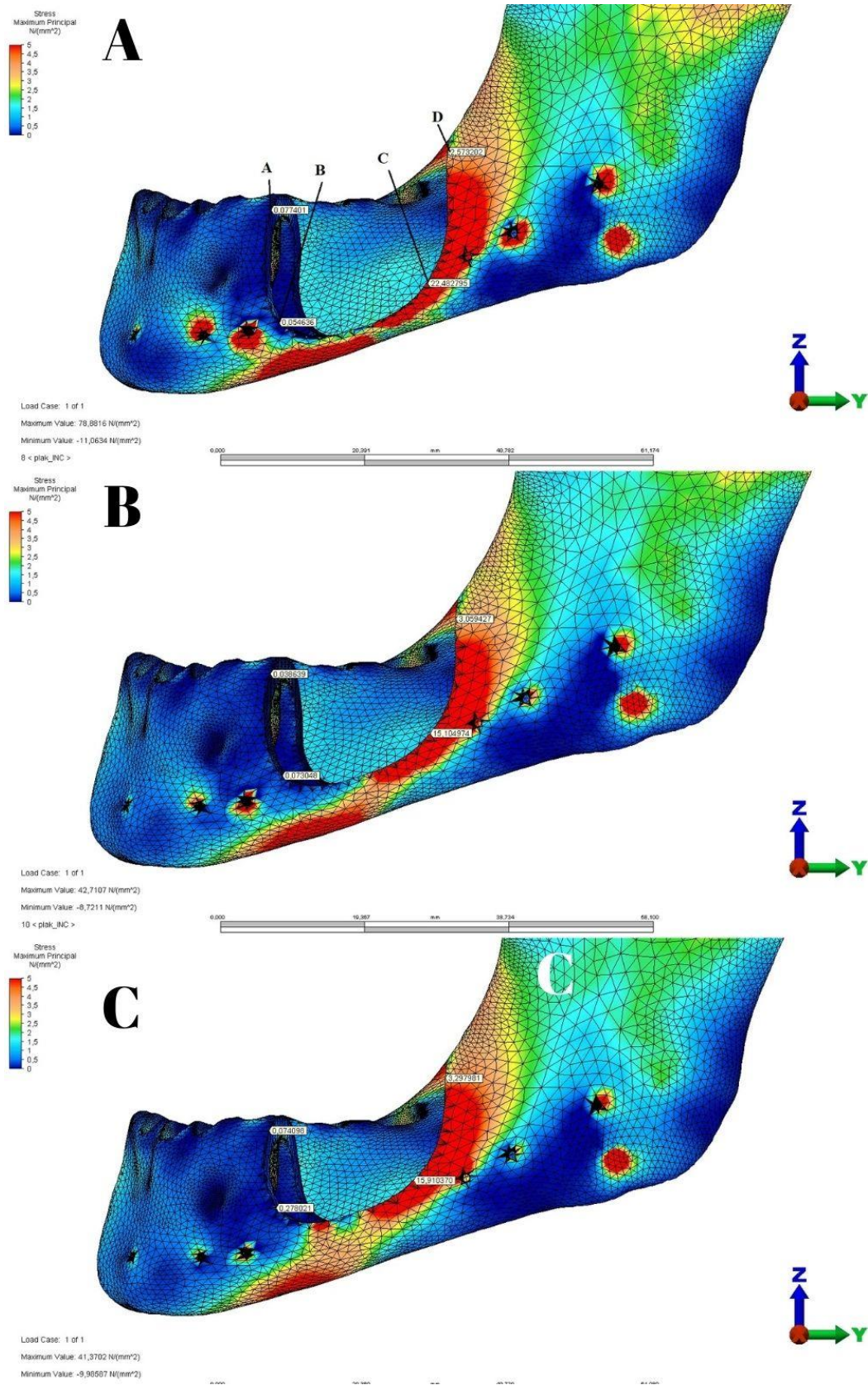
Rezeksiyon sınırlarında yer alan A,B,C ve D olarak isimlendirilen 4 nokta seçilmiştir (Şekil 4.3-9). Tüm gruplarda rezeksiyon sınırlarında oluşan maksimum principal stres değerleri ölçüldü (Tablo 4.3-2). Kortikal kemikte en yüksek max. principal stres değeri plak uygulanmayan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında C noktasında görülmüştür ve değeri 64,04 MPa'dır. Spongios kemikte en yüksek max. principal stres değeri plak uygulanan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında C noktasında görülmüştür ve değeri 8 MPa'dır. INC esnasında en yüksek max. principal stres değeri kortikal kemikte, plak uygulanmayan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde C noktasında görülmüştür ve değeri 29,79 MPa'dır. INC esnasında en yüksek max. principal stres değeri spongios kemikte plak uygulanan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde C noktasında görülmüştür ve değeri 4,61 MPa'dır.



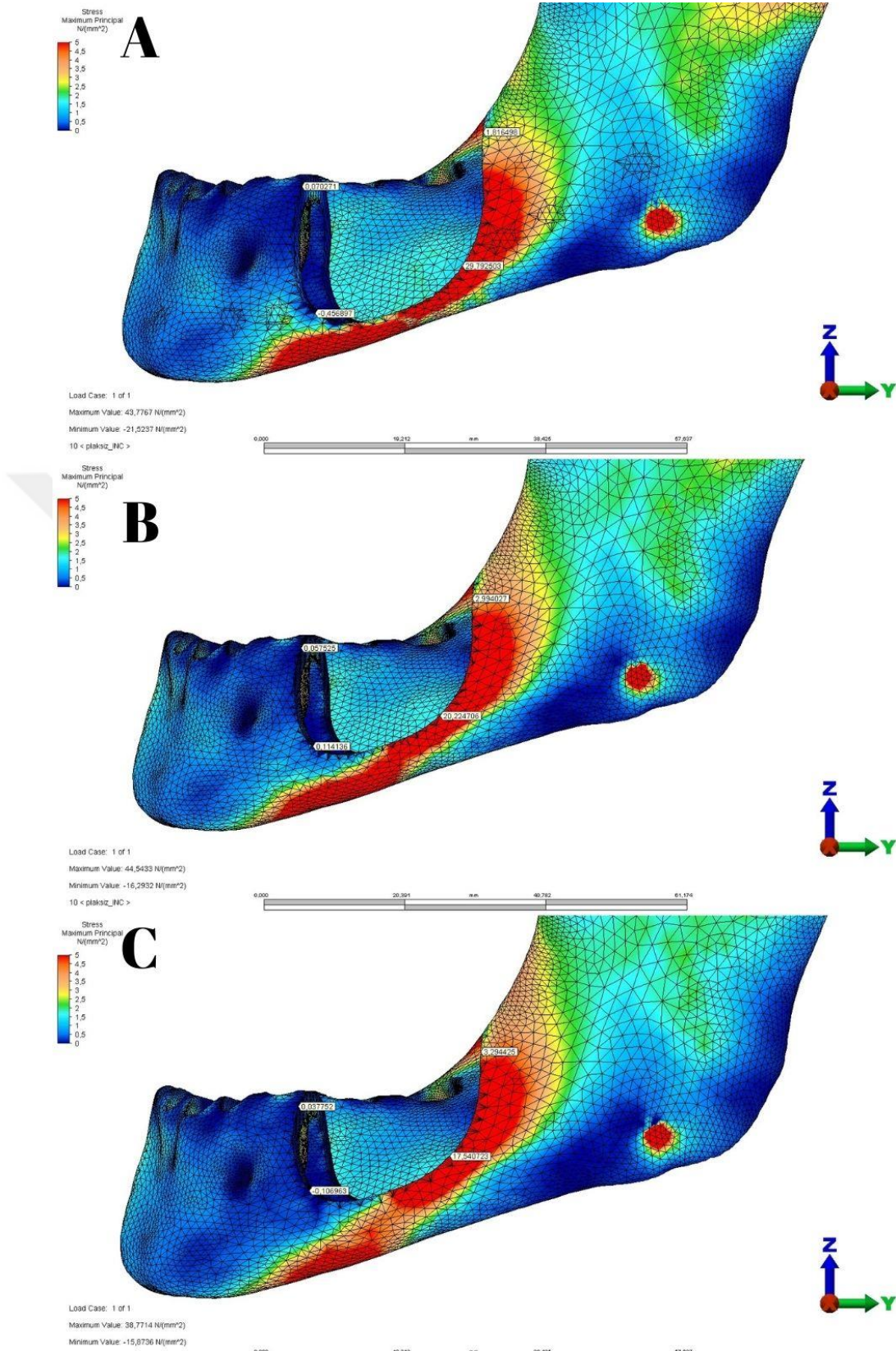
**Şekil 4.3-9: Rezeksiyon sınırlarında yer alan 4 adet nokta (A, B, C, D) gösterilmektedir. A noktası, rezeksiyonun antero-superior köşesinde; B noktası, rezeksiyonun antero-inferior köşesinde; C noktası, rezeksiyonun postero-inferior köşesinde; D noktası, rezeksiyonun postero-superior köşesinde yer almaktadır.**

Tablo 4.3-2: Rezeksiyon sınırlarında oluşan maksimum principal stres değerleri (MPa).

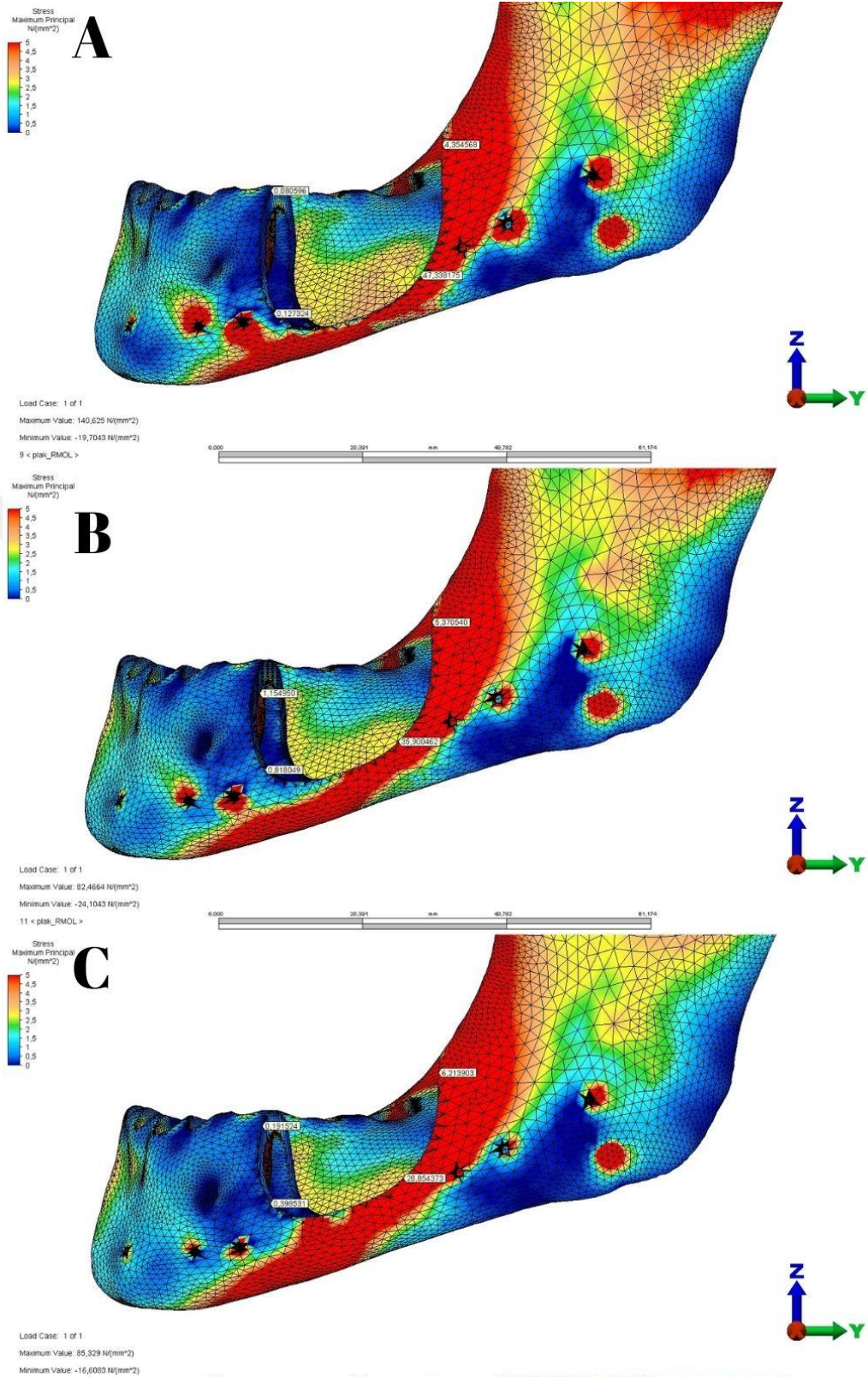
|                 | Çiğneme                                         | Rezidüel<br>Kemik<br>Miktarı | Rezeksiyon Sınırlarında Oluşan Maksimum<br>Principal Stres Değerleri |      |              |      |          |      |      |      |
|-----------------|-------------------------------------------------|------------------------------|----------------------------------------------------------------------|------|--------------|------|----------|------|------|------|
|                 |                                                 |                              | Kortikal                                                             |      |              |      | Spongios |      |      |      |
|                 |                                                 |                              | A                                                                    | B    | C            | D    | A        | B    | C    | D    |
| Plaklı<br>Grup  | INC<br>(İnsizal<br>Isırma)                      | 3 mm                         | 0,07                                                                 | 0,05 | 22,48        | 2,57 | 0,43     | 0,31 | 4,61 | 0,96 |
|                 |                                                 | 5 mm                         | 0,03                                                                 | 0,07 | 15,10        | 3,05 | 0,30     | 0,17 | 2,53 | 0,77 |
|                 |                                                 | 7 mm                         | 0,07                                                                 | 0,27 | 15,91        | 3,29 | 0,48     | 0,07 | 2,02 | 1,32 |
|                 | RMOL<br>(Sağ<br>Unilateral<br>Molar<br>Çiğneme) | 3 mm                         | 0,08                                                                 | 0,12 | 47,33        | 4,35 | 0,70     | -0,7 | 8,00 | 1,78 |
|                 |                                                 | 5 mm                         | 1,15                                                                 | 0,81 | 35,90        | 5,37 | 0,68     | 0,11 | 5,55 | 2,24 |
|                 |                                                 | 7 mm                         | 0,19                                                                 | 0,39 | 28,85        | 6,21 | 0,96     | 0,03 | 4,16 | 2,46 |
| Plaksız<br>Grup | INC<br>(İnsizal<br>Isırma)                      | 3 mm                         | 0,07                                                                 | -0,4 | 29,79        | 1,81 | 0,12     | 0,49 | 4,15 | 0,74 |
|                 |                                                 | 5 mm                         | 0,05                                                                 | 0,11 | 20,22        | 2,99 | 0,50     | 0,48 | 3,04 | 0,88 |
|                 |                                                 | 7 mm                         | 0,03                                                                 | -0,1 | 17,54        | 3,29 | 0,12     | 0,17 | 2,90 | 0,76 |
|                 | RMOL<br>(Sağ<br>Unilateral<br>Molar<br>Çiğneme) | 3 mm                         | 0,13                                                                 | 0,85 | <b>64,04</b> | 3,90 | 0,44     | 1,06 | 7,92 | 1,21 |
|                 |                                                 | 5 mm                         | 0,08                                                                 | 0,00 | 35,76        | 4,87 | 0,51     | 0,21 | 6,28 | 1,56 |
|                 |                                                 | 7 mm                         | 0,12                                                                 | -0,2 | 33,19        | 6,92 | 1,29     | 0,19 | 5,23 | 2,40 |



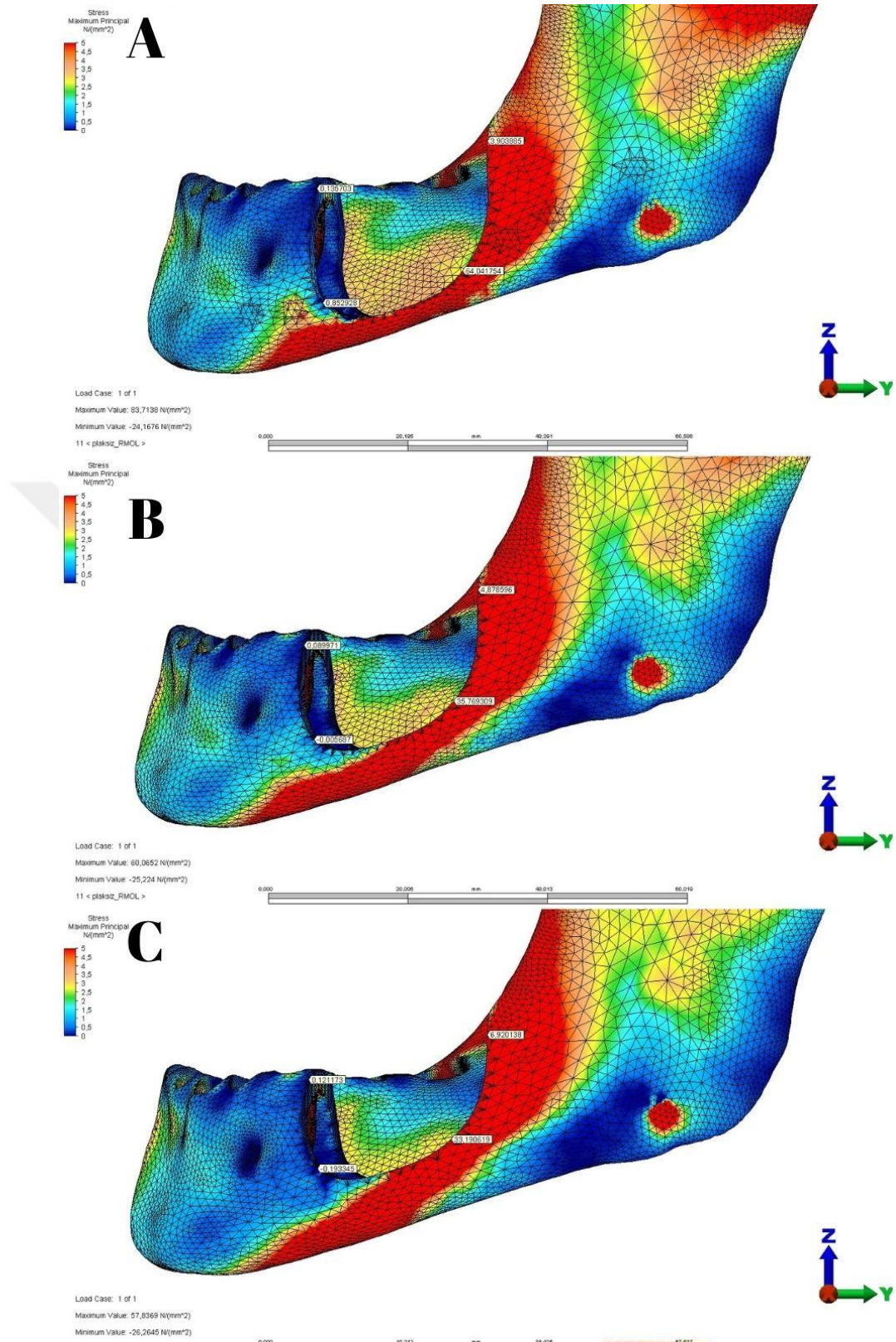
**Şekil 4.3-10: Plak uygulanan gruplarda INC'de kortikal kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



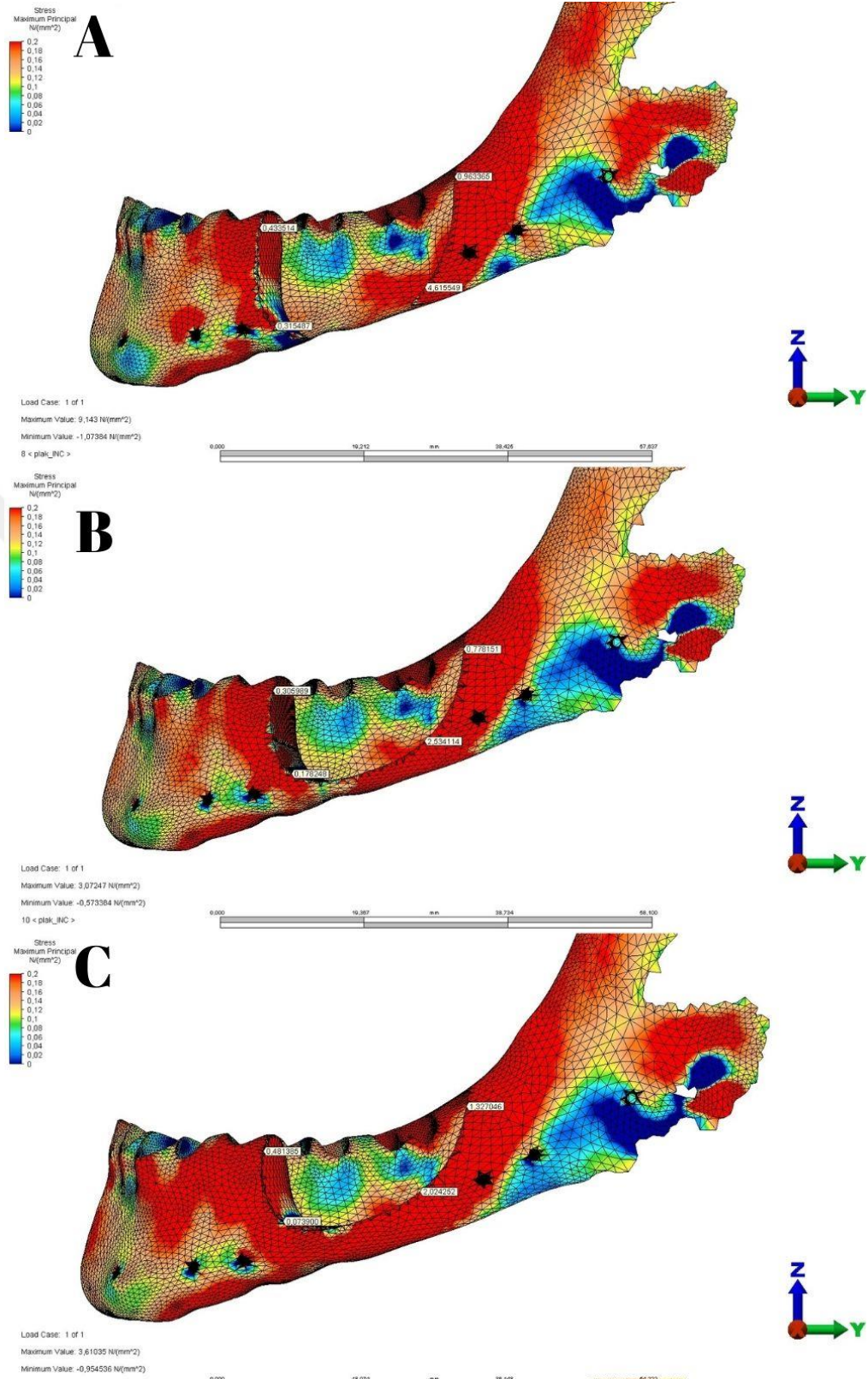
**Şekil 4.3-11: Plak uygulanmayan gruplarda INC'de kortikal kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



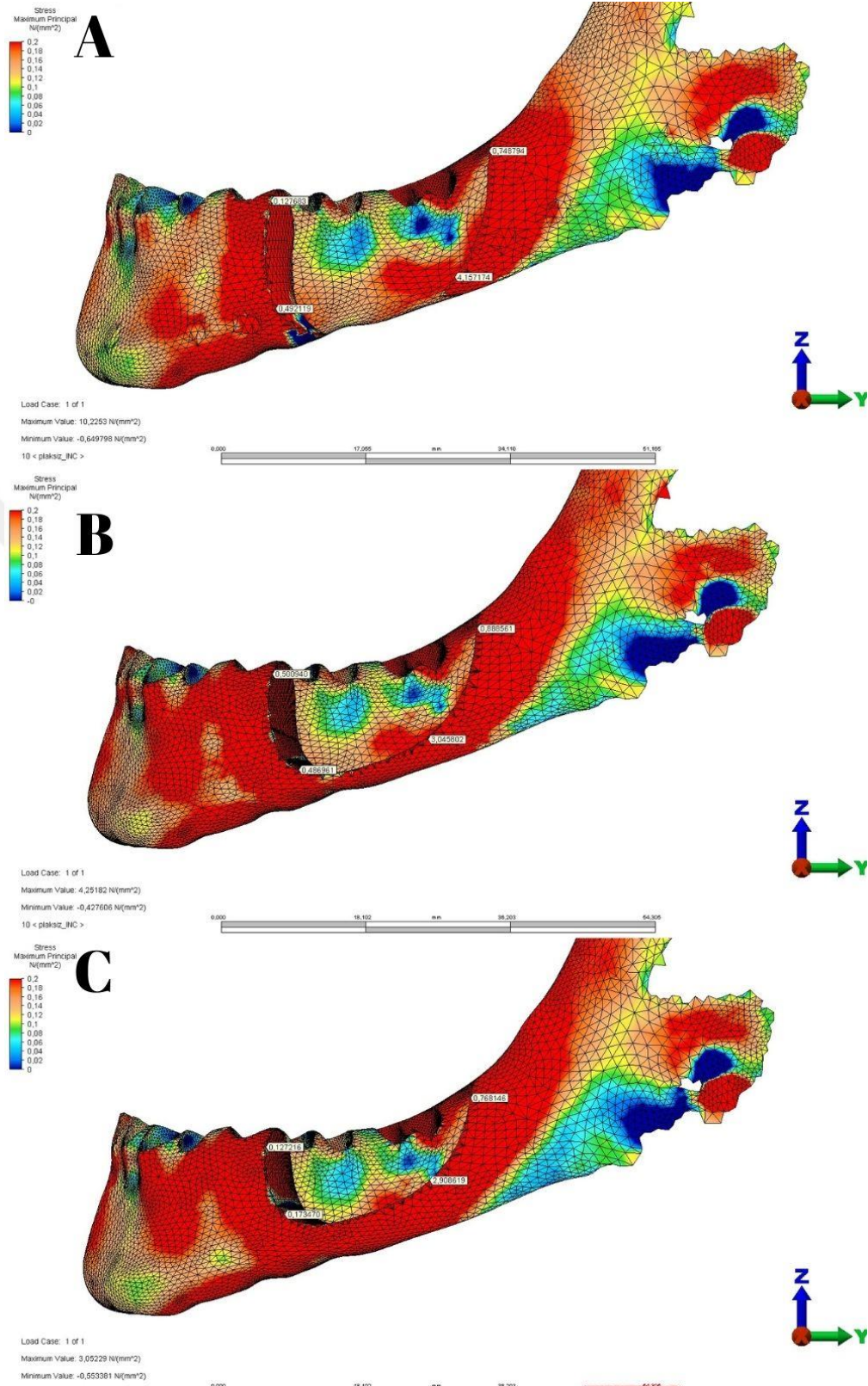
**Şekil 4.3-12: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de kortikal kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



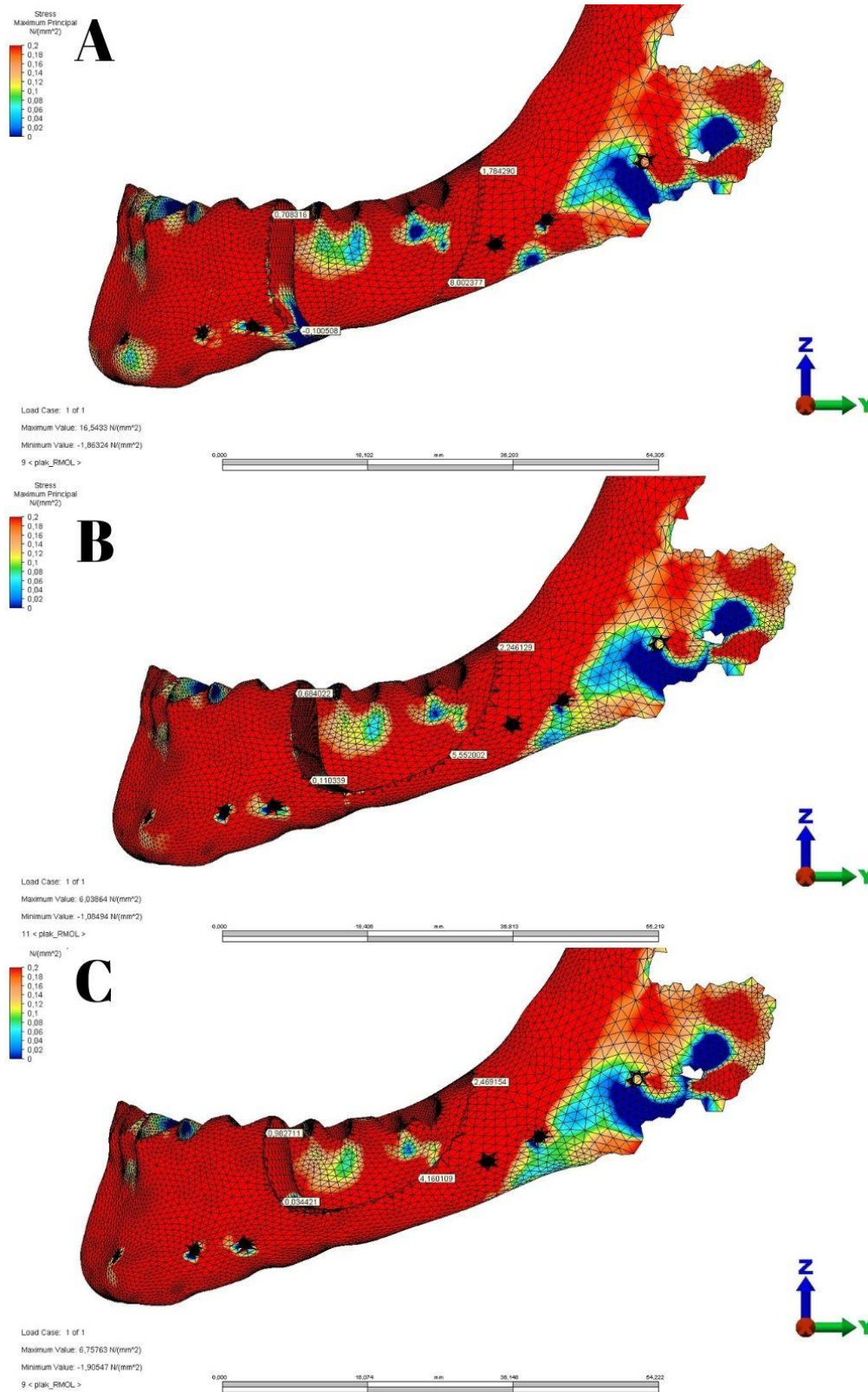
**Şekil 4.3-13: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL’de kortikal kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



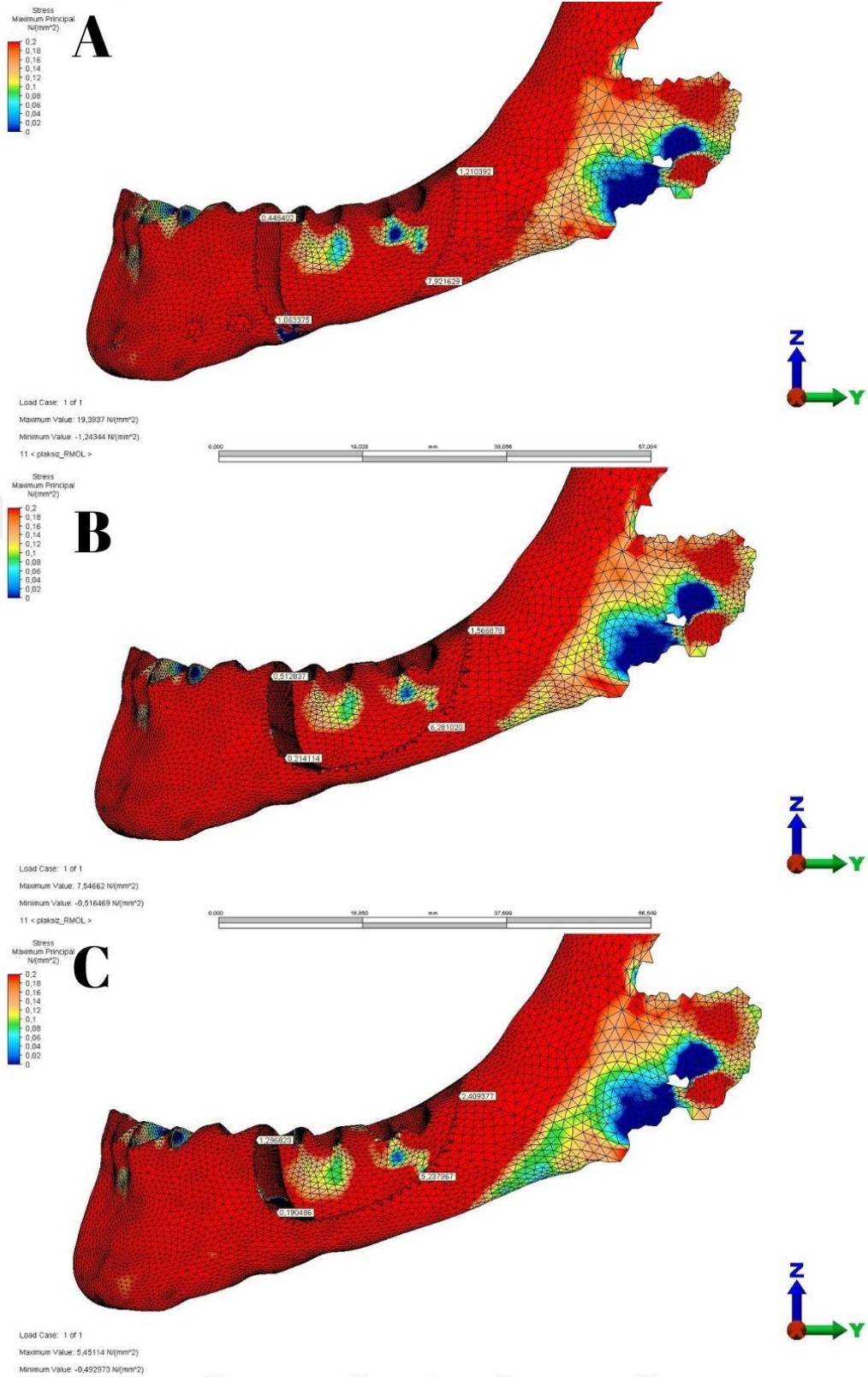
**Şekil 4.3-14: Plak uygulanan gruplarda INC’de spongios kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.3-15: Plak uygulanmayan gruplarda INC’de spongios kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.3-16: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de spongios kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



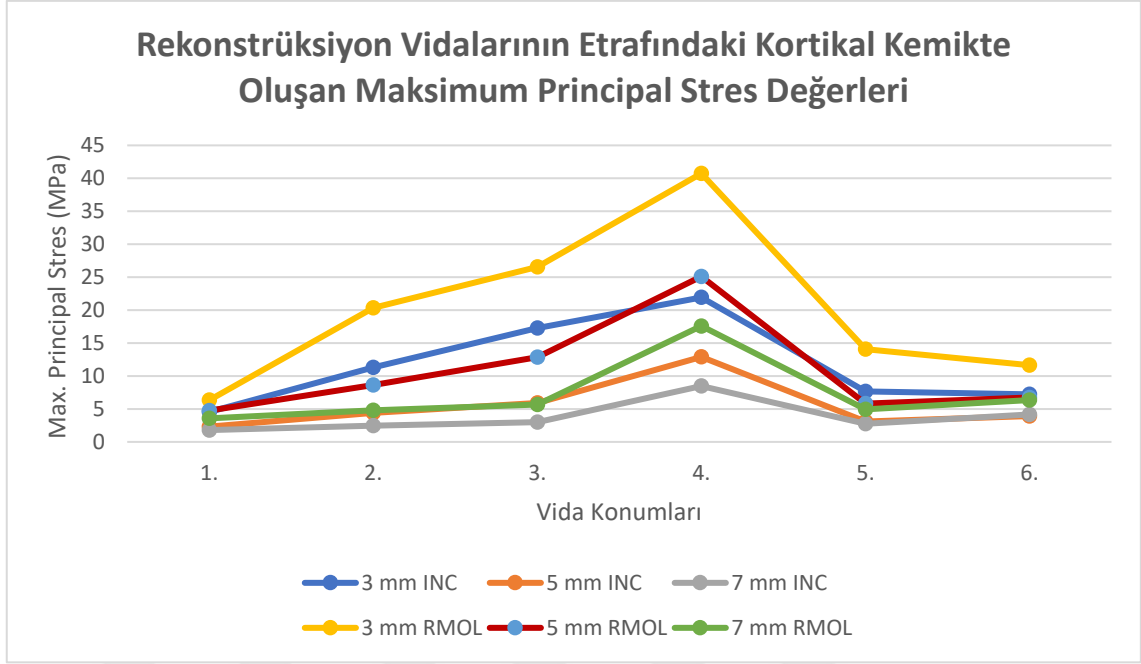
**Şekil 4.3-17: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL'de spongios kemikte oluşan max. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**

#### 4.3.1.3. Rekonstrüksiyon Vidalarının Etrafındaki Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

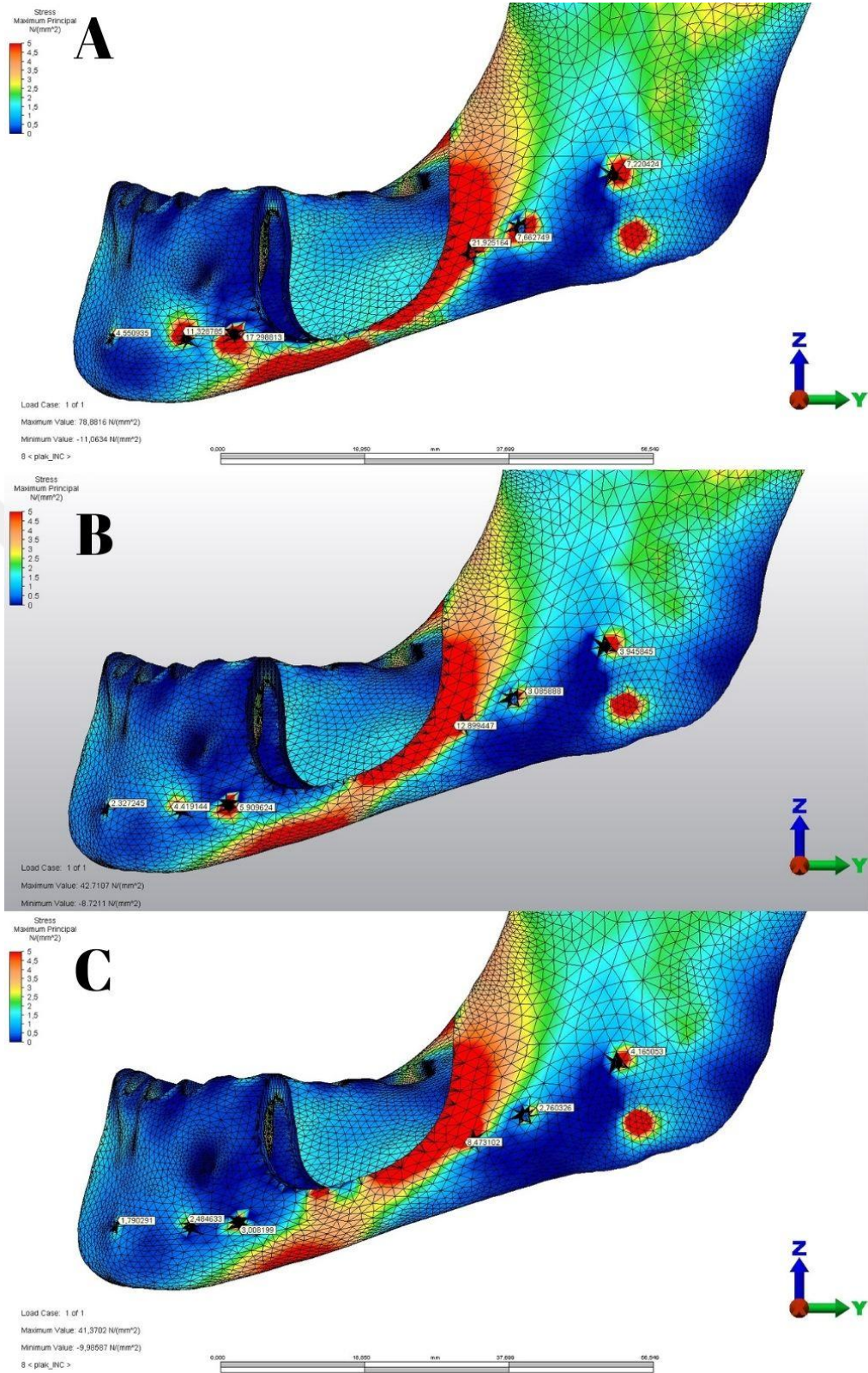
Rekonstrüksiyon plağı uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri elde edildi (Tablo 4.3-3, Tablo 4.3-4, Grafik 4). En yüksek max. principal stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip olan modelde RMOL esnasında 4. Vidanın etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür ve değeri 40,74 MPa'dır. INC esnasında en yüksek max. principal stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip olan modelde 4. Vidanın etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür ve değeri 21,92 MPa'dır. Spongioz kemikte en yüksek max. principal stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip olan modelde RMOL esnasında 3. Vidanın etrafında görülmüştür ve değeri 2,82 MPa'dır. INC esnasında spongioz kemikte en yüksek max. principal stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip olan modelde 3. vidanın etrafında görülmüştür ve değeri 1,57 MPa'dır. Vidaların geneline bakıldığında kortikal kemiklere yansıyan en düşük max. principal stres değeri INC esnasında 7 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde 1.vidanın etrafında görülmüştür ve değeri 1,79 MPa'dır. Spongioz kemiklere yansıyan en düşük max.principal stres değeri INC esnasında 7 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde 6.vidanın etrafında görülmüştür ve değeri 0,12 MPa'dır.

**Tablo 4.3-3: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri (MPa).**

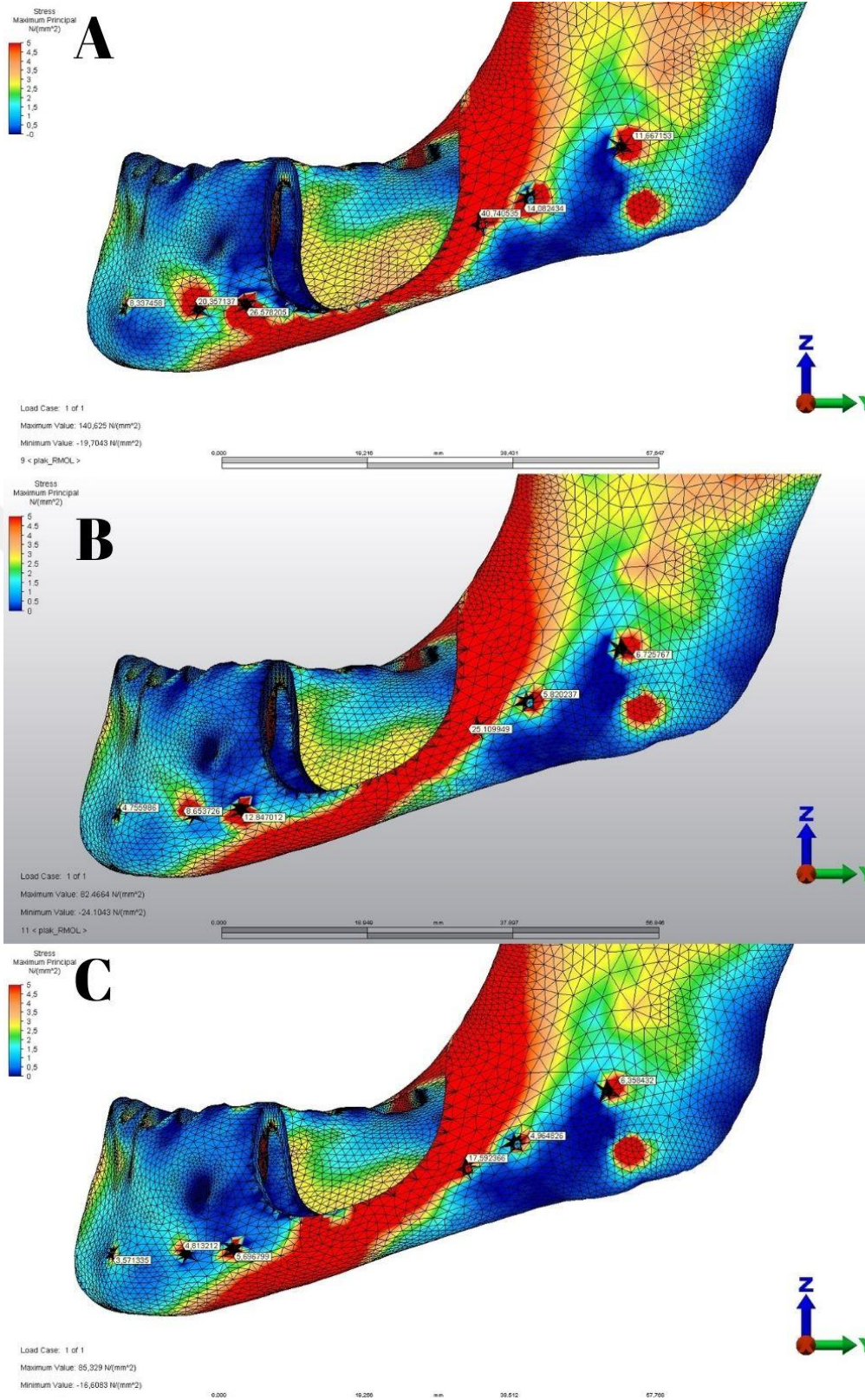
| Çiğneme                                | Rezidüel Kemik Miktarı | Rekonstrüksiyon Vidalarının Konumları |       |       |       |       |       |
|----------------------------------------|------------------------|---------------------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
|                                        |                        | 1.                                    | 2.    | 3.    | 4.    | 5.    | 6.    |
| INC<br>(İnsizal Isırma)                | 3 mm                   | 4,55                                  | 11,32 | 17,29 | 21,92 | 7,66  | 7,22  |
|                                        | 5 mm                   | 2,32                                  | 4,41  | 5,90  | 12,89 | 3,08  | 3,94  |
|                                        | 7 mm                   | 1,79                                  | 2,48  | 3,00  | 8,47  | 2,76  | 4,16  |
| RMOL<br>(Sağ Unilateral Molar Çiğneme) | 3 mm                   | 6,33                                  | 20,35 | 26,57 | 40,74 | 14,08 | 11,66 |
|                                        | 5 mm                   | 4,75                                  | 8,65  | 12,84 | 25,10 | 5,82  | 6,72  |
|                                        | 7 mm                   | 3,57                                  | 4,81  | 5,69  | 17,59 | 4,96  | 6,35  |



**Grafik 4:Rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan max. principal stres değerleri**



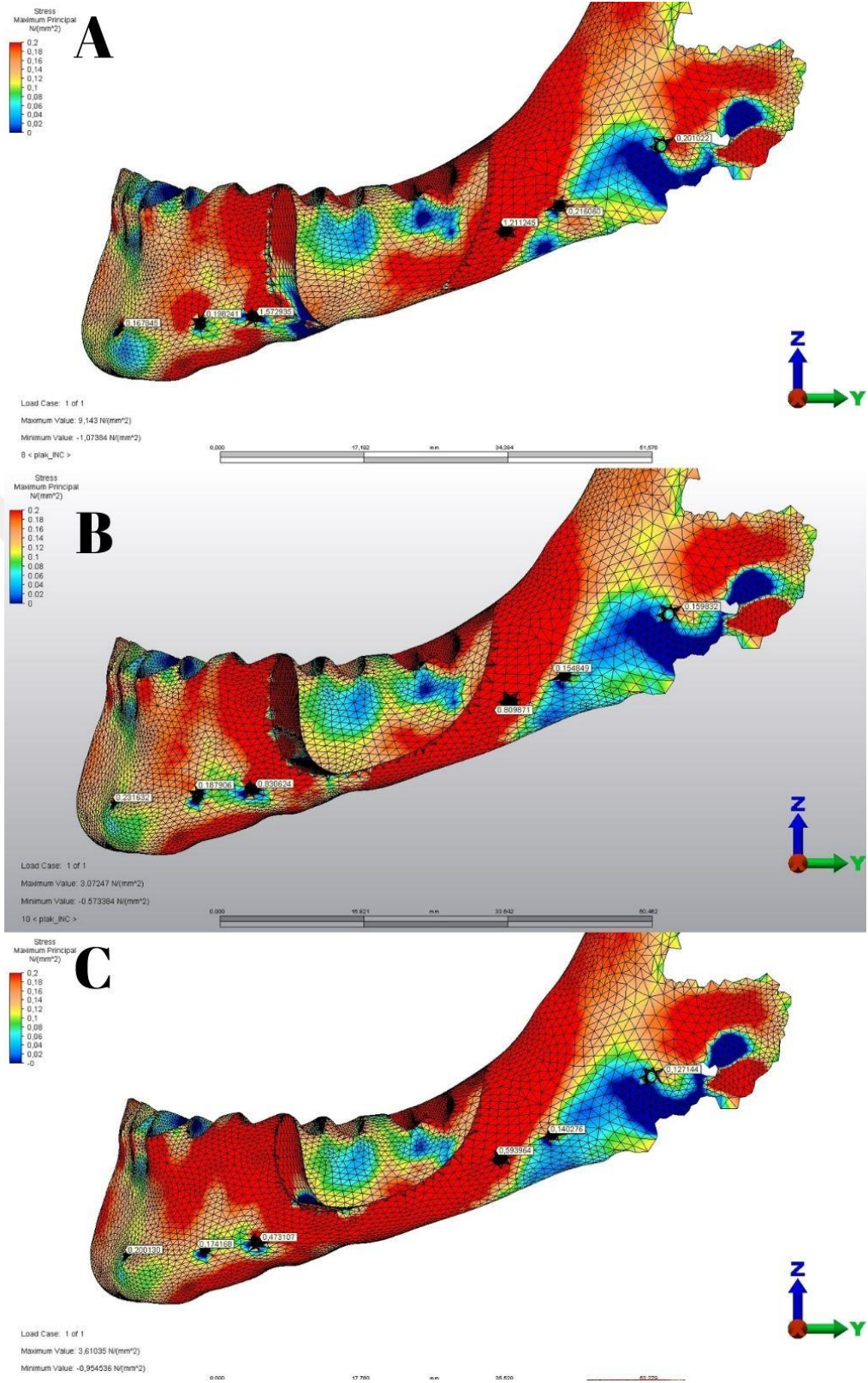
**Şekil 4.3-18: Plak uygulanan gruplarda INC'de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



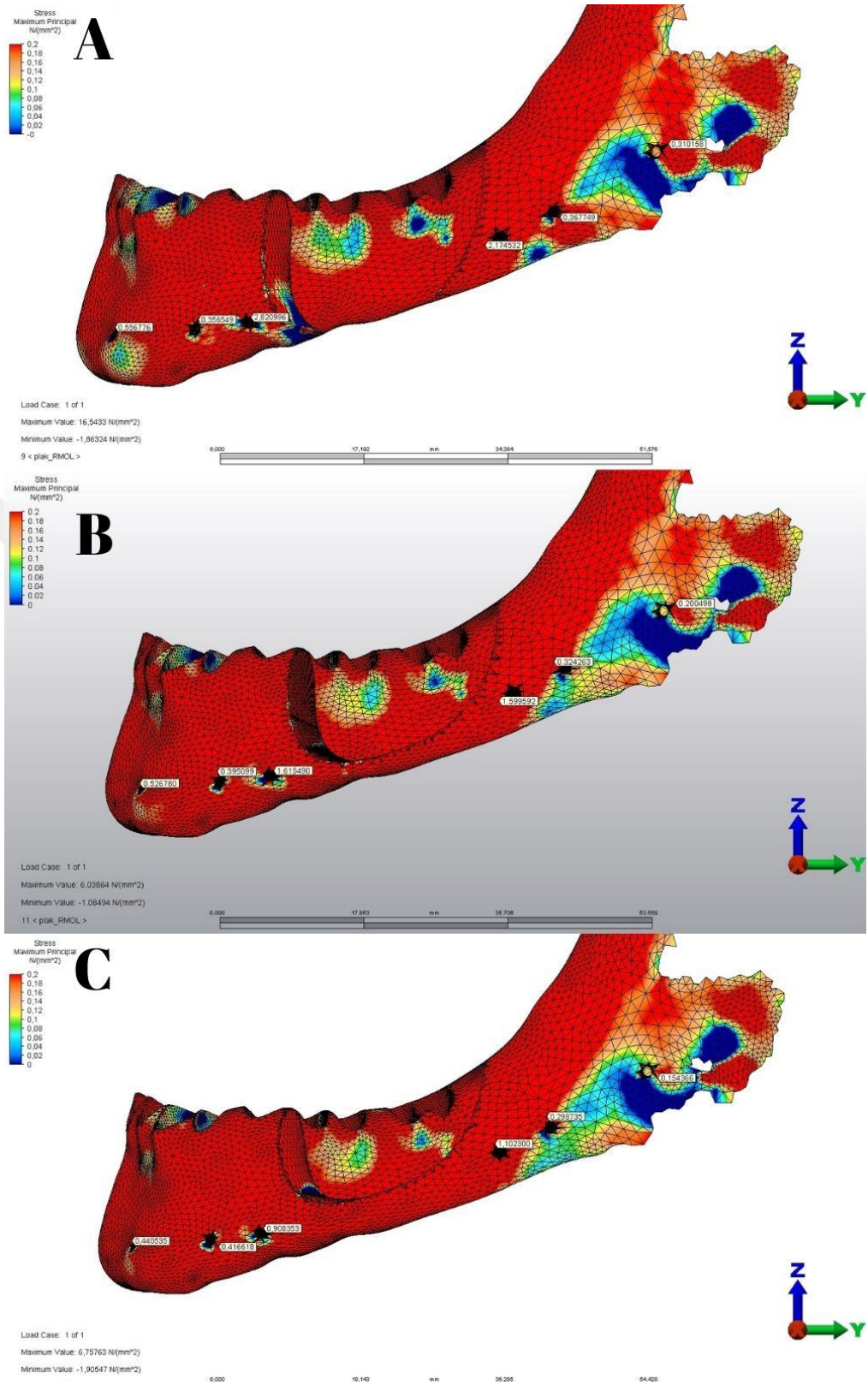
**Şekil 4.3-19:** Plak uygulanan gruplarda RMOL'de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model

**Tablo 4.3-4: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki spongios kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri (MPa).**

| Çiğneme                                | Rezidüel Kemik Miktarı | Rekonstrüksiyon Vidalarının Konumları |      |      |      |      |      |
|----------------------------------------|------------------------|---------------------------------------|------|------|------|------|------|
|                                        |                        | 1.                                    | 2.   | 3.   | 4.   | 5.   | 6.   |
| INC<br>(İnsizal Isırma)                | 3 mm                   | 0,16                                  | 0,19 | 1,57 | 1,21 | 0,21 | 0,20 |
|                                        | 5 mm                   | 0,23                                  | 0,18 | 0,83 | 0,80 | 0,15 | 0,16 |
|                                        | 7 mm                   | 0,20                                  | 0,14 | 0,47 | 0,59 | 0,14 | 0,12 |
| RMOL<br>(Sağ Unilateral Molar Çiğneme) | 3 mm                   | 0,55                                  | 0,35 | 2,82 | 2,17 | 0,36 | 0,31 |
|                                        | 5 mm                   | 0,52                                  | 0,39 | 1,61 | 1,59 | 0,32 | 0,20 |
|                                        | 7 mm                   | 0,44                                  | 0,41 | 0,90 | 1,10 | 0,29 | 0,15 |



**Şekil 4.3-20: Plak uygulanan gruplarda INC'de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki spongios kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.3-21:** Plak uygulanan gruplarda RMOL'de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model

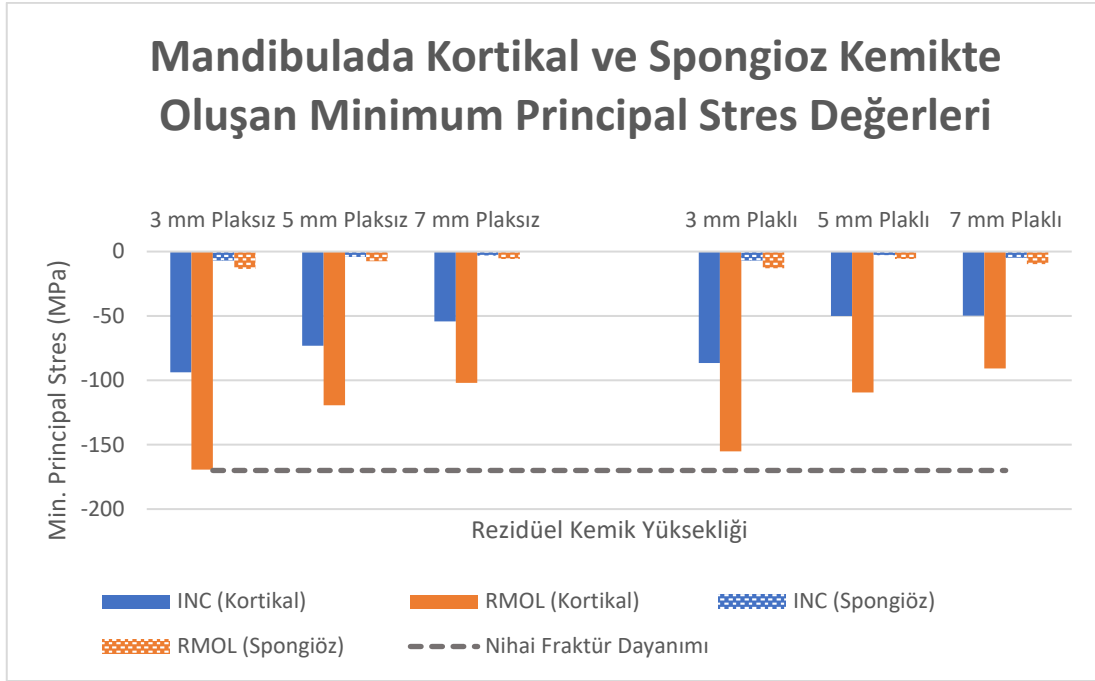
### 4.3.2. Mandibulada Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.3.2.1. Mandibulada Kortikal ve Spongios Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

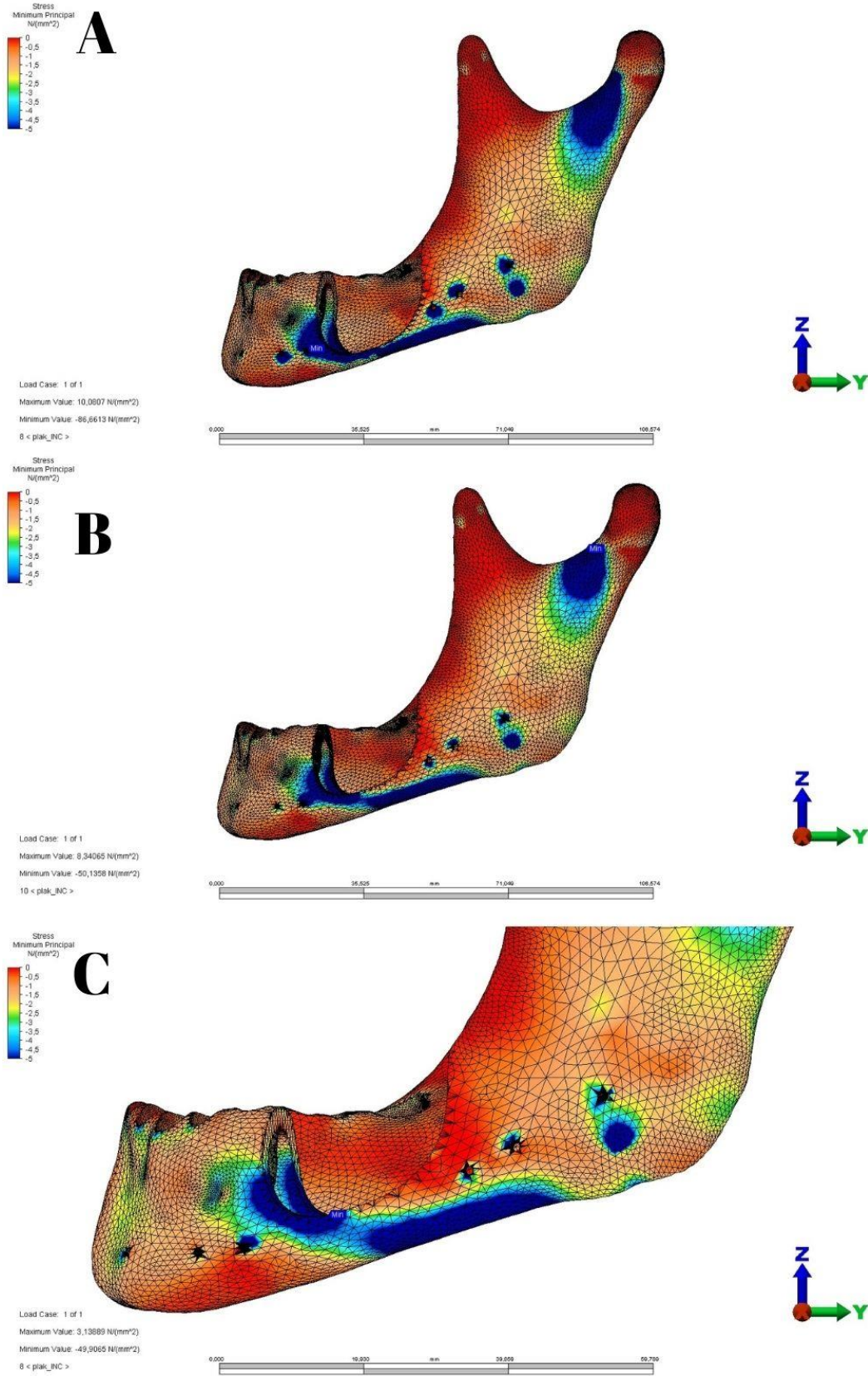
Tüm gruplarda mandibulada kortikal ve spongios kemikte oluşan min. principal stres değerleri ölçüldü (Tablo 4.3-5). Kortikal kemikte en yüksek min. principal stres değeri plak uygulanmayan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında görülmüştür ve değeri -169,3 MPa'dır. Spongios kemikte en yüksek min. principal stres değeri plak uygulanan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında görülmüştür ve değeri -13 MPa'dır. INC esnasında en yüksek min. principal stres değeri kortikal kemikte, plak uygulanmayan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde görülmüştür ve değeri -93,75 MPa'dır. INC esnasında en yüksek min. principal stres değeri spongios kemikte, plak uygulanan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde görülmüştür ve değeri -7,07 MPa'dır. INC esnasında kortikal kemikte en düşük min. principal stres değeri plak uygulanan 7 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde görülmüştür ve değeri -49,9 MPa'dır. RMOL esnasında kortikal kemikte en düşük min. principal stres değeri plak uygulanan 7 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde görülmüştür ve değeri -90,9 MPa'dır.

**Tablo 4.3-5: Mandibulada kortikal ve spongios kemikte oluşan minimum principal stres değerleri (MPa)**

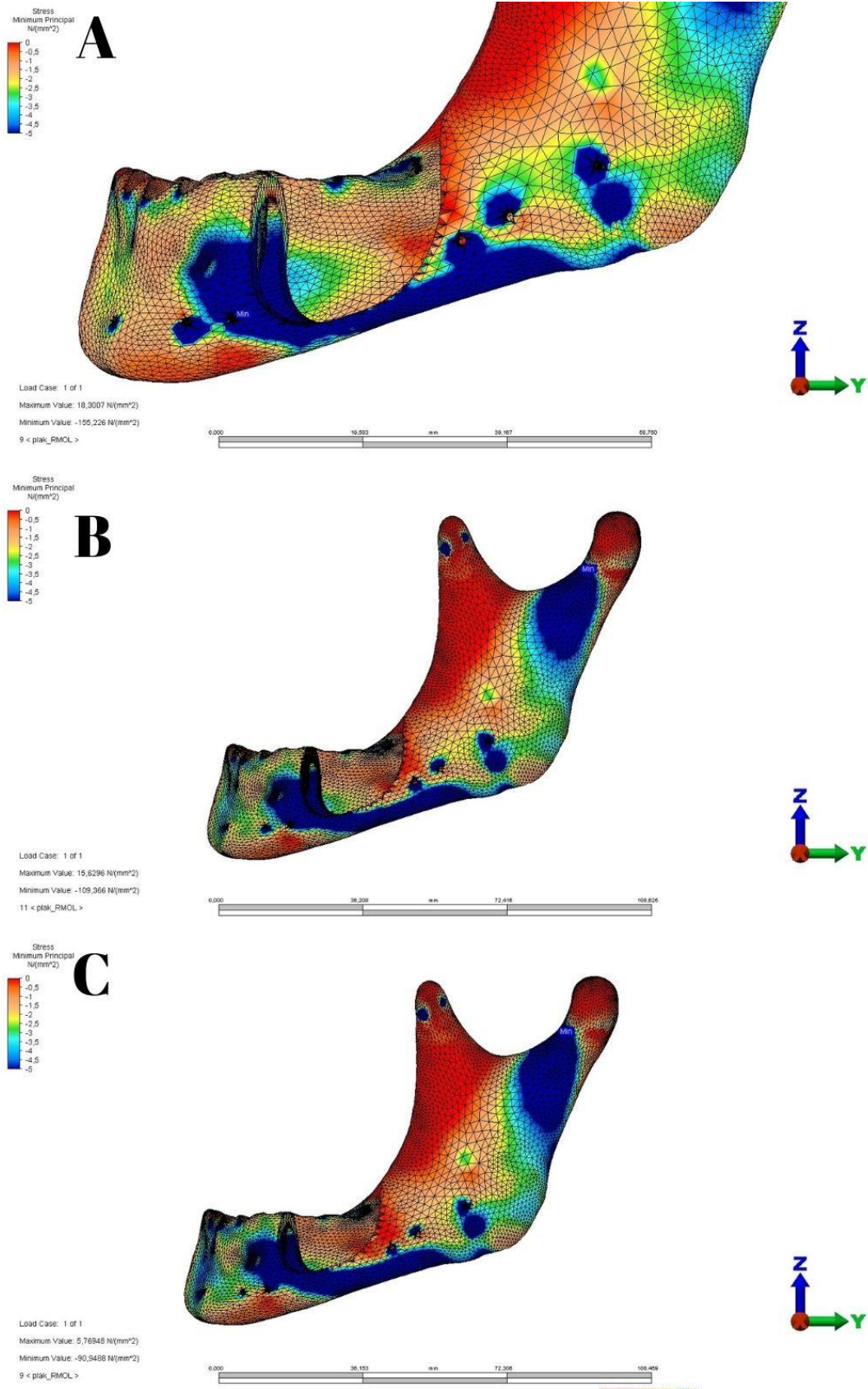
|                     | Çiğneme                                    | Rezidüel Kemik Miktarı | Mandibulada Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri |               |
|---------------------|--------------------------------------------|------------------------|------------------------------------------------------|---------------|
|                     |                                            |                        | Kortikal                                             | Spongios      |
| <b>Plaklı Grup</b>  | <b>INC (İnsizal Isırma)</b>                | 3 mm                   | -86,66                                               | <b>-7,07</b>  |
|                     |                                            | 5 mm                   | -50,13                                               | -2,89         |
|                     |                                            | 7 mm                   | -49,9                                                | -4,91         |
|                     | <b>RMOL (Sağ Unilateral Molar Çiğneme)</b> | 3 mm                   | -155,22                                              | <b>-13,00</b> |
|                     |                                            | 5 mm                   | -109,36                                              | -5,89         |
|                     |                                            | 7 mm                   | -90,9                                                | -9,81         |
| <b>Plaksız Grup</b> | <b>INC (İnsizal Isırma)</b>                | 3 mm                   | <b>-93,75</b>                                        | -7,06         |
|                     |                                            | 5 mm                   | -73,10                                               | -4,07         |
|                     |                                            | 7 mm                   | -54,29                                               | -3,10         |
|                     | <b>RMOL (Sağ Unilateral Molar Çiğneme)</b> | 3 mm                   | <b>-169,3</b>                                        | -13,6         |
|                     |                                            | 5 mm                   | -119,29                                              | -7,43         |
|                     |                                            | 7 mm                   | -101,99                                              | -5,71         |



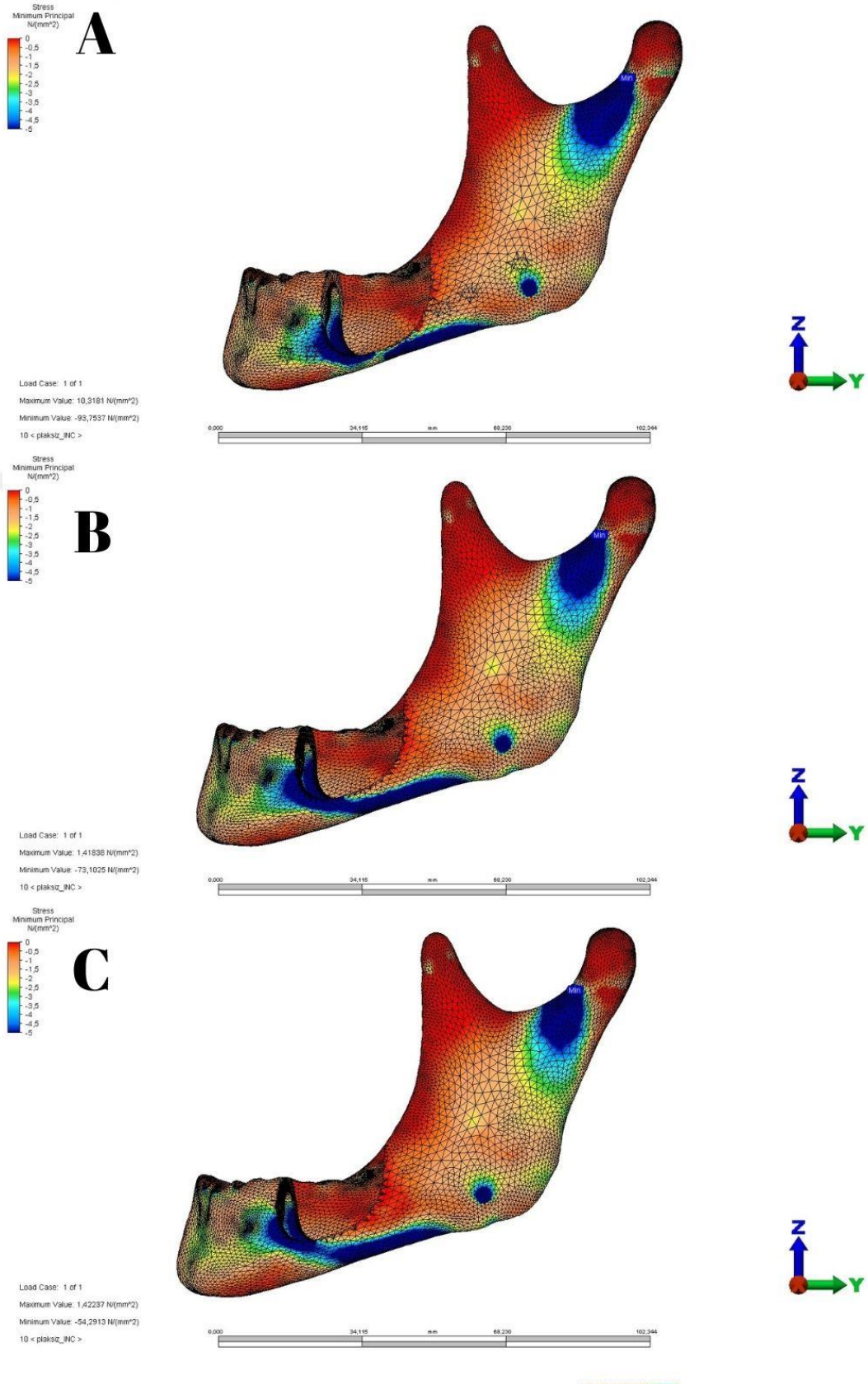
**Grafik 5: Mandibulada kortikal ve spongioz kemikte oluşan min. principal stres değerleri**



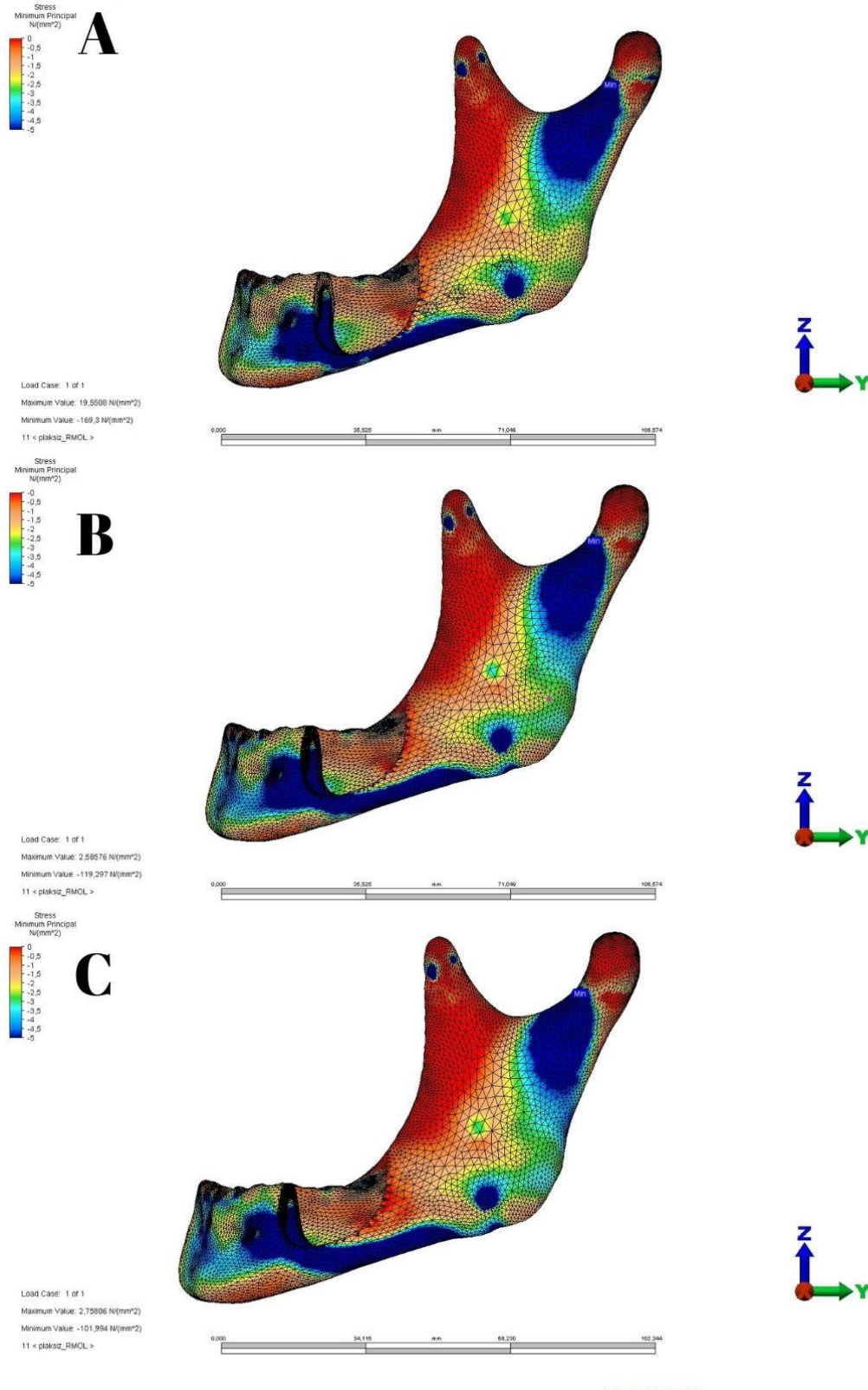
**Şekil 4.3-22: Plak uygulanan modellerde INC'de min. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



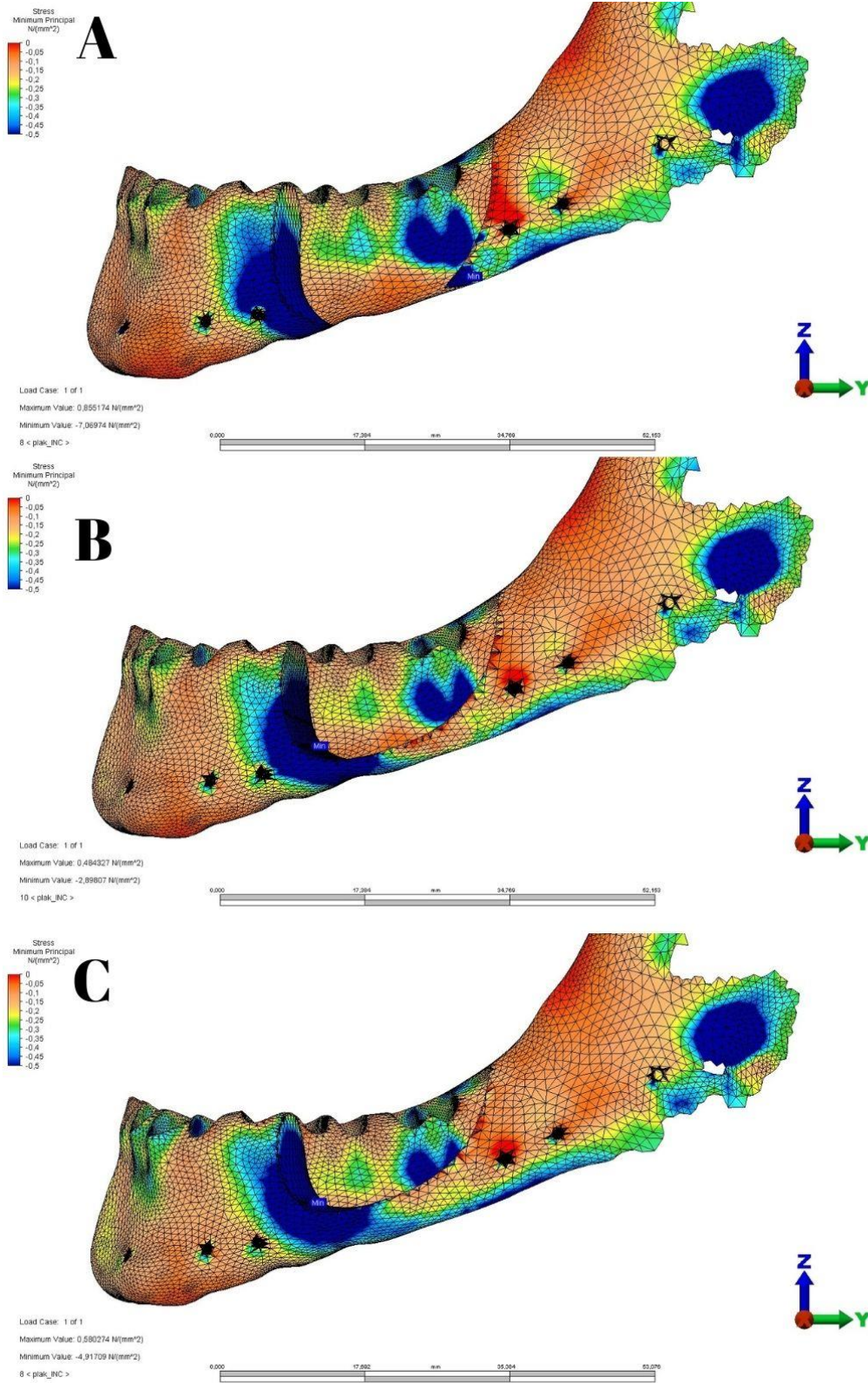
**Şekil 4.3-23: Plak uygulanan modellerde RMOL’de min. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



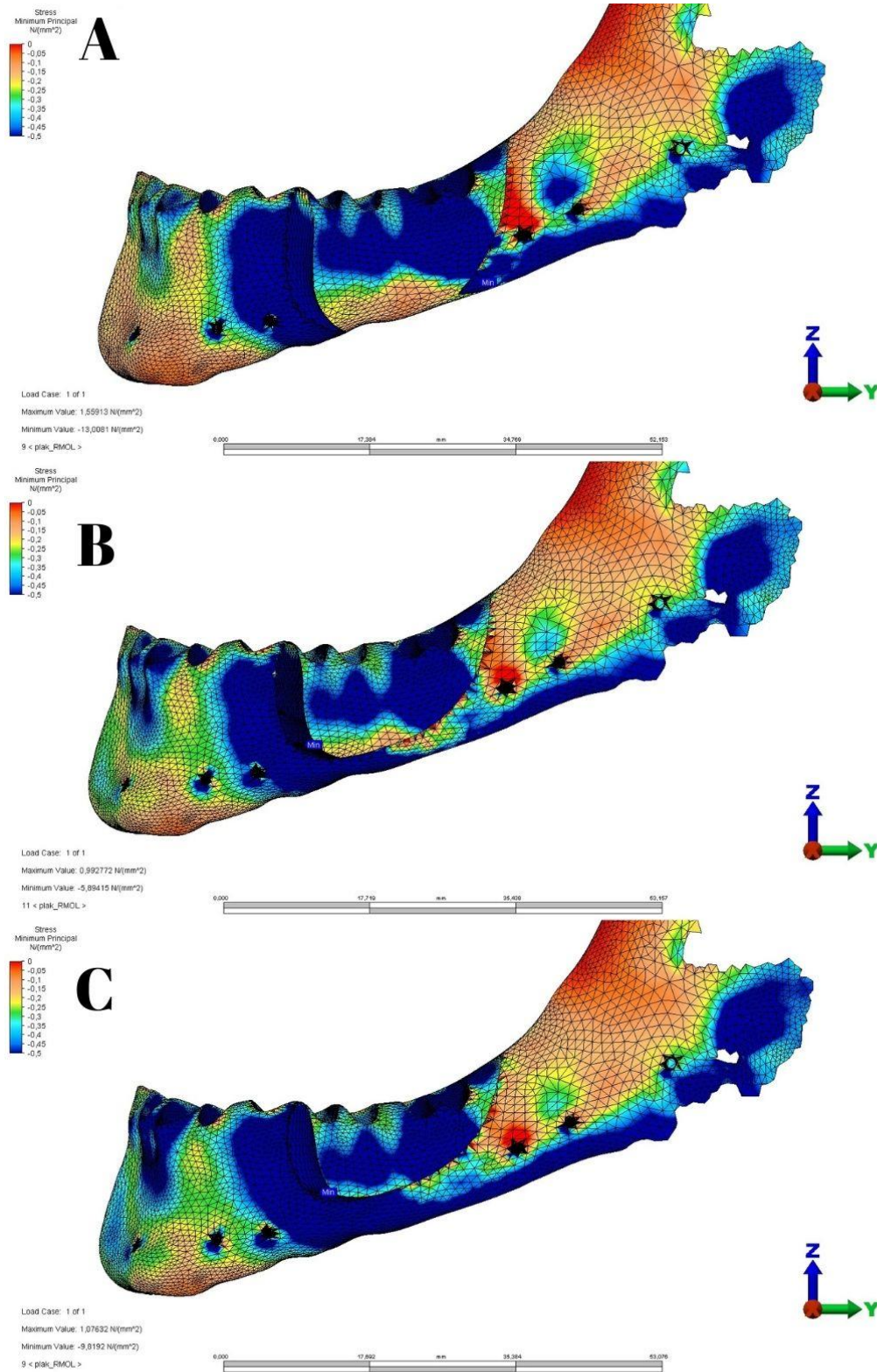
**Şekil 4.3-24: Plak uygulanmayan modellerde INC’de min. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



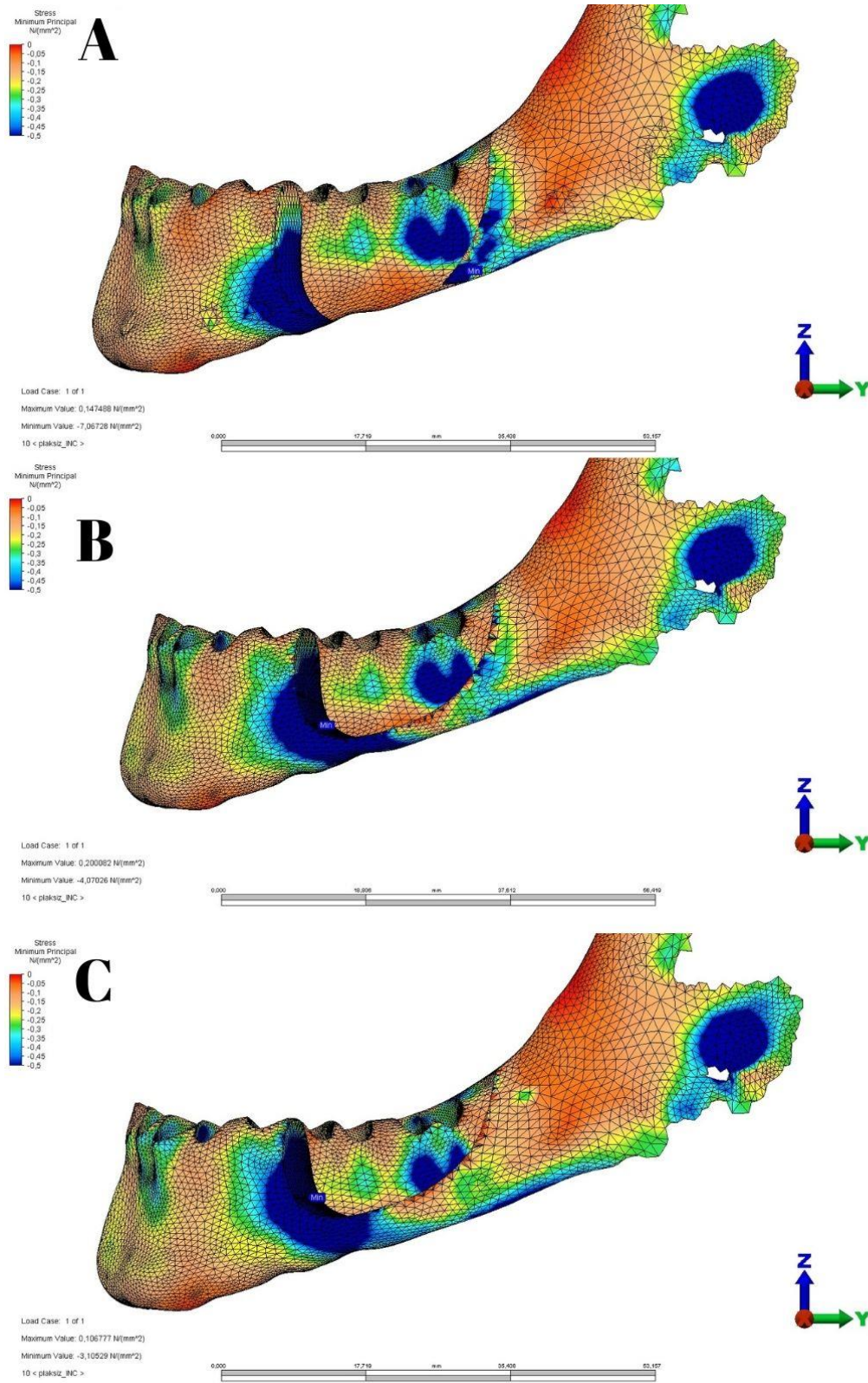
**Şekil 4.3-25: Plak uygulanmayan modellerde RMOL’de min. principal stres değerinin kortikal kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



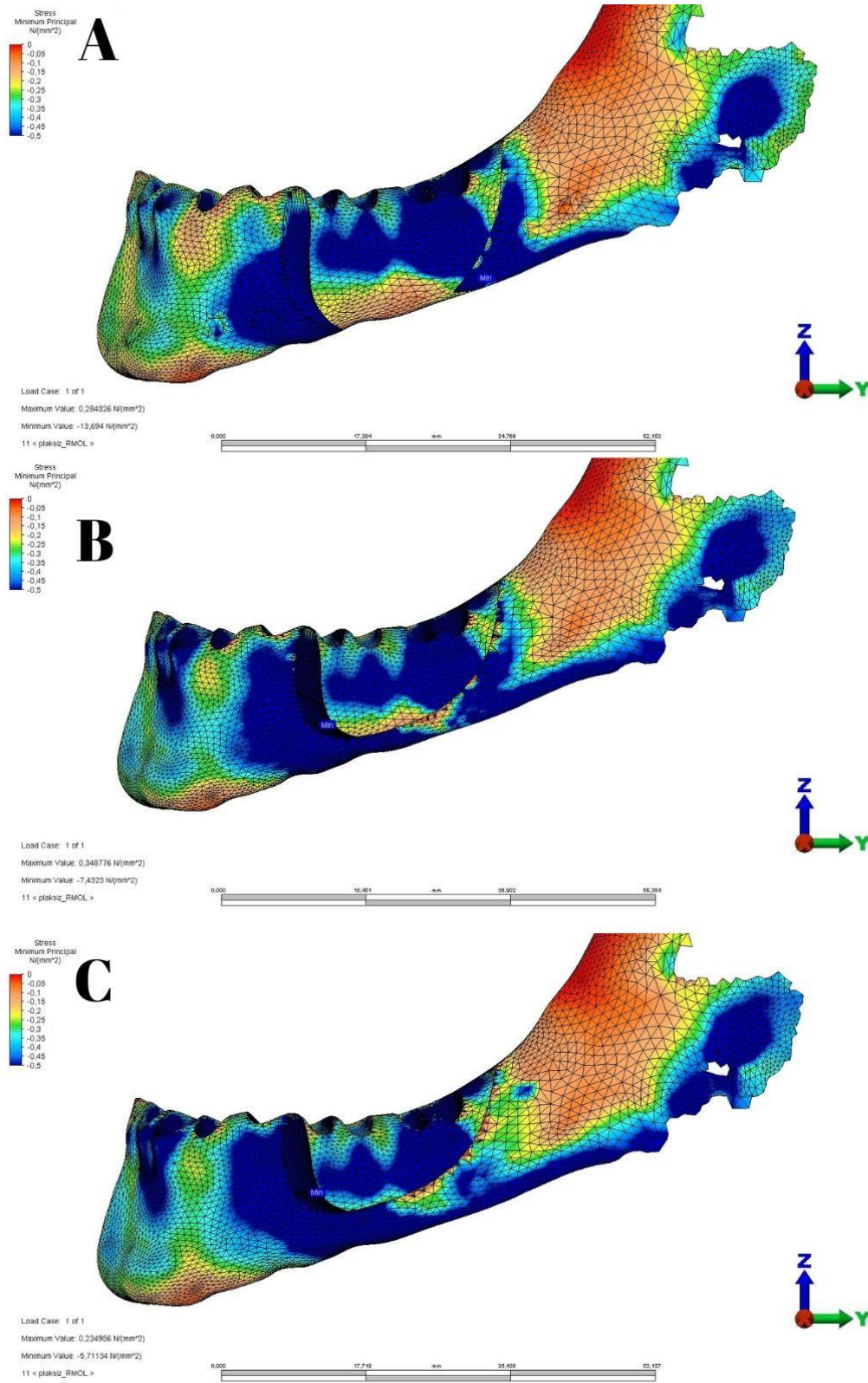
**Şekil 4.3-26: Plak uygulanan modellerde INC'de min. principal stres değerinin spongios kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.3-27: Plak uygulanan modellerde RMOL’de min. principal stres değerinin spongiöz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.3-28: Plak uygulanmayan modellerde INC'de min. principal stres değerinin spongiöz kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**



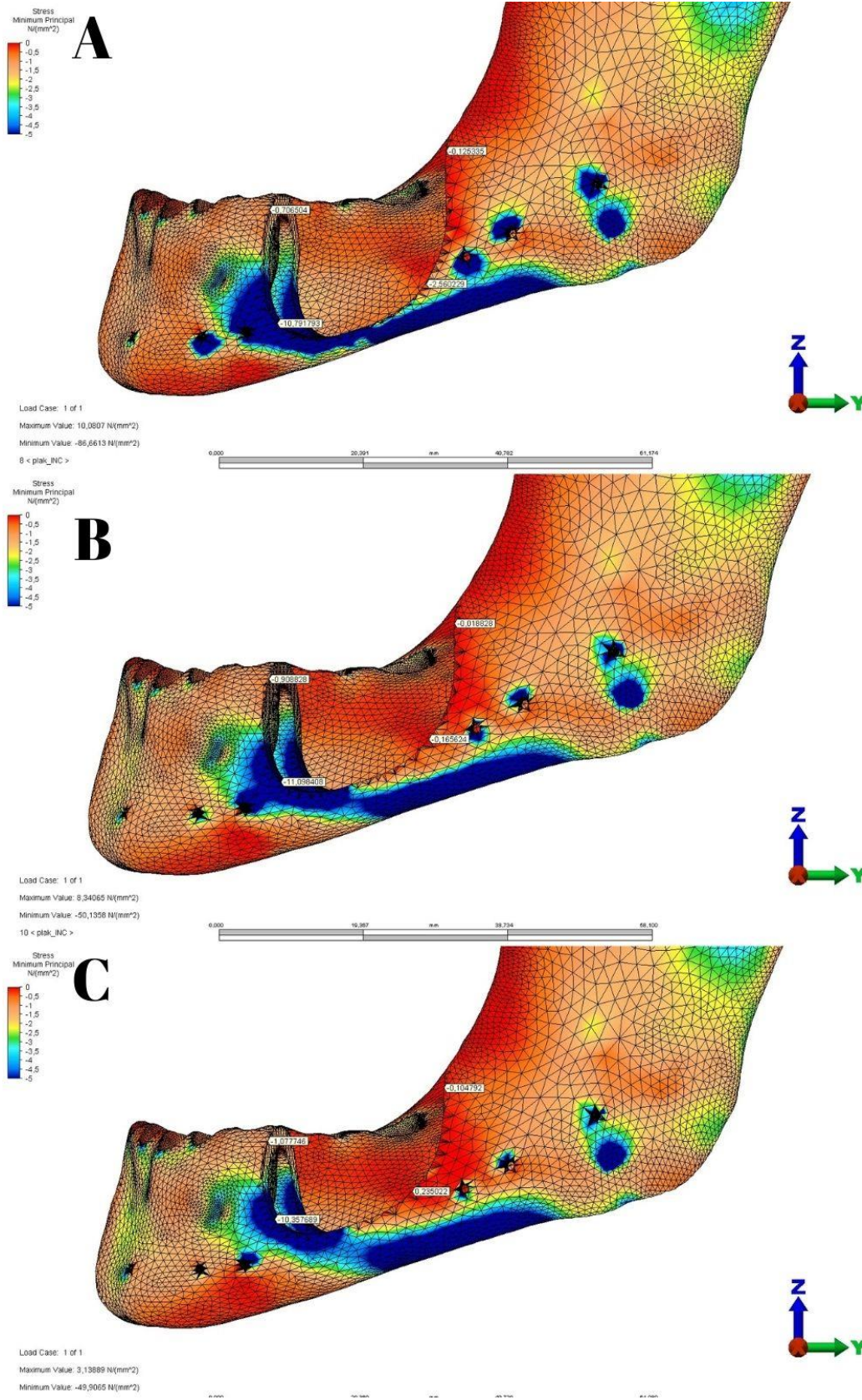
**Şekil 4.3-29: Plak uygulanmayan modellerde RMOL'de min. principal stres değerinin spongios kemikte max. olduğu noktanın gösterilmesi A) 3 mm rezidüel kemikli model B) 5 mm rezidüel kemikli model C) 7 mm rezidüel kemikli model**

#### 4.3.2.2. Rezeksiyon Sınırlarında Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

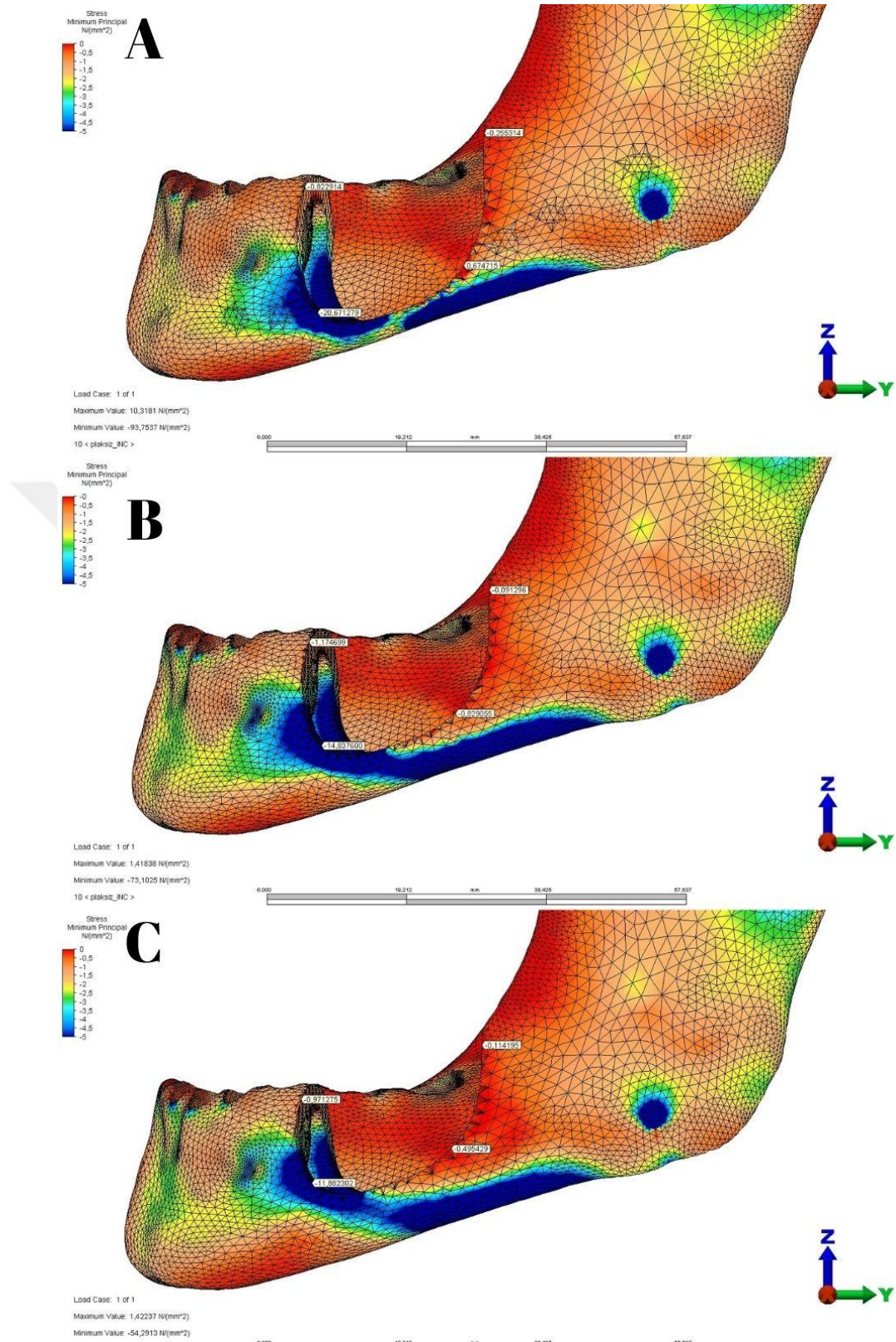
Tüm gruplarda rezeksiyon sınırlarında oluşan min. principal stres değerleri ölçüldü (Tablo 4.3-6. Kortikal kemikte en yüksek min. principal stres değeri plak uygulanan 7 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında B noktasında görülmüştür ve değeri -23,37 MPa'dır. Spongios kemikte en yüksek min. principal stres değeri plak uygulanan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında B noktasında görülmüştür ve değeri -6,39 MPa'dır. INC esnasında en yüksek min. principal stres değeri kortikal kemikte, plak uygulanmayan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde B noktasında görülmüştür ve değeri -20,67 MPa'dır. INC esnasında en yüksek min. principal stres değeri spongios kemikte plak uygulanmayan 5 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde B noktasında görülmüştür ve değeri -2,94 MPa'dır.

Tablo 4.3-6: Rezeksiyon sınırlarında oluşan minimum principal stres değerleri (MPa).

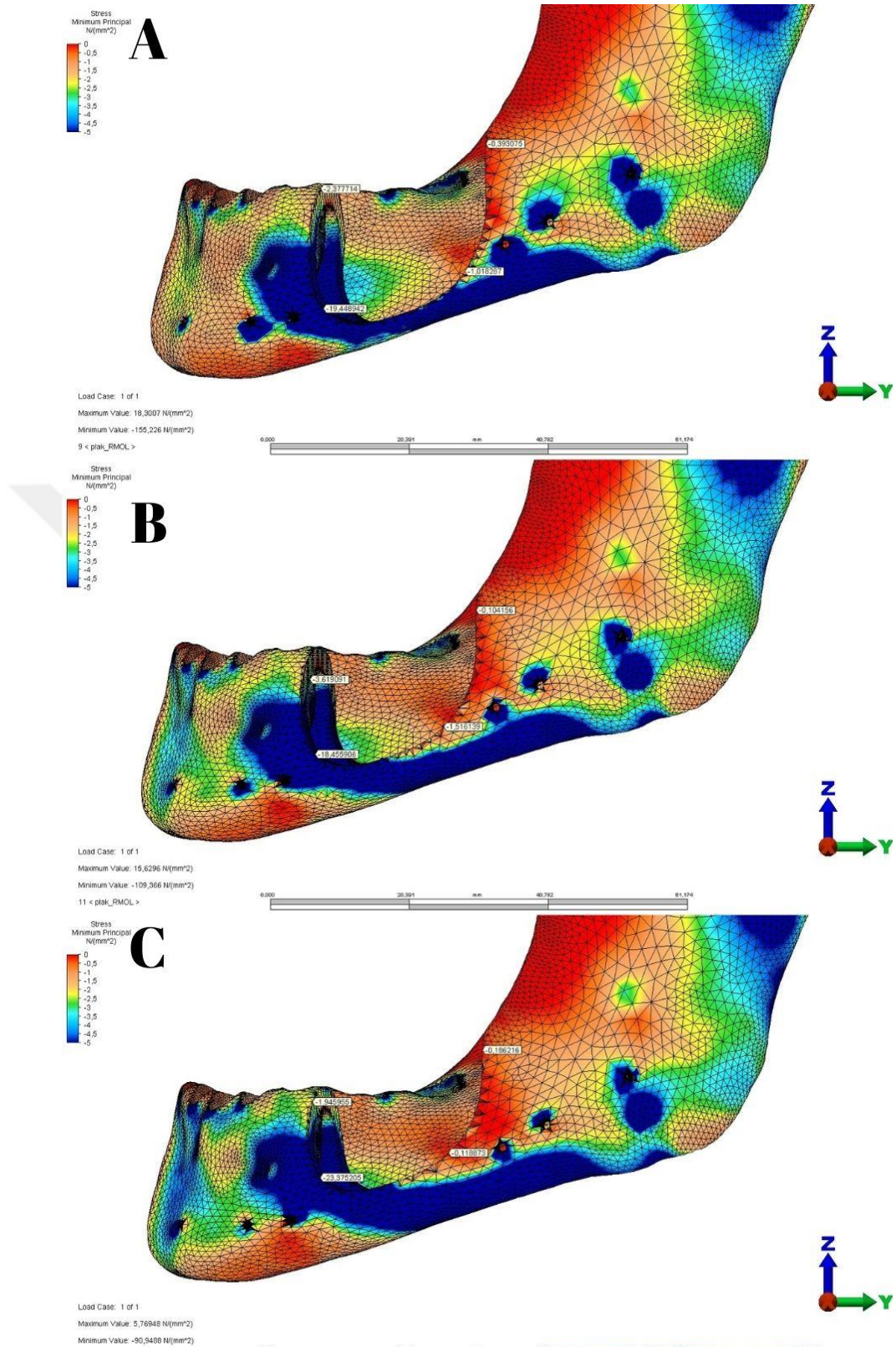
|                 | Çiğneme                                         | Rezidüel<br>Kemik<br>Miktarı | Rezeksiyon Sınırlarında Oluşan Minimum Principal<br>Stres Değerleri |               |       |       |          |              |       |       |
|-----------------|-------------------------------------------------|------------------------------|---------------------------------------------------------------------|---------------|-------|-------|----------|--------------|-------|-------|
|                 |                                                 |                              | Kortikal                                                            |               |       |       | Spongios |              |       |       |
|                 |                                                 |                              | A                                                                   | B             | C     | D     | A        | B            | C     | D     |
| Plaklı<br>Grup  | INC<br>(İnsizal<br>Isırma)                      | 3 mm                         | -0,70                                                               | -10,79        | -2,56 | -0,12 | -0,23    | -1,03        | -0,70 | -0,08 |
|                 |                                                 | 5 mm                         | -0,90                                                               | -11,09        | -0,16 | -0,01 | -0,22    | -2,11        | -0,03 | -0,07 |
|                 |                                                 | 7 mm                         | -1,07                                                               | -10,35        | 0,23  | -0,10 | -0,29    | -2,08        | -0,02 | -0,12 |
|                 | RMOL<br>(Sağ<br>Unilateral<br>Molar<br>Çiğneme) | 3 mm                         | -2,37                                                               | -19,44        | -1,01 | -0,39 | -0,42    | <b>-6,39</b> | -1,23 | -0,16 |
|                 |                                                 | 5 mm                         | -3,61                                                               | -18,45        | -1,51 | -0,10 | -0,65    | -4,05        | 0,20  | 0,06  |
|                 |                                                 | 7 mm                         | -1,94                                                               | <b>-23,37</b> | -0,11 | -0,18 | -0,63    | -4,36        | -0,12 | -0,11 |
| Plaksız<br>Grup | INC<br>(İnsizal<br>Isırma)                      | 3 mm                         | -0,82                                                               | <b>-20,67</b> | 0,67  | -0,25 | -0,20    | -1,47        | -0,65 | -0,11 |
|                 |                                                 | 5 mm                         | -1,17                                                               | -14,83        | -0,82 | -0,09 | -0,24    | <b>-2,94</b> | -0,12 | -0,09 |
|                 |                                                 | 7 mm                         | -0,97                                                               | -11,88        | -0,49 | -0,11 | -0,49    | -2,15        | 0,02  | -0,71 |
|                 | RMOL<br>(Sağ<br>Unilateral<br>Molar<br>Çiğneme) | 3 mm                         | -1,58                                                               | -21,42        | 1,04  | -0,49 | -0,40    | -3,58        | -1,25 | -0,35 |
|                 |                                                 | 5 mm                         | -1,67                                                               | -20,76        | -0,22 | -0,13 | -0,63    | -4,66        | -0,05 | -0,15 |
|                 |                                                 | 7 mm                         | -2,07                                                               | -21,67        | 0,06  | -0,14 | -0,82    | -3,70        | 0,04  | -1,32 |



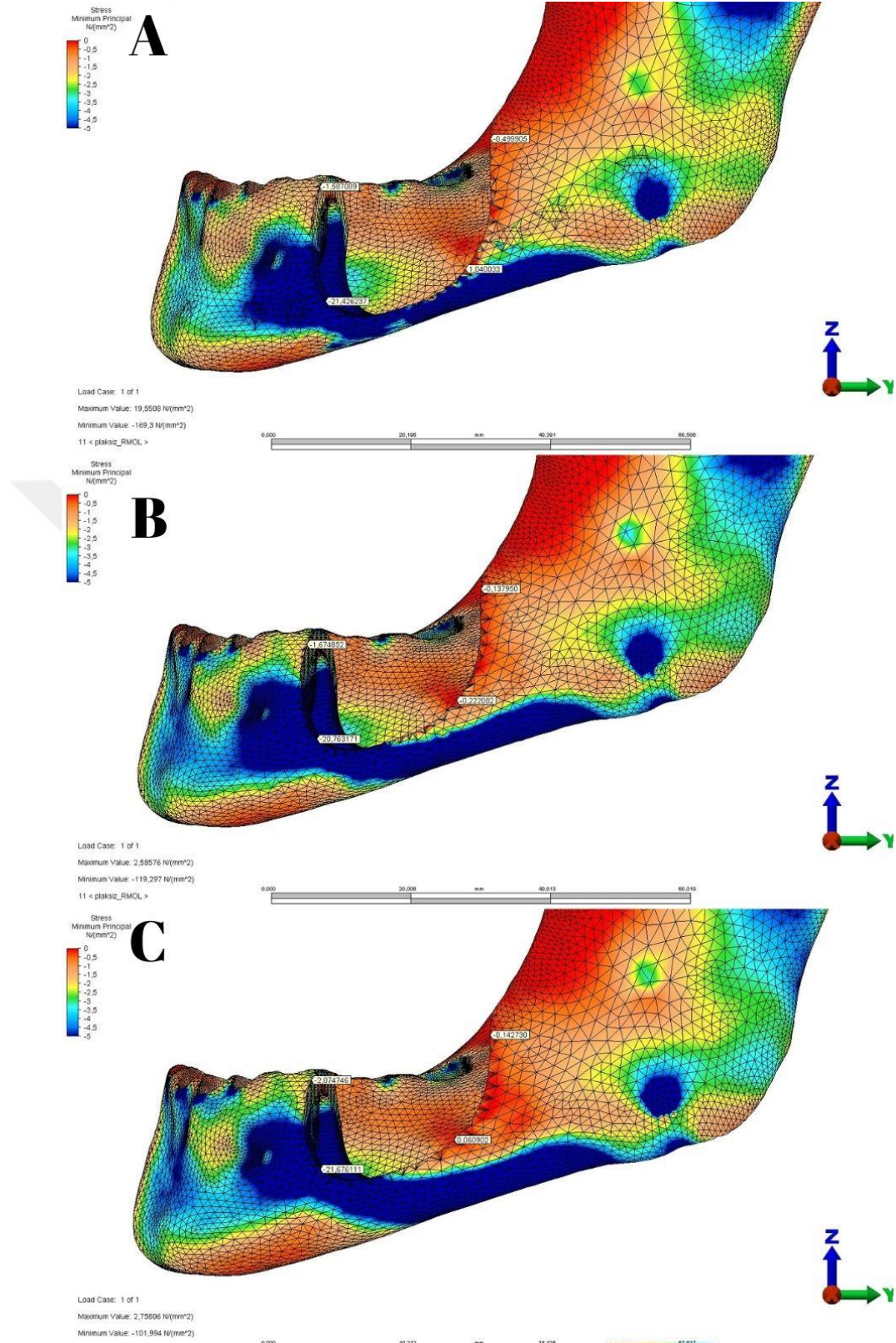
**Şekil 4.3-30: Plak uygulanan gruplarda INC’de kortikal kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



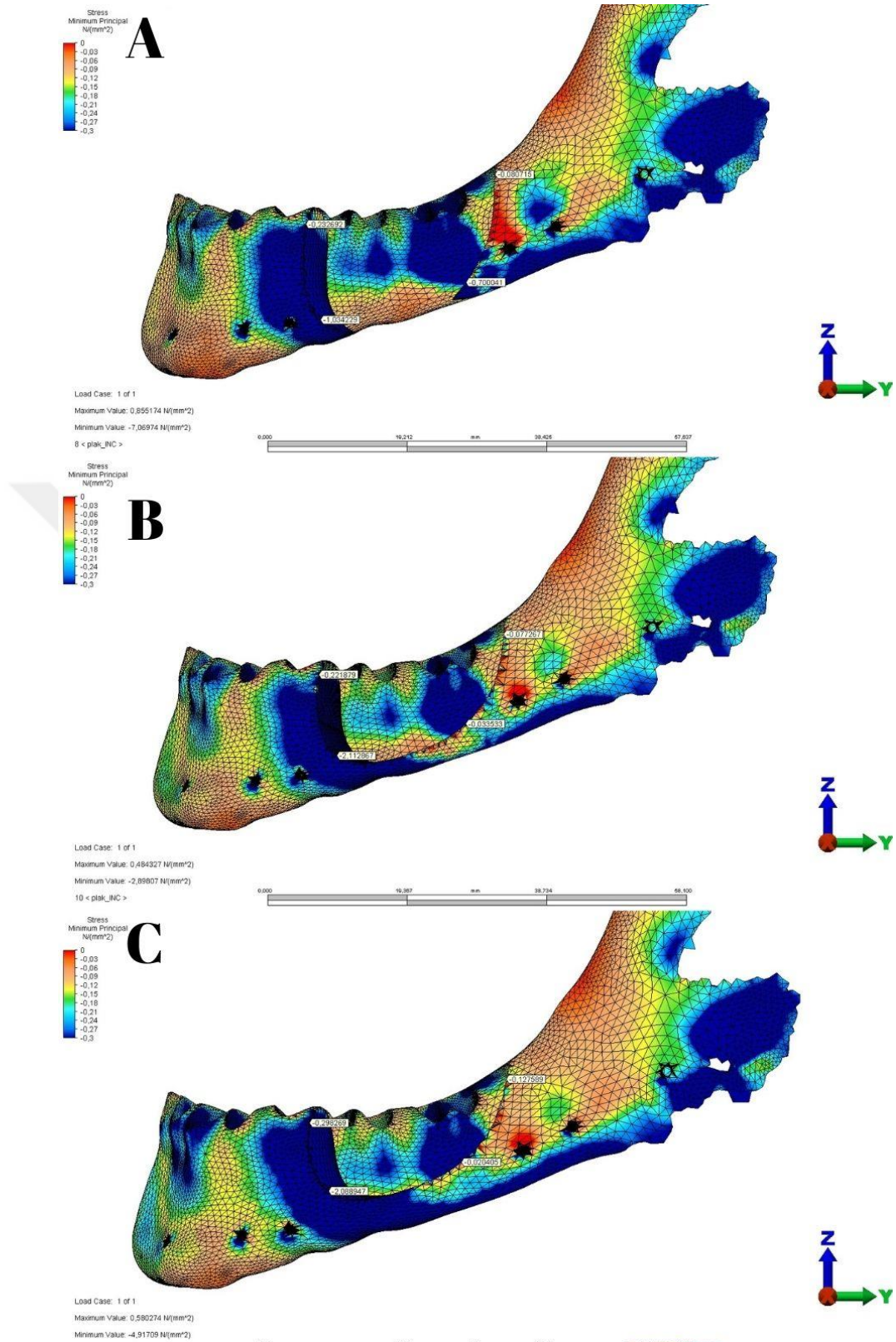
**Şekil 4.3-31: Plak uygulanmayan gruplarda INC’de kortikal kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 m rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



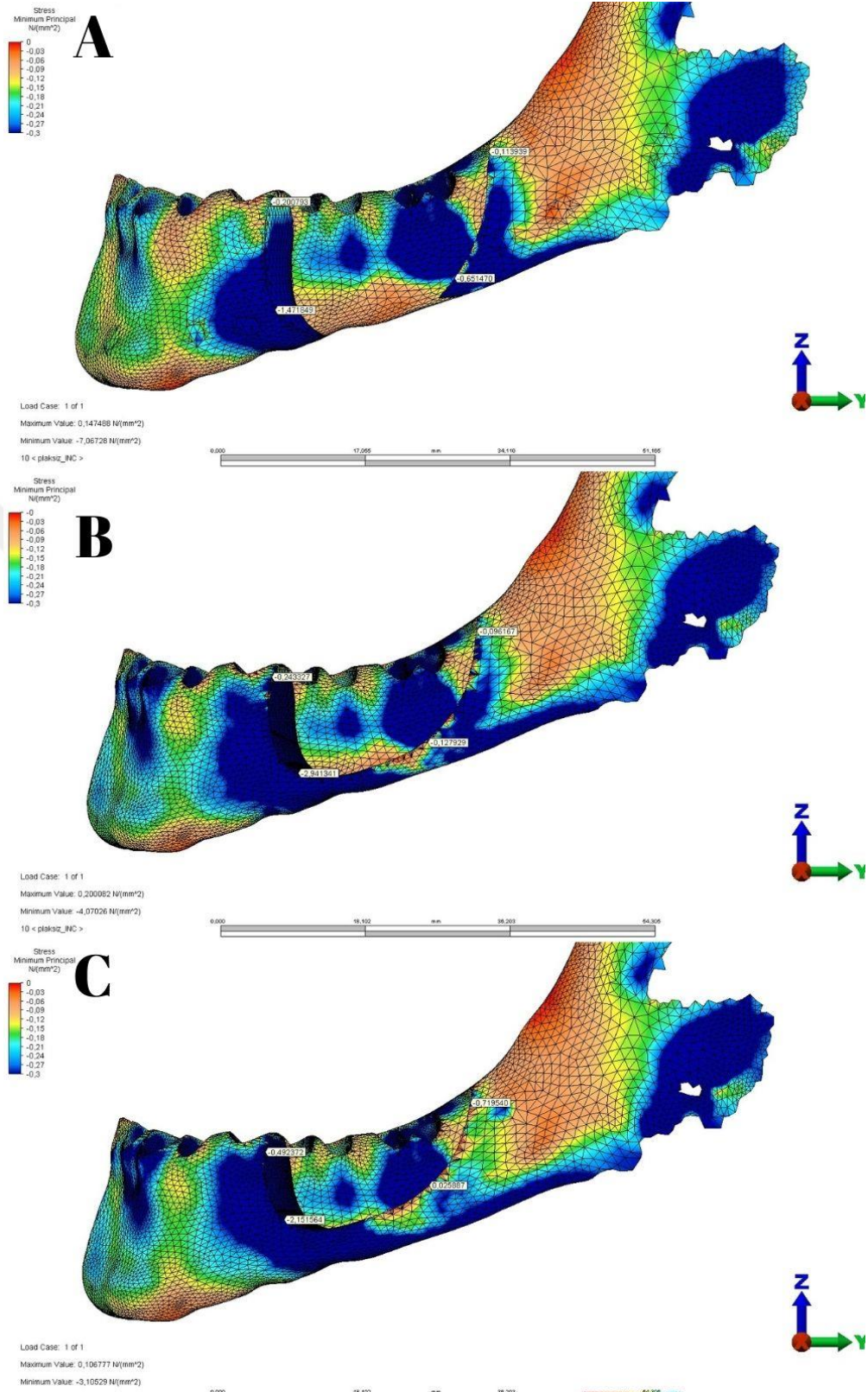
**Şekil 4.3-32: Plak uygulanan gruplarda RMOL'de kortikal kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



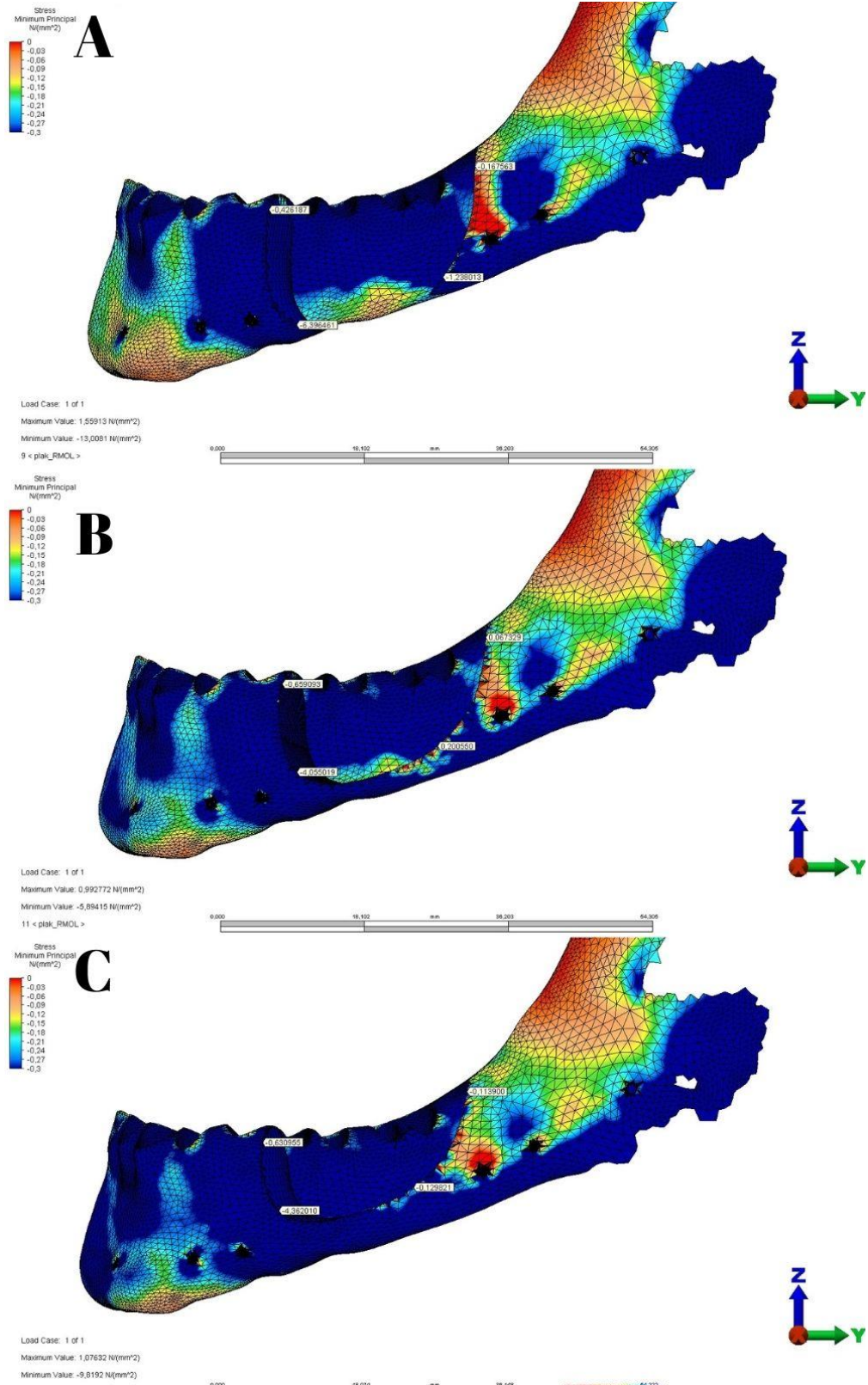
**Şekil 4.3-33: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL'de kortikal kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 m rezidüel kemikli model**



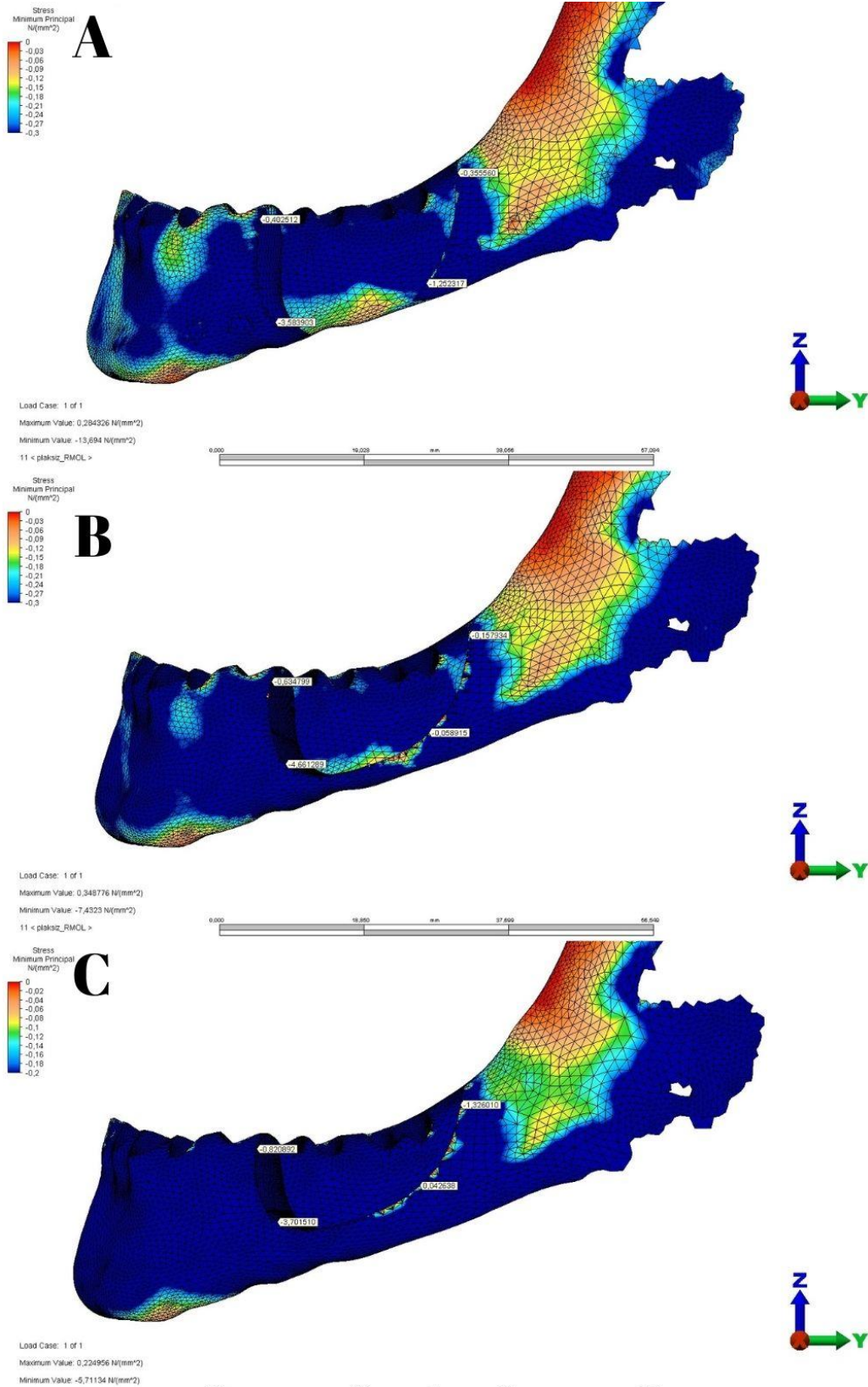
**Şekil 4.3-34: Plak uygulanan gruplarda INC’de spongios kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.3-35: Plak uygulanmayan gruplarda INC’de spongios kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.3-36: Plak uygulanan gruplarda RMOL’de spongios kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



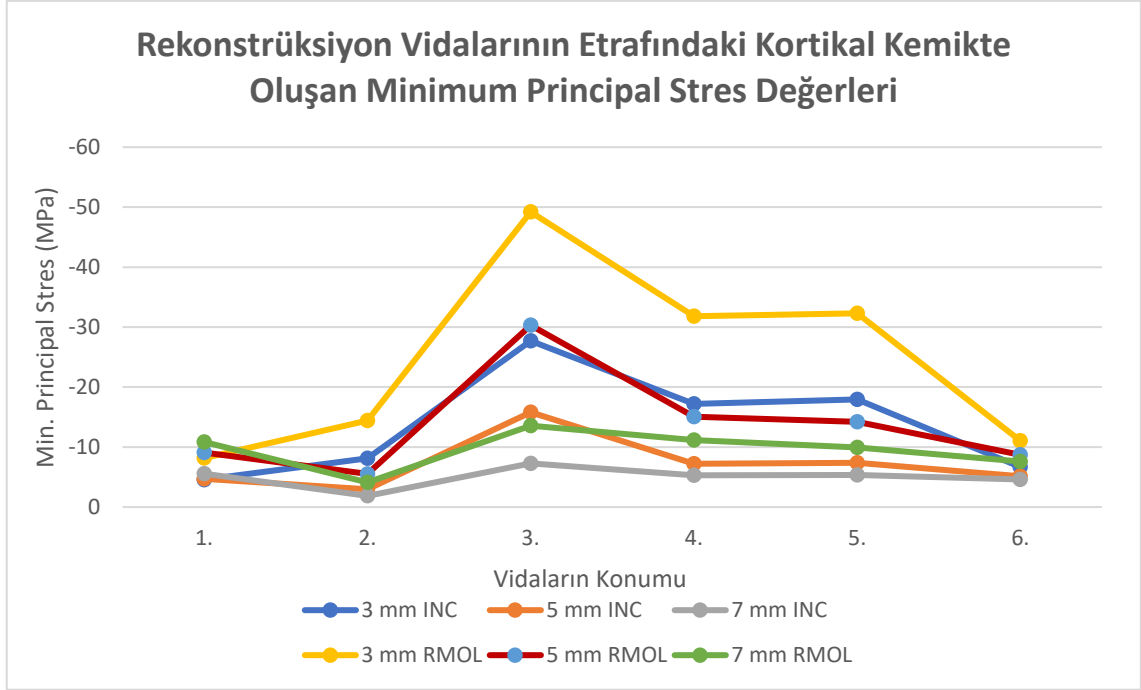
**Şekil 4.3-37: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL'de spongios kemikte oluşan min. principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**

#### 4.3.2.3. Rekonstrüksiyon Vidalarının Etrafındaki Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

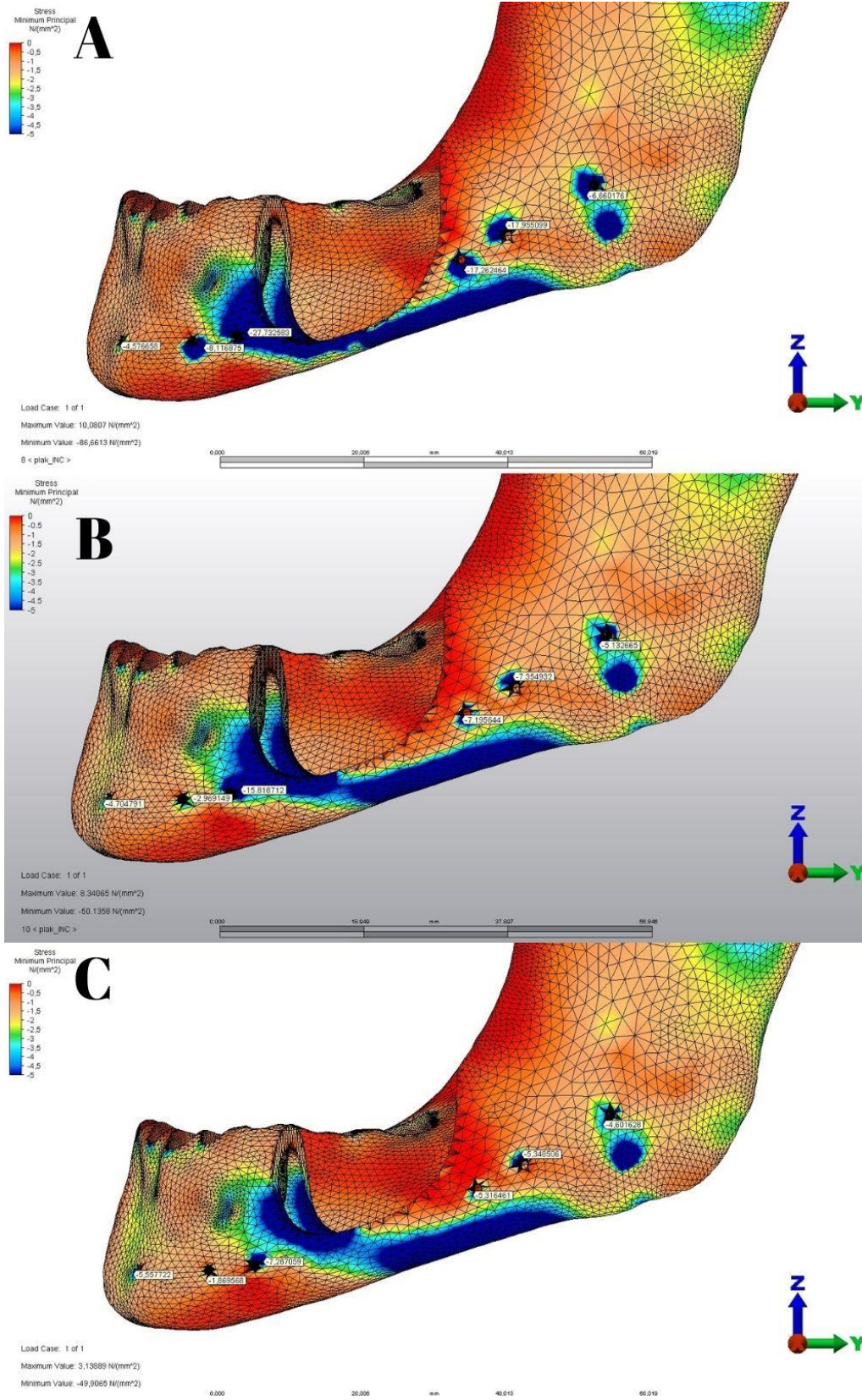
Rekonstrüksiyon plağı uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal ve spongioz kemikte oluşan minimum principal stres değerleri elde edildi (Tablo 4.3-7, Tablo 4.3-8). En yüksek min. principal stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip olan modelde RMOL esnasında 3. vidanın etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür ve değeri -49,2 MPa'dır. INC esnasında en yüksek min. principal stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip olan modelde 3. vidanın etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür ve değeri -27,7 MPa'dır. Spongioz kemikte en yüksek min. principal stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip olan modelde RMOL esnasında 3. vidanın etrafında görülmüştür ve değeri -1,76 MPa'dır. INC esnasında spongioz kemikte en yüksek min. principal stres değeri 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip olan modelde 3. vidanın etrafında görülmüştür ve değeri -0,98 MPa'dır. Vidaların geneline bakıldığı zaman kortikal kemiklere yansıyan en düşük min. principal stres değeri INC esnasında 7 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde 2.vidanın etrafında görülmüştür ve değeri -1,86 MPadır. Spongioz kemiklere yansıyan en düşük min.principal stres değeri INC esnasında 5 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde 4.vidanın etrafında görülmüştür ve değeri -0,07 MPadır.

**Tablo 4.3-7: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri (MPa).**

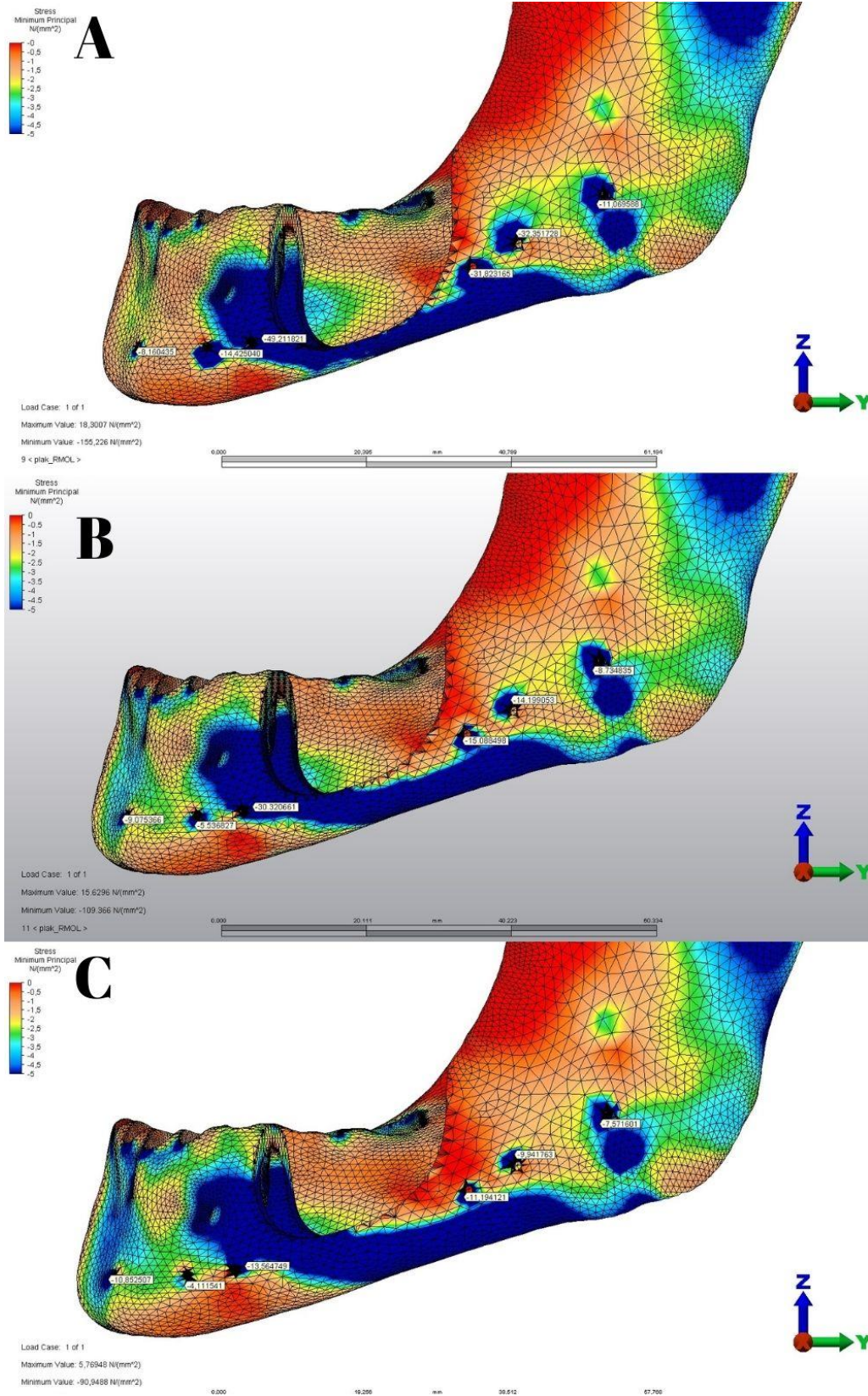
| Çiğneme                                | Rezidüel Kemik Miktarı | Rekonstrüksiyon Vidalarının Konumları |       |        |        |        |        |
|----------------------------------------|------------------------|---------------------------------------|-------|--------|--------|--------|--------|
|                                        |                        | 1.                                    | 2.    | 3.     | 4.     | 5.     | 6.     |
| INC<br>(İnsizal Isırma)                | 3 mm                   | -4,57                                 | -8,11 | -27,7  | -17,2  | -17,95 | -6,66  |
|                                        | 5 mm                   | -4,70                                 | -2,96 | -15,8  | -7,19  | -7,35  | -5,13  |
|                                        | 7 mm                   | -5,55                                 | -1,86 | -7,28  | -5,31  | -5,34  | -4,60  |
| RMOL<br>(Sağ Unilateral Molar Çiğneme) | 3 mm                   | -8,16                                 | -14,4 | -49,2  | -31,8  | -32,3  | -11,06 |
|                                        | 5 mm                   | -9,07                                 | -5,53 | -30,3  | -15,08 | -14,19 | -8,73  |
|                                        | 7 mm                   | -10,85                                | -4,11 | -13,56 | -11,19 | -9,94  | -7,57  |



**Grafik 6: Rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan min. principal stres değerleri**



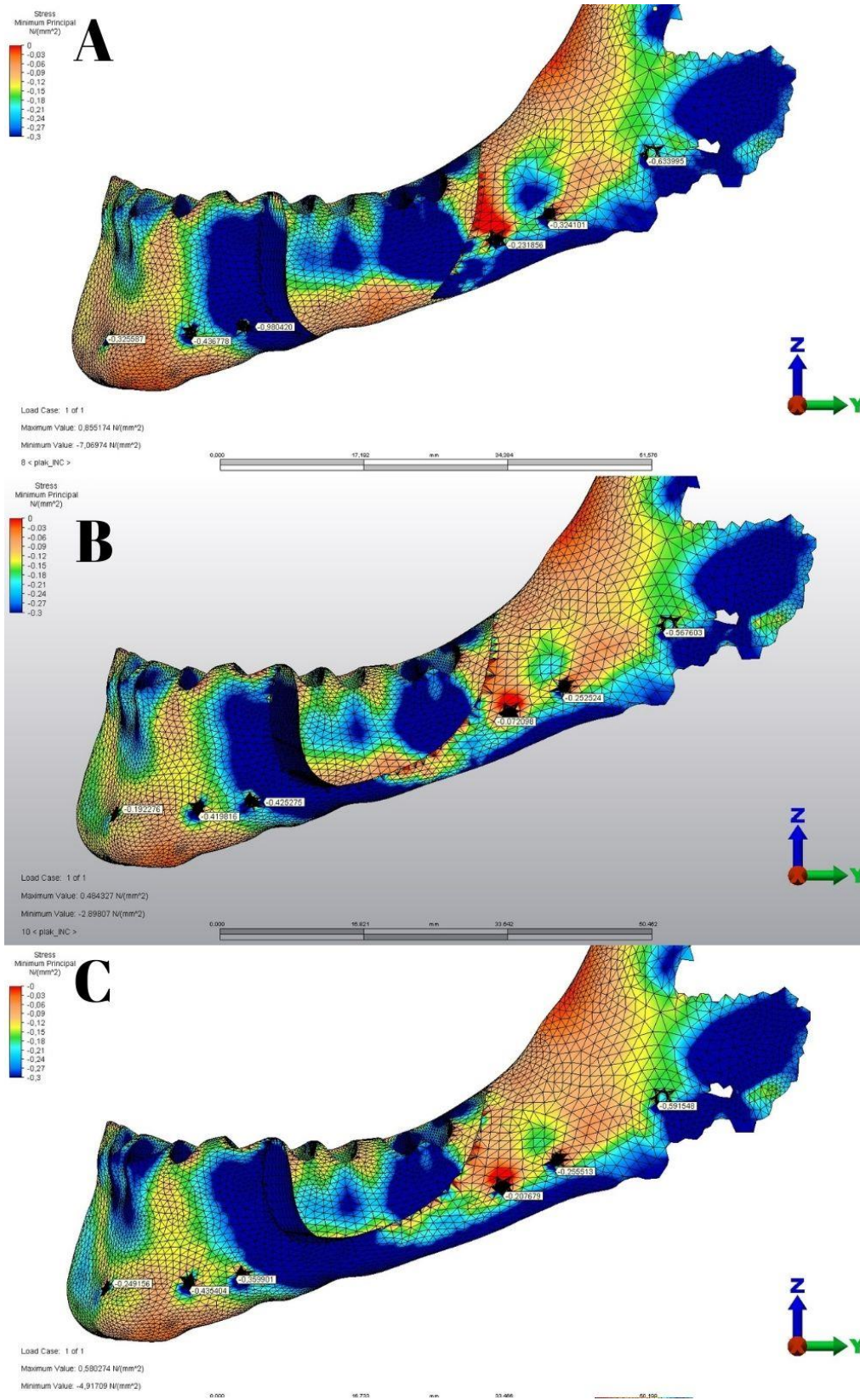
**Şekil 4.3-38:** Plak uygulanan gruplarda INC’de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model



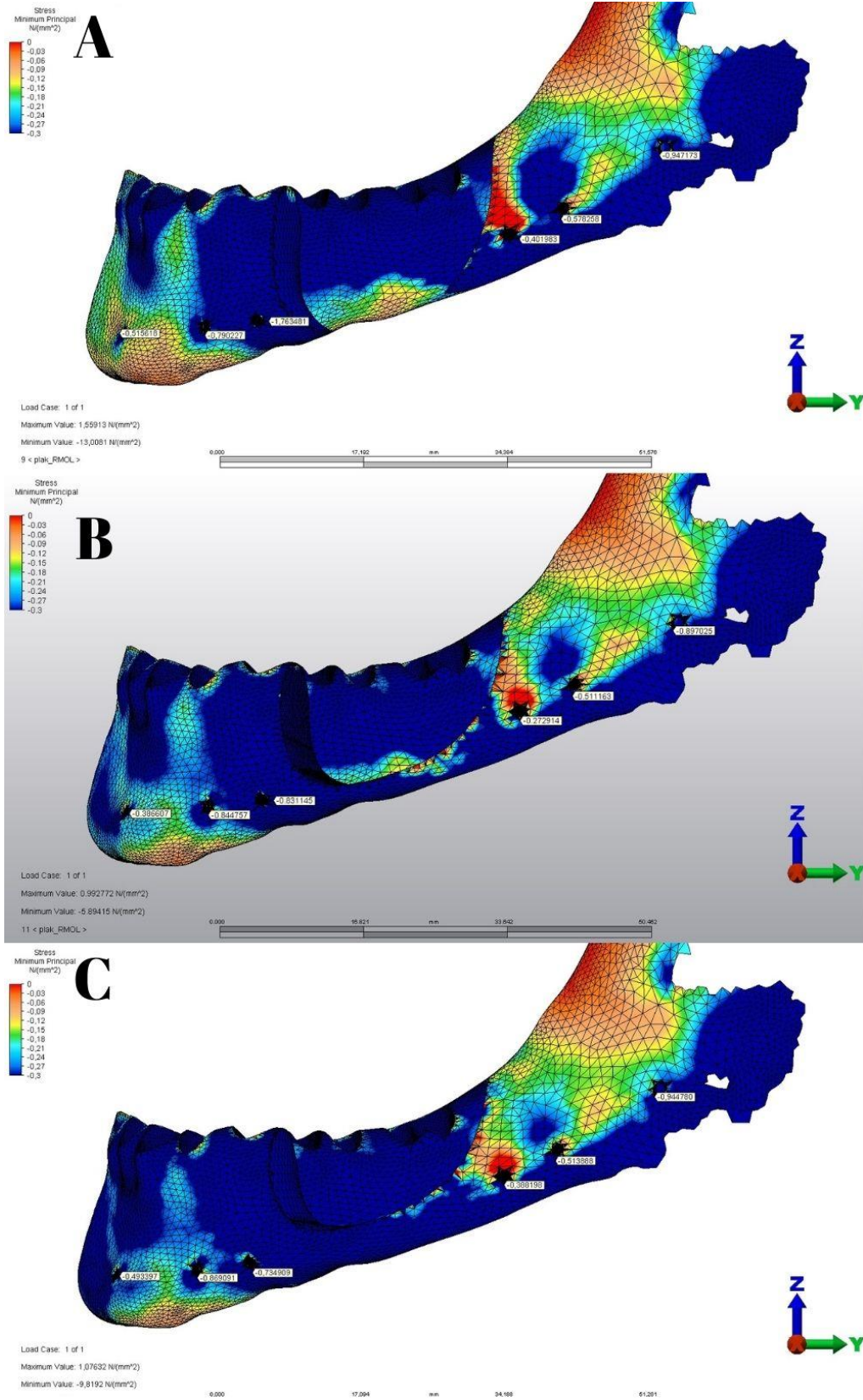
**Şekil 4.3-39:** Plak uygulanan gruplarda RMOL’de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model

**Tablo 4.3-8: Plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki spongiöz kemikte oluşan minimum principal stres değerleri (MPa).**

| Çiğneme                             | Rezidüel Kemik Miktarı | Rekonstrüksiyon Vidalarının Konumları |       |              |       |       |       |
|-------------------------------------|------------------------|---------------------------------------|-------|--------------|-------|-------|-------|
|                                     |                        | 1.                                    | 2.    | 3.           | 4.    | 5.    | 6.    |
| INC (İnsizal Isırma)                | 3 mm                   | -0,32                                 | -0,43 | <b>-0,98</b> | -0,23 | -0,32 | -0,63 |
|                                     | 5 mm                   | -0,19                                 | -0,41 | -0,42        | -0,07 | -0,25 | -0,56 |
|                                     | 7 mm                   | -0,24                                 | -0,43 | -0,35        | -0,20 | -0,25 | -0,59 |
| RMOL (Sağ Unilateral Molar Çiğneme) | 3 mm                   | -0,51                                 | -0,79 | <b>-1,76</b> | -0,40 | -0,57 | -0,94 |
|                                     | 5 mm                   | -0,38                                 | -0,84 | -0,83        | -0,27 | -0,51 | -0,89 |
|                                     | 7 mm                   | -0,49                                 | -0,86 | -0,73        | -0,38 | -0,51 | -0,94 |



**Şekil 4.3-40:** Plak uygulanan gruplarda INC’de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki spongiöz kemikte oluşan minimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model



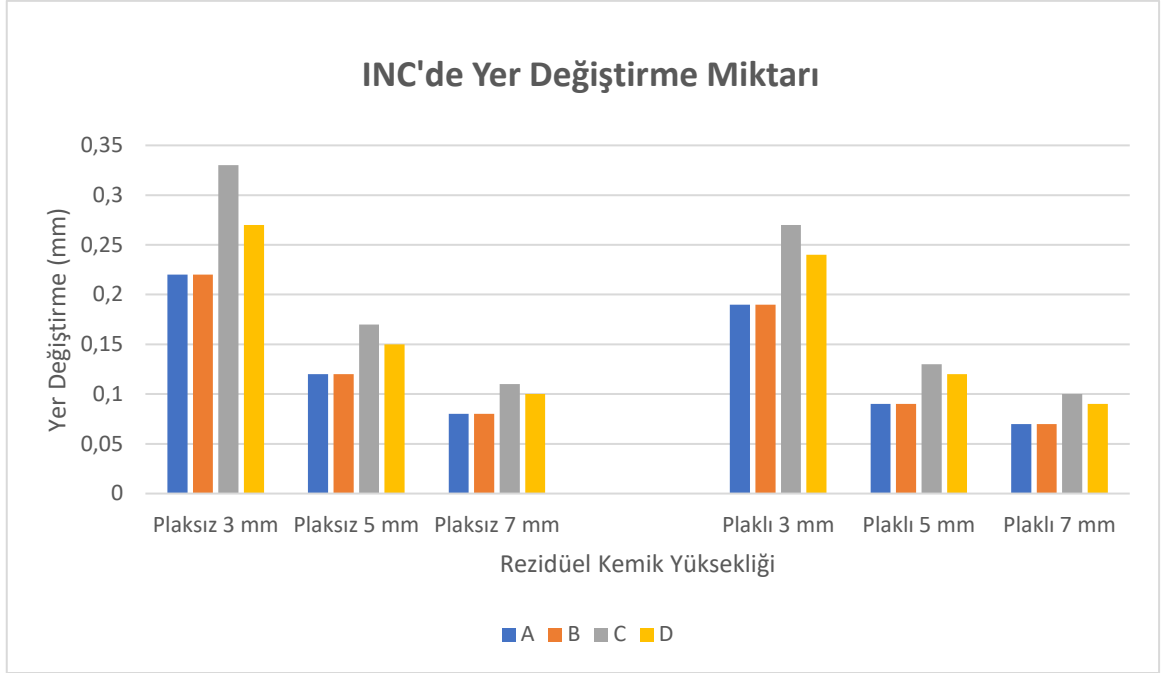
**Şekil 4.3-41:** Plak uygulanan gruplarda RMOL'de rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki spongiöz kemikte oluşan minimum principal stres değerleri gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model

#### 4.4. Kortikal ve Spongioz Kemikte Oluşan Yer Değiştirme Değerleri

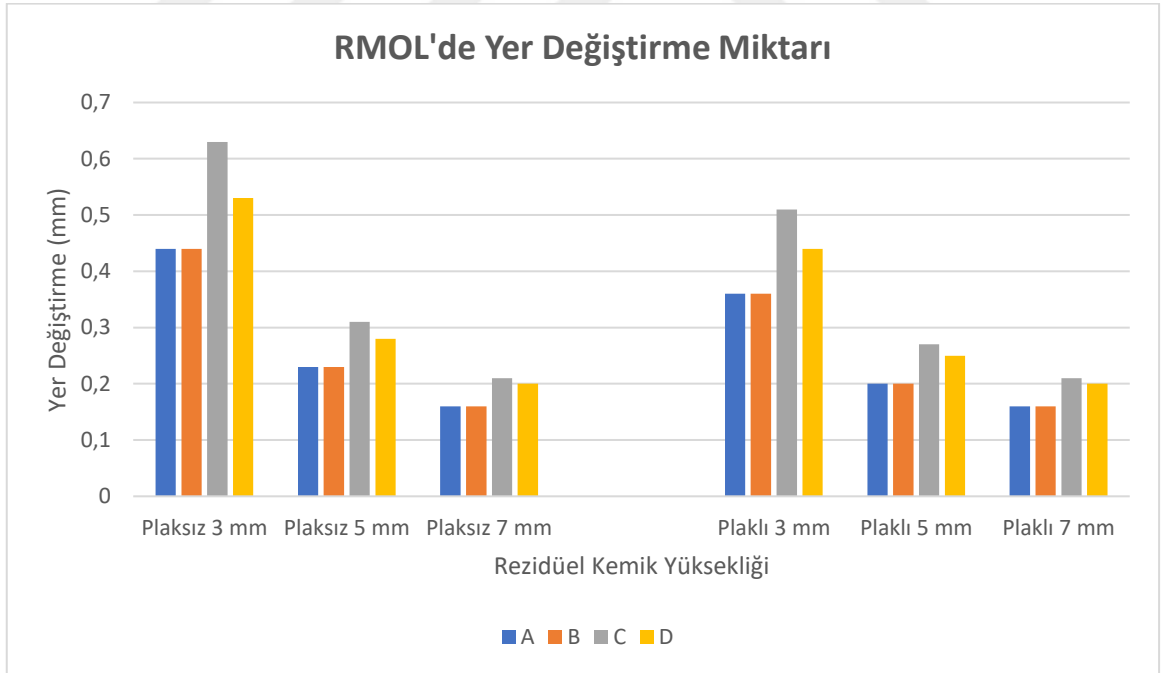
Tüm gruplarda rezeksiyon sınırlarındaki kortikal ve spongioz kemikteki A, B, C ve D noktalarının yer değiştirme miktarları ölçüldü (Tablo 4.4-1, Grafik 7, Grafik 8). Kortikal kemikte en yüksek yer değiştirme miktarı plak uygulanmayan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında görülmüştür ve değeri 0,63 mm'dir. Spongioz kemikte en yüksek yer değiştirme miktarı plak uygulanmayan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde RMOL esnasında görülmüştür ve değeri 0,61 mm'dir. INC esnasında kortikal kemikte en yüksek yer değiştirme miktarı plak uygulanmayan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde görülmüştür ve değeri 0,33 mm'dir. INC esnasında spongioz kemikte en yüksek yer değiştirme miktarı plak uygulanmayan 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip modelde görülmüştür ve değeri 0,31 mm'dir.

**Tablo 4.4-1: Tüm gruplarda rezeksiyon sınırlarındaki kortikal ve spongios kemikteki yer değiştirme miktarları (mm).**

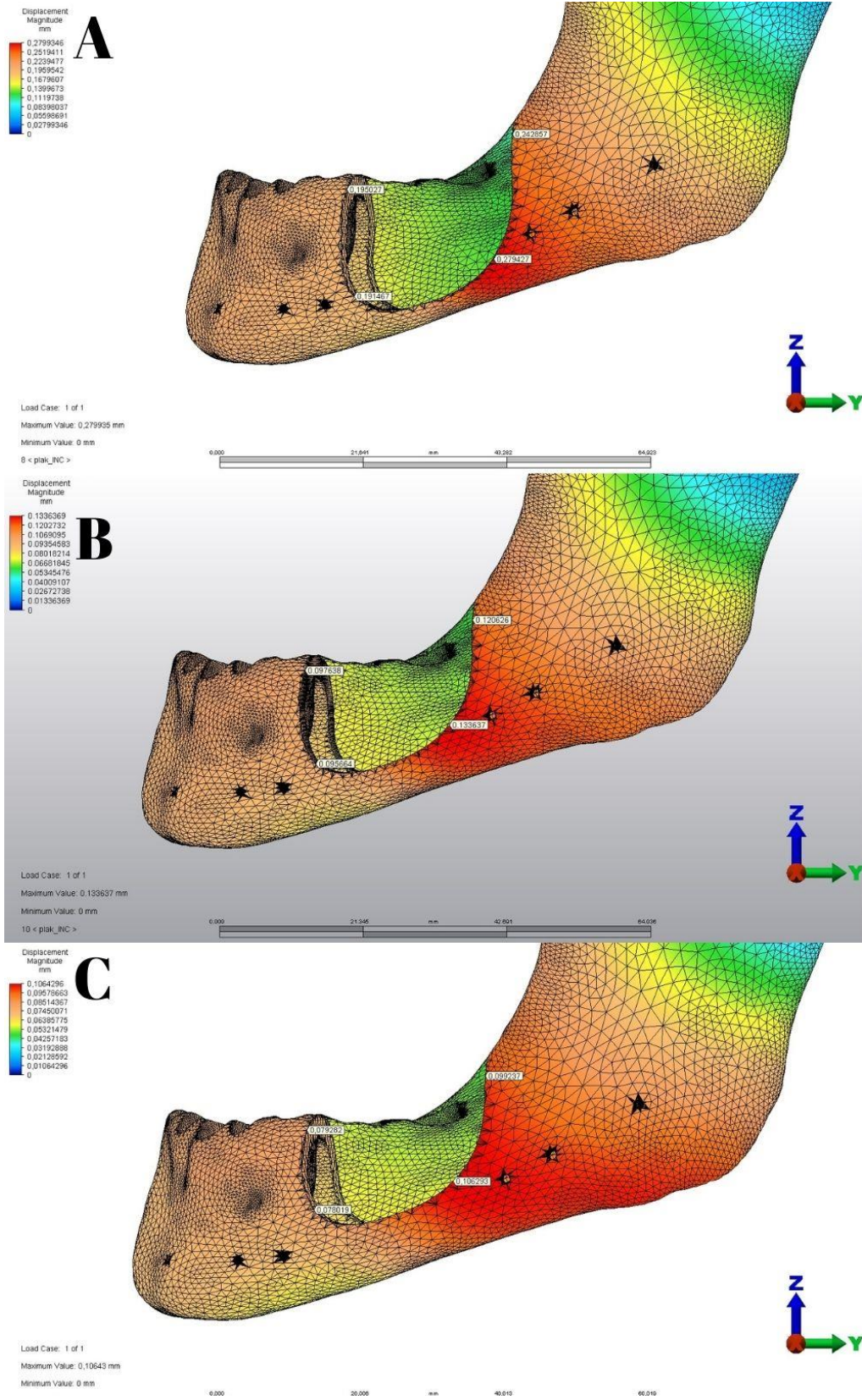
|                         | Çiğneme                                                    | Rezidüel<br>Kemik<br>Miktarı | Yer Değiştirme Miktarı |      |             |      |          |      |             |      |
|-------------------------|------------------------------------------------------------|------------------------------|------------------------|------|-------------|------|----------|------|-------------|------|
|                         |                                                            |                              | Kortikal               |      |             |      | Spongios |      |             |      |
|                         |                                                            |                              | A                      | B    | C           | D    | A        | B    | C           | D    |
| <b>Plaklı<br/>Grup</b>  | <b>INC<br/>(İnsizal<br/>Isırma)</b>                        | 3 mm                         | 0,19                   | 0,19 | 0,27        | 0,24 | 0,19     | 0,18 | 0,26        | 0,24 |
|                         |                                                            | 5 mm                         | 0,09                   | 0,09 | 0,13        | 0,12 | 0,09     | 0,09 | 0,12        | 0,11 |
|                         |                                                            | 7 mm                         | 0,07                   | 0,07 | 0,10        | 0,09 | 0,07     | 0,07 | 0,09        | 0,09 |
|                         | <b>RMOL<br/>(Sağ<br/>Unilateral<br/>Molar<br/>Çiğneme)</b> | 3 mm                         | 0,36                   | 0,36 | 0,51        | 0,44 | 0,36     | 0,35 | 0,49        | 0,44 |
|                         |                                                            | 5 mm                         | 0,20                   | 0,20 | 0,27        | 0,25 | 0,20     | 0,19 | 0,25        | 0,24 |
|                         |                                                            | 7 mm                         | 0,16                   | 0,16 | 0,21        | 0,20 | 0,16     | 0,15 | 0,20        | 0,19 |
| <b>Plaksız<br/>Grup</b> | <b>INC<br/>(İnsizal<br/>Isırma)</b>                        | 3 mm                         | 0,22                   | 0,22 | <b>0,33</b> | 0,27 | 0,22     | 0,22 | <b>0,31</b> | 0,27 |
|                         |                                                            | 5 mm                         | 0,12                   | 0,12 | 0,17        | 0,15 | 0,11     | 0,11 | 0,16        | 0,15 |
|                         |                                                            | 7 mm                         | 0,08                   | 0,08 | 0,11        | 0,10 | 0,08     | 0,08 | 0,11        | 0,10 |
|                         | <b>RMOL<br/>(Sağ<br/>Unilateral<br/>Molar<br/>Çiğneme)</b> | 3 mm                         | 0,44                   | 0,44 | <b>0,63</b> | 0,53 | 0,44     | 0,43 | <b>0,61</b> | 0,54 |
|                         |                                                            | 5 mm                         | 0,23                   | 0,23 | 0,31        | 0,28 | 0,22     | 0,22 | 0,30        | 0,27 |
|                         |                                                            | 7 mm                         | 0,16                   | 0,16 | 0,21        | 0,20 | 0,16     | 0,15 | 0,20        | 0,19 |



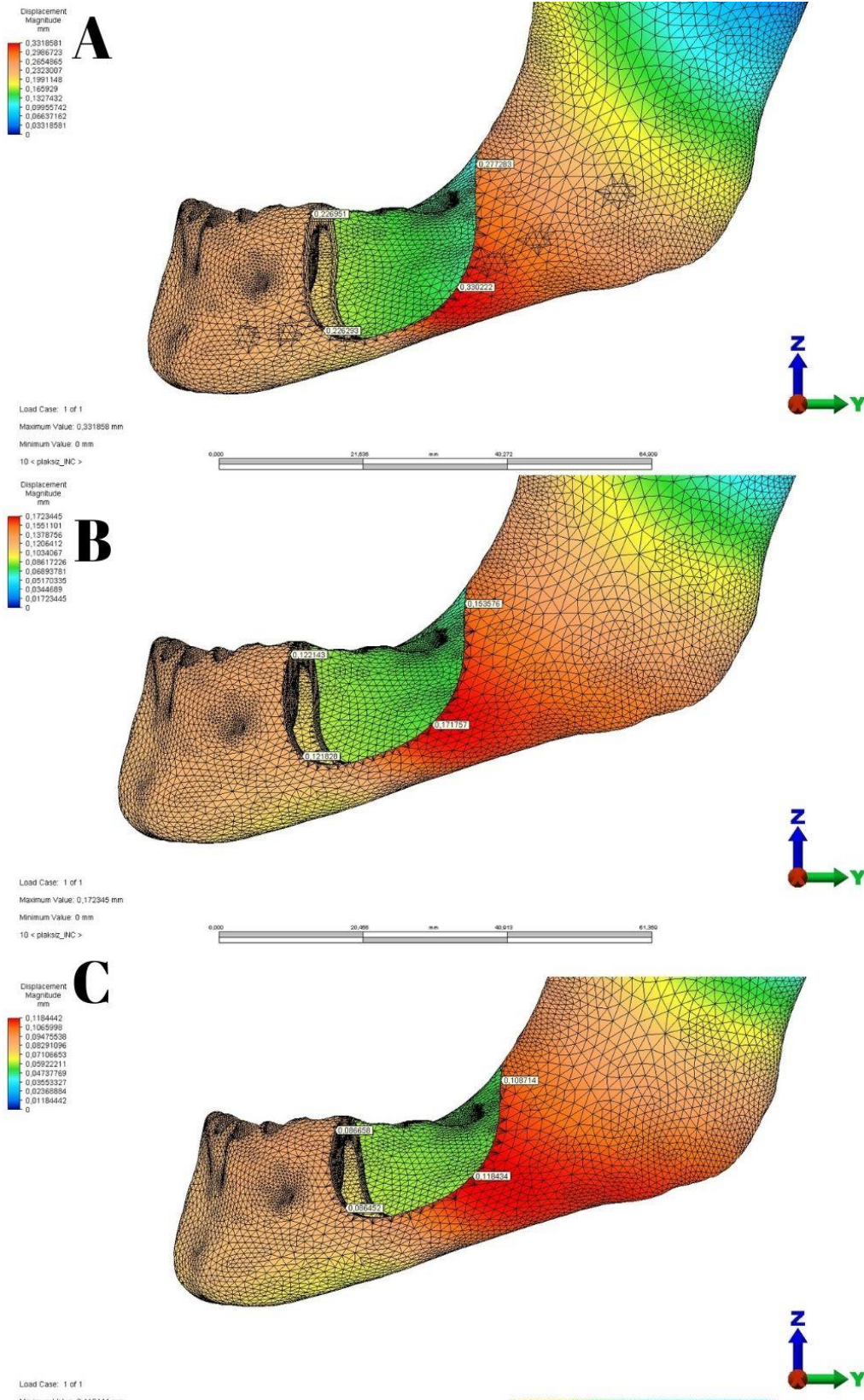
**Grafik 7: INC’de yer değiştirme miktarları**



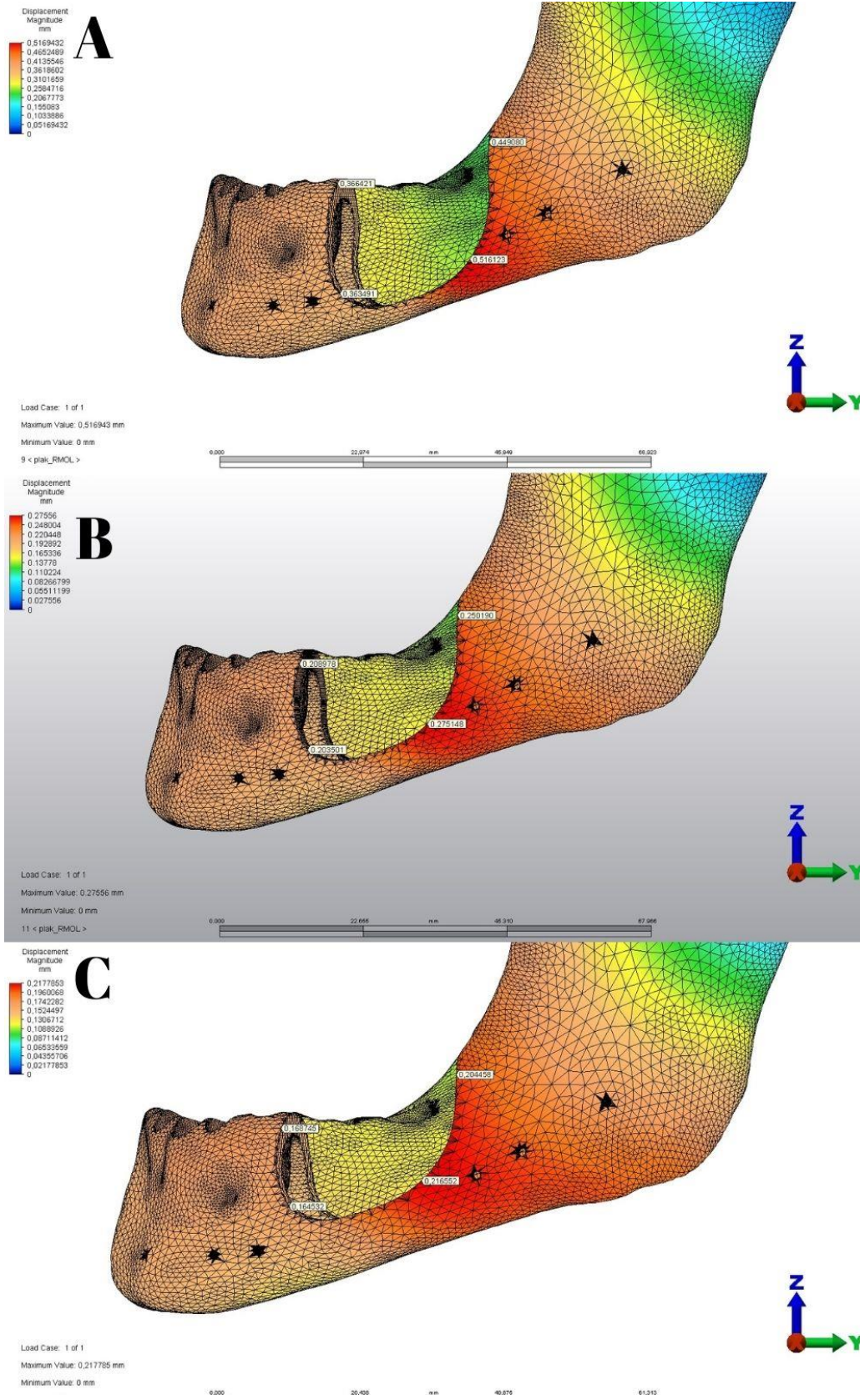
**Grafik 8: RMOL’de yer değiştirme miktarları**



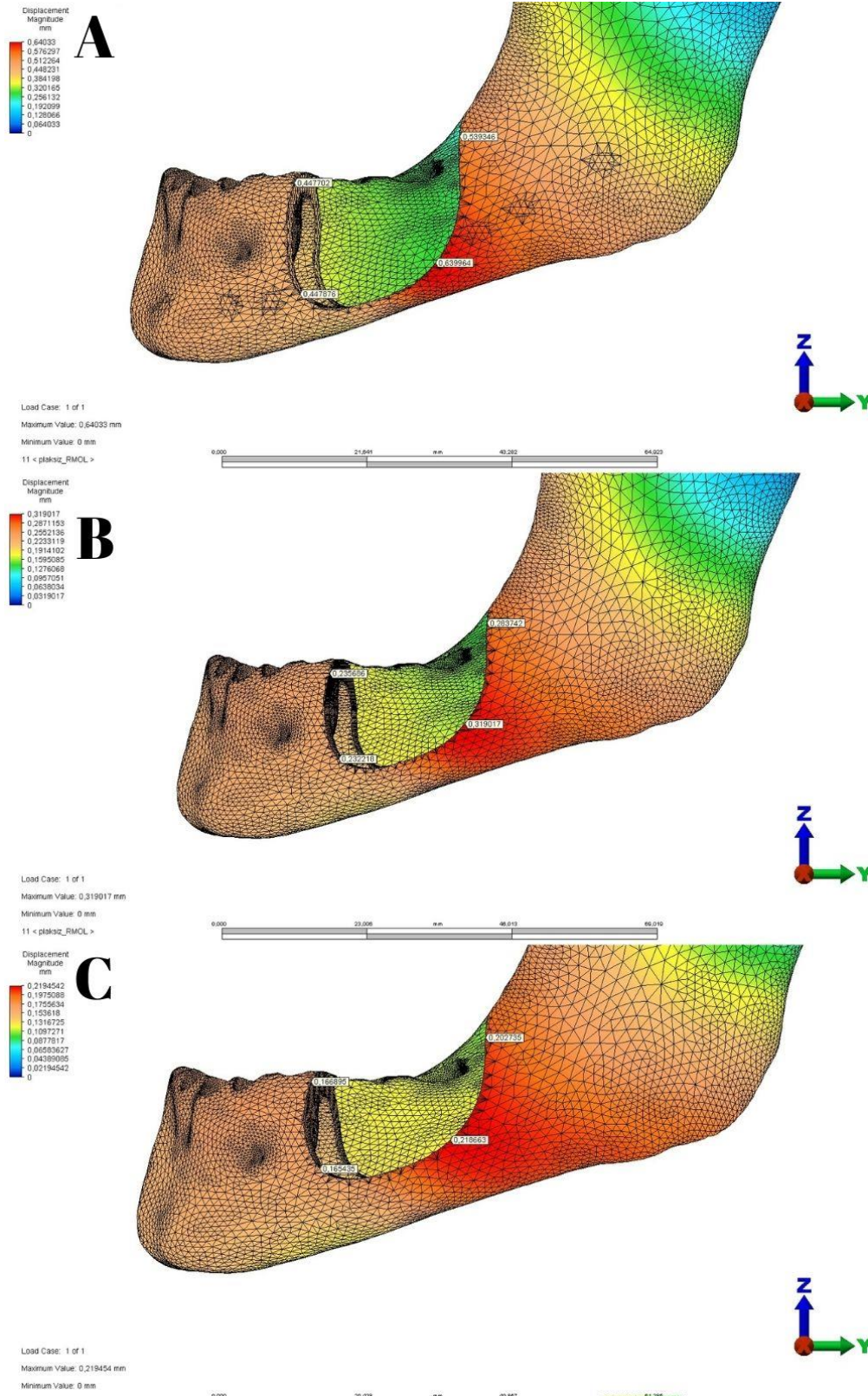
**Şekil 4.4-1: Plak uygulanan gruplarda INC’de, kortikal kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 nokta’nın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



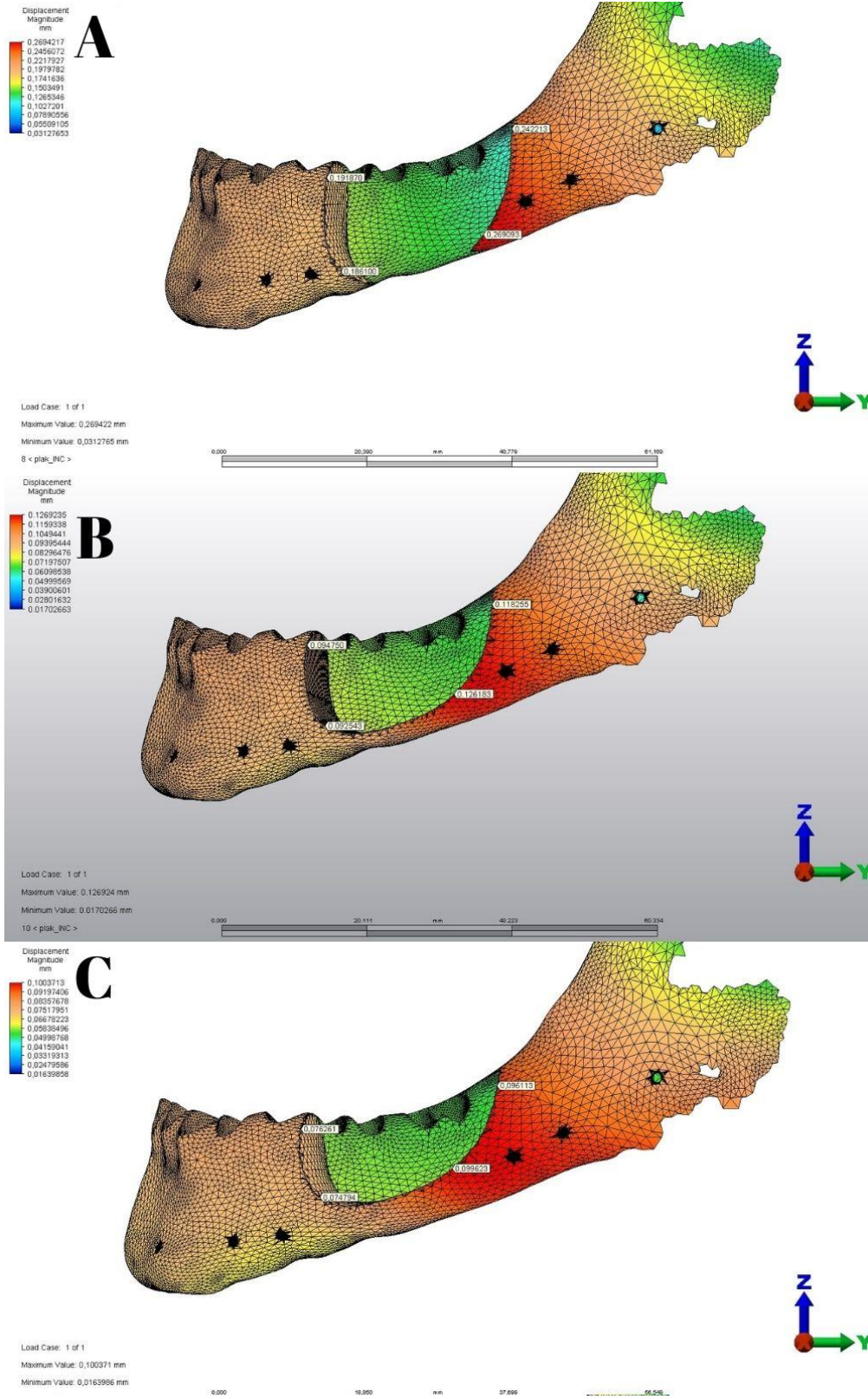
**Şekil 4.4-2: Plak uygulanmayan gruplarda INC’de, kortikal kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



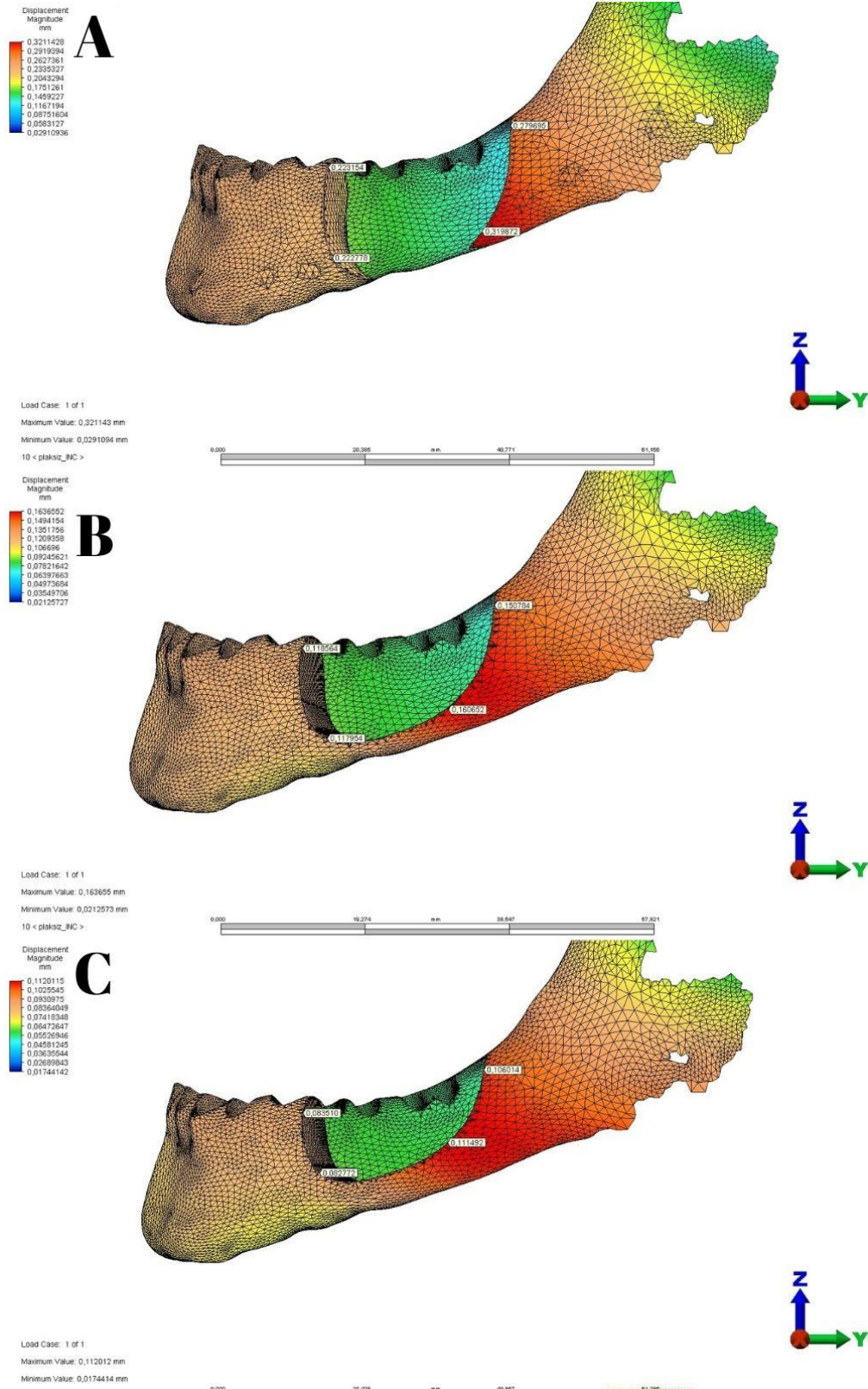
**Şekil 4.4-3: Plak uygulanan gruplarda RMOL'de, kortikal kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



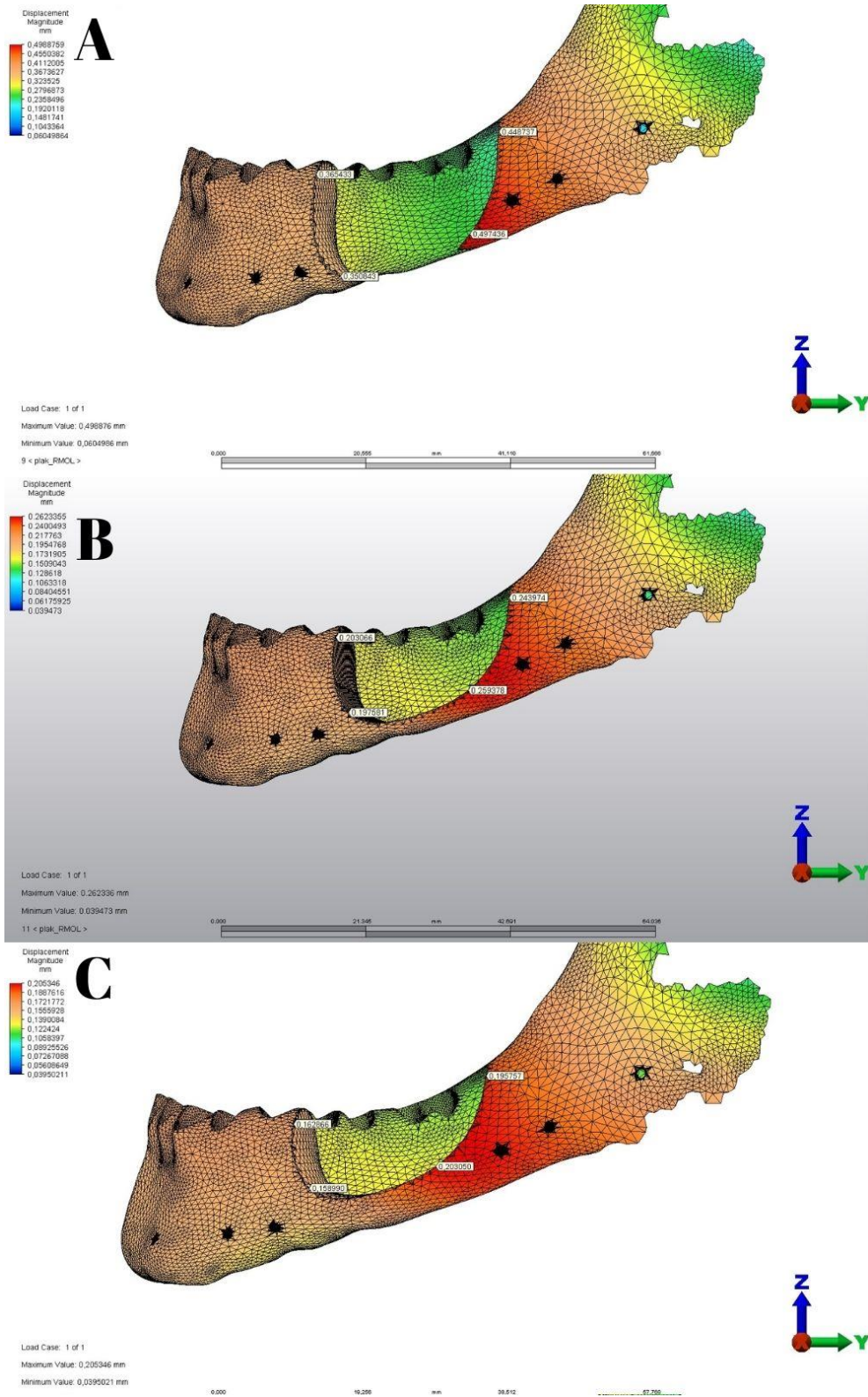
**Şekil 4.4-4: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL’de, kortikal kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



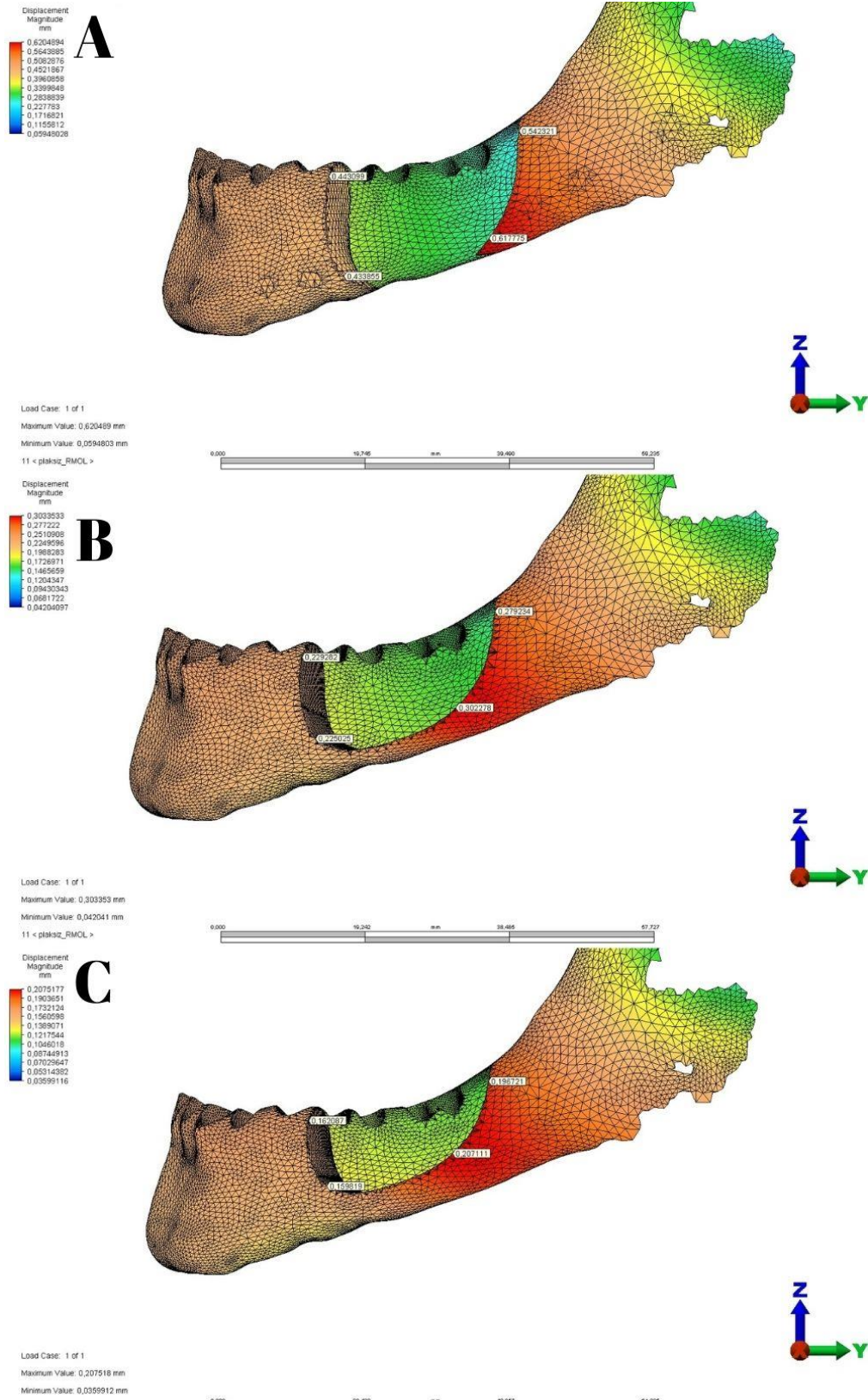
**Şekil 4.4-5: Plak uygulanan gruplarda INC’de, spongioz kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.4-6: Plak uygulanmayan gruplarda INC’de, spongios kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.4-7: Plak uygulanan gruplarda RMOL'de, spongios kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**



**Şekil 4.4-8: Plak uygulanmayan gruplarda RMOL’de, spongios kemikteki rezeksiyon köşelerinde yer alan 4 noktanın yer değiştirme miktarları gösterilmektedir; A) 3 mm rezidüel kemikli model, B) 5 mm rezidüel kemikli model, C) 7 mm rezidüel kemikli model**

## 5. TARTIŞMA

Mandibulada ortaya çıkan malign tümör ve yaygın benign lezyonların cerrahi tedavilerinde mandibula rezeksiyonunun endikasyon kararı önemlidir. Mandibula rezeksiyonu sonrası oluşacak defekt fonksiyonel ve estetik açıdan sorun yaratacaktır. Bu nedenle rezeksiyon çeşitlerinden hangisinin uygulanacağı belirlenirken mümkün olduğu kadar daha konservatif olan yöntem izlenmelidir. Segmental mandibular rezeksiyonda mandibulanın bütünlüğü bozulmaktadır. MMR’de ise kemik bütünlüğü korunmaktadır. Rekonstrüktif cerrahinin gelişmesi nedeniyle artık post-operatif dönemde estetiği sağlamak ve fonksiyonu geri kazandırmak için tüm vakalarda segmental rezeksiyon yapmanın gereksiz olduğu görüşü bildirilmiştir (Tei ve ark., 2004).

Rezeksiyon yöntemine karar vermede en önemli faktör lezyonun kemik invazyonunun varlığı ve bunun doğru bir şekilde tespit edilmesidir. Lezyonların değerlendirilmesinde klinik değerlendirme, panoramik radyografi, bilgisayarlı tomografi (BT), magnetik rezonans görüntüleme (MRG) ve kemik tarama yöntemlerini beraber kullanmak gerekir. Bu yöntemler içinde BT’lerin kemik invazyonlarının değerlendirilmesinde önemi büyüktür (Dubner ve Heller, 2002).

MMR endikasyonları araştırmacılara göre farklılık göstermektedir. Gilbert ve ark., (1986) alveol seviyesindeki malign lezyonlar, klinik olarak mandibulayı tutan tümörler veya kemik tutulumunun radyografik kanıtının bulunduğu vakalarda segmental mandibular rezeksiyon önermektedir. Randall ve ark., (1987) ise radyografik değerlendirmede kemik erozyonu olmadığında ve mandibulanın çevresinin % 50'sinden azının tümör tarafından tutulduğu durumlarda MMR’yi önermektedir. Shaha ve ark., (1984) ise lezyonların boyutuna göre tedavi seçeneklerini belirlemişlerdir; daha küçük ağız tabanı malignitelerinin tedavisi için MMR’yi ve daha büyük tümörler için segmental rezeksiyonu kullanmışlardır. Bazı çalışmalarda ise lokal kontrol oranı, ameliyat sonrası fonksiyonlar ve T1/T2 vakaları için MMR’nin kullanılması önerilmektedir (Tei ve ark., 2004). Dubner ve Heller (2002) yaptıkları çalışmada, MMR sonrası lokal nüks oranının primer tümörün boyutundan bağımsız olduğunu ve tümör boyutunun tek başına MMR için bir kontrendikasyon teşkil etmeyeceğini bildirmişlerdir.

Literatürde, mandibulanın alveol ve gingival skuamöz hücreli karsinomlarında 2 temel kemik tutulumu şekli bildirilmiştir. Bunlar, invaziv ve ekspansif patern olarak adlandırılmaktadır. İnvaziv paternde tümör, kortikal kemikteki defektlerden, periodontal aralıktan, spongios kemikten yayılarak periost ve/veya inferior alveolar siniri de içine alacak şekilde mandibulayı işgal eder. Ekspansif paternde ise tümör önündeki kemiği aşındırarak mandibulayı işgal eder. Burada periodontal boşluk, nörovasküler kanal, inferior alveolar sinir veya periosta tümör invazyonu yoktur. Bu bilgiler ışığında skuamöz hücreli karsinom vakasında ekspansif paterne sahip lezyonlarda ve invaziv paternin erken döneminde MMR uygulanmaktadır (Tei ve ark., 2004).

Barttelbort ve Ariyan (1993) yaptıkları çalışmada MMR sonrası nüks oranını %25, segmental rezeksiyon sonrası nüks oranını ise %36 olarak bildirmişlerdir. Bu çalışmanın aksine Dubner ve Heller (2002) 130 hastayı kapsayan retrospektif çalışmalarında MMR sonrasında meydana gelen nüks oranını %19, segmental rezeksiyon sonrasındaki oranı ise %6 olarak tespit etmişlerdir. Bu çalışma metastaz yapma olasılığı daha yüksek olan tümörlerin lokal olarak nüks etme olasılığının daha yüksek olduğu kavramını çürütmektedir. Pogrel (1987) de bu bilgiyle aynı doğrultuda olacak şekilde kemik invazyonunun derecesi ile nüks arasında korelasyon olmadığı kavramını desteklemektedir.

MMR endikasyon kararında tümörün boyutu dışında değerlendirilen diğer faktörler rezidüel kemik yüksekliği, hastanın diş yapısı, diş sayısı, rezeksiyon sonrası yapılacak protezin planlamasıdır. Rezidüel kemik yüksekliği implant/protez desteği için yeterli değilse bu restorasyonlar üzerine gelecek çiğneme kuvvetleri post-operatif kırık oluşumuna yol açabilecektir (Dubner ve Heller, 2002).

MMR sonrası meydana gelen post-operatif kırığın klinik pratikte önemi büyüktür. Operasyon sonrası gelişen bu komplikasyon için risk faktörleri, operasyon sonrası rezidüel kemik yüksekliğinin az oluşu, rezeksiyonun şekli, mandibulanın boyutunun cinsiyetler arasında farklılık göstermesi, inferior alveolar kanalın mandibulanın bazisine uzaklığı ve oklüzal kuvvetin cinsiyet, yaş, rezeksiyon sonrası kalan diş sayısına bağlı değişiklik göstermesi ve metabolik kemik hastalıklarıdır. Genç bireylerde, erkek hastalarda ve sabit proteze sahip hastalarda oklüzal kuvvet, kadın hastalara, yaşlı hastalara ve protez kullanmayan dişsiz hastalara göre daha fazladır (Okuyama ve ark., 2016).

Okuyama ve ark., (2016) inferior alveolar kanalın mandibulanın bazisine uzaklığının, erkeklerde ortalama 7.76 mm, kadınlarda ise 7 mm olduğunu, patolojik lezyonun inferior alveolar kanalı içine alacak şekilde yayılmasının post-operatif fraktürün oluşumunda ana neden olabileceğini ve bu vakalarda titanyum plak uygulanması ya da eş zamanlı kemik rekonstrüksiyon yapılması gerekliliğini ortaya koymuşlardır. Çalışmamızda farklı parametrelere odaklanıldığı için inferior alveolar kanal, literatürdeki sonlu elemanlar metodu kullanan diğer tüm makalelerde olduğu gibi gözardı edilmiştir.

MMR sonrası post-operatif fraktür gelişen hastalardaki diş sayısının fraktür gelişimi olmayan hastalara göre daha fazla olduğu gösterilmiştir (Okuyama ve ark., 2016). Ayrıca, dişleri daha az kalan ancak sabit protezleri olan hastaların da post-operatif mandibular fraktür riski altında olduğu belirtilmiştir. MMR sonrası rezidüel kemik yüksekliğinin, cerrahi öncesi mandibular yüksekliğe oranlanmasıyla elde edilen değerin 0.3 ve daha altında olması, operasyon sonrası kalan diş sayısının 20 ve üzeri olması ve intraoperatif inferior alveolar kanalın açığa çıkmasının post-operatif fraktür riskini artırıcı faktörler olduğu belirtilmiştir (Okuyama ve ark., 2016).

MMR sonrası rezidüel kemiğin yetersiz kalınlığına bağlı gelişebilecek post-operatif kemik fraktürü, cerrahi tekniğin seçimini etkilemektedir. Bu nedenle radyografik değerlendirmeye göre rezidüel kemik kalınlığı 10 mm'den az olduğunda titanyum plaklar kullanılarak pekiştirme yapılması önerilmektedir. Dişsiz mandibulada MMR yapıldığında ise, inferior alveolar kanalın altında kalan mandibulanın en az 10 mm kalınlığında olacak şekilde rezeke edilmesi ve titanyum plaklar ile güçlendirilmesi önerilmektedir (Murakami ve ark., 2011).

Murakami ve ark. (2011) post-operatif fraktürü gerilme testleriyle değerlendirdikleri çalışmada, en az 10 mm rezidüel kemik bırakılmasını ve rezeke edilen tarafta aşırı oklüzal yüklemekten kaçınılmasını önermektedir. Sukegawa ve ark. (2020) ise yaptıkları retrospektif klinik çalışmada rezidüel kemik yüksekliği ortalama 8.5 mm olduğunda post-operatif kırık oluşumunun gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Post-operatif kırık oluşumunun diğer bir nedeni de rezeksiyon şeklidir. Ameliyat sonrası kemik kırılmalarını önlemek için, mesial veya distal köşelerde mekanik stres konsantrasyonunu en aza indirmek için kalan kemiğin kenarını ya da açısını düzeltmek önemlidir (Ertem, 2010).

MMR esnasında kemik dokuyu mümkün olduğu kadar korumak cerrahın görevidir. Patolojik lezyonlar yuvarlak hatlı gelişmektedir; köşeli forma sahip değildir. Bu nedenle yapılacak MMR'nin de köşeli yapılmaması intra-operatif ya da post-operatif olarak fraktür gelişmesinin önüne geçmek için önemli bir adım olacaktır (Ertem, 2010).

Ertem (2010) yaptığı çalışmada, eğimli MMR'nin köşeli MMR'ye göre önemli ölçüde stresleri azalttığı sonucuna varmıştır. MMR cerrahisinin gerekli olduğu patolojik lezyonlarda post-operatif radyoterapi gerekli olabilir. Keskin köşeli alanlarda lokal kanlanmanın bozulmasına bağlı doku nekrozları veya iyileşme gecikmeleri oluşabileceği her zaman göz önünde bulundurulmalıdır. Bizim çalışmamızda da, modelleme aşamasında köşeleri yuvarlatılmış rezeksiyon tercih edilerek keskin köşelerde oluşacak stres odakları engellenmeye çalışılmış ve fraktür olasılığını minimuma indirmek amaçlanmıştır.

Wong ve ark. (2010) mandibulada gerçekleştirilen rezeksiyonlardan sonra oklüzal kuvvetin azaldığını bildirmişlerdir. MMR sonrası, çiğneme kaslarındaki denge her iki tarafta devam etse de azı dişlerle çiğneme tek taraflı olacağı için oklüzyondaki denge bozulur. Bu tutarsızlık da post-operatif fraktürlerin sebeplerinden biri olabilmektedir.

Rezeksiyon sonrası rezidüel kemik miktarının en az 10 mm olmasının fraktür riskini azaltacağından bahseden çalışmada, rezeksiyon şekli köşeli olarak yapılmış ve çiğneme kuvvetleri dişlere tek bir doğrultudan eksternal kuvvet şeklinde uygulanmıştır (Murakami ve ark., 2011). Çiğneme oldukça komplike, birçok çiğneme kasının farklı doğrultularda kuvvet oluşturarak ve işbirliği neticesinde gerçekleştirdiği bir eylemdir. Çalışmamızda çiğneme kuvvetlerini çiğneme kaslarının bileşkesi şeklinde oluşturulmuş ve çiğneme kuvveti tek bir kuvvet şeklinde iletilmektense çiğneme kaslarının etki ettiği vektörel yönler modellerimize ayrı ayrı uygulanarak oluşturulmuştur. Çiğneme kasları hem kesici dişlerle ısırma yapacak şekilde (INC) hem de sağ unilateral molar çiğneme (RMOL) yapacak şekilde simüle edilmiştir.

Huang ve ark. (2015)'na göre post-operatif dönemde rezeksiyonun kontralateralindeki çiğneme kasları normal güçlerinde çalışırken ipsilateral çiğneme kasları daha az güçle çalışmaktadır. Bu bilgiye dayanarak biz de çalışmamızda RMOL

simülasyonu için her bir çiğneme kasının x,y ve z doğrultusundaki kuvvet vektörlerini sağ ve sol tarafta farklı sayısal değerlerle atadık.

MMR sonrası mandibular arkın devamlılığı bozulmuşsa ya da gelebilecek kuvvetler karşısında bu devamlılığın bozulacağı düşünülüyorsa rekonstrüksiyon plak-vida sistemleri kullanılmaktadır (Bak ve ark., 2010). Günümüzde bu amaçla uygulanan rekonstrüksiyon sistemleri, kilitli plak sistemleri ve kilitsiz plak sistemleri olarak iki grup altında toplanmaktadır. Kilitli plak-vida sistemlerinin diğer kilitsiz (konvansiyonel) plak-vida sistemlerine göre bazı avantajları bulunmaktadır. Bu avantajlar, kemik ile tam yüzey teması gerektirmemesi, vidalama esnasında kortikal kemikle plak arasında görülen sıkışma sonucu perfüzyon bozukluğunun görülmemesi ve dolayısıyla post-operatif dönemde rezorpsiyon beklenmemesi ve vida kayıplarının yaşanma ihtimalinin düşüklüğüdür (Stoll ve ark., 1992; Gutwald ve ark., 2003). Bu bilgilerin ışığında çalışmamızda kilitli plak-vida sistemi kullanılmıştır. Her iki rekonstrüksiyon plak-vida sisteminin birtakım komplikasyonları rapor edilmiştir bunlar; vida kaybı, plak kırığı, plak ekspozu, enfeksiyon olarak ifade edilmektedir (Maurer ve ark., 2010).

Şanal ve ark. (2017)'nin çalışmalarında elde ettiği sonuçlara göre L tipi defektlerde, defektten itibaren periferde doğru 3.vida deliğinin boş bırakılmasının ve 1., 2. ve 4. deliklere vida yerleştirilmesinin kuvvet dağılımı açısından en uygun vida konfigürasyonu olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda lateral -L tipi- defekt oluşturularak kilitli plak vida-sistemi seçilmiştir. Rekonstrüksiyon plağı olarak 12 delikli plak seçilmiş ve rezeksiyon osteotomisi korpus bölgesinde ve (sol alt 2. küçükazı dişinin distalinden alt yirmiyaşın distaline kadar uzanacak şekilde) 4 vida deliği boyutunda oluşturulmuştur. Vidalar tüm gruplarda defektin mezial ve distalinde 3'er adet olmak üzere olarak yerleştirilmiştir.

Kuvvetlerin canlı organizmalar üzerinde test ve analiz edilmesi oldukça zor bir işlemdir. Bu sebeple stres analizlerinde in-vitro yöntemler in-vivo yöntemlere tercih edilmektedir (Martin ve ark., 1988). Bu yöntemler arasından son yıllarda en çok tercih edilen sonlu elemanlar analizi araştırma ve doktora tezlerinin metodu olarak kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi ismini, oluşturulan yapının hacminin, her biri önceden belirlenmiş bir geometriye ve bir dizi mekanik özelliğe sahip elemanlara bölündüğü süreçten almaktadır (Martin ve ark., 1988). Her türlü karmaşık yapıyı basite

indirgeyerek analiz edebilmesi, istenilen koşulları programlayabilmesi, materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini çok iyi şekilde yansıtabilmesi ve yapılan analizlerin tekrarlanabilirliği sonlu elemanlar analizinin çalışmamızda tercih edilme sebebi olmuştur. Gerilim analizi çalışmalarında sonlu eleman modellemesi, mühendislik ve biyomühendislikte yaygın olarak kullanılmaktadır; dokulara gelen yüklere karşı gelişen biyolojik cevapları teorik olarak en iyi değerlendiren stres analizi çeşididir (Martin ve ark., 1988).

Sonlu eleman analizi yöntemi ile düzensiz bir şekle ve değişken iç özelliklere sahip bir yapıda meydana gelen gerilmeler ve gerilimler hesaplanabilir. Mandibulanın karmaşık anatomisi nedeniyle sonlu elemanlar analizi için çok hassas bir model oluşturmak neredeyse imkansızdır; bu nedenle en yakın model oluşturulmaktadır. Her şeyi hesaba katan doğru bir model için birkaç süper bilgisayara ihtiyaç vardır; modeli basitleştirmek ve bilgi işlem gücü ihtiyacını azaltmak için varsayımlar yapılması gerekmektedir (Ramoğlu ve Ozan, 2014). Yapılan analizin sonuçlarının bilimsel ve gerçeğe uygun olması için, modelin şeklinin, materyal özelliklerinin, kullanılan malzemelerin yapısının ve deney aşamasına geçildiğinde devreye giren kuvvetlerin yönünün ve büyüklüğünün de gerçeği yansıtmaları gerekmektedir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Sonlu elemanlar analizi tek, iki veya üç boyutta yapılabilmektedir. Fakat doğayı taklit etmenin en doğru yolu üç boyutlu analizden geçtiği için biz de çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar analizini tercih ettik. Çalışmamızın hassasiyetinin ve doğruluğunun maksimum düzeyde olması için modelleme safhasında hazırlanan düğüm ve eleman sayıları mümkün olduğu kadar fazla oluşturulmuştur. Gruplarımız içerisinde en az eleman sayısı 979623 iken en fazla eleman sayısı 1650825'tir.

Mandibula gerçekte anizotropiktir; farklı yönlerde farklı özellikler sergiler. Sonlu elemanlar analizinde ise izotropik olarak modellenir. Heterojen özellikler göstermesine rağmen homojen olarak programa nakledilir. Literatürde bu yöntem ile yapılan çalışmalarda mandibula izotropik ve homojen olarak kabul edildiği için biz de çalışmamızda mandibulayı bu şekilde modelleyerek kullandık.

Çiğneme kaslarının mandibula üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği pek çok çalışmada dişlere tek bir kuvvet uygulanmıştır (Ertem, 2010; Sugiura ve ark., 2000; Jedrusik-Pawlowska ve ark., 2013). Bazı çalışmalarda ise çiğneme kaslarının kuvvet

vektörlerinin sayısal değerleri ve yönleri mandibulaya ayrı ayrı uygulanmıştır (Kober ve ark., 2019; Park ve ark., 2018; Narra ve ark. 2014; Sundar ve ark., 2012). Gerçeğe en yakın koşul yaratılmak istenildiği için çalışmamızda bahsi geçen ikinci yöntem uygulanmıştır. Ayrıca kesici dişlerle ısırmaı ifade eden INC ve sağ unilateral molar çiğnemeyi ifade eden RMOL koşullarında ayrı değerlendirmeler de yapılmıştır. Uygulanan kuvvetler sonucu oluşacak yer değiştirmeyi engellemek için mandibula modeli, kondilden ve üst dişlerin oklüzal bölgelerinden sabitlenmiştir. Temporomandibuler eklemin artiküler diski literatürdeki diğer çalışmalarda olduğu gibi ihmal edilmiştir.

Sonlu elemanlar metoduyla yapılan stres analizlerinin değerlendirildiği çalışmalarda von Mises ve principal stres değerleri kullanılmaktadır. Principal stres değerleri (çekme ve sıkıştırma gerilimi) kemik gibi kırılğan materyaller için önemlidir. Von Mises stres değerleri ise metal gibi sünek materyaller için bir değerlendirme olanağı sunar. Principal stres değeri, çekme gerilimi ile sıkıştırma gerilimi arasında bir ayırım yapma olanağını sunarken, von Mises stres değeri genel bir yorumlamayı, plastik deformasyonun başlangıcının incelenmesini sağlayabilmektedir (İplikçioğlu ve Akça, 2002). Çalışmamızda çiğneme ile birlikte kemikte oluşan yanıtları incelemek için max. ve min. principal stres değerleri, rekonstrüksiyon plağı ve vidalarında oluşan yanıtları incelemek adına da von Mises stres değerleri ölçülmüş ve yorumlanmıştır.

Sonlu elemanlar analizi yönteminde oluşturulan simülasyonlarda, kortikal lamellerdeki gerilmeler biriktikçe potansiyel stres taşıyan alanların yerleri de yansıtılmaktadır. Bu değerlerde yorgunluk, kırık, rezorpsiyon ve kemiğin yeniden şekillenmesinin prediktörü olarak stres bölgeleri değerlendirilmektedir (Bujtar ve ark., 2010)

Biyomekanik bir perspektiften bakılacak olursa, kemik tepkisi, fraktür gelişimini incelemek adına önemli bir faktördür. Rezeksiyon sahasında ve mandibulanın geri kalan bölgelerinde oluşan stres, nihai stresin yanı sıra mandibular kemiğin akma noktasından da daha az olmalıdır. Kemik tepkisini değerlendirmek için kemikte oluşan gerilmelerle, mandibulanın çekme ve sıkışma gerilmelerinin eşik değerlerinin kıyaslanması yeterli bir kriterdir. Bu çalışmada da mandibular kortikal kemiğin eşik değerleri çekme gerilmesi için 100 MPa, sıkışma gerilmesi için 170 MPa olarak kabul edilmiştir. Spongioz kemik için iki değer de 15 MPa olarak esas alınmıştır.

Literatürde MMR sonrası yapılmış pek çok biyomekanik test çalışması mevcuttur. Bu çalışmaların ortak özelliği rezidüel kemik kalınlığının en az 10 mm

olarak bırakılması yönündedir (Barttelbort ve Ariyan, 1993; Murakami ve ark., 2011). Bu çalışmalarda bizim çalışmamızdan farklı olan birkaç parametre mevcuttur. Çiğneme stimulusunun uygulanışı, rezeksiyon köşelerinin hazırlanışı, plak uygulanan gruplarda rekonstrüksiyon vidalarının uygulanma yeri ile ilgili parametreler farklılık göstermektedir. Bu parametreler çalışmamızdaki gibi oluşturulduğunda klinik olarak rezidüel kemik kalınlığının azaltılabileceği düşünülmüştür. Ayrıca rekonstrüksiyon plağı uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasındaki farkın kıyaslanması da çalışmamızda amaçlanmıştır.

Çalışmamızda yetişkin, tam dişli 6 farklı mandibula modeli oluşturularak üzerinde eğimli MMR yapılmış ve bu modellerin hem ısırma hem çiğneme kuvvetleri altında değerlendirilmesi planlanmıştır. Yapılan analizler sonucunda elde edilen bulgular 4 ana başlık altında değerlendirilmiştir. Bunlar, rekonstrüksiyon vidalarında oluşan stresler, rekonstrüksiyon plaklarında oluşan stresler, mandibular kemikte oluşan stresler ve kemikte meydana gelen yer değiştirmelerdir.

Rekonstrüksiyon plak ve vida sistemi uygulanan 3 modelin INC ve RMOL'de biyomekanik analizleri yapıldığında tüm rekonstrüksiyon vidalarında oluşan max. von Mises stres değerlerinin, titanyum alaşımının maksimum gerilme dayanımı olan 897 MPa'nın altında olduğu tespit edilmiştir. 540,45 MPa olan en yüksek stres değerine rezidüel kemik yüksekliği 3 mm olan grupta RMOL esnasında, 5. vidada rastlanmıştır.

Rekonstrüksiyon plaklarında oluşan max. von Mises stres değerlerine bakıldığında tüm değerlerin titanyum alaşımının gerilme dayanımının altında kaldığı görülmektedir. En yüksek stres değeri rezidüel kemik yüksekliği 3 mm olan modelde 4. vida deliğinin çevresinde RMOL esnasında 411,46 MPa olarak ortaya çıkmıştır.

Hem plak uygulanan hem uygulanmayan 6 modelin mandibulasında oluşan stresler INC ve RMOL'de incelenmiştir. Plak uygulanan modellerde rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan max. ve min. principal stres değerleri ele alınmıştır. En yüksek stres değerleri 3 mm rezidüel kemiği olan grupta RMOL esnasında gözlenmiştir. Çekme gerilmesi 4. vidada 40,74 MPa, sıkışma gerilmesi ise 3. vidada 49,2 MPa olarak kaydedilmiştir. Plak uygulanan modellerde rezeksiyonun distalinde kalan 4. vidada çekme gerilmesi etkiliyken, rezeksiyonun mesialinde kalan 3. vidada sıkışma gerilmesi daha etkili olmuştur. Elde edilen tüm değerler kortikal kemiğin eşik değerlerinin altında kalmıştır.

Kortikal ve spongioz kemikte oluşan max. principal stres değerleri hem plak uygulanan hem uygulanmayan modellerde INC ve RMOL esnasında kaydedilmiştir. Literatürden edindiğimiz sayısal değerlere göre 60 MPa üstündeki max. principal stres kemik içerisinde mikrohasar yaratmaya başlamakta ve 100 MPa değerinin üzerinde bir max. principal stres de nihai fraktür dayanımı sınırı aşılabacağı için fraktürün gerçekleştiği an olmaktadır. Bu bilgiler ışığında bulgularımız yorumlanmıştır. 6 model içerisinde sadece 7 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip ve plak uygulanmayan modelde kortikal kemik hem INC hem RMOL esnasında 38,77 MPa ve 57,83 MPa ile mikrohasar başlangıcı seviyesini aşmamıştır. 3 mm ve 5 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plaksız modellerimiz ile 3 mm, 5 mm ve 7 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plaklı modellerimiz RMOL esnasında mikrohasar başlangıcı seviyesini aşmışlardır. 3 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip modelimizde ek olarak INC esnasında da bu eşik aşılmış, RMOL esnasında oluşan 140,62 MPa'lık çekme gerilmesi ile kortikal kemikte nihai fraktür dayanımı eşiği de aşılmıştır. Rezeksiyonun 4 köşesinde belirlenen A, B, C ve D noktalarında oluşan stres değerleri tek tek incelendiğinde 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip ve plak uygulanmayan modelde RMOL esnasında sadece posteroinferiordaki C noktasında 64,04 MPa'lık değer ile mikrohasar sınırı aşılmıştır. Spongioz kemik için 3 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plak uygulanan ve uygulanmayan 2 modelde RMOL esnasında sırasıyla 19,39 ve 16,54 MPa'lık çekme gerilmeleri oluşmuş ve esas aldığımız 15 MPa'lık spongioz kemik eşik değeri aşılmıştır. Fakat literatürde karşılaşılan birçok makalede spongioz kemik davranışının değişken olduğu ve kortikal kemik gibi tahmin edilebilir olmadığı, zorlanmalara karşı daha dayanıklı ve esnek olabildiği bilgisi yer aldığı için yorumlama aşaması daha çok kortikal kemik üzerinden ilerletilmektedir.

Min. principal stres değerlerinin incelenmesi esnasında mikrohasar başlangıç eşiğine literatürde ulaşamadığı için kortikal kemiğin nihai fraktür dayanımı eşiği kullanılmıştır. Elde edilen bulgulara göre sadece 3 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plak uygulanmayan modelin sıkışma gerilimi miktarının RMOL esnasında 170 MPa'lık nihai fraktür dayanımı sınırına ulaştığı görülmektedir. Bu aşamada modelde RMOL esnasında fraktür gözlenmesi beklenmelidir. Spongioz kemikte karşılaşılan tüm stres değerleri eşik değerin altında izlenmiştir.

Analiz sonuçlarındaki renk skalalarında, keskin köşeli rezeksiyon yerine eğimli rezeksiyon tercih edilmesinin mandibulada oluşan max. ve min. principal stres değerlerinin azalmasını ve tek bir yerde yoğunlaşmayıp geniş bir alana yayılmasını sağladığı görülmektedir.

Çalışmamıza göre max. principal ve min. principal stres değerleri birlikte incelendiğinde 3 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip hem plaklı hem plaksız modelde post-operatif dönemde çiğneme ile birlikte fraktür gelişimi beklenmektedir. 7 mm'lik rezidüel kemiğe sahip plak uygulanmayan model hariç diğer modellerde çiğneme ile birlikte kortikal kemikte mikrohasar oluşmaya başlayacağı için uzun dönemde tekrarlayan çekme gerilmeleri yine mandibulada fraktüre neden olacaktır. Aynı rezidüel kemik miktarına sahip, plak uygulanan modellerdeki max. principal stres değerlerinin, plak uygulanmayan modellere göre önemli ölçüde yüksek olduğu görülmüştür. Bu sonuç, 3, 5 ve 7 mm gibi düşük rezidüel kemik yüksekliklerinde rekonstrüksiyon plağı uygulanmasının, mikrohasar oluşumunu kolaylaştıracağı ve fraktüre yatkınlığı arttıracığı şeklinde yorumlanabilir. Çalışmamızda 7 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip ve plak uygulanmayan modelin çiğneme kuvvetleri karşısında dayanıklı olduğu izlenirken, aynı yükseklikteki modele plak uygulandığında fraktür geliştiği görülmüştür.

Kemikte meydana gelen yer değiştirmelere bakıldığında en fazla yer değiştirmenin 3 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plak uygulanmayan grupta RMOL esnasında olduğu görülmüştür. Bu değer rezeksiyonun postero-inferior eğiminin ortasında seçilen C noktasında 0,63 mm olarak kaydedilmiştir. Tüm modellerde hem INC hem de RMOL esnasında en yüksek yer değiştirmeler C noktasında izlenmiştir.

Bu çalışma bazı parametreler çerçevesinde yapılmıştır. Tekrarlayan yükleme, aşınma, yorgunluk, kemiğin kırılmasına ve rekonstrüksiyon plak-vida sisteminin gevşemesine/ kırılmasına neden olabilir. Bu durumlar sonlu elemanlar simülasyonları tarafından doğrudan gösterilemediği için bu analiz ile elde edilen değerler klinik şartlarında farklılık gösterecektir. Ayrıca hastaların kortikal kemik kalınlığı, kemik yoğunluğu, bukkolingual genişliği yaşa, cinsiyete ve var olan/olmayan sistemik hastalıklara göre değişken olduğu için mandibulanın çiğneme kuvvetlerine karşı vereceği cevap da klinikte farklı olacaktır. Klinik olarak güvenli rezidüel yüksekliği belirlemek için her vaka kendi içerisinde değişken faktörler altında değerlendirilmelidir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada mandibulanın sol tarafına MMR uygulanarak 6 ana model hazırlanmıştır. Her birinden ikişer adet olmak üzere 3 mm, 5 mm ve 7 mm rezidüel kemik yüksekliği bırakılarak 2 grup oluşturulmuştur. 1. gruptaki 3 modele rekonstrüksiyon plağı uygulanmış, diğer gruptaki 3 modele plak uygulanmamıştır. Oluşacak stresleri en aza indirmek için rezeksiyon sahasının mesial ve distal köşeleri tüm gruplarda yuvarlatılmış olarak kurgulanmıştır. Tüm modeller INC ve RMOL simülasyonu ile analiz edilmiştir. Çalışmamızın parametreleri çerçevesinde elde ettiğimiz sonuçlar ve yapılan öneriler şunlardır;

1. Eğimli MMR tercih edilmesinin mandibulada oluşan max. ve min. principal stres değerlerinin (çekme ve sıkışma gerilmesi) azalmasını ve tek bir yerde yoğunlaşmayıp geniş bir alana yayılmasını sağladığı görüşünü savunmaktayız. Bu durum eğimli rezeksiyonun köşeli rezeksiyona göre daha avantajlı olabileceğini göstermektedir.
2. Rezeksiyonun 4 köşesinde belirlenen A, B, C ve D noktalarında oluşan stres değerleri tek tek incelendiğinde 3 mm'lik rezidüel kemiğe sahip ve plak uygulanmayan modelde RMOL esnasında sadece posteroinferiordaki C noktasında 64,04 MPa'lık değer ile mikrohasar sınırı aşılmıştır.
3. Rekonstrüksiyon plağı uygulanan grupta INC ve RMOL'de biyomekanik analizler yapıldığında tüm rekonstrüksiyon vidalarında oluşan max. von Mises stres değerlerinin, titanyum alaşımının maksimum gerilme dayanımı olan 897 MPa'nın altında olduğu tespit edilmiştir. 540,45 MPa olan en yüksek stres değerine rezidüel kemik yüksekliği 3 mm olan grupta RMOL esnasında, 5.vidada rastlanmıştır.
4. Rekonstrüksiyon plaklarında oluşan max. von Mises stres değerlerine bakıldığında tüm değerlerin titanyum alaşımının gerilme dayanımının altında kaldığı görülmüştür. En yüksek stres değeri rezidüel kemik yüksekliği 3 mm olan modelde 4.vida deliğinin çevresinde RMOL esnasında 411,46 MPa olarak ortaya çıkmıştır.

5. Plak uygulanan modellerde rekonstrüksiyon vidalarının etrafındaki kortikal kemikte oluşan max. ve min. principal stres değerlerine bakılmıştır. Tüm modellerde rezeksiyonun distalinde kalan 4. vidada çekme gerilmesi etkiliyken, rezeksiyonun mesialinde kalan 3. vidada sıkışma gerilmesi daha etkili olmuştur. Elde edilen tüm değerler kortikal kemiğin eşik değerlerinin altında kalmıştır.
6. RMOL esnasında 3 mm ve 5 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plaksız modellerimiz ile 3 mm, 5 mm ve 7 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plaklı modellerimiz mikrohasar başlangıcı seviyesini aşmışlardır.
7. INC esnasında sadece 3 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plaklı modelimiz mikrohasar başlangıcı seviyesini aşmıştır.
8. 3 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plaklı modelimizde hem INC hem RMOL esnasında mikrohasar başlangıcı seviyesi aşılmıştır. RMOL esnasında oluşan 140,62 MPa'lık max. principal stres ile kortikal kemikte nihai fraktür dayanımı eşiği de aşılmıştır.
9. Sadece 3 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plak uygulanmayan modelin min. principal stres miktarının RMOL esnasında 170 MPa'lık nihai fraktür dayanımı sınırına ulaştığı görülmektedir. Bu aşamada mandibulada RMOL esnasında fraktür gözlenmesi beklenmelidir.
10. Max. principal ve min. principal stres değerleri birlikte incelendiğinde 3 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip hem plaklı hem plaksız modelde post-operatif dönemde çiğneme ile birlikte fraktür gelişimi beklenmektedir.
11. 6 model içerisinde sadece 7 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip ve plak uygulanmayan modelimizdeki kortikal kemik hem INC hem RMOL esnasında sırasıyla 38,77 MPa ve 57,83 MPa ile mikrohasar başlangıcı seviyesini aşmamıştır. Bu model hariç diğer modellerde çiğneme ile birlikte kortikal kemikte mikrohasar oluşmaya başlayacağı için uzun dönemde tekrarlayan max. principal stres yine mandibulada fraktüre neden olacaktır.
12. Aynı miktarda rezidüel kemik yüksekliğine sahip plaklı ve plaksız modeller karşılaştırıldığında plak uygulanan modellerdeki max. principal stres

değerleri önemli ölçüde yüksek çıkmıştır. Bu sonuç, 3, 5 ve 7 mm gibi düşük rezidüel kemik yüksekliklerinde rekonstrüksiyon plağı uygulanmasının mikrohasar oluşumunu kolaylaştıracağını ve fraktüre yatkınlığı arttıracığını göstermektedir.

13. 7 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plak uygulanmayan modelin ısırma ve çiğneme kuvvetleri karşısında dayanıklı olduğu izlenirken, aynı yükseklikteki modele rekonstrüksiyon plağı uygulandığında fraktür geliştiği görülmüştür. Bu nedenle 7 mm'lik bir kemik yüksekliğinde rekonstrüksiyon plağı kullanılmaması mandibulayı streslere karşı daha iyi koruyacaktır.
14. Cerrahi esnasında 7 mm'den daha düşük rezidüel kemik miktarı kalıyorsa rekonstrüksiyon plağıyla desteklemek yerine bu bazal kemiğin de osteotomiye dahil edilmesi ve segmental rezeksiyon yapılması fraktür gelişimini önleyecektir.
15. Kemikte meydana gelen yer değiştirmelere bakıldığında en fazla yer değiştirmenin 3 mm'lik rezidüel kemik yüksekliğine sahip plak uygulanmayan grupta RMOL esnasında olduğu görülmüştür. Bu değer rezeksiyonun posteroinferior eğiminin ortasında seçilen C noktasında 0,63 mm olarak kaydedilmiştir. Tüm modellerde hem INC hem de RMOL esnasında en yüksek yer değiştirmeler C noktasında izlenmiştir.

## 7. KAYNAKLAR

- Adıgüzel, Özkan. «Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları.» *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 2010: 18-23.
- Askeland, D. R., P. P. Phulé, W. J. Wright, ve D. K. Bhattacharya. *The science and engineering of materials*. 2003.
- Baggi, L., I. Cappelloni, M. Di Girolamo, F. Maceri, ve G. Vairo. «The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis.» *The Journal of prosthetic dentistry* 100(6) (2008): 422-431.
- Bak, M., AS. Jacobson, D. Buchbinder, ve ML. Urken. «Contemporary reconstruction of the mandible.» *Oral Oncol.*, no. 46 (2010): 71-76.
- Barttelbort, S. W., ve S. Ariyan. «Mandible preservation with oral cavity carcinoma: rim mandibulectomy versus sagittal mandibulectomy.» *American journal of surgery*, no. 166(4) (1993): 411-415.
- Boyd, J. B., P. J. Gullane, L. E. Rotstein, D. H. Brown, ve J. C. Irish. «Classification of mandibular defects.» *Plastic and reconstructive surgery*, no. 92(7) (1993): 1266–1275.
- Bujtár, P., G. K. Sándor, A. Bojtos, A. Szucs, ve J. Barabás. «Finite element analysis of the human mandible at 3 different stages of life.» *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, no. 110(3) (2010): 301–309.
- Byers, R. M., R. Newman, N. Russell, ve A. Yue. «Results of treatment for squamous carcinoma of the lower gum.» *Cancer*, no. 47(9) (1981): 2236–2238.
- Caputo, A. A., ve J. P. Standlee. *Biomechanics in clinical dentistry*. Quintessence Publishing, 1987.
- Champy, M., J. P. Lodde, R. Schmitt, J. H. Jaeger, ve D. Muster. «Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach.» *J Maxillofac Surg*, no. 6 (1978): 14-21.
- Chim, H., C. J. Salgado, S. Mardini, ve H. C. Chen. «Reconstruction of mandibular defects.» *Seminars in plastic surgery*, 2010: 24(2), 188–197.
- Çalikkocaoğlu, S. *Bölümlü protezler*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 1993.

- Çankaya, M.Ö. «Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesi ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi.» *Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü* (İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü), 2005.
- Darendeliler, S. «Sonlu Elemanlar Yöntemi ve Diş Hekimliğindeki Uygulamalar.» *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1995: 87-96.
- Dubner, Sanford, ve Keith S. Heller. «Marginal Mandibulectomy.» *Craniomaxillofacial Reconstructive and Corrective Bone Surgery* içinde, yazar Joachim Prein Alex M. Greenberg, 411. Springer-Verlag, 2002.
- Ebrahimi, F. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*. Iran: University of Tehran, 2012.
- Ertem, SY. «Eğimli ve köşeli yapılan marjinal mandibulektominin kuvvet iletimine etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi.» *Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi*, 2010.
- Farah, J. W., R. G. Craig, ve K. A. Meroueh. «Finite element analysis of a mandibular model.» *Journal of oral rehabilitation*, no. 15(6) (1988): 615-624.
- Frost, H. M. «Bone's mechanostat: a 2003 update.» *The anatomical record. Part A, Discoveries in molecular, cellular, and evolutionary biology*, no. 275(2) (2003): 1081–1101.
- Genden, E. M. ve ark.,. «Management of mandibular invasion: when is a marginal mandibulectomy appropriate?» *Oral oncology*, no. 41(8) (2005): 776–782.
- Geng, J. P., K. B. Tan, ve G. R. Liu. «Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature.» *The Journal of prosthetic dentistry*, no. 85(6) (2001): 585-598.
- Gilbert, S., A. Tzadik., ve G. Leonard. «Mandibular involvement by oral squamous cell carcinoma.» *The Laryngoscope*, no. 96(1) (1986): 96–101.
- Greer, D. B., R. R. Smith, ve C. T. Klopp. «A surgical method of treatment of carcinoma of the floor of the mouth.» *Surgery*, no. 34(2) (1953): 279–287.
- Gutwald, R, B Alpert, ve R Schmelzeisen. «Principle and stability of locking plates.» *Keio J Med.*, no. 52 (2003): 21-24.

- Gür, A. K., ve M. Taşkın. «Metalik biyomalzemeler ve biyouyum.» *Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları*, 2004: 4.
- Hart, N. H., S. Nimphius, T. Rantalainen, A. Ireland, A. Siafarikas, ve R. U. Newton. «Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and muscle action.» *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, no. 17(3) (2017): 114-139.
- Huang, H. L. ve ark.,. «Biomechanical analysis of a temporomandibular joint condylar prosthesis during various clenching tasks.» *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, no. 43(7) (2015): 1194-1201.
- I-Chiang, C., L. Shyh-Yuan, W. Ming-Chang, C. W. Sun, ve C. P. Jiang. «Finite element modelling of implant designs and cortical bone thickness on stress distribution in maxillary type IV bone.» *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, no. 17(5) (2014): 516–526.
- İlgün, A., H. H. Korkmaz, S. Malkoç, ve F. A. Başçiftçi. «İNSAN MANDİBULASINDA SONLU ELEMENLAR METODU KULLANILARAK GERİLME ANALİZİ YAPILMASI.» *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknoloji Dergisi*, no. 19(1) (2004): 29-38.
- İplikçioğlu, H., ve K. Akça. «Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone.» *Journal of dentistry*, no. 30(1) (2002): 41-46.
- Jędrusik-Pawłowska, M., M. Kromka-Szydek, M. Kutra, ve I. Niedzielska. «Mandibular reconstruction--biomechanical strength analysis (FEM) based on a retrospective clinical analysis of selected patients.» *Acta of bioengineering and biomechanics*, no. 15(2) (2013): 23–31.
- Kase, T., T. Ohyama, S. Nakabayashi, H. Yasuda, ve T. Yoneyama. «Mechanical effects of residual bone mass, a maxillofacial prosthesis, and a reconstruction plate on the mandible after marginal resection.» *J Oral Sci*, no. 26;62(4): (2020): 377-381.
- Knoll, W. D., A. Gaida, ve P. Maurer. «Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects.» *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, no. 34(4) (2006): 201-209.

- Ko, C. C., C. S. Chu, K. H. Chung, ve M. C. Lee. «Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth.» *The Journal of prosthetic dentistry*, no. 68(3) (1992): 421–427.
- Kober, C., G. Kjeller, C. Hellmich, R. A. Sader, ve B. I. Berg. «Mandibular biomechanics after marginal resection: Correspondences of simulated volumetric strain and skeletal resorption.» *Journal of Biomechanics*, 2019: 95, 109320.
- Kober, C. ve ark.,. «Pathological mandibular biomechanics: finite element analysis.» *Int. J. Comput.*, 2017: 170–172.
- Kober, Cornelia, Göran Kjeller, Christian Hellmich, Robert Alexander Sader, ve Britt-Isabelle Berg. «Mandibular biomechanics after marginal resection: Correspondences of simulated volumetric strain and skeletal resorption.» *J Biomech.*, 2019: 95:109320.
- Lev, Dmitri, ve Zvi Artzi. «The Anatomy of the Maxilla and the Mandible.» *Bone Augmentation by Anatomical Region: Techniques and Decision-Making* içinde, yazan Zvi Artzi, 3-16. Tel Aviv: Wiley-Blackwell, 2020.
- Luhr, H.G. «The development of modern osteosynthesis.» *Mund Kiefer Gesichtschir*, 2000: 84-90.
- Mackerle, J. «Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990–2003.» *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, no. 7(5) (2004): 277-303.
- Markwardt, J., G. Pfeifer, U. Eckelt, ve B. Reitemeier. «Analysis of complications after reconstruction of bone defects involving complete mandibular resection using finite element modelling.» *Oncology Research and Treatment*, no. 30(3) (2007): 121-126.
- Martin, R. B., D. B. Burr, N. A. Sharkey, ve D. P. Fyhrie. *Skeletal tissue mechanics*. Vol. 190. New York: Springer, 1998.
- Maurer, P, AW Eckert, MS Kriwalsky, ve J Schubert. «Scope and limitations of methods of mandibular reconstruction: a long-term follow-up.» *Br J Oral Maxillofac Surg.*, no. 48 (2010): 100-104.
- Misra, S., A. Chaturvedi, ve N. C Misra. «Management of gingivobuccal complex cancer.» *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, no. 90(7) (2008): 546–553.

- Murakami, Kazuhiro, Tsutomu Sugiura, Kazuhiko Yamamoto, Masayoshi Kawakami, Sadami Tsutsumi, ve Tadaaki Kirita. «Biomechanical Analysis of the Strength of the Mandible After Marginal Resection.» *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 2011: 1798-1806.
- Narra, N. ve ark.,. «Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy.» *Journal of biomechanics*, no. 47(1) (2014): 264-268.
- Okuyama, Kohei, Yasuyuki Michi, Miho Mizutani, Masashi Yamashiro, Atsushi Kaida, ve Kiyoshi Harada. «Clinical study on mandibular fracture after marginal resection of the mandible.» *ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY*, 2016: 461-467.
- Park, JB, ve JD Bronzino. «Biomaterials: principles and applications.» *Composite Biomaterials*. içinde, yazan R.S. Lakes, 84. Boca Raton Fl: CRC Press LLC, 2003.
- Park, S. M., J. W. Lee, ve G. Noh. «Which plate results in better stability after segmental mandibular resection and fibula free flap reconstruction? Biomechanical analysis.» *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, no. 126(5) (2018): 380-389.
- Petruzzelli, G. J., F. K. Knight, D. Vandevender, J. I. Clark, ve B. Emami. «Posterior marginal mandibulectomy in the management of cancer of the oral cavity and oropharynx.» *Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, no. 129(6) (2003): 713–719.
- Pogrel, Ma. «The Marginal Mandibulectomy for the Treatment of Mandibular Tumors.» *Br J Oral Maxillofac Surg.*, no. 27 (1987): 132–138.
- Ramoğlu, Serhat, ve Oğuz Ozan. «DİŞ HEKİMLİĞİNDE SONLU ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ.» *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 2014: 175-180.
- Randall, C. J., J. Eyre, D. Davies, ve G. P. Walsh-Waring. «Marginal mandibulectomy for malignant disease: indications, rationale, and results.» *The Journal of laryngology and otology*, no. 101(7), (1987): 676–684.
- Sakaguchi, R. L., ve J. M. Powers. «Craig's restorative dental materials-e-book.» *Elsevier Health Sciences.*, 2012.

- Sancaklı, E. «Alt dişsiz çenede bar destekli implant üstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi.» *Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, 2006.
- Shaha, A.R., R.H. Spiro, J.P. Shah, ve E.W. Strong. «Squamous carcinoma of the floor of the mouth.» *Am J Surg*, no. 148(4), (1984): 455–459.
- Shigley, J. E., C. R. Mischke, ve R. G. Budynas. «6-4 Maximum-Shear-Stress Theory for Ductile Materials.» *Mechanical Engineering Design* içinde, 259. 2004.
- Stoll , P, R Wachter, ve W Bahr. «Bridging lower jaw defects with AO plates: comparison of THORP and 3-DBRP systems.» *J Craniomaxillofac Surg*, no. 20(2) (1992): 87-90.
- Sukegawa, S. ve ark.,. «Risk Factors for Mandibular Fracture After Marginal Mandibular Resection.» *The Journal of craniofacial surgery*, no. 31(5) (2020): 1430–1433.
- Suresh, S. ve ark.,. «‘Doing as little as possible and as much as necessary’ – Oncological efficacy of marginal mandibulectomy in resection of oral cavity cancers.» *Oral oncology*, no. 95 (2019): 91–94.
- Şanal, Koray Onur, Bora Özden, ve Burcu Baş. «Finite Element Evaluation of Different Osteosynthesis Variations That Used After Segmental Mandibular Resection.» *The Journal of Craniofacial Surgery*, no. 28 (2017): 61–65.
- Tei, K., Y. Totsuka, T. Iizuka, ve K. Ohmori. «Marginal resection for carcinoma of the mandibular alveolus and gingiva where radiologically detected bone defects do not extend beyond the mandibular canal.» *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, no. 62(7) (2004): 834–839.
- Tie, Y., D. M. Wang, T. Ji, C. T. Wang, ve C. P. Zhang. «Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts.» *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*,, 2006: 34(5), 290–298.
- Turner, M. J., R. W. Clough, H. C. Martin, ve L. J. Topp. «Stiffness and deflection analysis of complex structures.» *journal of the Aeronautical Sciences*, no. 23(9) (1956): 805-823.

- Türker, Mustafa, ve Şule Yüçetaş. *Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi*. İstanbul: Özyurt, 1997.
- Wakabayashi, N., M. Ona, T. Suzuki, ve Y. Igarashi. «Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications.» *Journal of dentistry*, no. 36(7) (2008): 463-471.
- Wilson, E. L., K.-J. Bathe, ve F. Peterson. *Finite Element Analysis of Linear and Nonlinear Heat Transfer*. Berlin: IASMiRT, 1973.
- Wittkamp, A. R., ve F. J. Starmans. «Prevention of mandibular fractures by using constructional design principles. I. Computer simulation of human mandibular strength after segmental resections.» *International journal of oral and maxillofacial surgery*, no. 24(4) (1995): 306–310.
- Wong, R. C. W., H. Tideman, L. Kin, ve M. A. W. Merckx. «Biomechanics of mandibular reconstruction: a review.» *Oral Maxillofac. Surg*, 2010: 313–319.
- Wong, R. C., John S.P. Loh, ve I. Islam. «The Role of Finite Element Analysis in Studying Potential Failure of Mandibular Reconstruction Methods.» *Perusal of the Finite Element Method*, 2016.
- Wong, R.C., H. Tideman, M.A. Merckx, J. Jansen, ve S.M. Goh. «The modular endoprosthesis for mandibular body replacement. Part 2: Finite element analysis of endoprosthesis reconstruction of the mandible.» *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, no. 40(8) (2012): e487–e497.
- Zienkiewicz, O. C., R. L. Taylor, ve J. Z. Zhu. *The finite element method: its basis and fundamentals*. Elsevier, 2005.

## İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

### FARKLI REZİDÜEL KEMİK YÜKSEKLİKLERİ OLAN MARJİNAL MANDİBULAR REZEKSİYON SONRASI GELİŞEN STRESİN SONLU ELEMANTLAR ANALİZİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ

#### ORJİNALLIK RAPORU

|                   |                     |            |                  |
|-------------------|---------------------|------------|------------------|
| % <b>6</b>        | % <b>6</b>          | % <b>2</b> | % <b>3</b>       |
| BENZERLİK ENDEKSİ | İNTERNET KAYNAKLARI | YAYINLAR   | ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ |

#### BİRİNCİL KAYNAKLAR

|          |                                                                                                                    |             |
|----------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------|
| <b>1</b> | <a href="http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a><br>İnternet Kaynağı | % <b>1</b>  |
| <b>2</b> | <a href="http://nek.istanbul.edu.tr:4444">nek.istanbul.edu.tr:4444</a><br>İnternet Kaynağı                         | % <b>1</b>  |
| <b>3</b> | <a href="http://www.mdpi.com">www.mdpi.com</a><br>İnternet Kaynağı                                                 | % <b>1</b>  |
| <b>4</b> | <a href="http://repository-tnmgrmu.ac.in">repository-tnmgrmu.ac.in</a><br>İnternet Kaynağı                         | <% <b>1</b> |
| <b>5</b> | <a href="http://docs.neu.edu.tr">docs.neu.edu.tr</a><br>İnternet Kaynağı                                           | <% <b>1</b> |
| <b>6</b> | Submitted to Istanbul University<br>Öğrenci Ödevi                                                                  | <% <b>1</b> |
| <b>7</b> | <a href="http://dfd.atauni.edu.tr">dfd.atauni.edu.tr</a><br>İnternet Kaynağı                                       | <% <b>1</b> |
| <b>8</b> | Submitted to Uludag University<br>Öğrenci Ödevi                                                                    | <% <b>1</b> |

[www.modemedikal.com](http://www.modemedikal.com)