



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MANDİBULA SAGİTTAL SPLIT OSTEOTOMİSİNDE OSTEOTOMİ
SIRASINDA OSTEOTOMLA UYGULANAN KUVVET VEKTÖRÜNÜN
MEDİOLATERAL YÖNDEKİ AÇI FARKININ FRAGMANLAR
ÜZERİNDE YARATTIĞI STRESİN SONLU MODEL ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Oğuzhan CENGİZ
UZMANLIK TEZİ

AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Yaşar ÖZKAN

İSTANBUL

2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MANDİBULA SAGİTTAL SPLIT OSTEOTOMİSİNDE OSTEOTOMİ
SIRASINDA OSTEOTOMLA UYGULANAN KUVVET VEKTÖRÜNÜN
MEDİOLATERAL YÖNDEKİ AÇI FARKININ FRAGMANLAR
ÜZERİNDE YARATTIĞI STRESİN SONLU MODEL ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Oğuzhan CENGİZ
UZMANLIK TEZİ

AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Yaşar ÖZKAN

İSTANBUL
2022

I. BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlamasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışının olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışının olmadığını beyan ederim.

10/04/2022

Oğuzhan CENGİZ

İmza

II.TEŞEKKÜR

Başta eğitim hayatım boyunca katkılarını benden esirgemeyen Prof.Dr. Yaşar Özkan ve diğer hocalarıma;

Özellikle öğrenim hayatım olmak üzere her konuda desteğini yanımda hissettiğim sevgili annem Leyla Cengiz'e; tüm destek ve fedakârlıklarının dışında çalışma azmimi borçlu olduğum babam Nevzat Cengiz'e ve tüm bu süreçte hem ağabey hem de arkadaş olan Gökhan Cengiz'e;

Lisans eğitimimizden bu yana bazen aynı yerde bazen kilometrelerce uzakta olsak dahi fikirlerimizi, eleştirilerimizi, arkadaşlığımızı paylaşmamızı hiçbir zaman bırakmadığımız; ebedi dostum Uzm.Dt. Utku Can Kemeç'e;

Uzmanlık eğitim hayatımda cerrahinin ekip işi olduğunu bana hatırlatan; hem harika bir eküri hem de dost olan Fatma Şükran Uğurgelen'e bu yolu beraber yürüdüğü için sonsuz teşekkür etmeyi borç bilirim.

III.İÇİNDEKİLER

I. BEYAN.....	iii
II.TEŞEKKÜR.....	iv
III.İÇİNDEKİLER	v
IV.SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	vii
V.ŞEKİLLER.....	ix
VI. RESİMLER LİSTESİ	xiii
VII. TABLOLAR	xiv
1.ÖZET	xv
2.SUMMARY	17
3.GİRİŞ VE AMAÇ.....	19
4.GENEL BİLGİLER.....	21
4.1 MANDİBULA ANATOMİSİ.....	21
4.1.1 MANDİBULA KEMİK ANATOMİSİ.....	21
4.1.2 MANDİBULA BESLENMESİ, İNERVASYONU VE DRENAJİ.....	23
4.1.3 MANDİBULA BÜYÜME VE GELİŞMESİ	23
4.2 DENTOFASİYAL DEFORMİTELER.....	23
4.3 DENTOFASİYAL DEFORMİTELERİN CERRAHİ TEDAVİSİ.....	24
4.3.1 MANDİBULER OSTEOTOMİLERİN TARİHÇESİ	24
4.3.1.1 SAGİTTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMİSİ	27
4.4 KOMPLİKASYONLAR	28
4.4.1 BEKLENMEYEN OSTEOTOMİ KIRIKLARI.....	29
4.4.1.1 PROKSİMAL SEGMENT KISMİ BUKKAL TABAKA FRAKTÜRÜ	29
4.4.1.2 PROKSİMAL SEGMENT TAMAMI AYRILMIŞ BUKKAL TABAKA FRAKTÜRÜ.....	30
4.4.1.3 DİSTAL SEGMENT LİNGUAL TABAKA FRAKTÜRÜ	31
4.5 STRES ANALİZİ	32
4.5.1 STRES ANALİZİNDE KULLANILAN TEMEL MEKANİK KAVRAMLAR.....	32
4.5.2 MANDİBULANIN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİNDE KULLANILAN STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ	33
4.5.2.1 FOTOELASTİK STRES ANALİZ YÖNTEMİ	33

4.5.2.2 GERİLİM ÖLÇER STRES ANALİZ YÖNTEMİ	34
4.5.2.3 KIRILGAN VERNİK KAPLAMA YÖNTEMİ İLE STRES ANALİZİ.....	34
4.5.2.4 HOLOGRAFİK İNTERFEROMETRİ (LAZER IŞINI) İLE KUVVET ANALİZİ	34
4.5.2.5 TERMOGRAFİK KUVVET ANALİZ YÖNTEMİ.....	34
4.5.2.6 RADYOTELEMETRİ İLE KUVVET ANALİZ YÖNTEMİ.....	34
4.5.2.7 SONLU ELEMAN ANALİZİ	34
5.GEREÇ VE YÖNTEM	38
3.1 YÜKLEME VE SINIR KOŞULLARININ BELİRLENMESİ.....	47
3.2 REFERANS NOKTALARININ BELİRLENMESİ	50
6.BULGULAR	52
4.1 GENEL ANALİZLER.....	52
4.1.1 0 DERECE AÇIYLA UYGULANAN KUVVET SONRASI OLUŞAN STRES ANALİZİ.....	52
4.1.2 10 DERECE MEDİALE AÇIYLA UYGULANAN KUVVET SONRASI OLUŞAN STRES ANALİZİ	63
4.1.3 10 DERECE LATERALE AÇIYLA UYGULANAN KUVVET SONRASI OLUŞAN STRES ANALİZİ	72
4.2 BÖLGESEL ANALİZLER.....	80
4.2.1 DİSTAL SEGMENTTE HORIZONTAL KESİ HATTI SAHA ANALİZ BULGULARI.....	80
4.2.2 DİSTAL SEGMENT RETROMOLAR SAHA ANALİZ BULGULARI.....	83
4.2.3 DİSTAL SEGMENT VERTİKAL KESİ SAHASI ANALİZ BULGULARI	85
4.2.4 PROKSİMAL SEGMENT VERTİKAL KESİ SAHASI ANALİZ BULGULARI.....	88
4.2.5 PROKSİMAL SEGMENTTE HORIZONTAL KESİ HATTI SAHA ANALİZ BULGULARI.....	91
4.2.6 PROKSİMAL SEGMENTTE ANGULUS BÖLGESİ SAHA ANALİZ BULGULARI.....	94
4.2.7 MANDİBULA LİNGUAL BÖLGESİ SAHA ANALİZ BULGULARI	97
4.2.8 İNFERİOR ALVEOLAR KANAL SAHA ANALİZ BULGULARI	100
7. TARTIŞMA	103
8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	108
9. KAYNAKLAR	109
10. EKLER	114
11. ÖZGEÇMİŞ	115

IV.SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

%	Yüzde
μm	mikrometre
GPa	Gigapascal
IKR	İlerleyici kondiler rezorbsiyon
IMF	İntermaksiller Fiksasyon
mm	Milimetre
mm²	Milimetrekare
MPa	Megapascal
N	Newton
Pa	Pascal
RIF	Rijit İnternal Fiksasyon
SEA	Sonlu Eleman Analizi
SSRO	Sagittal Split Ramus Osteotomisi
TME	Temporomandibular Eklem
σ	Gerilme/ sıkışma stresi



V.ŞEKİLLER

Şekil 1. Mandibula kemik bölümlerinin görünüşü (Norton, 2013).....	22
Şekil 2. Hullihen'in mandibular subapikal osteotomisi(Miloro et al., 2011)	25
Şekil 3. (A) Ters "L" osteotomisi, (B) "C" osteotomisi (2)	26
Şekil 4. Sagittal split ramus osteotomisinin modifikasyonları (A) Obwegeser ve Trauner'in tekniği, (B) DalPont modifikasyonu, (C) Hunsuck modifikasyonu (3)	26
Şekil 5. Sagittal split ramus osteotomisi	27
Şekil 6. Sagittal split ramus osteotomisi cerrahi teknik, AO Surgery Reference, http://www.aosurgery.org	27
Şekil 7. Bukkal Kemik Fraktürü	30
Şekil 8. Bukkal Kemik Fraktürü	31
Şekil 9. Lingual tabaka fraktürü	32
Şekil 10. Elde edilen modelin görünümü	38
Şekil 11 Nodüler elemanlar.....	40
Şekil 12. 3d Complex Render ile elde edilen kemik modelleri.....	44
Şekil 13. Kesi hattı Canalis alveolaris inferior ve dişlerin modellenmesi	44
Şekil 14. Oluşturulan spongiyöz kemik modeli	45
Şekil 15. Oluşturulan kortikal ve spongiyöz kemik modelleri.....	45
Şekil 16. Osteotomların açılı şekilde konumlandırılması	46
Şekil 17. Kesi hattına dik konumlanmış osteotom ve diğer modellerin konumlandırılması	46
Şekil 18. Kesi hattına dik konumlanan eksen ile 10 derece lateral yönde açı yapan osteotom ve diğer modellerin konumlandırılması	47
Şekil 19. Kesi hattına dik konumlanan eksen ile 10 derece medial yönde açı yapan osteotom ve diğer modellerin konumlandırılması	47
Şekil 20 Modelin kondil bölgesinden ve okluzal splitten sabitlenmesi ve uygulanan kuvvet vektörünün yönü	48
Şekil 21. Von misses değer hesaplama formülü	49
Şekil 22. Bukkal saha referans noktaları	50
Şekil 23. Horizontal kesi hattı sahası referans sahalar	51
Şekil 24. Lingual saha referans noktaları	51
Şekil 25. Bukkal saha von misses değerleri	52
Şekil 26. Horizontal kesi hattı von misses değerleri	53
Şekil 27. Lingual saha von misses değerleri	53

Şekil 28. Inferior alveollar kanal von misses değerleri	54
Şekil 29. Bukkal saha maksimum principal stres değerleri.....	55
Şekil 30. Horizontal kesi sahası maksimum principal stres değerleri	55
Şekil 31. Lingual saha maksimum principal stres değerleri.....	56
Şekil 32. Inferior alveoller kanal Lingual saha maksimum principal stres değerleri	56
Şekil 33 Bukkal saha minimum principal değerleri	58
Şekil 34. Horizontal kesi hattı minimum principal değerleril	58
Şekil 35. Lingual saha minimum principal değerleri	59
Şekil 36. Inferior alveoller kanal minimum principal değerleri	59
Şekil 37. Bukkal saha displacement magnitude değerleri	61
Şekil 38. Horizontal kesi hattı sahası displacement magnitude değerleri	61
Şekil 39. Lingual saha displacement magnitude değerleri	62
Şekil 40. Inferior alveoller kanal displacement magnitude değerleri.....	62
Şekil 41. Bukkal saha 10 derece medial açılı osteotom uygulaması von mises değerleri ..	64
Şekil 42. Horizontal kesi sahası 10 derece medial açılı osteotom uygulaması von mises değerleri.....	64
Şekil 43. Lingual saha 10 derece medial açılı osteotom uygulaması von mises değerleri..	65
Şekil 44. Inferior alveoller kanal 10 derece medial açılı osteotom uygulaması von mises değerleri.....	65
Şekil 45. Bukkal saha 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri	66
Şekil 46. Horizontal kesi sahası 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri.....	66
Şekil 47. Lingual saha 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri	67
Şekil 48. Inferior alveoller kanal 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri.....	67
Şekil 49. Bukkal saha 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri	68
Şekil 50. Horizontal kesi hattı sahası 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri.....	68
Şekil 51. Lingual saha 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri	69
Şekil 52. Inferior alveoller kanal 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri.....	69
Şekil 53. Bukkal saha 10 derece medial açılı osteotom displacement magnitude değerleri	70
Şekil 54. Horizontal kesi sahası 10 derece medial açılı osteotom displacement magnitude değerleri.....	70

Şekil 55. İnfirior alveoller kanal 10 derece medial açılı osteotom displacement magnitude değerleri.....	71
Şekil 56. Bukkal saha 10 derece lateral açılı osteotom uygulaması von mises değerleri ...	72
Şekil 57. Horizontal kesi sahası 10 derece lateral açılı osteotom uygulaması von mises değerleri.....	72
Şekil 58. Lingual saha 10 derece lateral açılı osteotom uygulaması von mises değerleri ..	73
Şekil 59. İnfirior alveoller kanal 10 derece lateral açılı osteotom uygulaması von mises değerleri.....	73
Şekil 60. Bukkal saha 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri	74
Şekil 61. Horizontal kesi sahası 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri.....	74
Şekil 62. Lingual saha 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri	75
Şekil 63. İnfirior alveoller kanal 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri.....	75
Şekil 64. Bukkal saha 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri	76
Şekil 65. Horizontal kesi sahası 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri.....	76
Şekil 66. Lingual saha 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri	77
Şekil 67. İnfirior alveoler kanal 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri.....	77
Şekil 68. Bukkal saha 10 derece medial açılı osteotom displacement magnitude değerleri	78
Şekil 69. Horizontal kesi sahası 10 derece medial açılı osteotom displacement magnitude değerleri.....	78
Şekil 70. Lingual saha 10 derece medial açılı osteotom displacement magnitude değerleri	79
Şekil 71. İnfirior alveoller kanal 10 derece medial açılı osteotom displacement magnitude değerleri.....	79
Şekil 72. Distal segmentte horizontal kesi hattı saha von mises değerleri.....	80
Şekil 73. Distal segmentte horizontal kesi hattı saha maksimum principal değerleri.....	81
Şekil 74. Distal segmentte horizontal kesi hattı saha minimum principal değerleri	82
Şekil 75. Distal segmentte horizontal kesi hattı saha displacement magnitude değerleri...	82
Şekil 76. Distal segment retromolar saha von misses değerleri	83
Şekil 77. Distal segment retromolar saha maksimum principal değerleri.....	84
Şekil 78. Distal segment retromolar saha minimum principal değerleri.....	84

Şekil 79. Distal segment retromolar saha displacement magnitude değerleri.....	85
Şekil 80. Distal segment vertikal saha von misses değerleri.....	86
Şekil 81. Distal segment vertikal saha maksimum principal değerleri	86
Şekil 82. Distal segment vertikal saha minimum principal değerleri.....	87
Şekil 83. Distal segment vertikal displacement magnitude değerleri	88
Şekil 84. Proksimal segment vertikal kesi sahası von misses değerleri.....	88
Şekil 85. Proksimal segment vertikal kesi sahası maksimum principal değerleri.....	89
Şekil 86. Proksimal segment vertikal kesi sahası minimum principal değerleri.....	90
Şekil 87. Proksimal segment vertikal kesi sahası displacement magnitude değerleri.....	90
Şekil 88. Proksimal segmentte horizontal kesi hattı von misses değerleri.....	91
Şekil 89. Proksimal segmentte horizontal kesi hattı maksimum principal değerleri	92
Şekil 90. Proksimal segmentte horizontal kesi hattı minimum principal değerleri.....	93
Şekil 91. Proksimal segmentte horizontal kesi hattı displacement magnitude değerleri	94
Şekil 92. Proksimal segmentte angulus bölgesi von misses değerleri	95
Şekil 93. Proksimal segmentte angulus bölgesi maksimum principal değerleri	95
Şekil 94. Proksimal segmentte angulus bölgesi minimum principal değerleri	96
Şekil 95. Proksimal segmentte angulus bölgesi displacement magnitude değerleri	97
Şekil 96. Mandibula lingual bölgesi von misses değerleri.....	97
Şekil 97. Mandibula lingual bölgesi maksimum principal değerleri.....	98
Şekil 98. Mandibula lingual bölgesi minimum principal değerleri.....	99
Şekil 99. Mandibula lingual bölgesi displacement magnitude değerleri	99
Şekil 100. İnférieur alveolar kanal sahası von misses değerleri	100
Şekil 101. İnférieur alveolar kanal sahası maksimum principal değerleri.....	101
Şekil 102. İnférieur alveolar kanal sahası minimum principal değerleri	101
Şekil 103. İnférieur alveolar kanal sahası displacement magnitude değerleri.....	102

VI. RESİMLER LİSTESİ

Resim 1. 3d modelleme cihazı	39
Resim 2. Elde edilen tomorafi görüntüsü.....	42
Resim 3. Elde edilen tomorafi görüntüsü.....	43
Resim 4. Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusunun ayrıştırılması.....	43



VII. TABLOLAR

Tablo 1. Materyal Özellikleri.....	39
Tablo 2. Modelde kullanılan düğüm ve eleman sayısı	41
Tablo 3. Von misses değerleri	54
Tablo 4. Maksimum principal değerleri	57
Tablo 5. Minimum principal değerleri.....	60
Tablo 6. Displacement magnitude değerleri	63



MANDİBULA SAGİTTAL SPLİT OSTEOTOMİSİNDE OSTEOTOMİ SİRASINDA OSTEOTOMLA UYGULANAN KUVVET VEKTÖRÜNÜN MEDİOLATERAL YÖNDEKİ AÇI FARKININ FRAGMANLAR ÜZERİNDE YARATTIĞI STRESİN SONLU MODEL ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Öğrencinin Adı: Oğuzhan CENGİZ

Danışman: Prof. Dr. Yaşar ÖZKAN

Anabilim Dalı: Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.D.

1.ÖZET

Sagittal split osteotomisinde de her cerrahi müdahalede olduğu gibi komplikasyon kaçınılmazdır. Bu komplikasyonlardan biri kemikte aşırı stres birikimine bağlı kötü ve istenmeyen kırık hatlarının oluşmasıdır. Bu istenmeyen kırıkların, operasyon içinde çeşitli yöntemlerle tedavisi mümkündür. Fakat bu komplikasyon çözümleri, cerrahın tecrübesine ve yeteneğine göre zor olabilmektedir. Osteotomi açısının değişiminin kemik üzerinde yarattığı stres miktarına etkisinin nasıl olduğu ve bunun olası istenmeyen kırık hatlarının oluşumuna etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bu araştırma, Marmara Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi. Çalışmada; mandibulada uygulanan sagittal split osteotomisi sırasında 2mm derinliğinde yapılan kortikal kemik osteotomisi ardından, kemik kesisinin devamı için kullanılan osteotomların ve bu osteotomların oluşturacağı 50N'luk iki kuvvet vektörünün kesi hattına dik ve mediolateral yönde 10'ar derecelik açı farklarının mandibula belirlenmiş referans noktalarında oluşturdukları stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri model üzerinde incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

Kuvvet uygulandığı esnada kemikte oluşan von misses stres, maksimum principal stres (tension- gerilme) ve minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri incelenmiştir. İncelenen bölgelerin değerleri, bölge bölge incelenmiş ve farklı kuvvet yönlerine göre analizi yapıp karşılaştırılmıştır.

Osteotom açısının kemik üzerinde yarattığı stres ve buna bağlı istenmeyen kırık hatlarının oluşum nedenleri ve önlemleri araştırıldığında, osteotom açısı yeterince dikkate alınmamıştır. Elde edilen veriler incelendiği zaman bazı mandibula kemiği üzerinde osteotom

açısının farklı stresler oluşturduğu görülmüştür. Buna bağlı olarak steotom açısının kompliasyonun önlenmesinde göz önünde bulundurulmasının gerekliliği görülmüştür.

Anahtar Sözcükler: Sagittal Split Osteotomisi, Kötü Bölünme, Sonlu Eleman Analizi, Osteotom Açısı, Stres Dağılımı



EVALUATION OF FORCE VECTOR APPLIED WITH OSTEOTOM DURING OSTEOTOMY IN MANDIBULA SAGITAL SPLIT OSTEOTOMY BY FINISH MODEL ANALYSIS OF THE STRESS CREATED BY THE ANGLE DIFFERENCE IN THE BUCCOLINGUAL DIRECTION ON THE FRAGMENTS

Student' name: Oğuzhan CENGİZ

Supervisor's name: Prof. Dr. Yaşar ÖZKAN

Name of the department: Department of Oral and Maxillofacial Surgery

2.SUMMERY

Complications are inevitable in sagittal split osteotomy, as in any surgical intervention. One of these complications is the formation of bad and unwanted fracture lines due to excessive stress accumulation in the bone. It is possible to treat these unwanted fractures with various methods within the operation. However, these complication solutions can be difficult according to the experience and skill of the surgeon. It is aimed to evaluate how the change in the osteotomy angle affects the amount of stress on the bone and its effect on the formation of possible unwanted fracture lines.

This research was conducted by Marmara University Faculty of Dentistry and Ay Tasarım Ltd. It was held in Sti. In the study; During bisagittal split osteotomy applied in the mandible, after the cortical bone osteotomy performed at a depth of 2 mm, the osteotomes used for the continuation of the bone incision and the 50N force vector created by these osteotomes, the stress values, distribution and concentration regions of the mandible created by the 10-degree angle differences perpendicular to the incision line and mediolaterally at the reference points of the mandible. examined on. The research was carried out by performing static linear analysis with three-dimensional finite element stress analysis method.

Von misses stress, maximum principal stress (tension-tension) and minimum principal stress (compression) values that occur in the bone during the application of force were investigated. The values of the examined regions were examined region by region and analyzed and compared according to different force directions.

When the stress created by the osteotome angle on the bone and the causes and precautions for the formation of undesirable fracture lines were investigated, the osteotome angle was not taken into account sufficiently. When the obtained data were examined, it

was seen that the osteotome angle created different stresses on some mandible bones. Accordingly, it has been seen that the steotoma angle should be considered in the prevention of complications.

Keywords: Sagittal Split Osteotomy, Bad Fracture, Finite Element Analysis, Osteotome Angle, Stress Distrubit



3.GİRİŞ ve AMAÇ

Normal diş ilişkisi ve yüz oranına uymayan durumlar için dentofasiyal deformite tanımı kullanılır. Bu deformiteler konuşma ve çiğneme fonksiyonunun bozulmasının yanı sıra estetik ve psikolojik sorunlar meydana getirebilir. **(William R. Proffit RPW, 2013)**

Dentofasiyal deformite olarak adlandırılan uyumsuzluklar, hafif dişsel uyumsuzluklardan, ağır iskeletsel bozukluklara kadar; hem estetik hem de çiğneme, solunum, konuşma, oklüzal travma, temporomandibular eklem düzensizlikleri gibi fonksiyonel bozukluklara yol açmaktadır. Tedavi prosedürleri ortodontik tedaviden ortodonti destekli cerrahi işlemlere kadar birçok seçeneği kapsar. **(Adolphs et al., 2016)**

Sagittal split ramus osteotomisinin (SSRO) çok çeşitli komplikasyonları mevcuttur. Bunların genel sıklığı ve şiddeti oldukça düşüktür, ölüm çok nadirdir ve en yaygın olanı alt alveolar nörosensör bozukluğudur. **(Kim & Park, 2007; Van de Perre et al., 1996)**

Mandibular sagittal split osteotomisinin olumsuz ve beklenmeyen bir kırık hattının oluşmasına genellikle "Bad Fracture (Kötü Bölünme)" denir. Kötü bölünme bu prosedürün komplikasyonlarından biridir. Rapor edilen kötü bölünmüş patern tiplerinin bir sınıflandırması önerilmiş ve farklı istenmeyen kırık tiplerini yönetmek için uygun kurtarma prosedürleri sunulmuştur. 1971 ve 2015 yılları arasında yayınlanmış toplam 33 çalışmayı veren sistematik bir inceleme yapılmıştır. Bunlar, 10.271 hastada 19.527 sagittal ramus osteotomisi arasında toplam 458 kötü bölünme vakası bildirilmiştir. Rapor edilen toplam kötü bölünme insidansı, sagittal bölünmelerin %2.3'üdür. **(Steenen & Becking, 2016)**

Dilaver ve ark. yaptıkları çalışmada osteotomeatopterygomaksiller bileşke açısındaki değişikliğin lateral pterygoid plak, maksiller tüberosite, maksilla palatal yüzeyi, palatin kemik ve sfenoid kemik gövdesini nasıl etkilediğini araştırmıştır. Maksillanın 3D modellemesinin yeniden yapılandırılmasının ardından, osteotomların ucu pterygomaksiller osteotomiye simüle etmek için sagittal düzleme 45 derece ve 90 derece açıldırılmıştır. Sonlu eleman analizleri gerçekleştirilmiş ve iki farklı açı için Von Misses gerilme dağılımları analiz edilmiştir. Lateral pterygoid

plak üzerindeki Von Misses stres değerleri, 45 derece açılanmada, 90 derecedeki aılanmadan daha yüksek bulunmuştur. Osteotom ucunun 90 derece açılı olarak yerleştirlmesi, maksiller tüberozite bölgesine 45 derece açılanmaya göre daha yüksek stres değerine sahip olduğunu göstermiştir. Dar açılanma durumunda, pterygomaksiller osteotomi sırasında sfenoid kemik gövdesi ile ilgili olumsuz lateral pterygoid plak kırığı ve komplikasyon riski önemli ölçüde arttığını belirtip osteotomun sagittal düzlemle dik açıda tutulması bu komplikasyonları önleyebileceğini söylemiştir. **(Dilaver et al., 2020)** Bu araştıma ostetom açılarının kemik stres dağılımına etkisi olduğunu göstermiştir.

Bu alışma ile ortognatik cerrahi prosedürlerinden mandibulaya uygulanan sagittal split ramus osteotomisi sırasında olası komplikasyonların önüne geçilebilmesi amaçlanmış ve osteotomun mediolateral yöndeki aı değişimlerinin mandibula üzerinde yarattığı stresin sonlu eleman analizi ile incelenmiştir

4.GENEL BİLGİLER

4.1 Mandibula Anatomisi

4.1.1 Mandibula Kemik Anatomisi

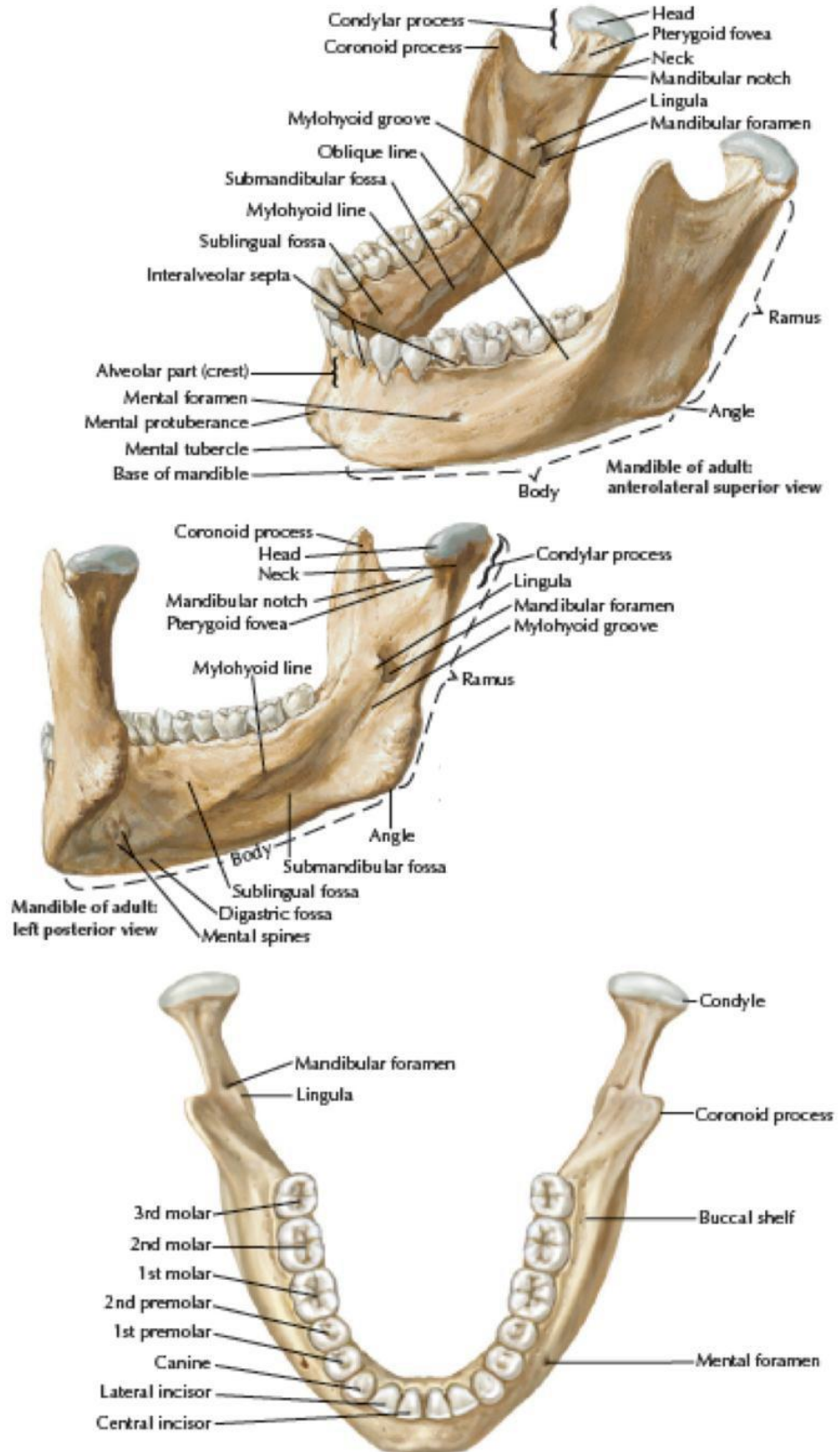
Mandibula, kafa iskeletinin tek hareketli kemiğidir. Bazal kemik ve alveoler çıkıntı olarak ikiye ayrılabilir (**Hutson, 2009**) . Alt çeneyi oluşturup her iki ucunda temporal kemikle eklem yaparak temporomandibular eklemi (TME) oluşturur. Ramus, korpus ve angulus olmak üzere üç ana bölümden oluşur. (**Arıncı & Elhan, 1997**)

Korpus mandibula, dişlerin köklerinin bağlandığı alveoler proses ve bunların kaide olarak oturduğu basal kemik bölümlerinde oluşur. Korpus mandibulanın dış kısmı ön bölgede tek noktadan birleşerek simfiz mandibula isimli yapıyı oluşturur. Ramus mandibula bölgede de korpus ile buluşarak angulus mandibulayı oluşturur. Ramus bölümünün üst kısmı, “incisura mandibularis” ile anteriorda koronoid; posteriorda ise kondiler proses olmak üzere ikiye ayrılır. (**Norton, 2013**)

Ramus mandibula, kafa kaidesine doğru posterior yönlü yerleşir. Angulus mandibula yakınlarındaki pürtüklü sahaya tuberositas masseterica adı verilir. Buraya musculus(M.) massetericus tutunur. Bu çıkıntıların lingual kısmında kalan çıkıntıya tuberositas pterygoidea adı verilir ve buraya M. pterygoideus medialis tutunur. İç yüzünün ortasındaki deliğe foramen mandibulare adı verilir. Bu delik kemiğin içinde canalis mandibularis olarak devam eder ve korpus mandibulanın dış yüzünde foramen mentale olarak sonlanır. Foramen mandibulareyi önden çevreleyen çıkıntıya lingula mandibula adı verilir. Bunun hemen altında başlayıp aşağı ve öne doğru uzanan yapıya sulculus mylohyoideus adı verilir. (**Arıncı & Elhan, 1997**)

Ramus mandibulanın alt kenarı ile korpus mandibulanın arka kenarının birleşim yerine angulus mandibula adı verilir. Angulus mandibulanın üst tarafında processus coronoideus, arkasında ise processus condylaris bulunur. Processus coronoideus ile processus condylarisin arasındaki oluğa incisura mandibula adı verilir. Processus coronoideus üçgen şeklindedir ve buraya M. temporalis tutunur. Bu çıkıntının yapısı insandan insana farklılık gösterir. Processus condylaris ucundaki çıkıntıya çaput mandibula denir. Caput mandibulanın hemen altındaki dar kısma ise collum mandibula adı

verilir. Collum mandibulanın ön tarafında bulunan çukur alana fovea pterygoideus adı verilir ve buraya M. pterygoideus lateralis tutunur. Caput mandibulare eklem yüzeyi ile kaplıdır ve os temporaledeki fossa mandibularis ile eklem yapar. (Arıncı & Elhan, 1997)



Şekil 1. Mandibula kemik bölümlerinin görünüşü (Norton, 2013)

4.1.2 Mandibula Beslenmesi, İnervasyonu ve Drenajı

Mandibulanın hakim siniri mandibular sinirdir. Trigeminal sinirin bir dalı olan bu sinir tek motor lifler taşıyan daldır. Motor lifler çiğneme kaslarını innerve ederken duyu komponenti ise bölgenin hakim duyu innervasyonunu taşır. Kafa tabanından “foramen ovale” isimli delikten çıkar ve sonrasında inferior alveoler dalı vererek ilerler. (Norton, 2013)

Eksternal karotid arterin mandibulanın vaskülaritesi üzerindeki en etkili dalı maksiller arterdir. Maksiller arterden çıkan inferior alveolar arter mandibuler kemik ve diş yapılarının temel besleyicisidir. Mandibuler kanal içerisinde seyrederek ve mental forameninden dışarı çıktığında mental arter adını alır. Maksiller arterden çıkan masseterik arter masseter kasını, pterygoid dalı ise lateral ve medial pterygoid kasları besler. (Fonseca et al., 2000)

4.1.3 Mandibula Büyüme ve Gelişmesi

Mandibulanın oluşumu, fertilizasyonun 7. Haftasında başlar. Köken olarak birinci faringeal arkı kullanır. “Meckel kıkırdağı” bölgesindeki fibromezenşimal dokunun primer intramembranöz kemikleşmesi mandibulanın ilk kemikleşme noktası kabul edilir. İlk ossifikasyonun ardından simfiz, korpus ve koronoid kemik bölümlerini oluşturacak trabeküler kemik anterior, superior ve posterio yönlü gelişir. Embriyonel dönemdeki bu kemikleşme odakları primer büyüme merkezi ismiyle anılır. (Lee et al., 2001)

Büyüme tamamlandıktan sonra uzun kemiklerin epifizleri tamamen kalsifiye olurken, kondil kıkırdağı tamamen kalsifiye olmaz. Kondilin büyüme yönü aynı bireyin değişik yaşlarında farklılık göstermektedir. Postnatal ilk senelerde kondil arkaya ve yukarıya doğru büyümekteyken ileri yaşlarda arkaya yönlü büyüme nispeten azalır. Kondiler büyüme yönü de yıllar geçtikçe değişir. Kondilin arkaya doğru büyümesine uyum için ramus arka kenarında ve çene ucunda kemik apozisyonu, alveol kemiği labial yüzeyinde de kemik rezorpsiyonu görülmektedir. Alt çenenin vertikal yöndeki büyüme ve gelişiminde kondilin yukarıya doğru büyümesiyle hem processus coronoideus hem de incisura mandibularis'te meydana gelen apozisyonlarla ramus bütünüyle arkaya ve yukarıya doğru büyümektedir. Aynı zamanda mandibula korpusunun ön tarafının alt kenarında ve alveol kemikte kemik apozisyonu olmaktadır. (Ülgen, 2007)

4.2 Dentofasiyal Deformiteler

Dentofasiyal deformite, maksilla ve mandibulanın normal oranında meydana gelen

farklılık ile dişler ve dental arklarda oluşmuş uyumsuzluktur. Bu uyumsuzluk solunum, çiğneme, yutkunma ve baş boyun fonksiyonlarında sorunlara neden olmaktadır. **(Posnick, 2013)(Helm et al., 1975)**

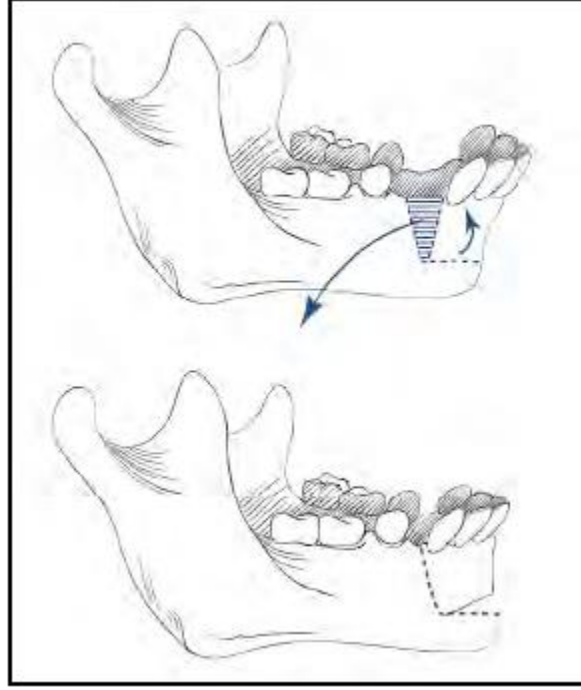
Maxillofasiyal kompleks büyüme ve gelişme esnasında kalıtsal ve çevresel etmenlere bağlı kalarak şekil alır. Bu komplekse ait öğelerin herhangi birinin büyümesi anormal olursa dentofasiyal anomaliler meydana gelebilir. Kalıtımın yanısıra travma, enfeksiyon ve diğer dış etmenlerin de varlığı bu sonucu doğurabilir. **(Lye, 2008)**. Dentofasiyal deformiteler, hafif dentoalveoler seviyesinden, ağır iskeletsel bozukluklara kadar varyasyon gösterebilmektedir. Fonksiyonel bozukluklar da çiğneme, konuşma ve artikülasyon bozukluklarıyla oluşabilir. Hafif ve orta seviyedeli bu uyumsuzluklar bazen sadece ortodontik tedaviyle düzelebilir. Şiddetli bozukluklar, ortodontik tedavi destekli ileri cerrahi prosedürler gerektirebilir. **(Adolphs et al., 2016)**

4.3 Dentofasiyal Deformitelerin Cerrahi Tedavisi

Ortognatik cerrahi ile dentofasiyal deformitelerin düzeltimi için yapılır. Cerrah hem hassas ölçümleri göz önünde bulundurur hem de hastaya ait çeşitli faktörleri bunlarla harmanlar ve estetik-fonksiyon ilişkisini kurarak tedaviyi gerçekleştirir. **(Ackerman & Proffit, 1997)**

4.3.1 Mandibuler Osteotomilerin Tarihçesi

Ortognatik tedavi makadıyla yapılan ilk mandibuler osteotomiyi 1849 yılında Hüllihen uygulamıştır. Bu hastanın hem ön açık kapanış hem de mandibulanın ileri konumlanması mevcuttur. **(Milorio et al., 2011)**

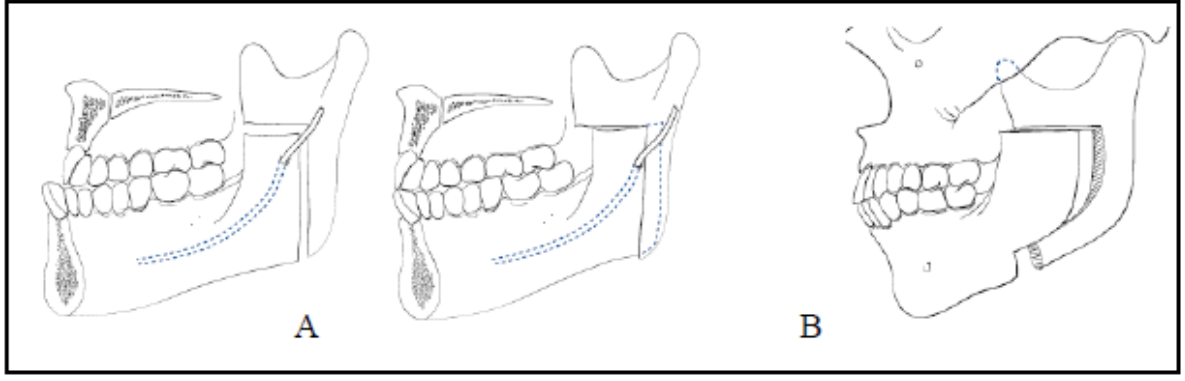


Şekil 2. Hüllihen'in mandibular subapikal osteotomisi(Miloro et al., 2011)

Hüllihen'den sonra 1906'da mandibular prognati nedeniyle Blair bir osteotomi tarif etmiştir. Sagittal split osteotomisini geliştiren ise Obwegeser olmakla beraber daha sonra Dalpont ve Hunsuck gibi birçok katkıda bulunan ve modifikasyon tanımlayan kişiler de olmuştur. **(Hausamen, 2001)**

Horizontal ramus osteotomisini ilk kez Blair tarafından uygulanmış ve tatbik edilmiştir. **(Miloro et al., 2011)**. Vertikal ramus osteotomisi ise Limberg tarafından ekstraoral olarak vertikal subkondiler osteotomi ile tarif edilmiştir. Bu osteotomide mandibulada sigmoid çentikten angulus bölgesine doğru uzanan bir doğrultuda yerleşmiştir. Limberg'in bu tekniği 1954 yılında Letterman ve Caldwell tarafından modifiye edilmiş ve insizyon hattı angulusun ön bölgesine doğru taşınmıştır. Daha sonra intraoral yaklaşımla uygulama ileri mandibular prognatisi bulunan hastalarda günümüzde de hala kullanılabilmektedir. **(Rosen, 2014)**

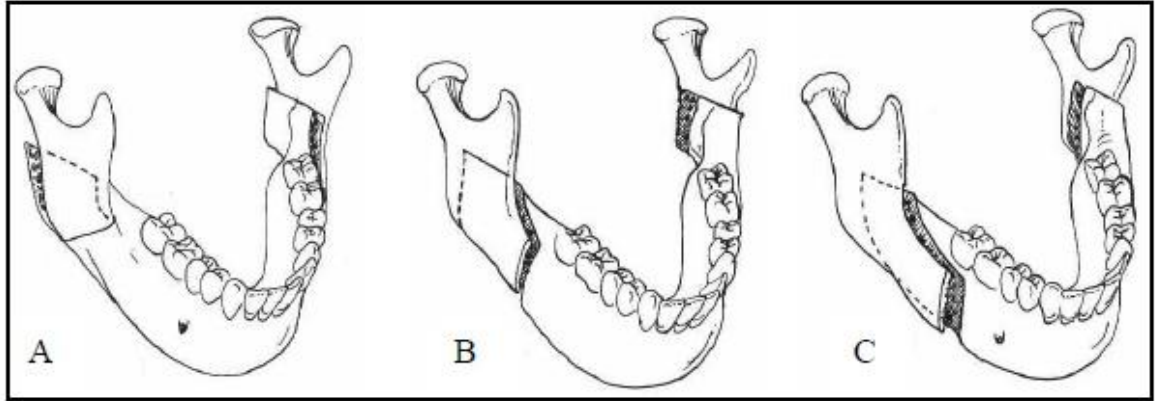
L osteotomi ilk defa Wasmund tarafından 1927 yılında tarif edilmiş; Caldwell ise yaptığı modifikasyonla C osteotomisini 1968 yılında tarif etmiştir. **(Miloro et al., 2011)**



Şekil 3. (A) Ters "L" osteotomisi, (B) "C" osteotomisi (2)

Tüm bunlarla birlikte Hugo Obwegeser ve Richard Trauer sagittal split ramus osteotomisini göstererek mandibulanın sagittal düzlemde ikiye ayrılmasını ve proksimal segment ile distal segment arasındaki kontak kaybolmadan konumlandırma yapılabilir hale gelmiş ve greftleme ihtiyacına gerek kalmamıştır. **(Rosen, 2014)**

Bu yönteme ilk modifikasyon 1961 yılında DalPont tarafından tarif edilmiştir. Bu modifikasyonda bukkal ve kortikal insizyonu en arkadaki molar dişin arkasına kadar uzatıp vertikal bir kesi uygulayarak temas hattını arttırmıştır. Hunsuck 1968 yılında medial ve kortikal insizyonu ramusun posterir kenarı yerine lingula mandibulaya kadar kısaltılmıştır. **(Fonseca et al., 2000; Rosen, 2014)**

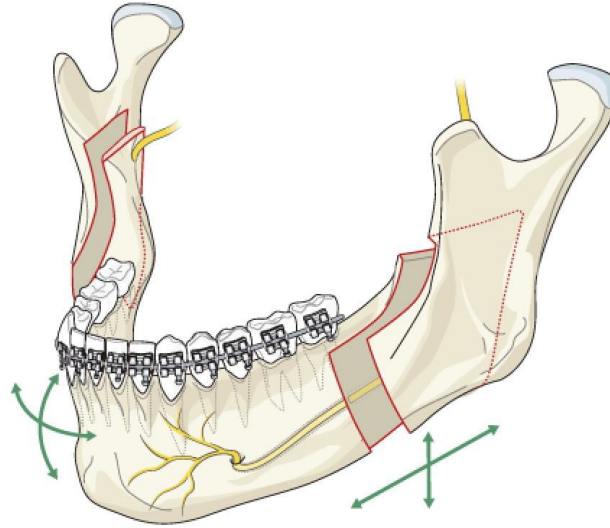


Şekil 4. Sagittal split ramus osteotomisinin modifikasyonları (A) Obwegeser ve Trauer'in tekniği, (B) DalPont modifikasyonu, (C) Hunsuck modifikasyonu (3)

Günümüzde sagittal split ramus osteotomisi en fazla tatbik edilen ortognatik amaçla yapılan cerrahi yöntemdir. **(Rosen, 2014)**

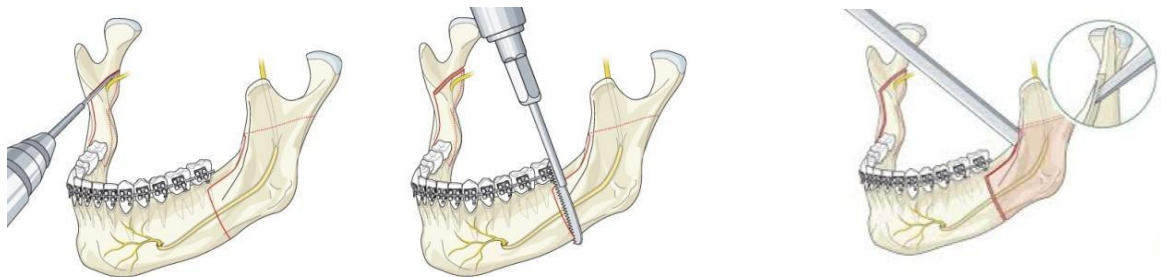
4.3.1.1 Sagittal Split Ramus Osteotomisi

Sagittal split ramus osteotomisi en fazla tercih edilen ortognatik cerrahi yöntemlerindendir. Mandibulanın sagittal yönde ileri ve geri hareketlerini sağlar. Ayrıca asimetri vakalarının düzeliminde kullanılabilir.(Milorio et al., 2011).



Şekil 5. Sagittal split ramus osteotomisi, Surgery Reference, <http://www.aosurgery.org>

Sagittal split osteotomisinin çeşitli avantajları mevcuttur. Distal bölümün üç boyutlu düzlemde konumlanmasına izin verir. Bu kolaylık sayesinde mandibula rahatça konumlandırılabilir. Ayrılmış fragmanlarına daha geniş temas alanı sağlayarak iyileşmenin daha iyi olmasını sağlar. Mastikatory kasların anatomik konumlarının az değişimi geri dönüşe neden olan sonuçları azaltır. Komplikasyonları da nispeten azdır.(Fonseca et al., 2000)



Şekil 6. Sagittal split ramus osteotomisi cerrahi teknik, AO Surgery Reference, <http://www.aosurgery.org>

Cerrahisinde ramusun ön kenarında okluzal düzlemin ortasından insizyon başlatılarak

eksternal oblik sırt üzerinden 2. Büyük azı dişlerinin posterioruna kadar ulaştırılır. Buradan sonra lateral yönde açı değiştirilerek 1. Büyükazı dişinin distalinde fiksasyon sonrası yaranın rahatça kapatılacağı bir şekilde sonlandırılır. Periost elevasyonu mandibulanın alt kenarına, antegonial çentiğe ve retromolar bölgeden ramusun ön üst kısmına kadar gerçekleştirilir. Osteotominin rahatça yapılabilmesi için temporal kas bağlantıları mandibulanın sigmoid çentiğine kadar kaldırılır. Sonrasında medialde kondil görünecek kadar periost elevasyonuna devam edilir. Medialdeki elevasyonu aşağı yönde lingula mandibula görünene kadar devam eder. Medialde son olarak internaş oblik sırttan 2. Molar dişe kadar uzatılabilir. Lingula mandibula üzerinden ve hemen arkasından başlanılan yatay kemik kesinin derinliği ramusun yarım kalınlığı seviyesinde olmalıdır. Dikey kemik kesisi 2. Büyük azı diş bölgesinden başlar ve eksternal oblik sırtta kadar yönelir. Olası bir alveolaris inferior sinir yaralanmasından kaçınılmak için derinlik kemik spongiyözasına ulaşınca onlanacak derinlikte yapılmalıdır. Dikey ve yatay kemik kesileri ramusun ön hattında birleştirilir. Osteotomlar yardımıyla lateral kortekse daha yakın olacak şekilde medial kortekse tam ayrılma yaratılarak ilerlenmelidir. Osteotomi mandibula alt sınırına doğru derinleşmeli ve derinleşirken alveolaris inferior siniri proksimal segmentte ise ayrılma özenli bir şekilde yapılmalıdır. Vertikal osteotomi ikinci molar seviyesinde yapılır ve mandibulanın inferior yüzeyinden dış oblik kretine kadar gelir. Inferior alveolar sinirde hasar bırakmamak için spongiyöz kemikte osteotominin bu kısmı sonlandırılır. Dikey ve yatay osteotomiler, ramusun ön kenarından başlanarak birleştirilir. Küçük bir osteotom yardımı ile lingula üzerindeki medial korteksin tam olarak ayrılması ve kesinin mandibula alt hatında azami derinliğe ulaştığının kontrolü sağlanır. Osteotomlarla tam osteotomi yapılır. Inferior alveolar sinir proksimal fragmanda kalmış ise dikkatlice konumlandırılma yapılır. (Milorio et al., 2011)

Tam ayrılma sağlanınca okluzal splintler aracılığıyla intermaxiller fiksasyon (IMF) sağlanır ve cerrahi saha suture edilerek yara kapatılır. (Milorio et al., 2011)

4.4 Komplikasyonlar

Çoğu oral ve maksillofasiyal cerrah için SSRO'nun rutin doğasında çok çeşitli komplikasyonlar mevcuttur. Bunların genel sıklığı ve şiddeti oldukça düşüktür, ölüm çok nadirdir ve en yaygın olanı alt alveolar nörosensör bozukluğudur. (Kim & Park, 2007; Van de Perre et al., 1996)

Beklenmeyen kemik ayrılması veya kırığı gibi çoğu komplikasyon, intraoperatif olarak yeterince düzeltilebilir. Nöro-duyusal bozukluklar gibi diğerleri hemen tamir edilebilir veya postoperatif terapötik müdahaleleri gerektirebilir. Hastaları perioperatif riskler konusunda kapsamlı bir şekilde eğitmek için preoperatif konsültasyonda ilgi çekici bir tutumu sürdürmek bu nedenle zorunlu hale gelir.(Milorio et al., 2011)

4.4.1 Beklenmeyen Osteotomi Kırıkları

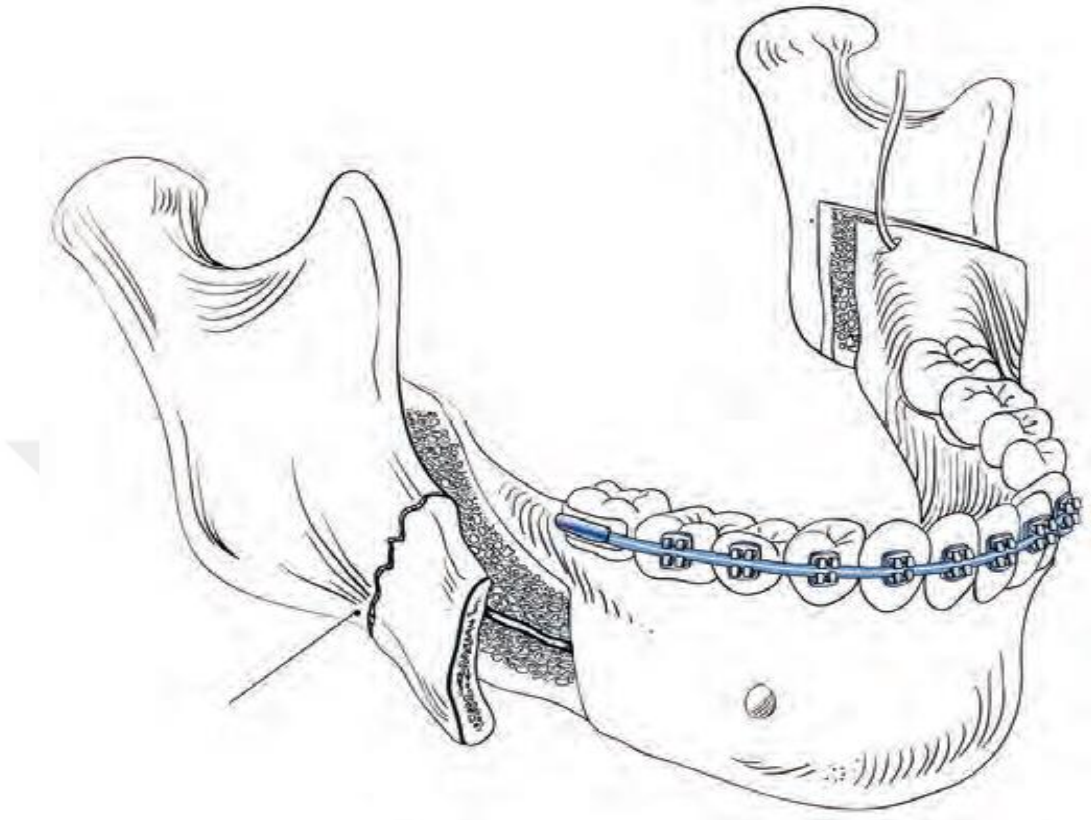
Olağandışı osteotomi fragmanlarının (bad split) intraoperatif yönetimi, mandibular prosedürlerde, özellikle de osteotomi tasarımının kemikte beklenti dahilinde olmayan bölünmelerin meydana gelebileceği osteotomiye iki dik açılı dönüşe sahip olduğu SSO'da daha sık görülür. Beklenmeyen kemik kırıklarının oluşturulması, mandibulanın proksimal veya distal kemik fragmanlarında meydana gelebilir. Sagittal split osteotomisinde kötü kırık insidansı %1.9 ila %2.2'dir ve ameliyattan en az 9 ay önce üçüncü molar dişler mevcut olduğunda veya diş çekilmemiş olduğunda bu oran biraz daha yüksektir. Bu ihtimali hastanın anatomik yapısı da etkiler. (Mehra et al., 2001; Precious et al., 1998)

Beklenmeyen kemik kırıklarının intraoperatif yönetimi için standart yöntem, proksimal ve distal segmentlerin ayrılmasını tamamlamak ve ardından uygun olmayan kırık paternini değerlendirmektir. Tipik olarak, prosedür için kullanılan aynı intraoral erişim yoluyla kötü bölünmeler yeterince ele alınabilir ve transfasial erişim, kemik segmentlerinin ek fiksasyonunun yerleştirilmesine izin vermek için nadiren kullanılır. Yönetim, parçanın boyutuna (küçük veya büyük) ve ayrıca parçanın belirli konumuna bağlı olarak değişecektir ve bazı kötü bölünmeler tedavi gerektirmez. Öncelikle kırılmanın istenen bölünmeden nerede saptığı ve elbette diğer tarafta veya gelecekte benzer bir oluşumun nasıl önleneceği belirlenmelidir.(Milorio et al., 2011, p. 1442)

4.4.1.1 Proksimal Segment Kısmi Bukkal Tabaka Fraktürü

Bu tarz kemik parçalarını yönetmedeki zorluk, kırık kemik parçalarının yeri ve boyutuna bağlıdır. Bir fragman, proksimal segmentin lateral yönünü keserek distal mandibulayı sağlam bırakabilir. Ne zaman bir bukkal parça koparsa, olağan neden lateral vertikal osteotominin alt sınırında yetersiz kemik kesimidir. Bölünme daha sonra tamamlanmalıdır ve belirtildiği gibi, bu, alt sınırda derin bir oluk açılarak ve dış oblik sırttan aşağı doğru uzanırken önceki osteotomi ile birleştirilerek yapılabilir. Gerektiğinde kemiğin kesilmesiyle, segmentler başlangıçta planlandığı gibi ayrılabilir. Distal segmentin IMF

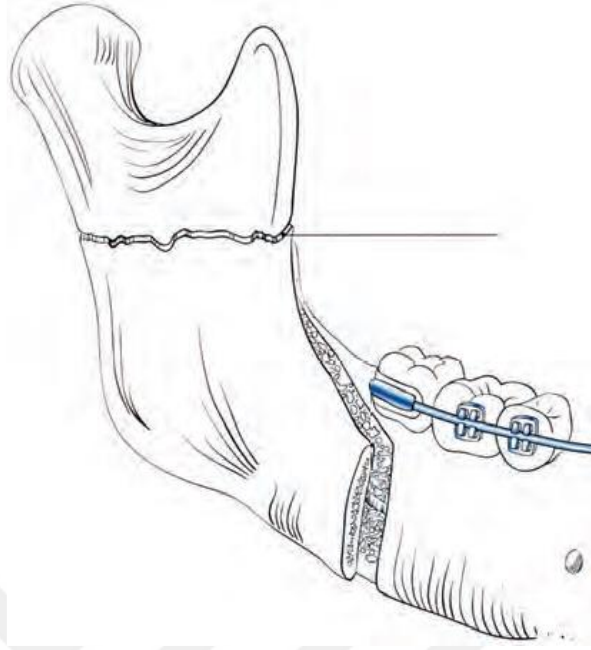
uygulaması ile stabil hale getirilmesi serbest bukkal plak fragmanının vida ve plaklarla daha kolay stabilizasyonunu sağlayacaktır. (Milorio et al., 2011, p. 1442)



Şekil 7. Bukkal Kemik Fraktürü

4.4.1.2 Proksimal Segment Tamamı Ayrılmış Bukkal Tabaka Fraktürü

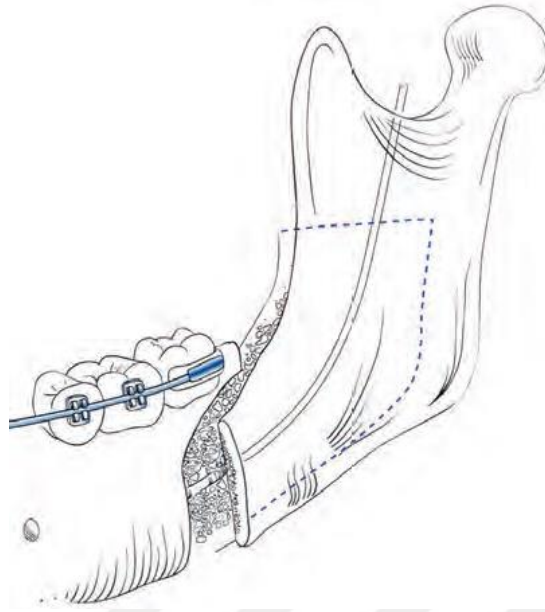
Bukkal plak kırığı daha üstte meydana geliyorsa veya oklüzyon düzeltilirken proksimal ve distal segmentler arasında temas olmayacak şekilde büyük mandibular ilerletme planı varsa farklı bir yaklaşım kullanılmalıdır. Kondil ve koronoid çıkıntı aynı proksimal segmentte yer aldığında, medial ramusta çok derin oluşturulan yatay bir osteotomi nedeniyle ve mandibulanın yatay bir osteotomisini simüle ettiğinden, kondil pozisyonunun kontrolü daha zordur.(Milorio et al., 2011, p. 1442)



Şekil 8. Bukkal Kemik Fraktürü

4.4.1.3 Distal Segment Lingual Tabaka Fraktürü

Distal segmentin lingual plakasının kırıkları, proksimal segmentin bukkal plakasının kırıklarından daha az sıklıkla meydana gelir. Altta yatan neden sıklıkla gömülü bir üçüncü molar diştir veya medial yatay ramusun veya SSO'nun sagital bileşeninin eksik bir osteotomisine sekonder olabilir ve mandibulanın medial yönü üzerinde bir kama etkisi yaratır. Bu tip istemeden kırığı önlemek için, ameliyattan en az 9 ay önce mandibular üçüncü molarların çıkarılması en iyisidir. (Milorio et al., 2011, p. 1442)



Şekil 9. Lingual tabaka fraktürü

Beklenmeyen bir kırık meydana geldiğinde, osteotomi orijinal planlanmış osteotomi hatları boyunca tamamlanmalıdır. Oluşan serbest lingual segment osteotomi tamamlandığında bir tıkanıklık oluşturmadığından, genellikle mylohyoid kasta kendisine bağlı önemli bir kas ve vasküler pedikül tutar. (Milorio et al., 2011, p. 1442)

4.5 Stres Analizi

4.5.1 Stres Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar

Von Mises Stres (Eşdeğer Gerilim, Equivalent Stress): Çekilebilir (ductile) özelliği bulunan maddeler için, şekil değişikliğinin ortaya çıktığı an için kullanılır. Von Mises stresi kavramına, materyalde görülen stres dağılımları ve yoğunlukları konusunda analiz elde etmek amacıyla başvurulur. Birden fazla boyutta oluşan stresleri bir araya getirerek, tekil yüklenen materyalin çekme (tensile) mukavementi verir. Von Mises stres, kırılma mukavementi ölçülmesindeki çalışmalarda da tercih edilir. (National & Pillars, 2011; Ramoğlu & Ozan, 2014)

Asal Gerilim (Principal Stress): Materyale gelen kuvvetler ile ' σ ' normal gerilme/sıkışma stresi) stresler ve ' τ ' makaslama stresleri oluşmaktadır. Makaslama stresinin "0" olduğu durumda üç boyutlu elemanların asal gerilim değerleri elde edilir.

Maksimum asal gerilim en büyük pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini, minimum asal gerilim ise negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini ifade eder. Hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanında büyük olan stresin etkisi belirgindir. (Yue et al., 2008)

Lineer Elastik Cisim: Stres ile birim uzamanın, uygulanan kuvvetler ile doğru orantılı olarak değiştiği varsayılan cisimlerdir. (Yue et al., 2008)

Homojen Cisim: Materyalin farklı noktalarında aynı elastik özelliğin mevcut olduğunun kabul edilmesidir. Homojen cisimler, mekanik özelliklerin yapısal her elemanda benzer olduğu cisimlerdir. (Yue et al., 2008).

Hooke Kanunu: Birim şekil değiştirmeler ile stres arasında lineer bir ilişki olduğunu söyleyen bir varsayımdır. Küçük yer değiştirmeler için, belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile, cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Stres-gerinim eğrisi, kuvvet uygulandığı zaman cisimde ne kadar deformasyon oluşacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar. (Norrie, 1987)

4.5.2 Mandibulanın Mekanik Özelliklerinin İncelenmesinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Mandibula değişik stres yaratabilecek kuvvetler ile sadece mekanik perspektifle değil, aynı zamanda canlı dokuların biyolojik kısıtlamalarını göz önünde bulundurarak analizi yapılmalıdır. Kuvvetlerin etki ettiği anda oluşacak kuvvetlerin şiddeti, yönü ve toplandığı alanların belirlenmesi, doku bütünlüğünün korunması ve doğru niteliklerin belirlenmesi önemlidir. (Güngör et al., 2005)

Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri; radyoteleometri ile kuvvet analiz yöntemi, termografik kuvvet analiz yöntemi, kırılğan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi, gerilim ölçer stres analizi, fotoelastik stres analizi, holografik interferometri (Lazer Işını) ile kuvvet analizi, sonlu eleman stres analizi yöntemleridir (National & Pillars, 2011)

4.5.2.1 Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Model üzerinde, kuvvet tatbik edildiğinde yapının iç kısmındaki ve yüzeyindeki

stres dağılımını gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Bu yöntemde kuvvetin şiddeti, kuvvet çizgilerinin yoğunluğu ile değerlendirilmektedir. Uygulanan kuvvetin şiddetiyle orantılı olarak kuvvet çizgilerinin miktarı artış gösterir. Çizgilerin geniş yüzeyli olması kuvvetin geniş bir alana dağıldığını göstermektedir. (Güngör et al., 2005)

4.5.2.2 Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer stres analizi materyalde meydana gelen fiziksel etkenleri değerlendirilmek için kullanılmaktadır. Modeldeki doğrusal şekil değişimleri ile mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik etkilerin sunduğu olanaklarla değerlendirilebilir kılar. (Güngör et al., 2005)

4.5.2.3 Kırılğan Vernik Kaplama Yöntemi İle Stres Analizi

Analizi yapılacak model uygulanan verniğin kırılğanlığına ile alakalı kuvvet analizinin ölçüldüğü yöntemdir. Vernik üzerinde oluşan deformiteler, kuvvetin siddetli olduğu bölgeler ve kuvvet hatlarının yönünü verir. (Güngör et al., 2005)

4.5.2.4 Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Kuvvet Analizi

Lazer kullanarak, materyalin görüntüsünün 3 boyutlu halinin holografik film üzerinde eldesini hedef edinir. Yer değiştirme ve boşluk, interferometri cihazı yardımıyla elde edilen lazer ışınları ve cisim hareket ettiğinde oluşan holografik görüntüdeki değişimlerin analizi ile değerlendirilmektedir. (Güngör et al., 2005)

4.5.2.5 Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Kuvvet altında kalan model içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı farklarının ölçülmesiyle yapılır. Homojen ve izotropik elde edilen mollerlere gelen kuvvetlerin oluşturduğu stresler ile orantılı olarak ortaya çıkan ısı değişimleri analizi yapılabilmektedir. (Güngör et al., 2005)

4.5.2.6 Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Kuvvet uygulanan model üzerindeki gerilim ölçerde, voltaj farklılığına yol açabilecek direnç farklılıkları voltaj değişikliği oluşturmakta ve radyometrede frekans farklılıkları oluşturmaktadır. Bu çıktıların bilgisayar programları yardımı ile aktarımına yönelik bir tekniktir. (Güngör et al., 2005)

4.5.2.7 Sonlu Eleman Analizi

Kompleks şekiller barındıran modellerin analiz problemlerinin sonuca oluşturulması oldukça zorlayıcıdır. Sonlu eleman analizi komplek fiziksel sorulara cevap oluşturmak için daha detaylı elemanlar oluşturur. Bu küçük elemanlara sonlu eleman denir.

Her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümü formüle edilir ve uygun şekilde birleştirilerek cismin tamamı için uygulanır **(In et al., 2001)**. Ana problem kolay sorunlara dönüştürüldüğü için gerçekçi veriler eldesi mümkündür **(Erhan, 2011)**

SEA, kullanımı en başta havacılık ve uzay sanayindedir. Sonrasında kullanılan alanlar genişleyerek statik analizlerin yapılması, akışkanlar mekaniği, ısı transferi ve elektromanyetik analizler gibi birçok alana yayılmıştır.. Diş hekimliğinde 1970’li yıllardan sonra kullanımı yaygınlaşmıştır. **(Ramoğlu & Ozan, 2014; Weinstein et al., 1977)**. Dental implantlar, çeşitli fiksasyon amacıyla kullanılan materyaller, kemik rekonstrüksiyonu ve eklem düzensizliklerinde mandibulanın biyomekanik modelleri kullanılmaktadır **(Commisso et al., 2014; Huang et al., 2014; Li et al., 2014)** Kompleks şekle sahip modellerde oluşan yer değiştirmeler, gerilme ve sıkışma streslerinin dağılımının ve miktarının analiz edilmesini olanak tanır. **(Ertem, 2018)**

Sonlu eleman analizi, 3 safhada yapılır:

Hazırlık Safhası (Pre-Processing): Analizin ilk safhasıdır. Çizgiler, sahalar ve 3 boyutlu alanlar ile oluşan geometrik modelinin oluşturulması bu safhada yapılır. Elde edilen model boyut ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünerek ağ model (mesh) oluşturulur. Ağ oluşturma işlemi ile elemanların ve bu elemanları birleştiren düğüm noktalarının (nod) koordinatları oluşturulur. Sonlu elemanlar, ne kadar küçük ve basit yapılı olursa o kadar hassas sonuçlara imkan tanır. Eleman sayısının artması, sonucun gerçeğe daha yakın olmasını fakat bu da zorluk derecesini paralel olarak arttırmaktadır. **(In et al., 2001)**. Tek boyutta çizgi gibi tek boyutlu yapılar, iki boyutlularda düzlemsel yapılar, üç boyutlularda ise çok yüzlü yapılar tercih edilir. Tüm elemanlar birbirlerine düğümlerle bağlıdır ve düğümler ortadan kaldırıldığında komşu sonlu elemanlar arasındaki fiziksel süreklilik kaybolur. **(Yue et al., 2008)**

Modeli ifade eden her bir sonlu eleman için eleman matrisleri tanımlanarak, cismin tamamına ait ana geometri matrisi oluşturmak birbirleriyle karşılaştırılır. Bu ana görüntüde, modelin sonlu eleman modelindeki tüm nodüllerdeki kuvvetlerin balansı ve yer değiştirmelerin devamlılığı elde edilir. akabinde sınır koşulları oluşturulur. Sınır koşulları gerilim ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini kapsar **(Ramoğlu & Ozan, 2014)**. Modelin sabitlenme noktası ve kuvvetlerin uygulanma sahasını gösterir. Analizi gerçekleştirecek modelin neresinden kuvvet uygulanacağına göre sınır şartları belirlenir **(Ebrahimi, 2012)**.

Çözüm Safhası (Solution) : Oluşmuş yapıda; yükleme sınırları ve sonlu elemanların mekanik özellikleri tanımlanır. Poisson oranı ve Elastisite modülü ile fiziksel

kabiliyetler ve uygulanacak kuvvetin doğrultusu, şiddeti, açısı; sınır koşulları ve tercih edilen analiz yöntemi gibi veriler belirlenir. Modeldeki her eleman ana modelin bütün özelliklerine sahip olduğu için uygulanan kuvvet sonucunda alınan tepkiler yapının bütünü ile örtüşmektedir **(Yue et al., 2008)**.

Sonuçların Değerlendirilmesi Safhası (Post Processing): Sonlu eleman analizinde model bütünlüğümüm analizlenmesi ile çıktılar oluşur. Farklı şartlar göz önünde bulundurularak analizler ile; asal gerilimler (principal stress), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) gibi sonuçlar çıkar. **(In et al., 2001; Yue et al., 2008)**. Geline safhada belirlenen nodüllerin konumu veya üye bazında tablolar halinde çıktı elde edilebildiği gibi, renkli grafiklerle şekiller elde edilebilir.

Sonlu Eleman Analizi Metodunun Avantajları:

- Karışık yapıli materyalllerin analizine olanak sağlar. Sonuçlar alt gruplara bölünerek farklı sonlu elemanlar tercih edilebilir, daha detaylı sonuçlar elde edilir.
- Yük oluşturacak kuvvetler rahatça uygulanır.
- Farklı ve kompleks materyal özellikleri olan sistemlerde kolaylıkla uygulanabilir.
- Sınır koşulları, temel denklemler kurulduktan sonra basit satır ve sütun işlemleri ile sisteme dahil edilebilir.
- Elde edilen tek model ile birden fazla soruya cevap bulunabilir.
- Kuvvet vektörünün doğrultusu, şiddeti ve konumlandırılması ayarlanabilir ve çalışma istenildiği kadar yinelenabilir.
- İnvaziv olmayan bir seçenektir. **(Jafari et al., 2003)**

Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Dezavantajları:

- Materyal özellikleri gerçeğe uygun belirlendiği durumlarında; çatlama, kırılma, kontakt sorunları, lineer olmayan materyal tavrı gibi durumların söz konusu olduğu sorunların ortadan kaldırılmasında kısıtlamalar gözlenmektedir.
- Sorunun cinsine göre güçlü işlem yapan bilgisayarlara ve vakte ihtiyaç duyulmaktadır.

- Güvenilir verilerin ortaya çıkması için, süregelen ortamın uygun çözümlenmesi ve girdilerin gerçekte uyumlu olması gerekmektedir **(Ulusoy & AK, 2003)**

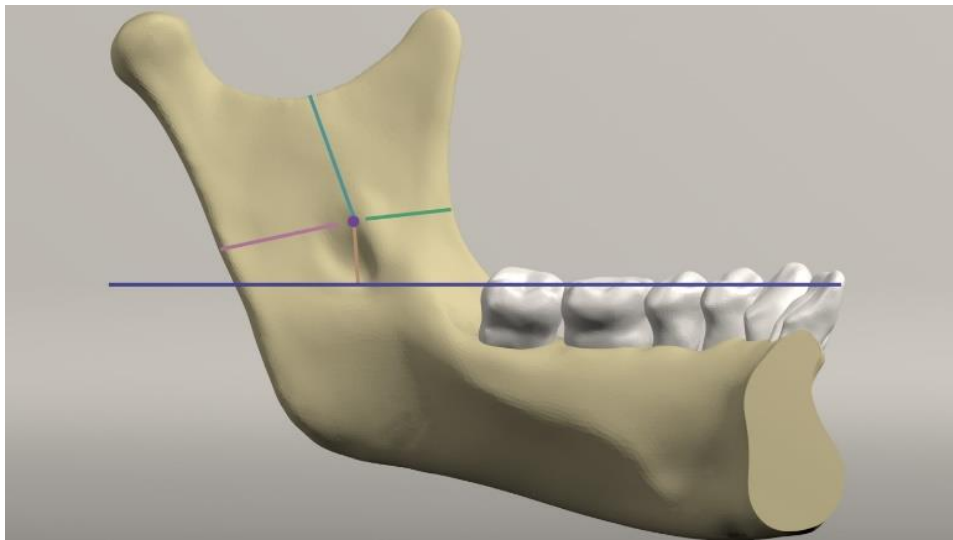


5.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Marmara Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; mandibulada uygulanan bisagittal split ostetomisi sırasında 2mm derinliğinde yapılan kortikal kemik osteotomisi ardından kemik kesisinin devamı için kullanılan osteotomların ve bu osteotomların oluşturacağı 50N luk kuvvet vektörünün kesi hattına dik ve mediolateral yönde 10 derecelik açı farklarının mandibula belirlenmiş referans noktalarında oluşturdukları stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri model üzerinde incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi 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, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 10. Elde edilen modelin görünümü



Resim 1. 3d modelleme cihazı

Modeller, VRMesh yazılımı ile şeklen elde edilir ve sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına yüklenir. Üç boyutlu modelleme yazılımları için en yaygın format .stl formatıdır. Stl formatında nodüllerin konum bilgilerini içerdiği için bilginin saklanımını mümkün kılar. Algor yazılımında kullanılabilecek formata getirildikten materyalin ait olduğu çene seçilip dişlerin materyali yazılıma girilmelidir.

Modellenmesi tamamlanan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri verilmiştir. (Tablo 1)

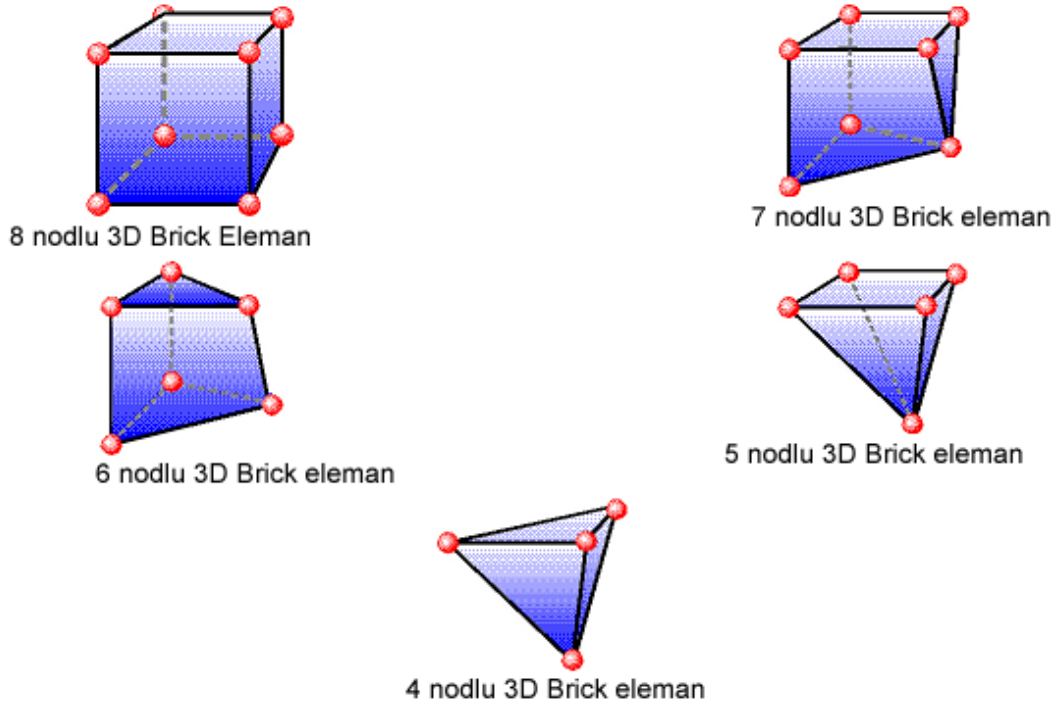
	Young Modulus	Poisson Ratio	Referans
Kortikal kemik	13 700	0.30	(Esen et al., 2019)
Spongioz kemik	1 370	0.30	(Esen et al., 2019)
Diş (dentin)	18 600	0.31	(Uysal, 2016)
Osteotom (paslanmaz)	200 000	0.22	(Uysal, 2016)
Akrilik	23 000	0.40	(Melegy et al., 2020)

Tablo 1. Materyal Özellikleri

Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir. VR Mesh’de programıyla elde edilen yapılar, Algor programına .stl formatıyla yüzey verisi olarak yüklenmiştir. 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. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro 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 11 Nodüler elemanlar

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

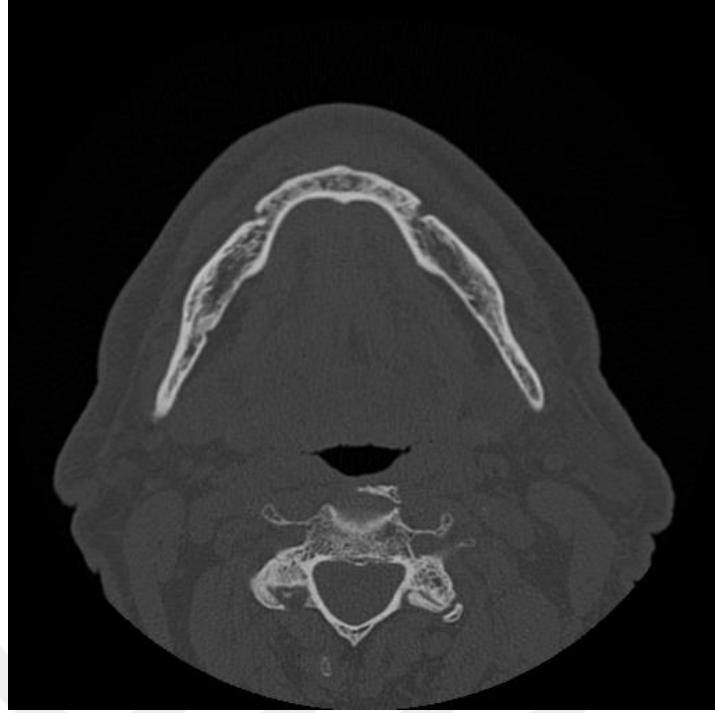
Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları tablo 2 deki gibidir.

	0 derece	10 derece lateral	10 derece medial
Düğüm	236760	236616	236818
Eleman	1123183	1123413	1123413

Tablo 2.Modelde kullanılan düğüm ve eleman sayısı

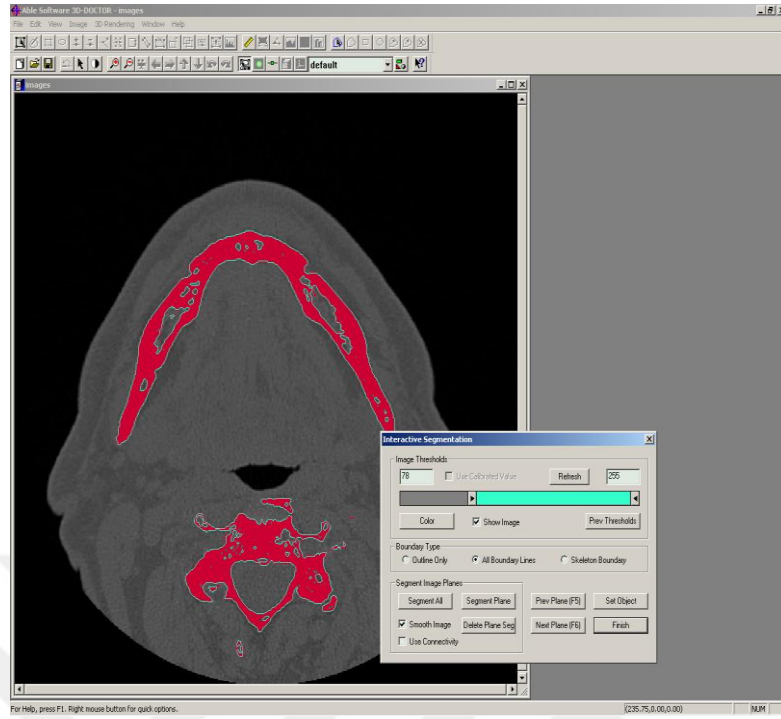
Çalışmada tedarik edilen plak ve vidaların demo modelleri SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile plak, vida ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle bir hastanın tomografisi çekildi. Tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı kullanıldı. Çekimce 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanıldı.



Resim 2. Elde edilen tomorafi görüntüsü

Çekilen filmler, 3d-doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı.



Resim 3. Elde edilen tomorafi görüntüsü.

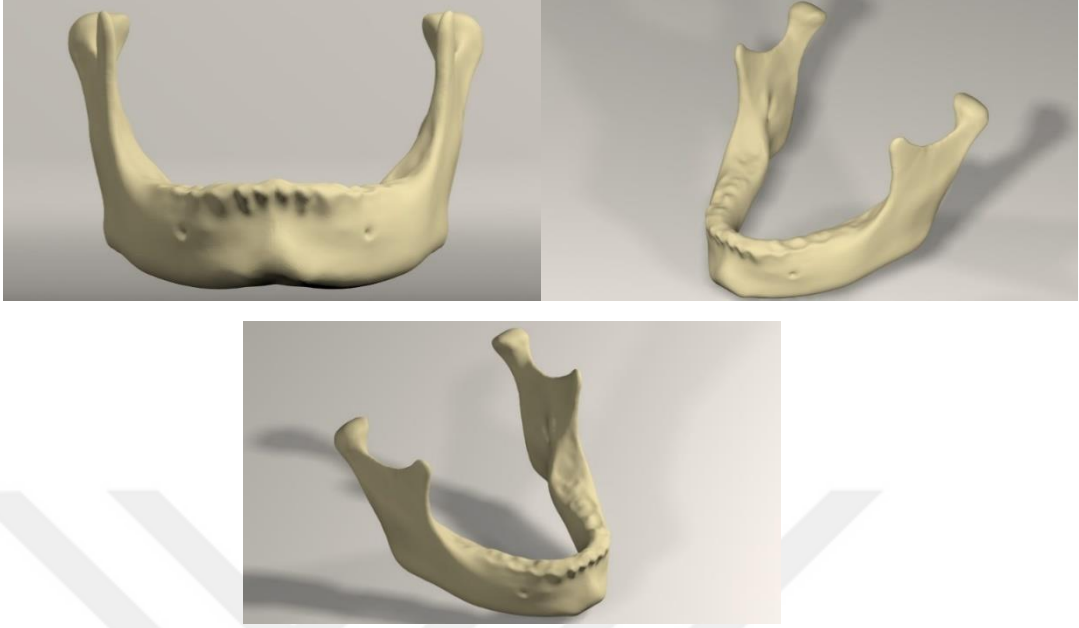


Resim 4. Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusunun ayrıştırılması

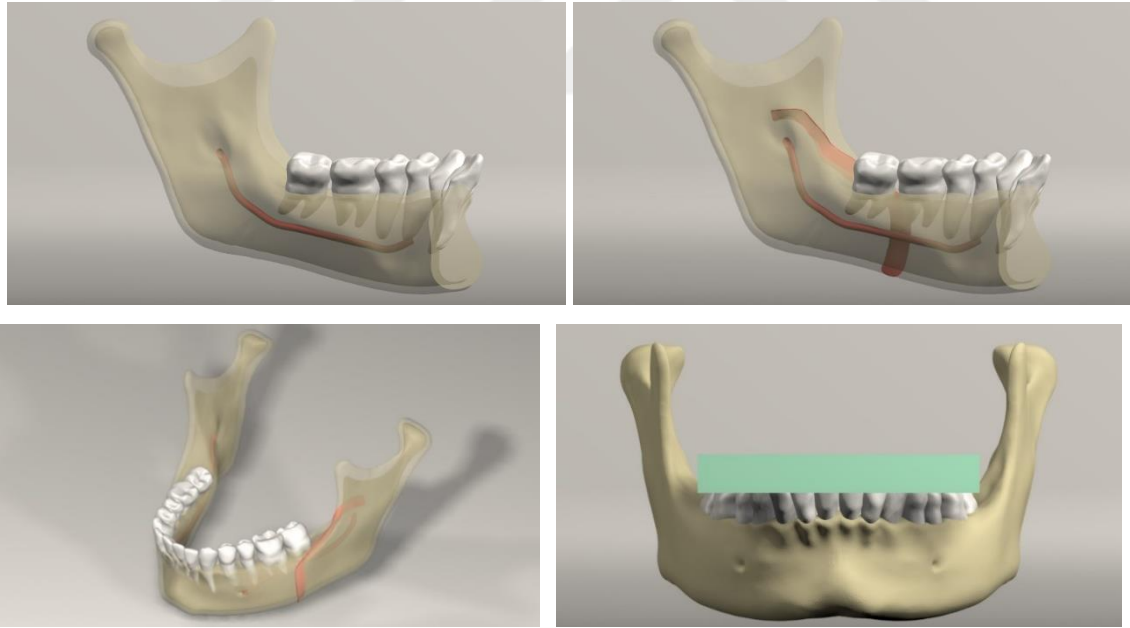
Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.

Konvansiyonal basit Obwegeser Osteotomu tercih edildi ve modellendi.

(Matsushita, 2020)



Şekil 12. 3d Complex Render ile elde edilen kemik modelleri

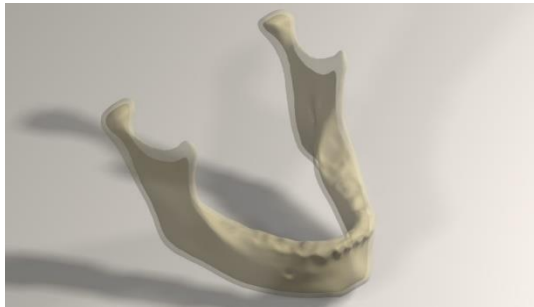
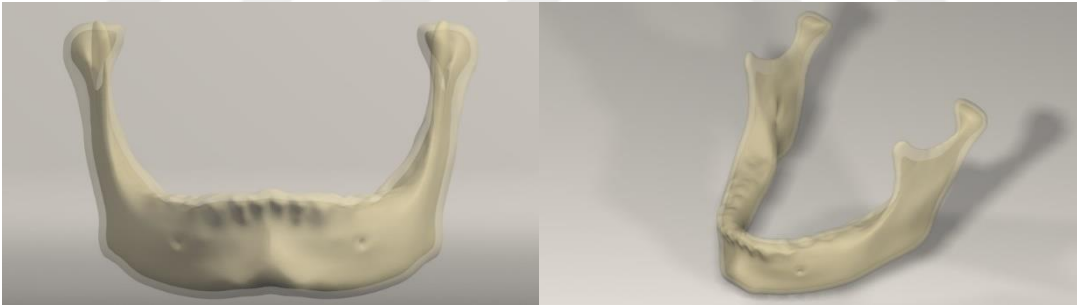


Şekil 13. Kesi hattı Canalis alveolaris inferior ve dişlerin modellenmesi

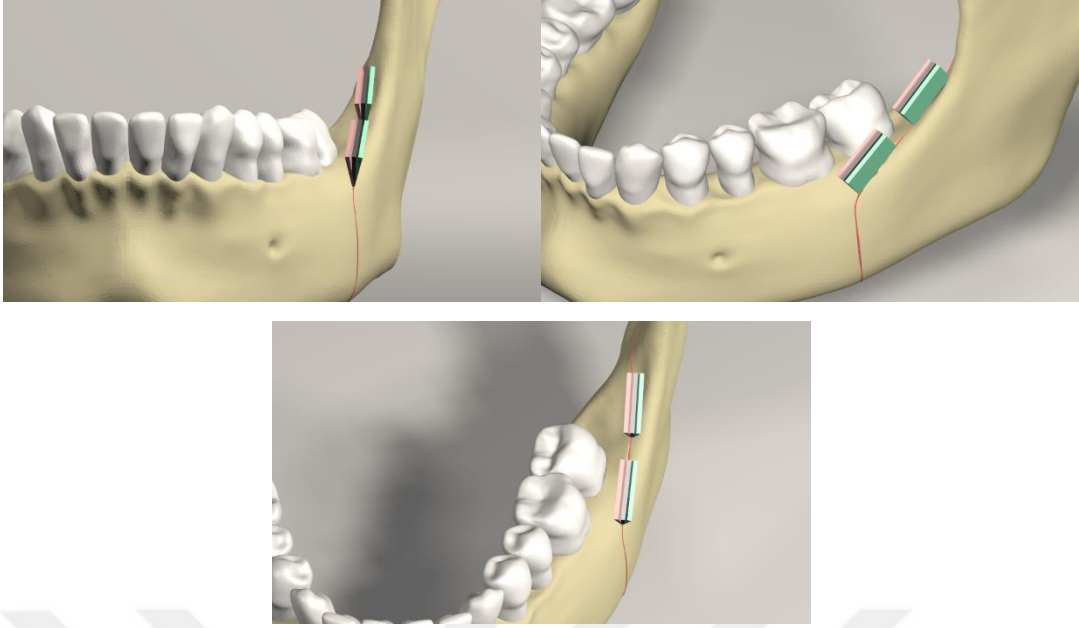
Kemik dokusundan ofset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.



Şekil 14. Oluşturulan spongiyöz kemik modeli



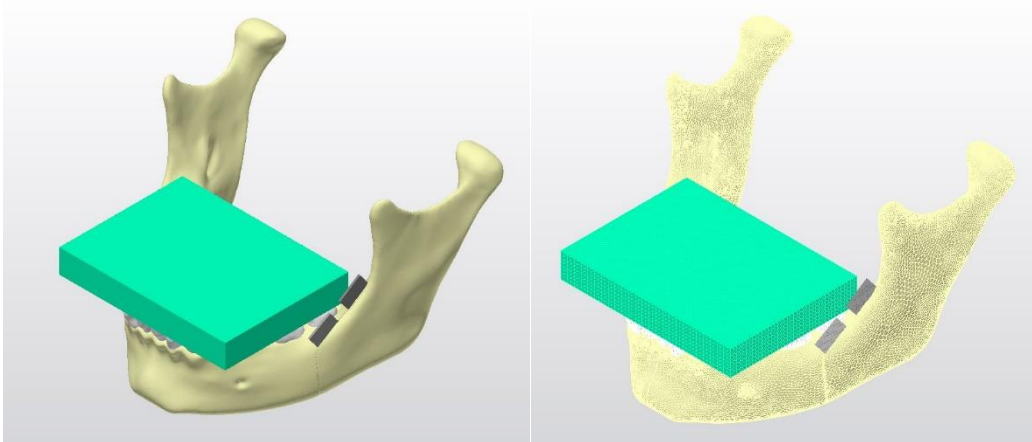
Şekil 15. Oluşturulan kortikal ve spongiyöz kemik modelleri



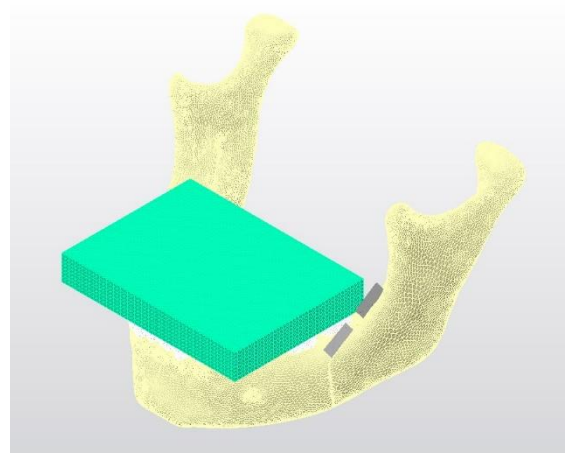
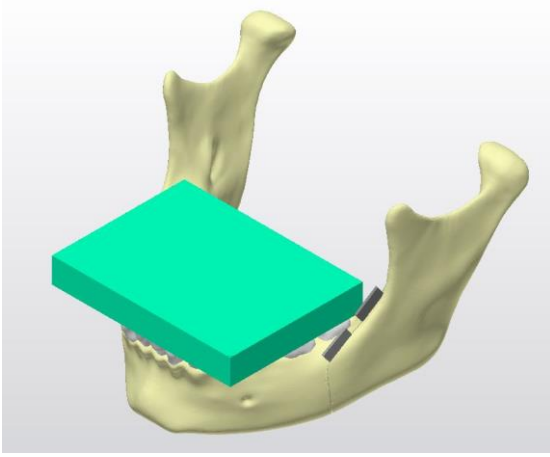
Şekil 16. Osteotomların açılı şekilde konumlandırılması

Bu şekilde mandibulada kortikal kemik, spongioz kemik, dişler ve osteotom gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

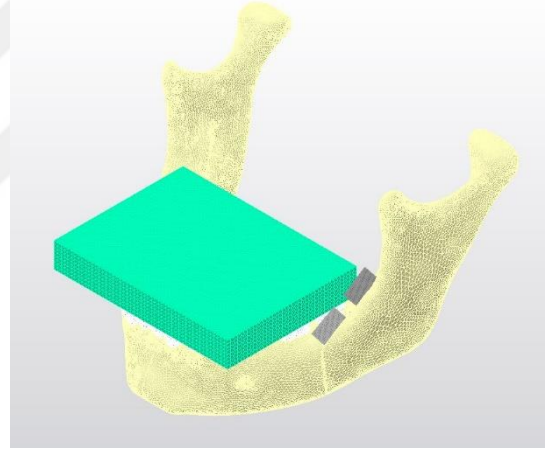
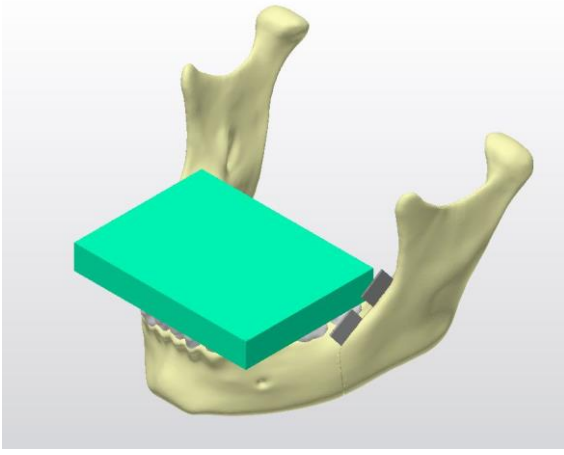
Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.



Şekil 17. Kesi hattına dik konumlanmış osteotom ve diğer modellerin konumlandırılması



Şekil 18. Kesi hattına dik konumlanan eksen ile 10 derece lateral yönde açı yapan osteotom ve diğer modellerin konumlandırılması



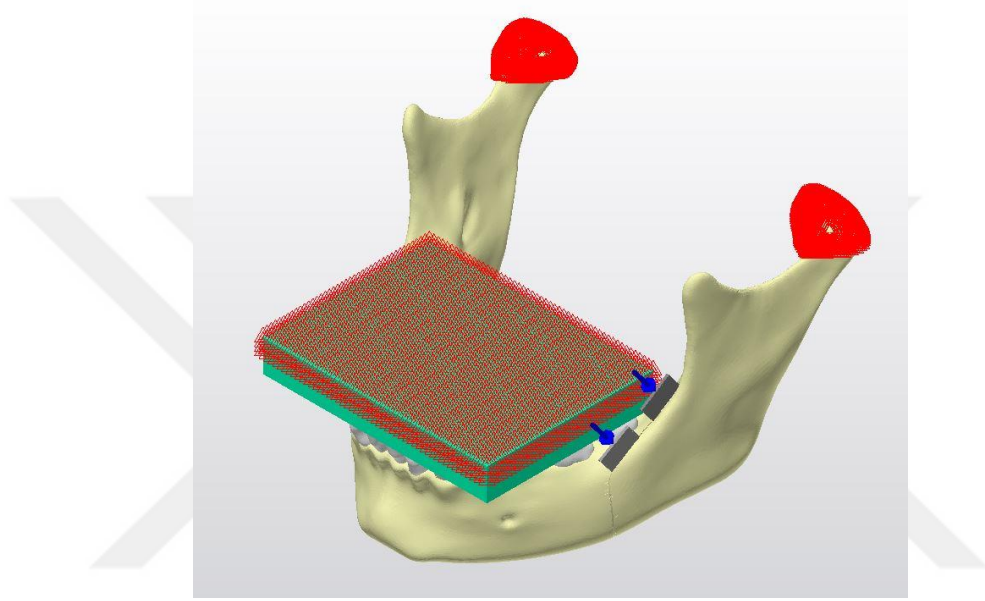
Şekil 19. Kesi hattına dik konumlanan eksen ile 10 derece medial yönde açı yapan osteotom ve diğer modellerin konumlandırılması

3.1 Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Mandibulanın kondil başından ve okluzal splinti taklit eden akriliğin üst noktasından 3 eksende DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.

Model üzerinde tarif edilen sagittal split osteotomisine göre kemik kesisi oluşturulmuştur. (**Fun-Chee, 1992**). Kesi 2mm derinlikte hazırlanmış böylelikle kemik spongiyözasına ulaşılmıştır. Belirlenen kesi hattına dik olacak şekilde iki farklı noktadan osteotom başia 50N kuvvet olmakla beraber toplamda 100 N kuvvet olacak şekilde osteotomiyi taklit eden kuvvet uygulanmıştır. Daha sonra farklı modellerde osteotomun açısı

10 derece mediale açılı ve 10 derece laterale olmak üzere tekrarlanmıştır. Kuvvet uygulanmasının ardından belirlenen sabit referans noktaları üzerinde oluşan stres birikimi değerlendirilmiş ve analizi yapılmıştır.



Şekil 20 Modelin kondil bölgesinden ve okluzal splitten sabitlenmesi ve uygulanan kuvvet vektörünün yönü

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağına bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir.

Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır; $\sigma_1 = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$

$$\sigma' = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

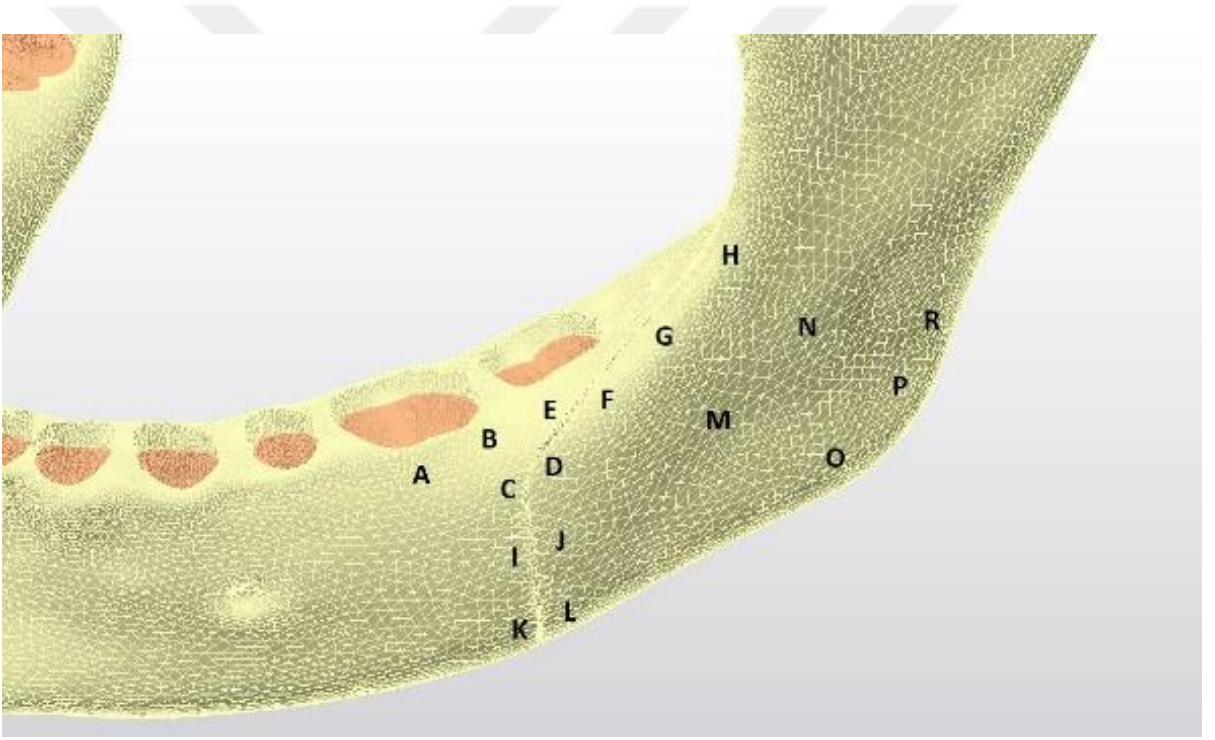
Şekil 21. Von mises değer hesaplama formülü

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan Von Mises Stres değeri alüminyum oksit

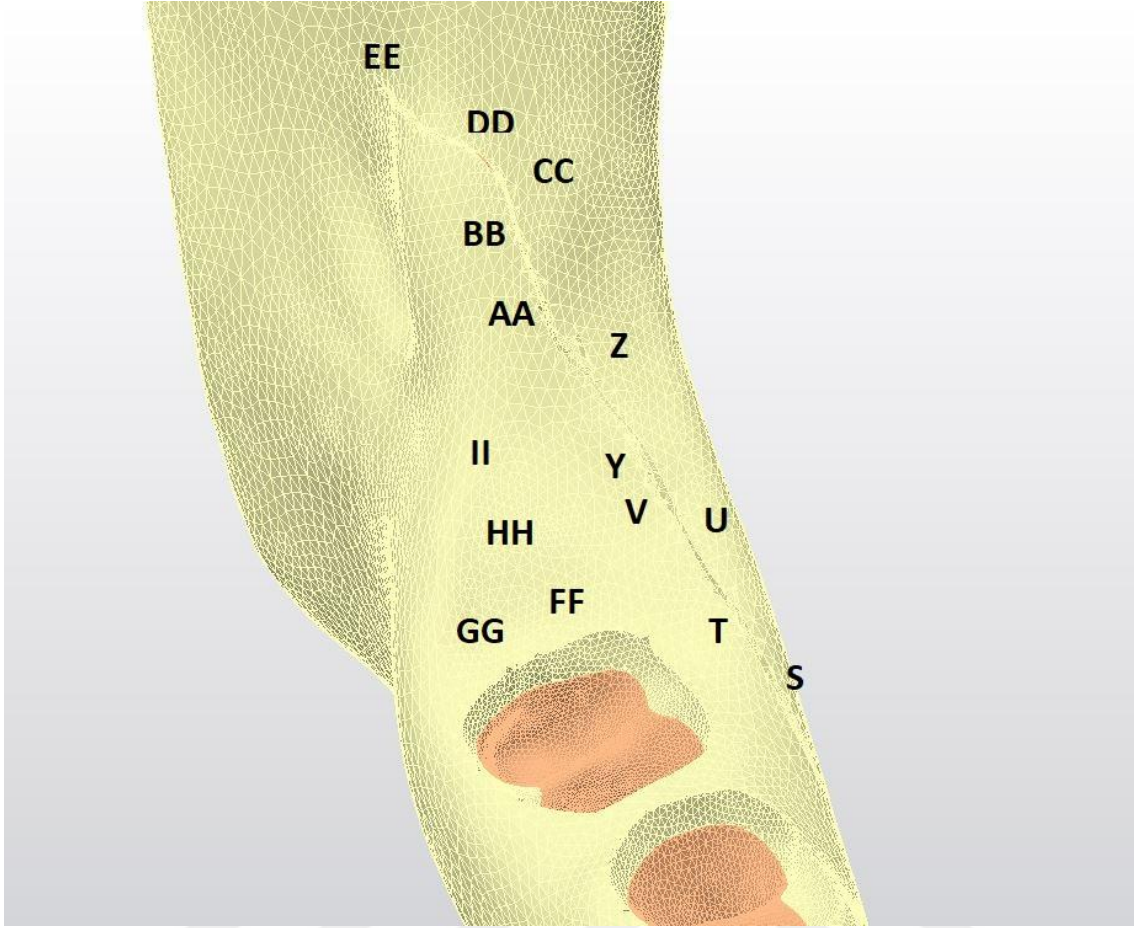
kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yield strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir

3.2 Referans Noktalarının Belirlenmesi

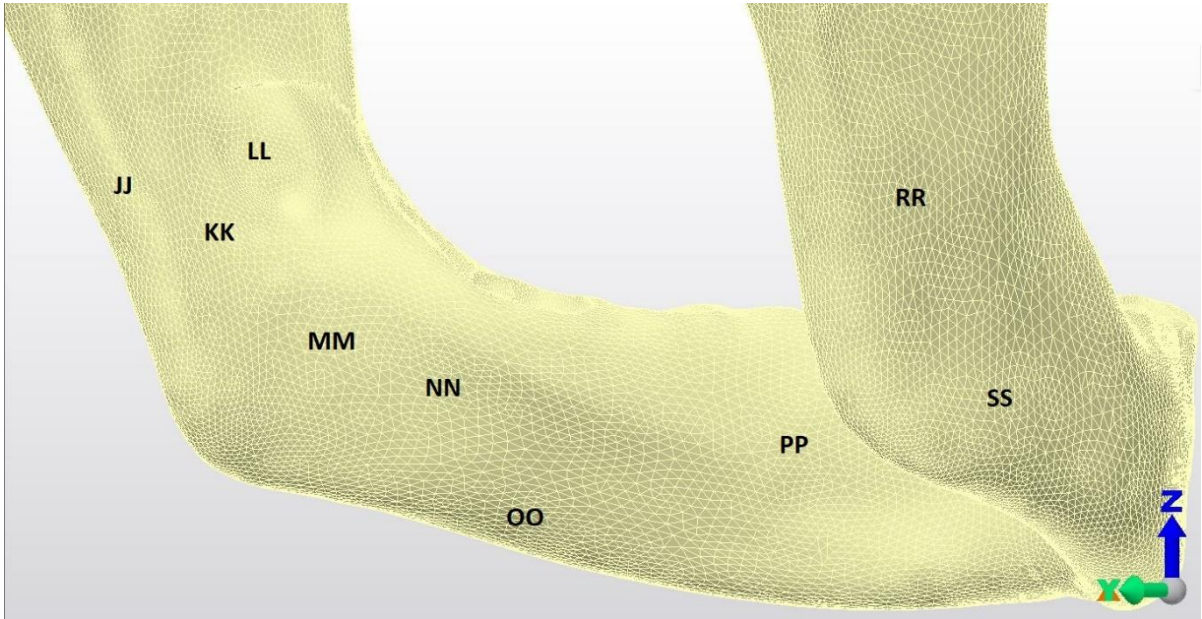
Çalışmada kullanılan referans noktaları şekillerde gösterildiği gibi isimlendirilmiştir.



Şekil 22. Bukkal saha referans noktaları



Şekil 23. Horizontal kesi hattı sahası referans sahalar



Şekil 24. Lingual saha referans noktaları

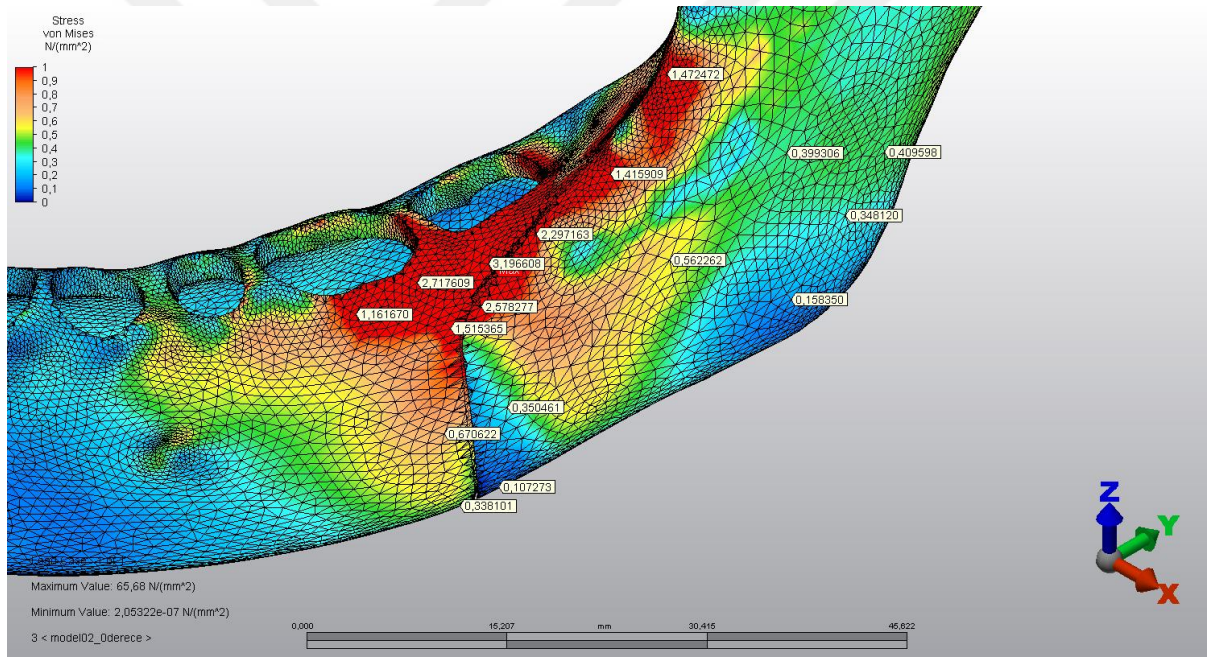
6.BULGULAR

Kuvvet uygulandığı esnasda kemikte oluşan von misses, maksimum principal stres (tension- gerilme) ve minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri incelenmiştir. İncelenen bölgelerin değerleri bölge bölge incelenmiş ve farklı kuvvet yönlerine göre analizi yapıp karşılaştırılmıştır.

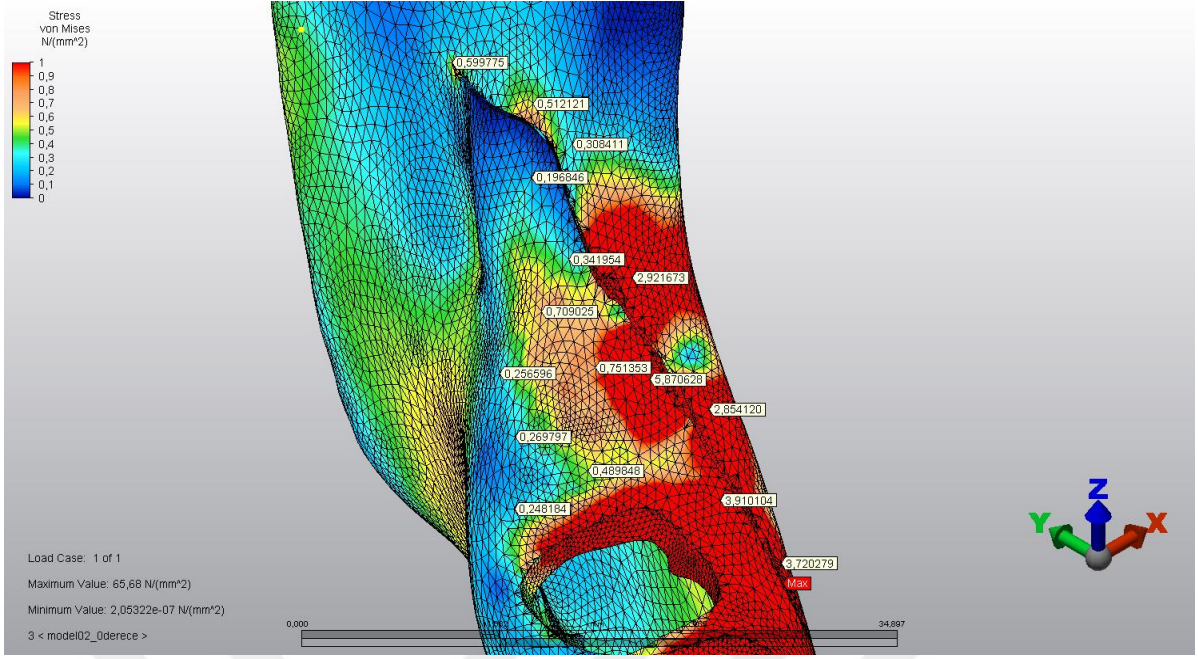
4.1 Genel Analizler

4.1.1 0 Derece Açıyla Uygulanan Kuvvet Sonrası Oluşan Stres Analizi

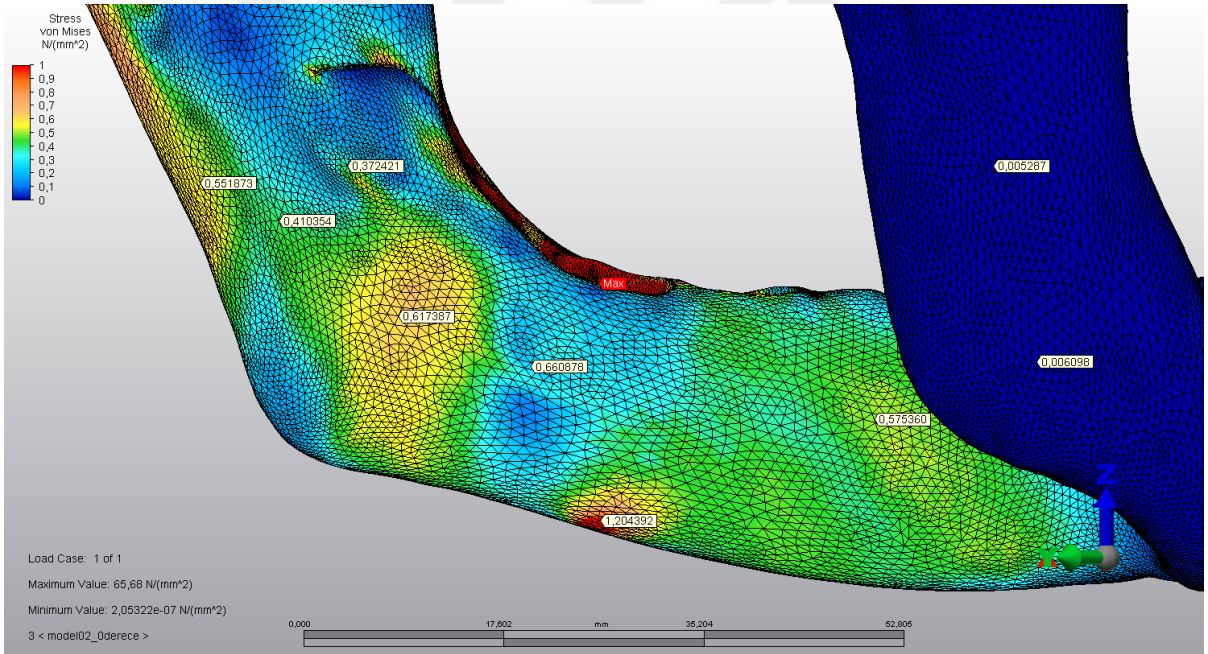
Modellenen osteotomun 50N'luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı stresin von misses analizi, şekil 25, şekil 26, şekil 27 ve şekil 28'de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 3'deki gibidir.



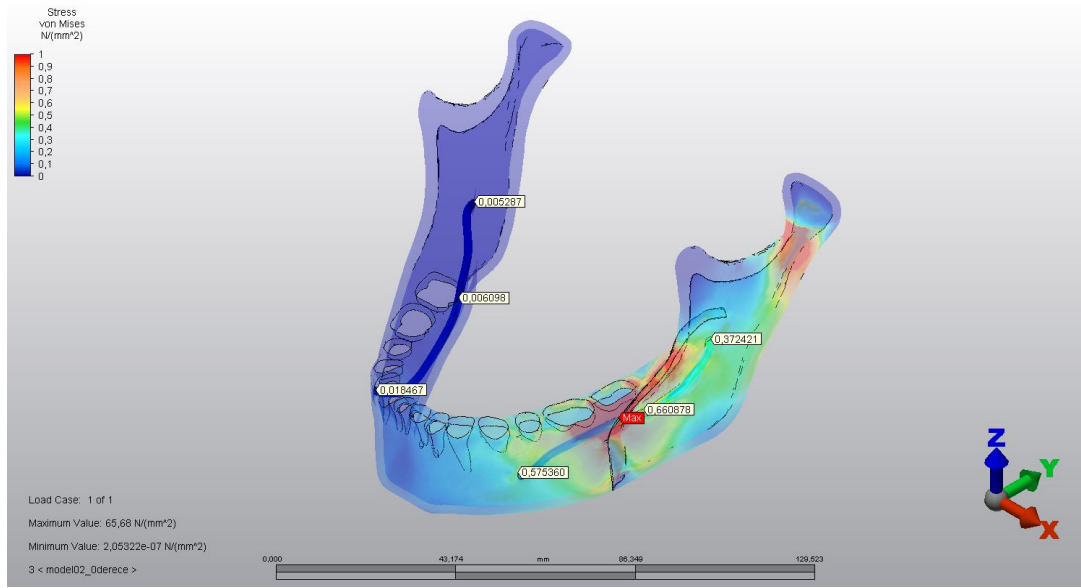
Şekil 25. Bukkal saha von misses değerleri



Şekil 26. Horizontal kesi hattı von misses değerleri



Şekil 27. Lingual saha von misses değerleri

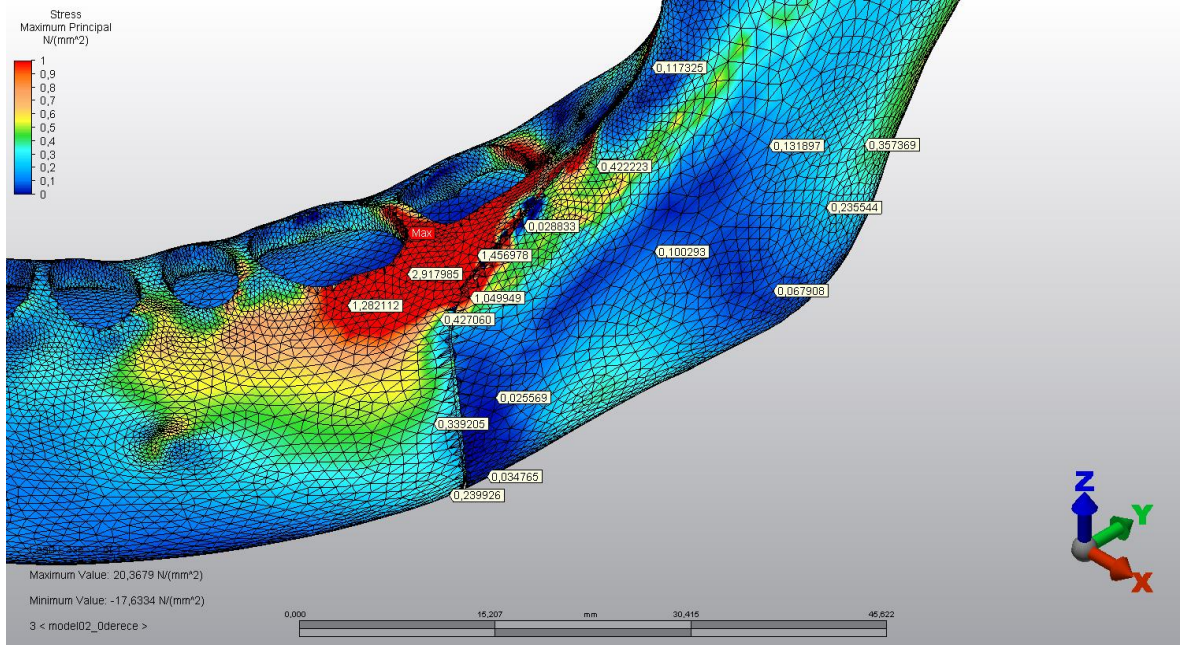


Şekil 28. İnferior alveollar kanal von misses değerleri

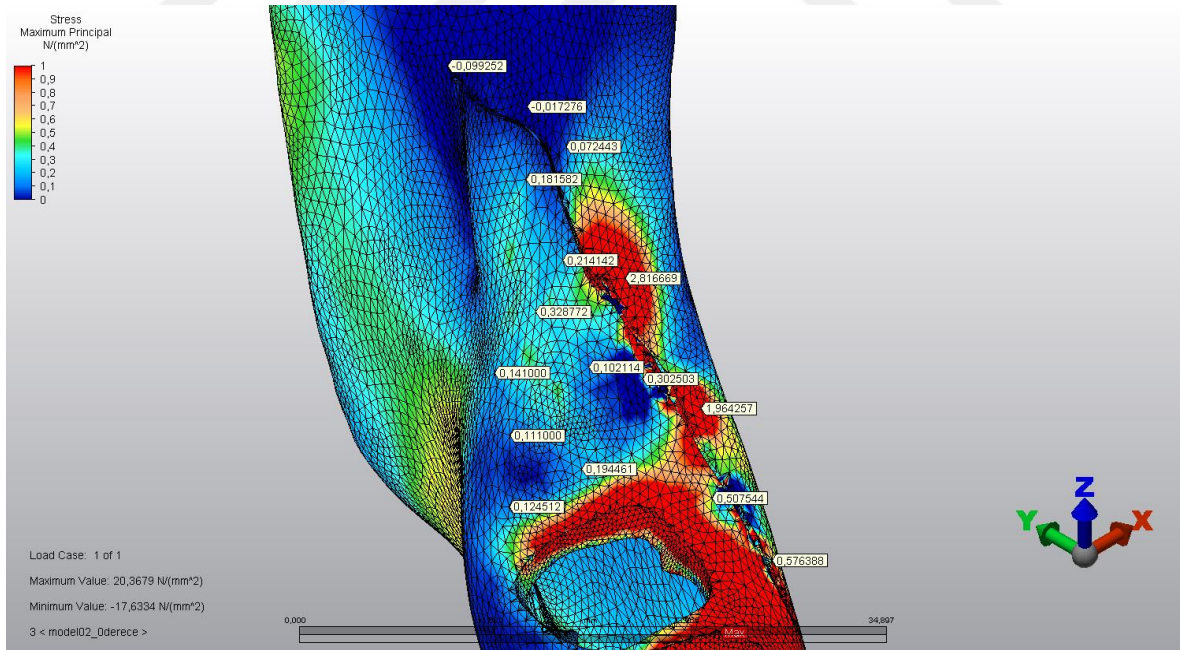
	Von mises				Von Mises		
	Medial	0 Derece	Lateral		Medial	0 Derece	Lateral
A	1,310271	1,16167	1,158816	AA	0,248929	0,341954	0,270853
B	3,110485	2,717609	2,364397	BB	0,148723	0,196846	0,193462
C	1,522872	1,515365	1,385746	CC	0,245876	0,308411	0,323671
D	2,06565	2,578277	2,514316	DD	0,440706	0,512121	0,522335
E	4,681769	3,196608	1,829515	EE	0,548236	0,599775	0,515336
F	2,636366	2,297163	4,35842	FF	0,572321	0,489848	0,685274
G	0,749337	1,415909	0,866381	GG	0,526584	0,248184	0,330894
H	1,32203	1,472472	1,51556	HH	0,321303	0,269797	0,336985
I	0,700705	0,670622	0,624438	II	0,190871	0,256596	0,29848
J	0,365755	0,350461	0,360755	JJ	0,506385	0,551873	0,554404
K	0,351738	0,338101	0,339411	KK	0,334005	0,410354	0,461462
L	0,100362	0,107273	0,10284	LL	0,278742	0,374221	0,445341
M	0,627818	0,562262	0,394858	MM	0,504821	0,617387	0,67975
N	0,492691	0,399306	0,374152	NN	0,719516	0,660878	0,646284
O	0,169798	0,15835	0,154321	OO	1,0220196	1,204392	1,354464
P	0,382148	0,34812	0,306295	PP	0,552327	0,57536	0,572723
R	0,464812	0,409598	0,35318	RR	0,004788	0,005287	0,005455
S	4,047478	3,720279	7,586344	SS	0,006438	0,006098	0,00727
T	2,09371	3,910104	2,29591	IAK BAŞI	0,278742	0,372421	0,445341
U	2,526999	2,85412	1,674318	IAK ORTASI	0,719516	0,660878	0,646284
V	3,25695	5,870628	8,822761	IAK SONU	0,552327	0,57536	0,572723
Y	0,726099	0,751353	0,835685				
Z	3,571771	2,921673	3,50126				

Tablo 3. Von misses değerleri

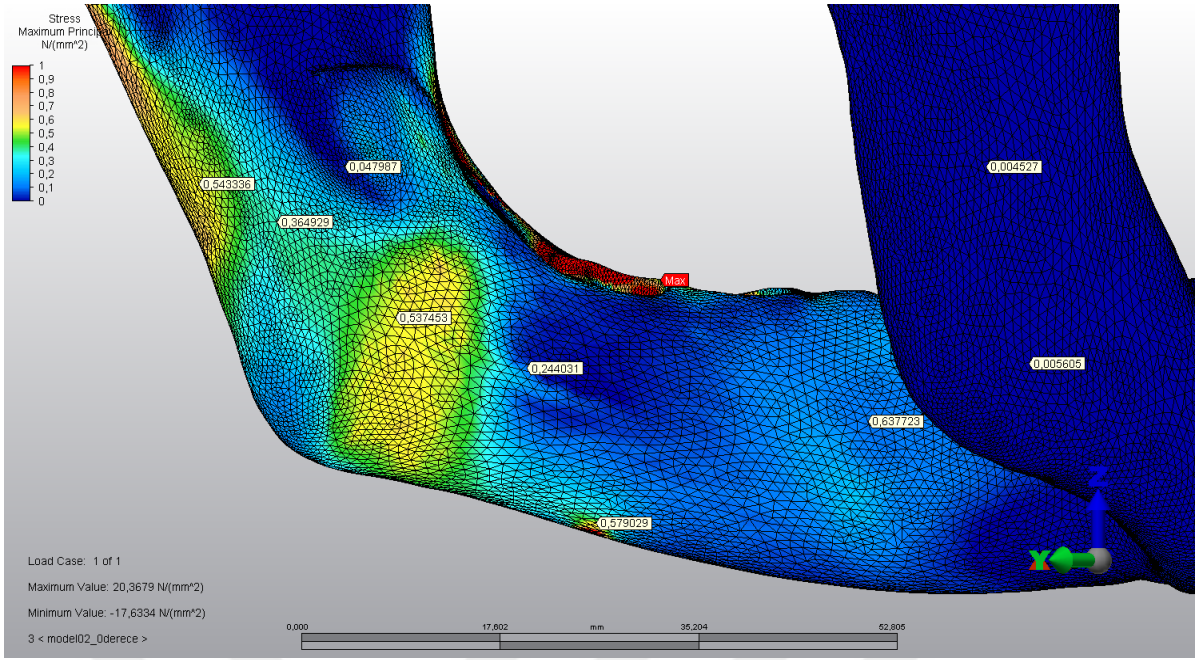
Modellenen osteotomun 50N’luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı stresin maksimum principal stres (tension- gerilme) analizi şekil 29, şekil 30, şekil 31 ve şekil 32’de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 4’deki gibidir.



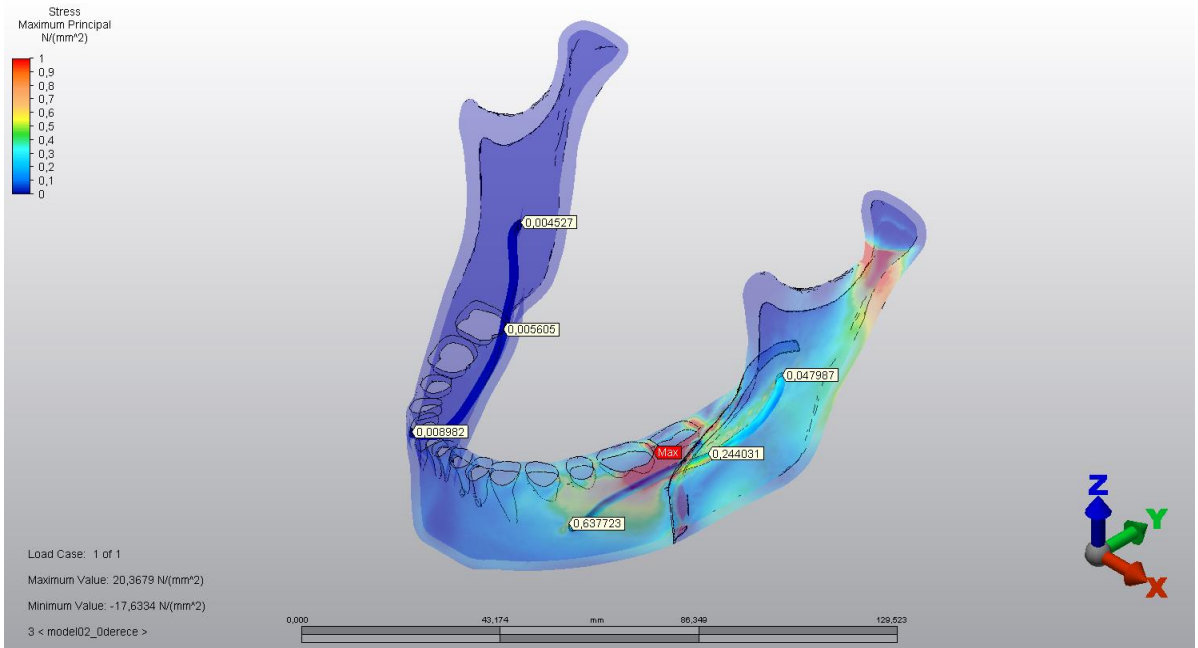
Şekil 29. Bukkal saha maksimum principal stres değerleri



Şekil 30. Horizontal kesi sahası maksimum principal stres değerleri



Şekil 31. Lingual saha maksimum principal stres değerleri

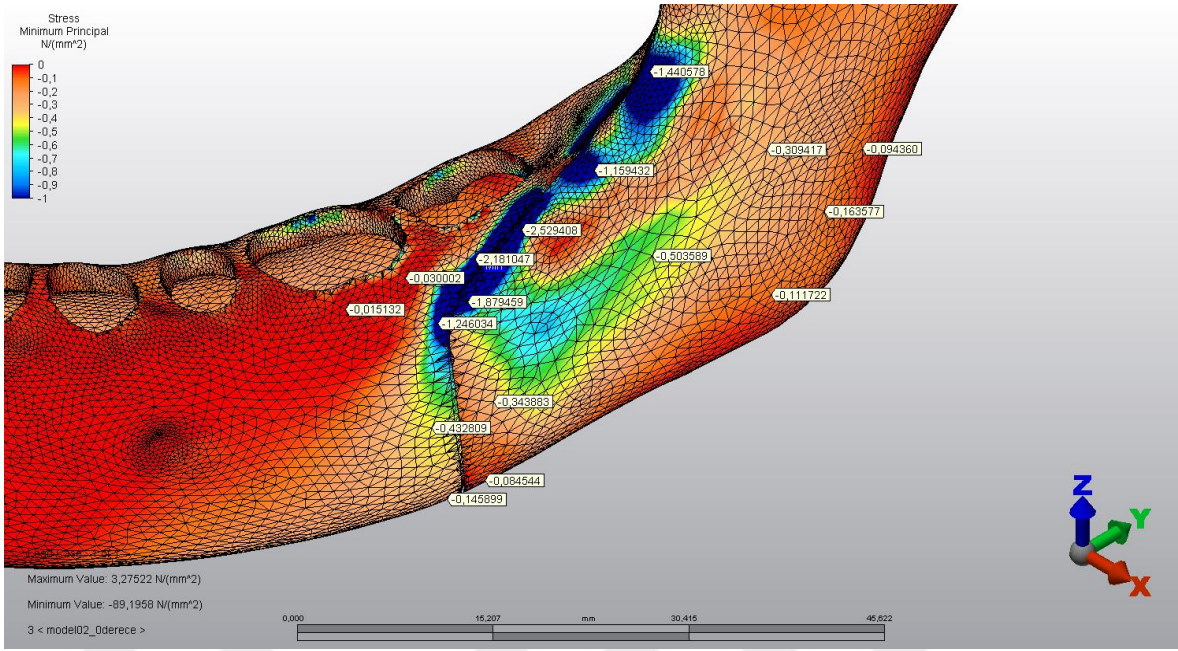


Şekil 32. İnförior alveoler kanal Lingual saha maksimum principal stres değerleri

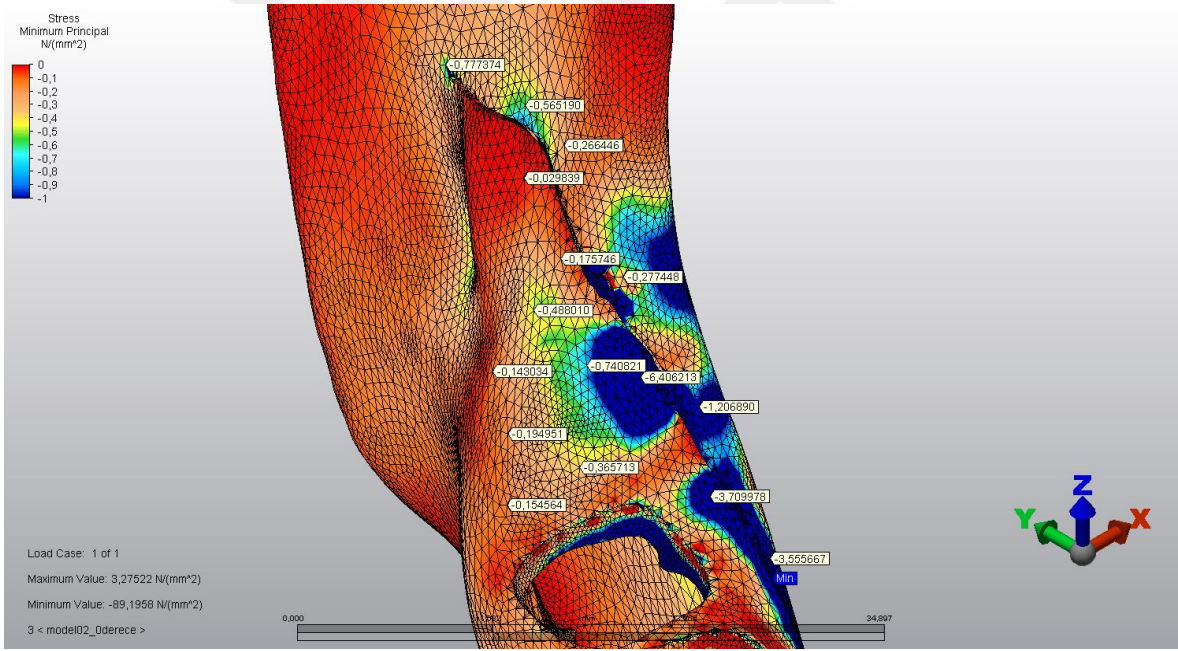
				Maximum Principal		.	
	Medial	0 Derece	Lateral		Medial	0 Derece	Lateral
A	1,469108	1,282112	1,295373	AA	0,125472	0,214142	0,131334
B	3,344924	2,917985	2,566598	BB	0,124937	0,181582	0,184409
C	0,345102	0,42706	0,450726	CC	0,024576	0,072443	0,141541
D	0,449753	1,049949	1,024807	DD	0,005992	0,017276	0,012151
E	1,823226	1,456978	1,531236	EE	0,077276	0,099252	0,078976
F	0,565845	0,028833	0,231782	FF	0,191264	0,194461	0,146153
G	0,346734	0,422223	0,354902	GG	0,427794	0,124512	0,062225
H	0,099163	0,117325	0,104052	HH	0,21096	0,111	0,0394424
I	0,37016	0,339205	0,328383	II	0,178588	0,141	0,147213
J	0,028805	0,025569	0,022232	JJ	0,506385	0,551873	0,542853
K	0,235156	0,239926	0,238812	KK	0,334005	0,410354	0,412966
L	0,042898	0,034765	0,04137	LL	0,278742	0,372421	0,086094
M	0,134485	0,100293	0,022684	MM	0,504821	0,617387	0,596503
N	0,204292	0,131897	0,099745	NN	0,719516	0,660878	0,251718
O	0,092918	0,067908	0,027526	OO	1,0220196	1,204392	0,594264
P	0,285379	0,235544	0,198037	PP	0,552327	0,57536	0,639208
R	0,41265	0,357369	0,290091	RR	0,004788	0,005287	0,004693
S	0,512854	0,576388	0,32808	SS	0,006438	0,006098	0,006302
T	0,449463	0,507544	0,482764	IAK BAŞI	0,017053	0,047987	0,086094
U	1,761776	1,964257	0,846724	IAK ORTASI	0,220247	0,244031	0,251718
V	0,01393	0,302503	0,436697	IAK SONU	0,61075	0,637723	0,639208
Y	0,178115	0,102114	0,045412				
Z	3,407998	2,816669	3,884768				

Tablo 4. Maksimum principal değerleri

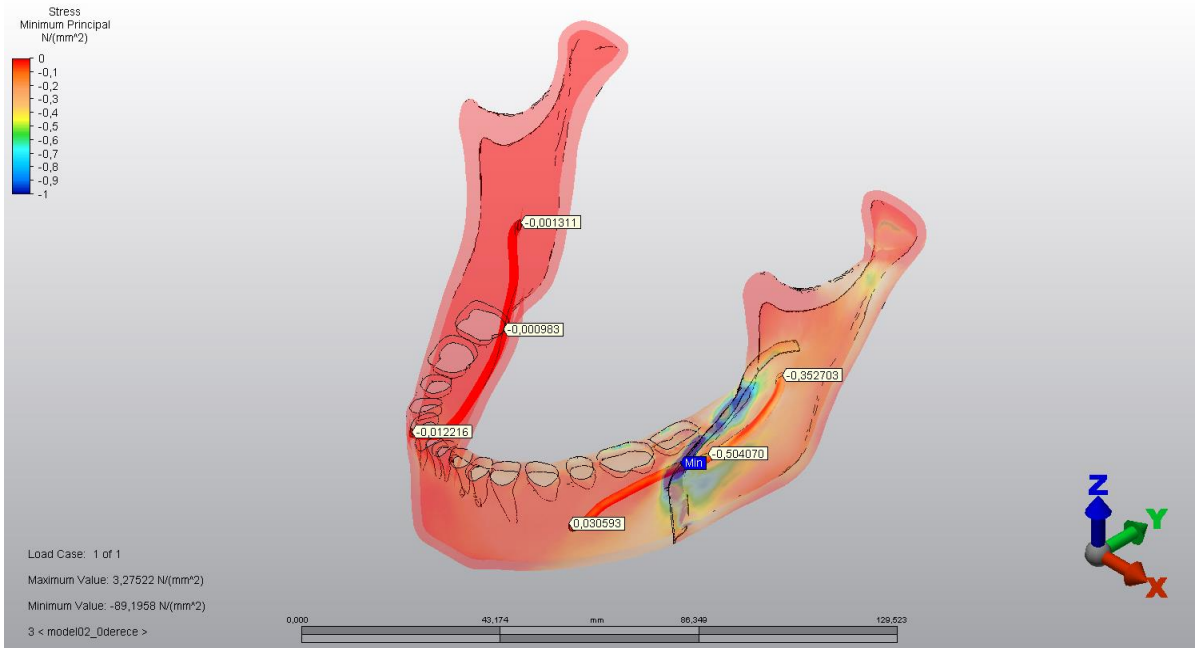
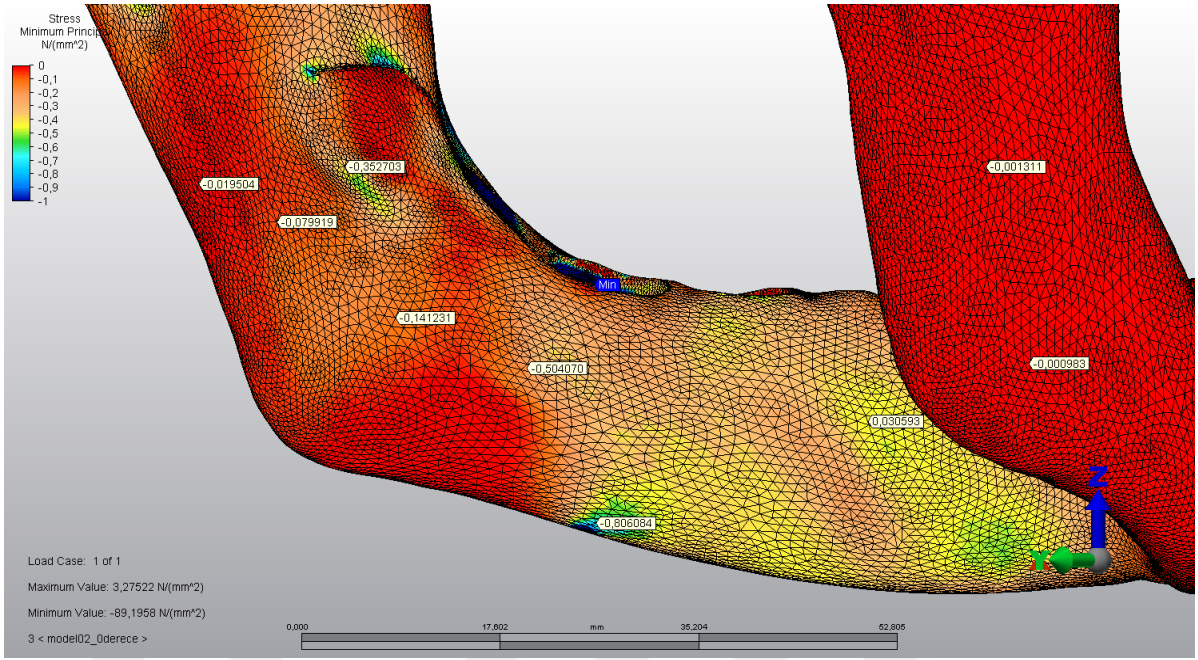
Modellenen osteotomun 50N’luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı stresin minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri analizi şekil 33, şekil 34, şekil 35 ve şekil 36’de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 5’deki gibidir.



Şekil 33 Bukkal saha minimum principal değerleri



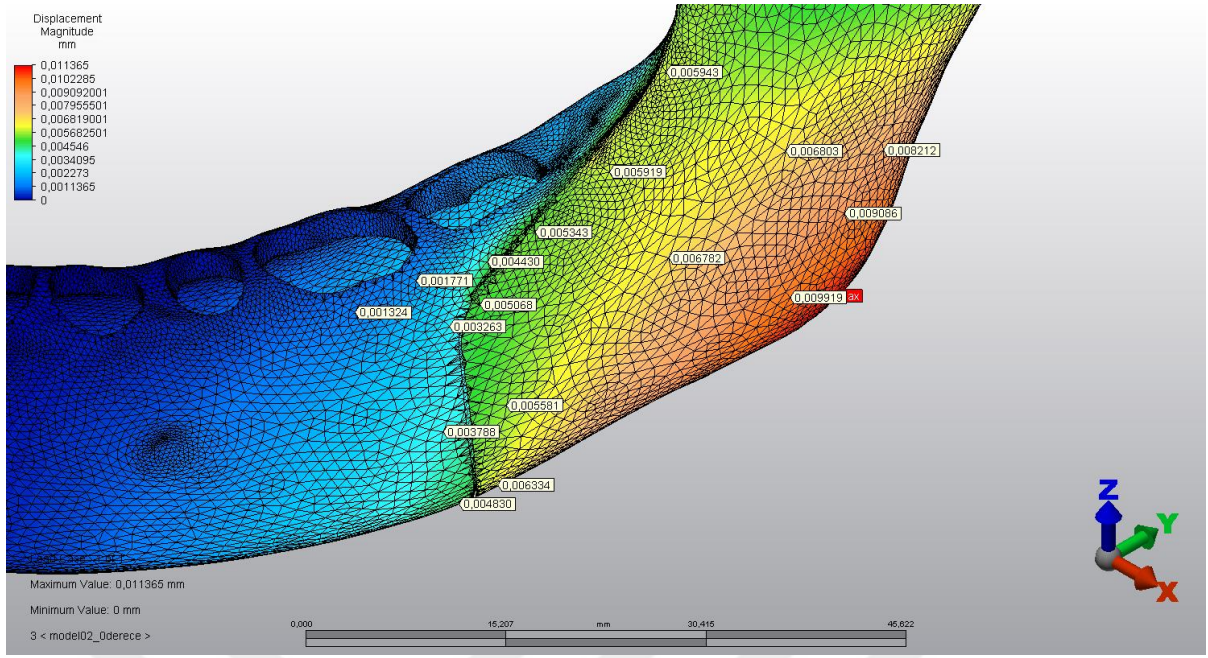
Şekil 34. Horizontal kesi hattı minimum principal değerleri



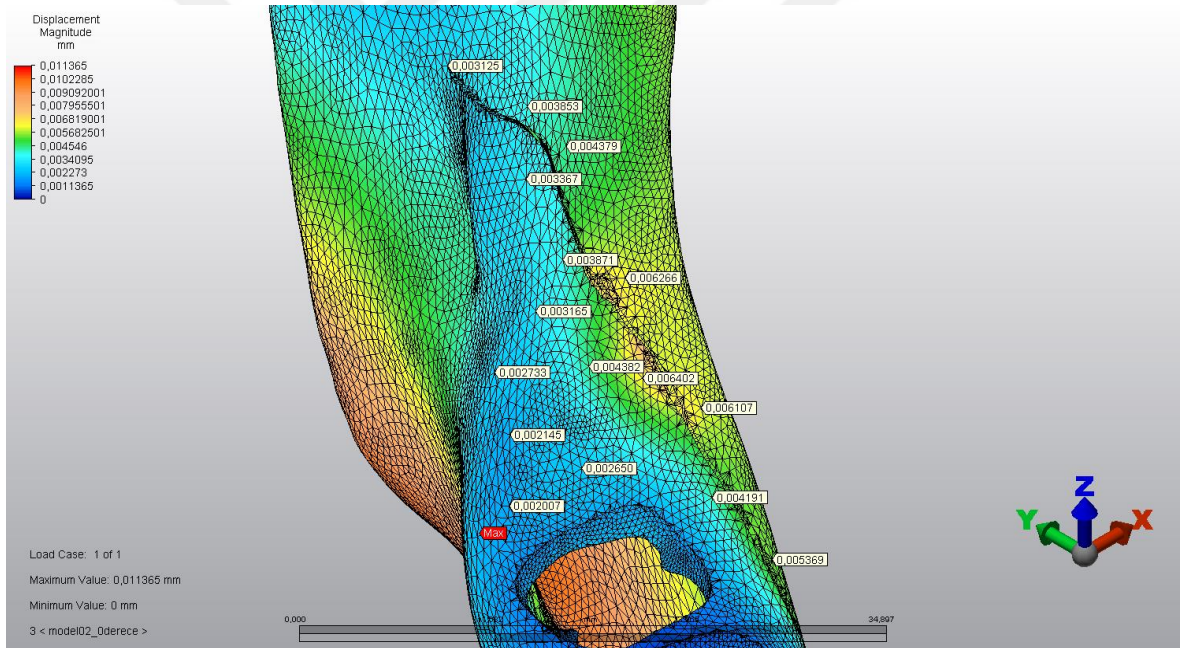
		Minimum Principal				Minimum Principal	
	Medial	0 Derece	Lateral		Medial	0 Derece	Lateral
A	0,005713	0,015132	0,006857	AA	0,363523	0,175746	0,175961
B	0,013705	0,030002	0,007954	BB	0,156414	0,029839	0,021719
C	1,317423	1,246034	1,105953	CC	0,236433	0,266446	0,2287641
D	1,887792	1,879459	1,857866	DD	0,480188	0,56519	0,567584
E	3,469585	2,181047	0,52275	EE	0,699317	0,777374	0,662769
F	2,41948	2,529408	5,039697	FF	0,448232	0,365713	0,620224
G	0,507432	1,159432	0,631035	GG	0,169877	0,154564	0,310329
H	1,30919	1,440578	1,504175	HH	0,11733	0,194951	0,330619
I	0,437923	0,432809	0,391769	II	0,029059	0,143034	0,192571
J	0,355071	0,343883	0,356387	JJ	0,017662	0,019504	0,02701
K	0,168364	0,145899	0,149289	KK	0,05845	0,079919	0,086422
L	0,068966	0,084544	0,072083	LL	0,283579	0,352703	0,394624
M	0,545974	0,503589	0,38828	MM	0,124871	0,141231	0,151947
N	0,350843	0,309417	0,308265	NN	0,590536	0,50407	0,481191
O	0,102012	0,111722	0,137506	OO	0,755532	0,806084	0,947543
P	0,149914	0,163577	0,154199	PP	0,030405	0,030593	0,029872
R	0,095266	0,09436	0,104558	RR	0,001194	0,001311	0,001394
S	3,925064	3,555667	8,112723	SS	0,00172	0,000983	0,00172
T	1,837542	3,709978	2,043183	IAK BAŞI	0,283579	0,352703	0,394624
U	1,106117	1,20689	1,050674	IAK ORTASI	0,590536	0,50407	0,481191
V	3,719692	6,406213	10,151506				
Y	0,639504	0,740821	0,889778				
Z	0,451206	0,277448	0,185013				

Tablo 5.Minimum principal değerleri

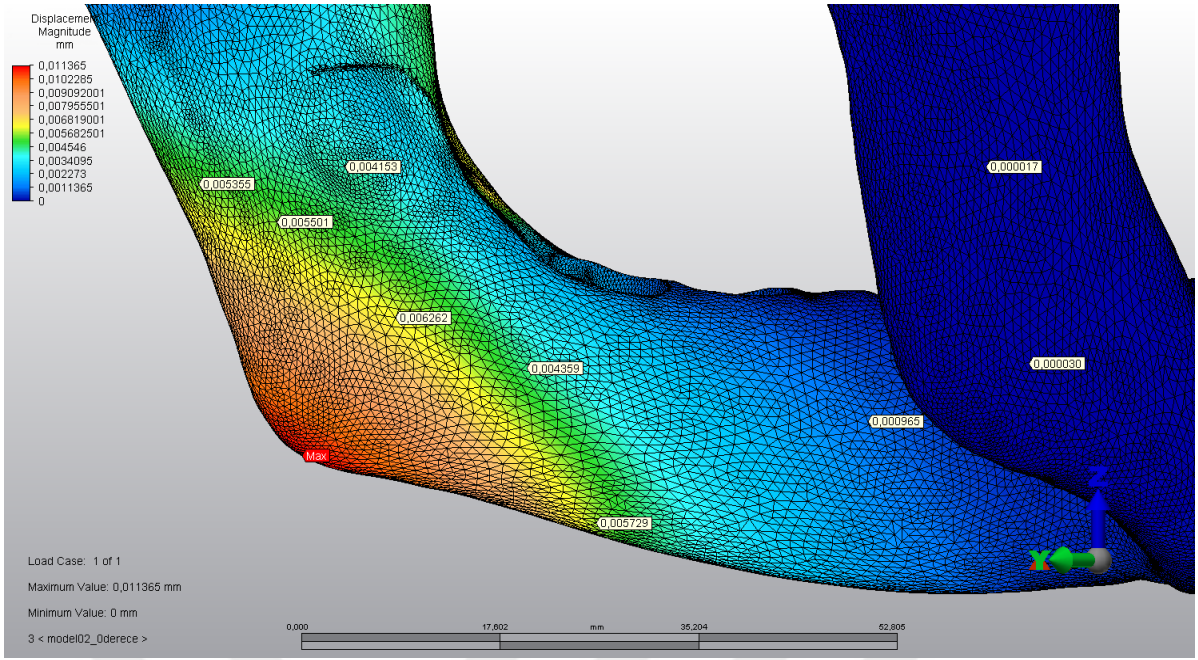
Modellenen osteotomun 50N’luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı x,y,z eksenlerinde yaptığı yer değiştirmenin bileşke değer analizi şekil 37, şekil 38, şekil 39 ve şekil 40’de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 6’daki gibidir.



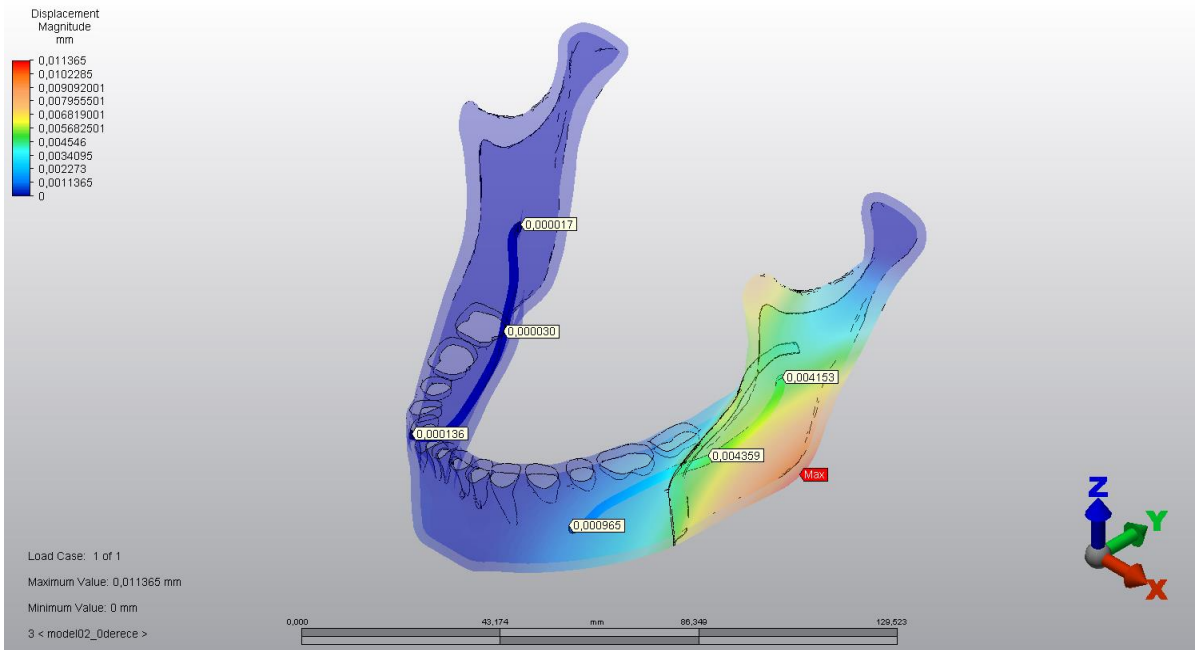
Şekil 37. Bukkal saha displacement magnitude değerleri



Şekil 38. Horizontal kesi hattı sahası displacement magnitude değerleri



Şekil 39. Lingual saha displacement magnitude değerleri



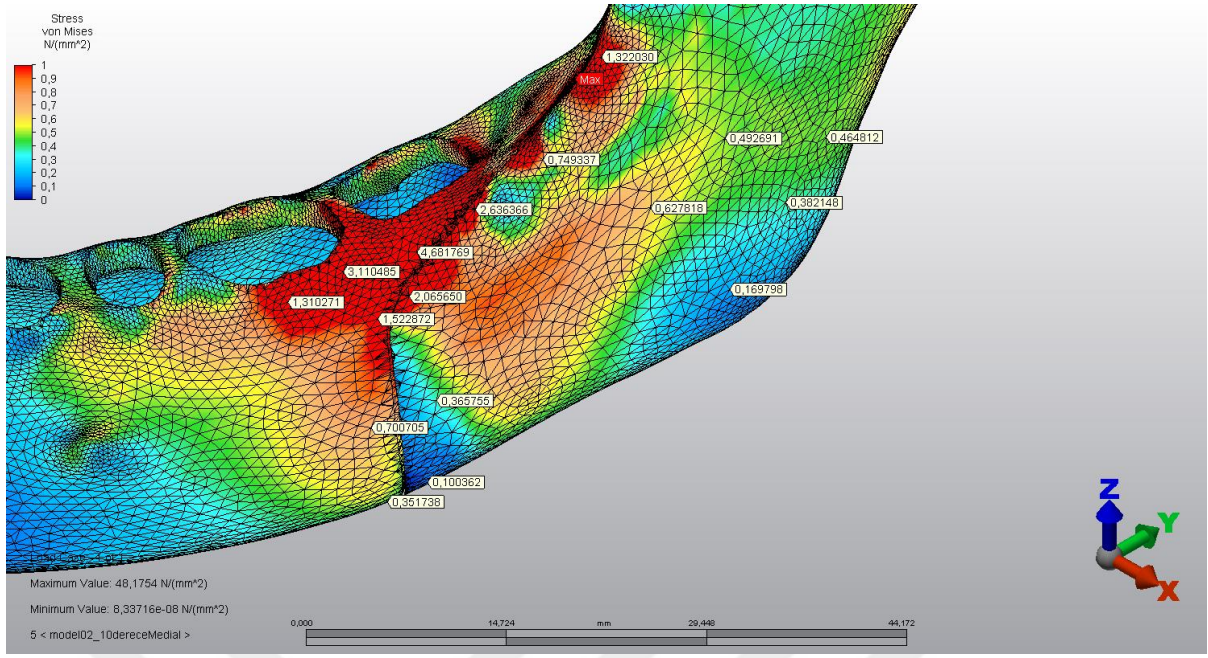
Şekil 40. İnferior alveloller kanal displacement magnitude değerleri

		Displacement Magnitude				Displacement Magnitude.	
	Medial	0 Derece	Lateral		Medial	0 Derece	Lateral
A	0,001338	0,001324	0,00137	AA	0,004331	0,003871	0,003682
B	0,001725	0,001771	0,00177	BB	0,00381	0,003367	0,003343
C	0,00319	0,003263	0,003275	CC	0,004878	0,004379	0,003785
D	0,005078	0,005068	0,005074	DD	0,004259	0,003853	0,003262
E	0,004508	0,00443	0,004307	EE	0,002973	0,003125	0,003262
F	0,005515	0,005343	0,005233	FF	0,002311	0,00265	0,0028
G	0,00622	0,005919	0,005628	GG	0,001471	0,002007	0,002454
H	0,006321	0,005943	0,005919	HH	0,001548	0,002145	0,002696
I	0,003748	0,003788	0,003837	II	0,002027	0,002733	0,003181
J	0,005613	0,005581	0,005532	JJ	0,00504	0,005355	0,005746
K	0,004814	0,00483	0,004801	KK	0,004976	0,003585	0,005782
L	0,006387	0,006334	0,006261	LL	0,003585	0,004153	0,004507
M	0,006826	0,006782	0,006745	MM	0,005696	0,006262	0,006582
N	0,006725	0,006803	0,006768	NN	0,004029	0,004359	0,00461
O	0,009847	0,009919	0,009829	OO	0,005527	0,005729	0,006092
P	0,00893	0,009086	0,009059	PP	0,001001	0,000965	0,000929
R	0,008023	0,008212	0,008212	RR	0,000015	0,00017	0,000018
S	0,00534	0,005369	0,00544	SS	0,000033	0,0003	0,00003
T	0,004295	0,004191	0,004026	IAK BAŞI	0,003585	0,004153	0,004507
U	0,006115	0,006107	0,0056	IAK ORTASI	0,004029	0,004359	0,00461
V	0,006322	0,006402	0,006009	IAK SONU	0,001001	0,000965	0,000929
Y	0,004021	0,004382	0,004226				
Z	0,006334	0,006266	0,006297				

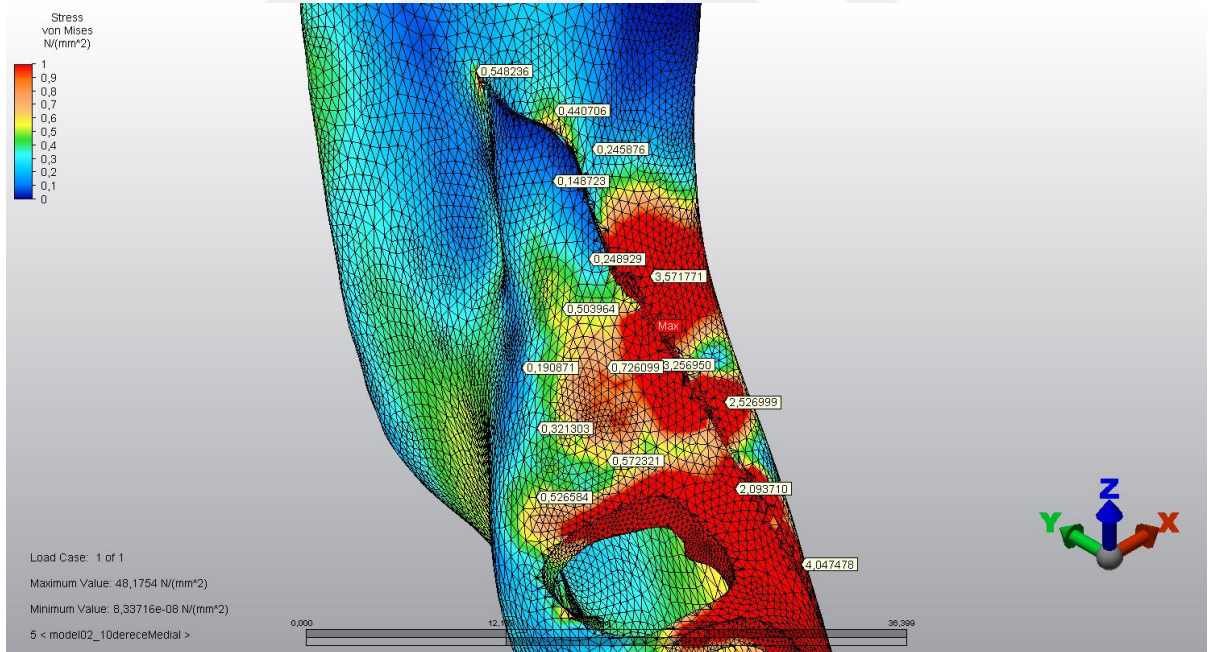
Tablo 6. Displacement magnitude değerleri

4.1.2 10 Derece Mediale Açıyla Uygulanan Kuvvet Sonrası Oluşan Stres Analizi

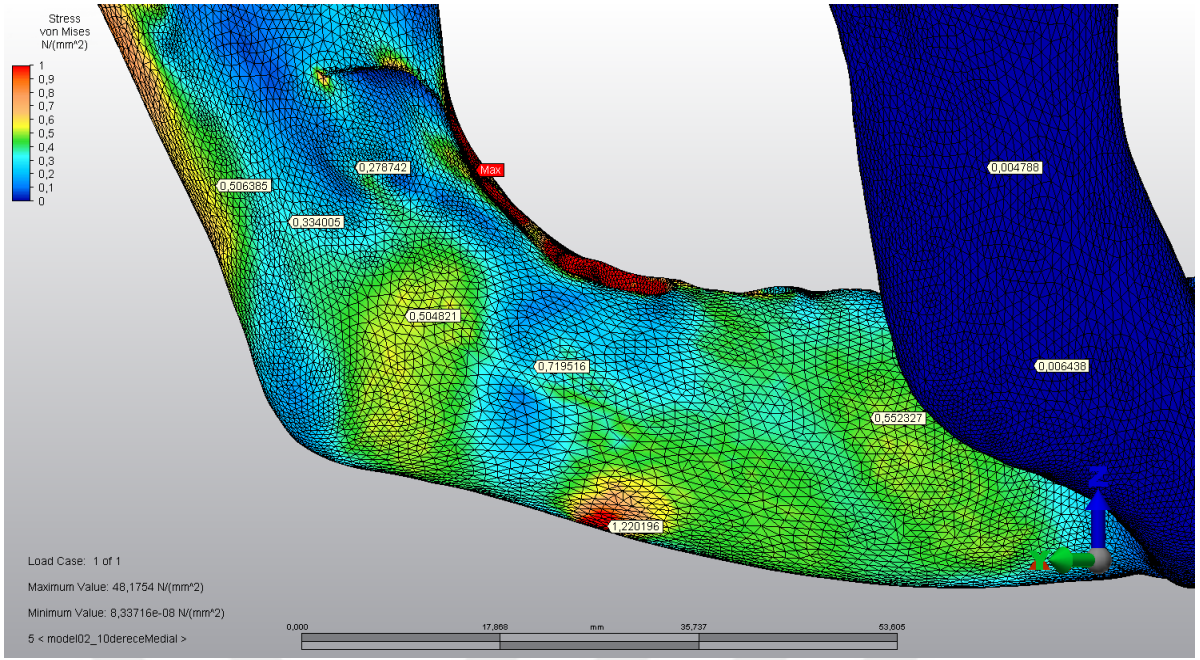
Modellenen osteotomun 50N'luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı stresin von misses analizi şekil 41, şekil 42, şekil 43 ve şekil 44'de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 3'deki gibidir.



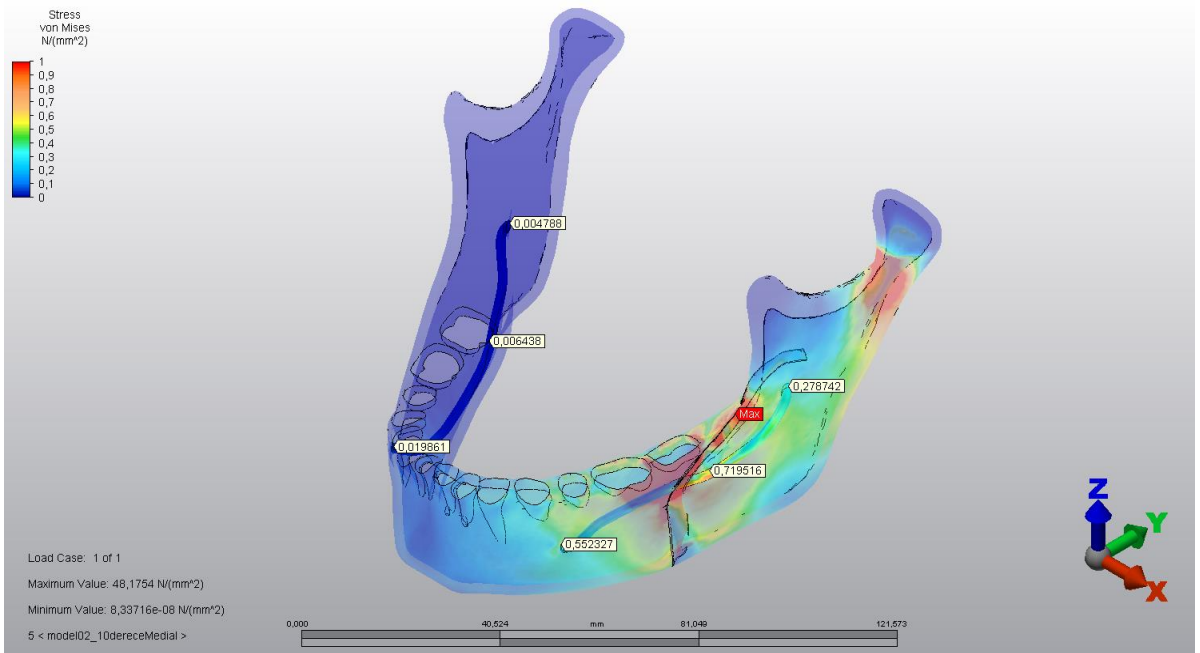
Şekil 41. Bukkal saha 10 derece medial açılı osteotom uygulaması von mises değerleri



Şekil 42. Horizontal kesi sahası 10 derece medial açılı osteotom uygulaması von mises değerleri

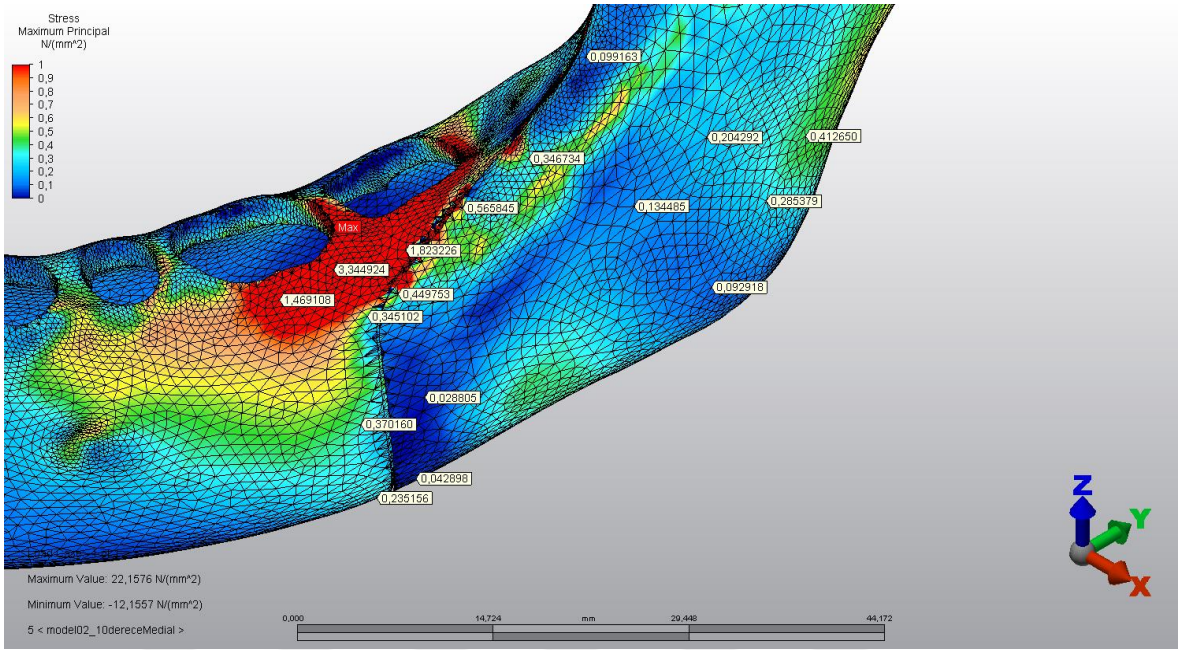


Şekil 43. Lingual saha 10 derece medial açılı osteotom uygulaması von mises değerleri

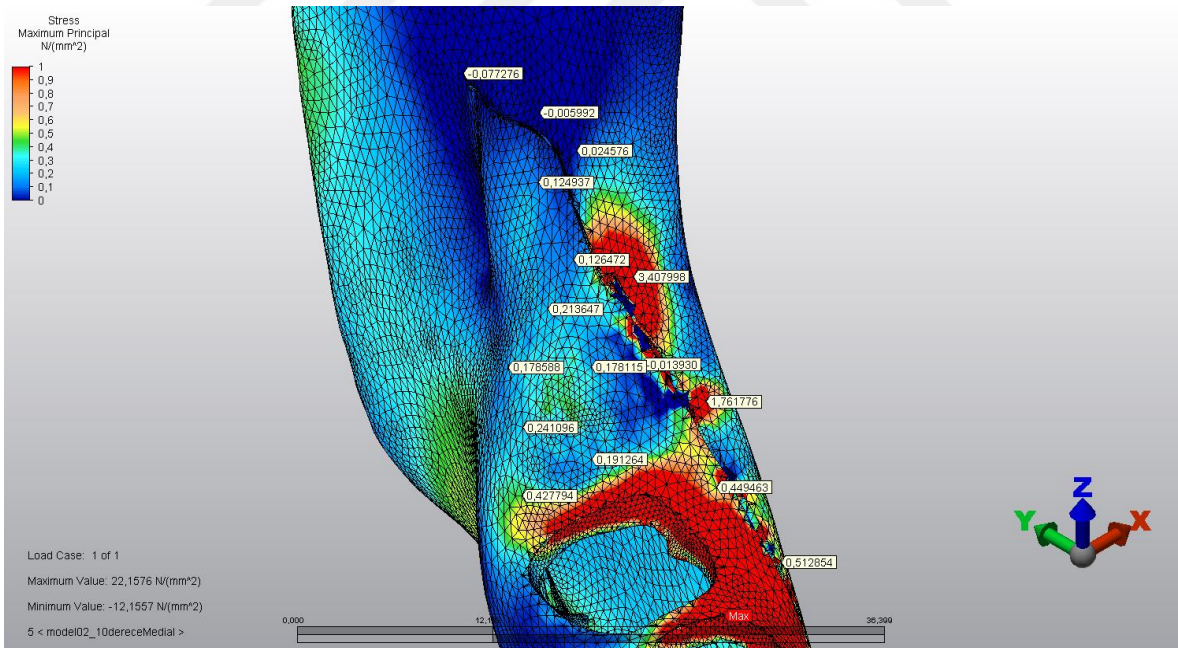


Şekil 44. İnferior alveoller kanal 10 derece medial açılı osteotom uygulaması von mises değerleri

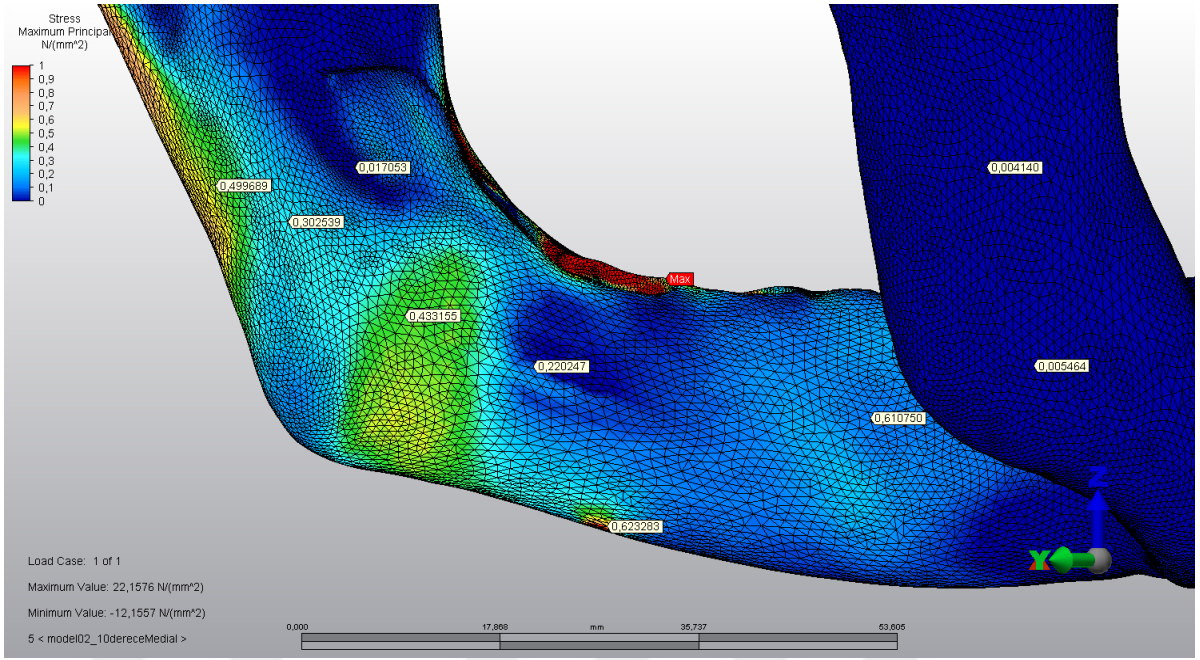
Modellenen osteotomun 50N’luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı stresin maksimum principal stres (tension- gerilme) analizi şekil 45, şekil 46, şekil 47 ve şekil 48’de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 4’deki gibidir.



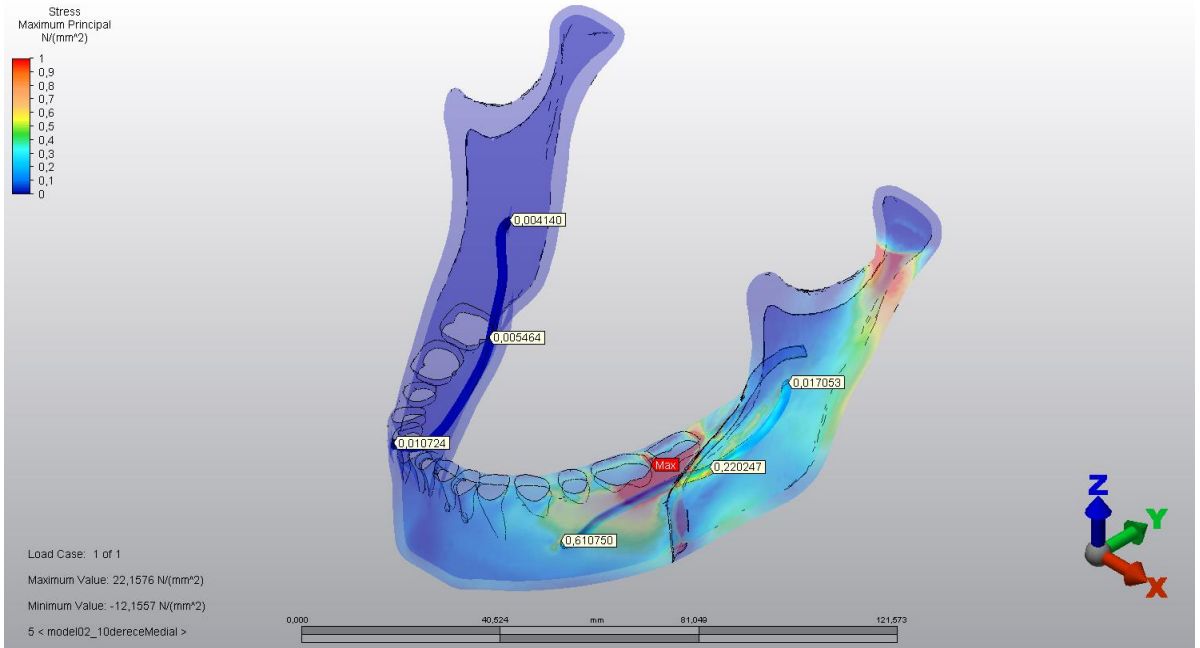
Şekil 45. Bukkal saha 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri



Şekil 46. Horizontal kesi sahası 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri

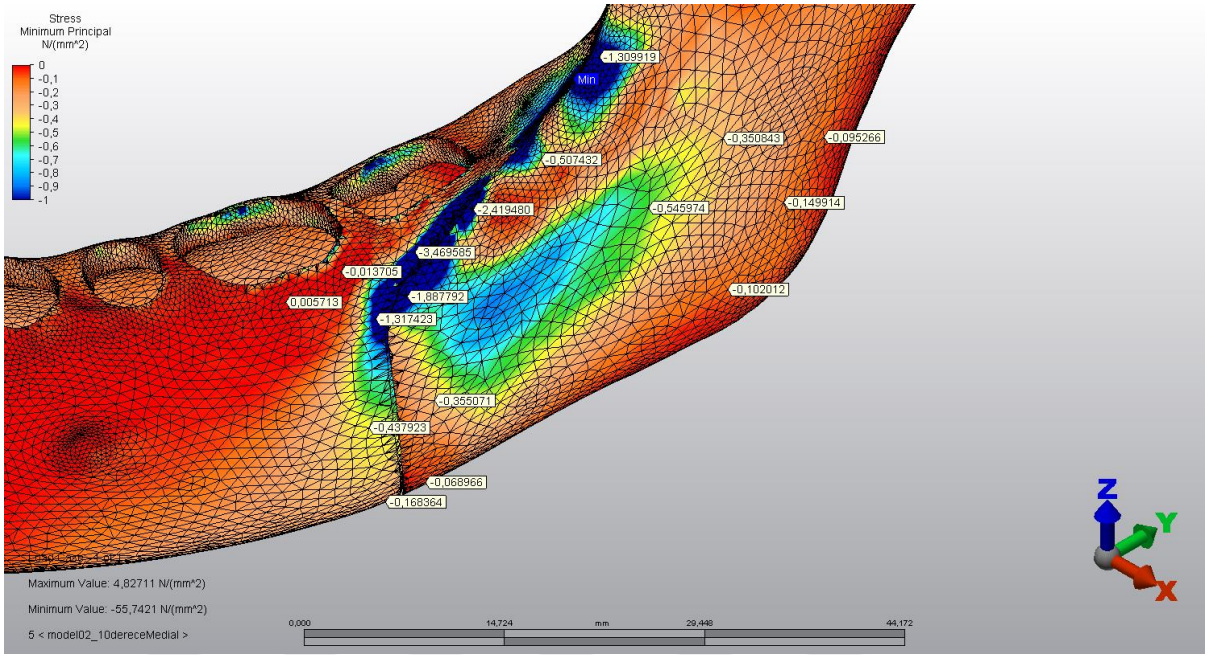


Şekil 47. Lingual saha 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri

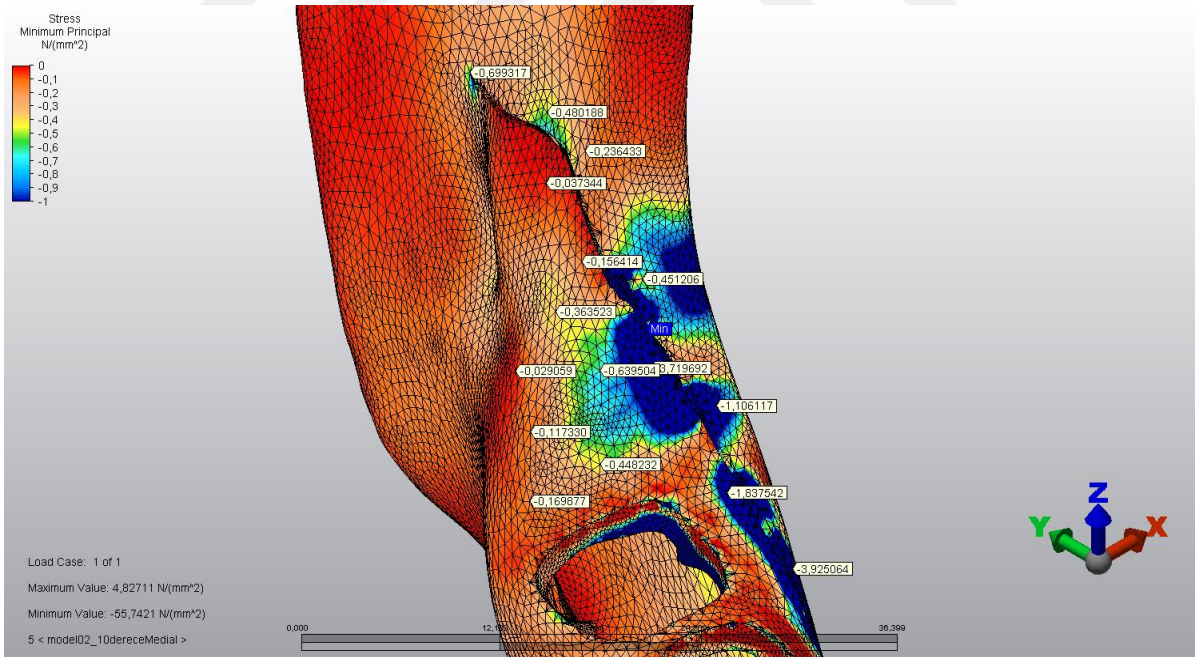


Şekil 48. İnför alveoller kanal 10 derece medial açılı osteotom maksimum principal değerleri

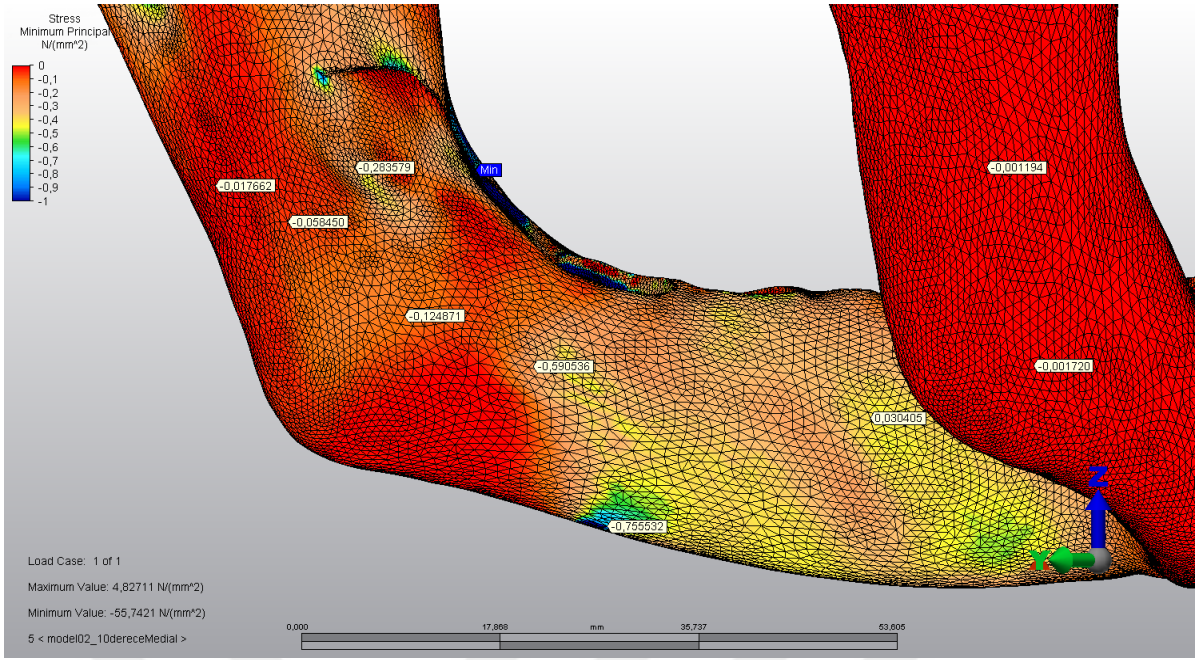
Modellenen osteotomun 50N’luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı stresin minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri analizi şekil 49, şekil 50, şekil 51, ve şekil 52’de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 5’deki gibidir.



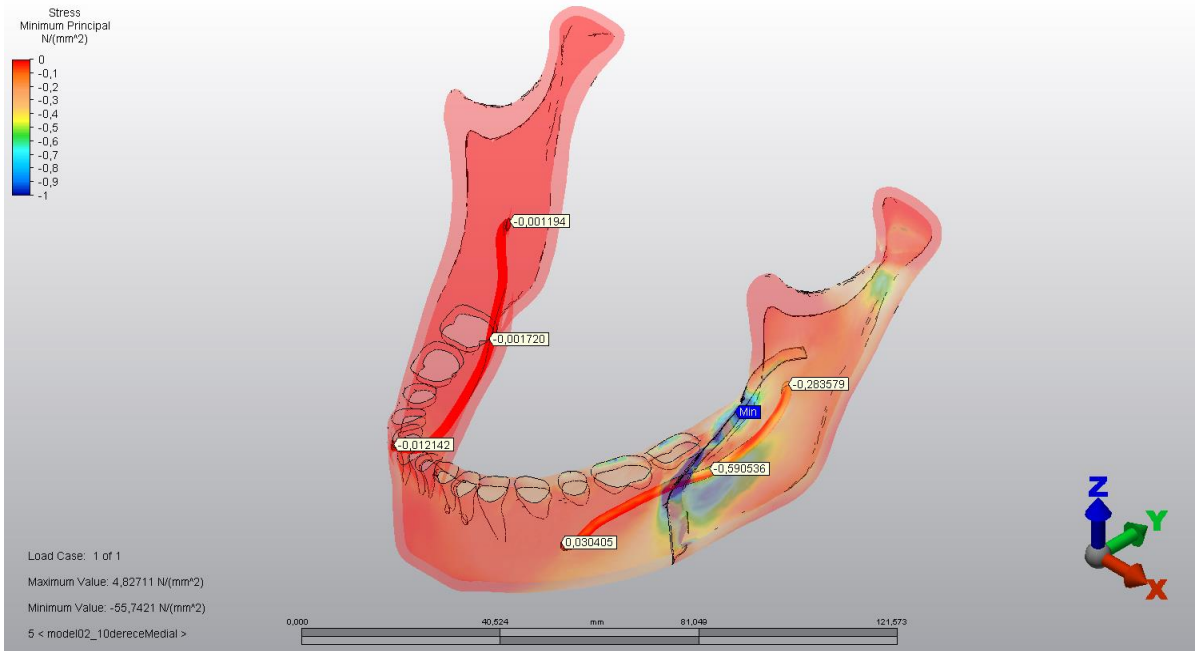
Şekil 49. Bukkal saha 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri



Şekil 50. Horizontal kesi hattı sahası 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri

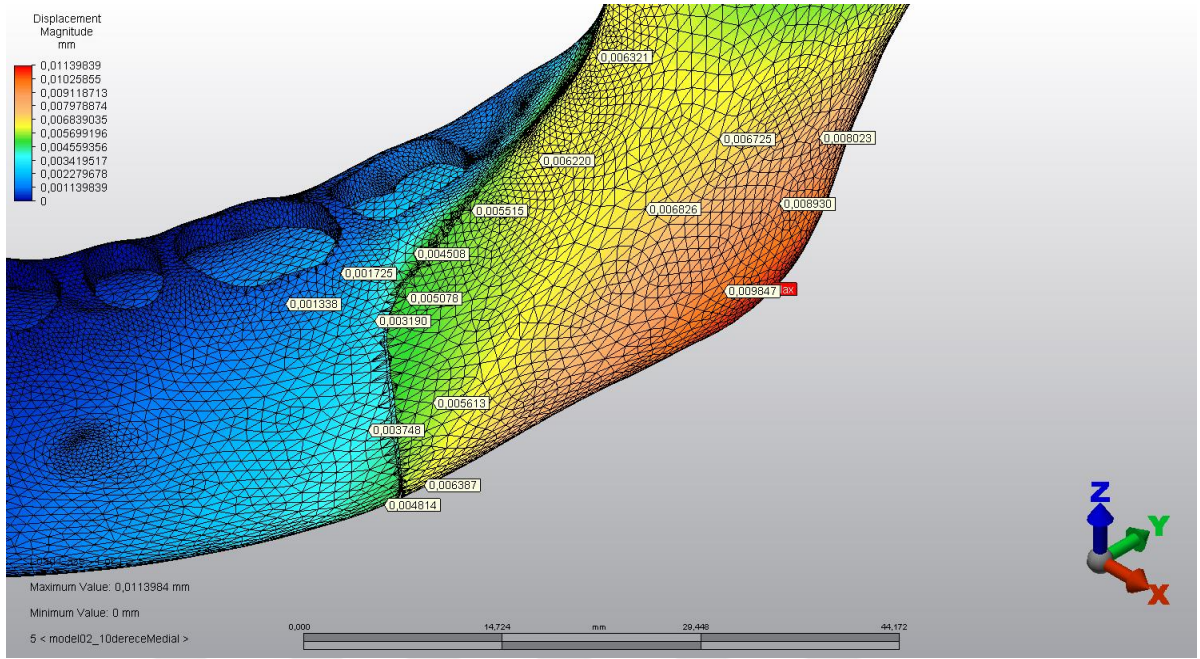


Şekil 51. Lingual saha 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri

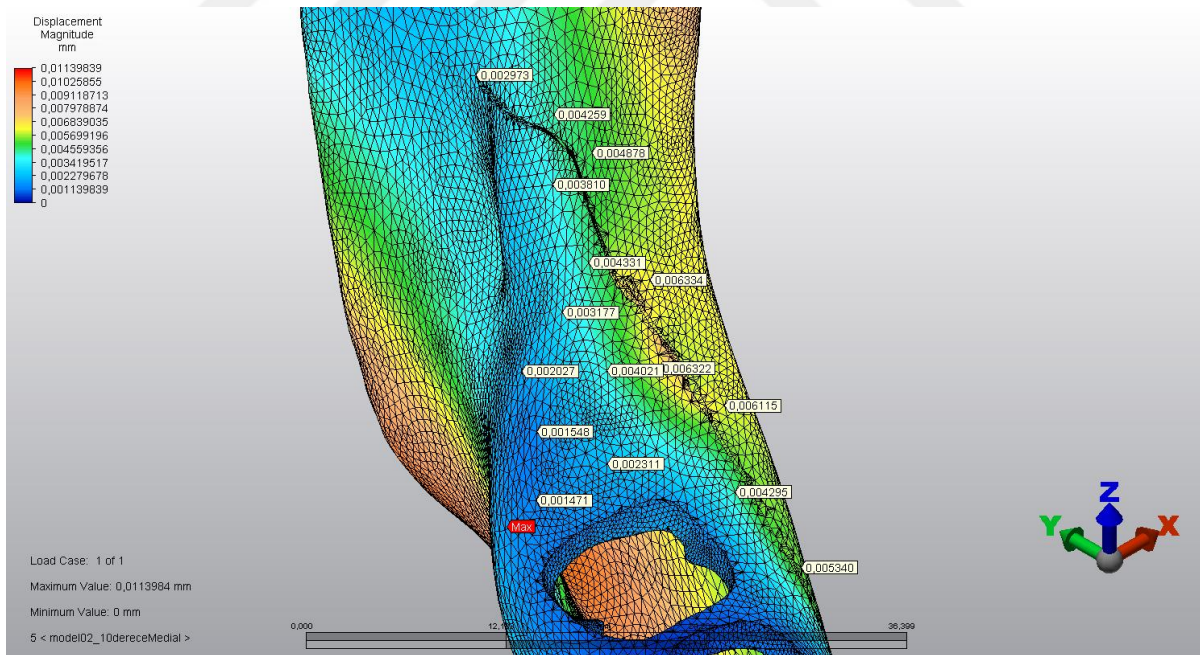


Şekil 52. İnferior alveoller kanal 10 derece medial açılı osteotom minimum principal değerleri

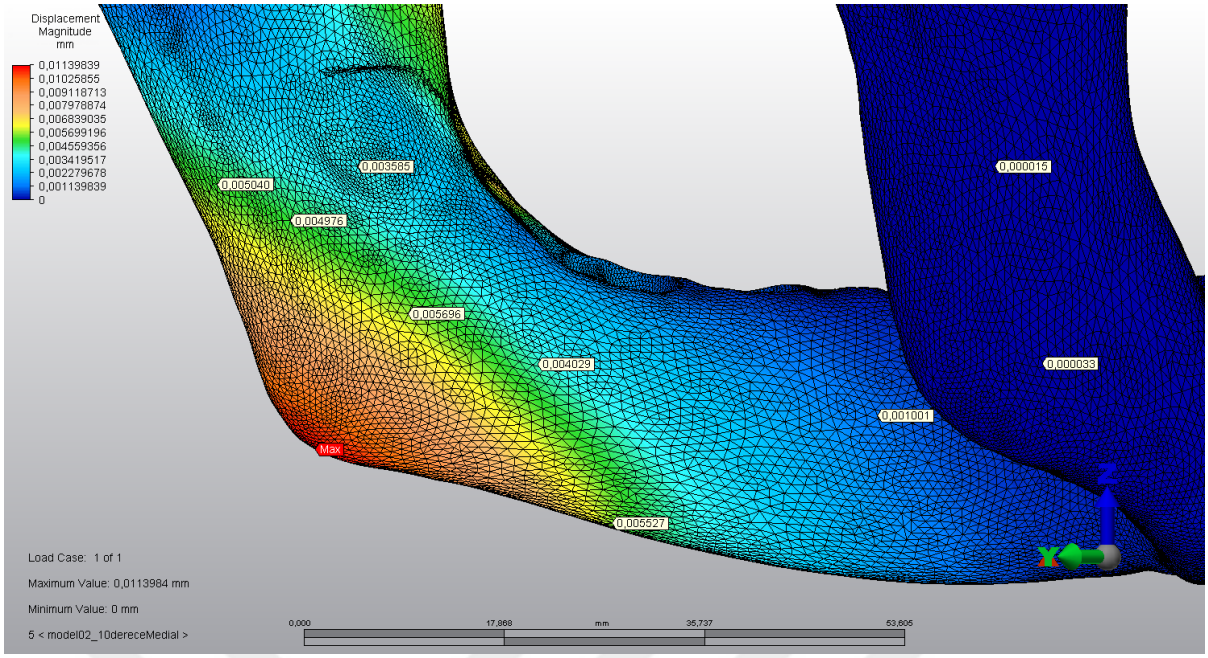
Modellenen osteotomun 50N’luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı x,y,z eksenlerinde yaptığı yer değiştirmenin bileşke değer analizi şekil 53, şekil 54, şekil 55 ve şekil 56’de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 6’daki gibidir.



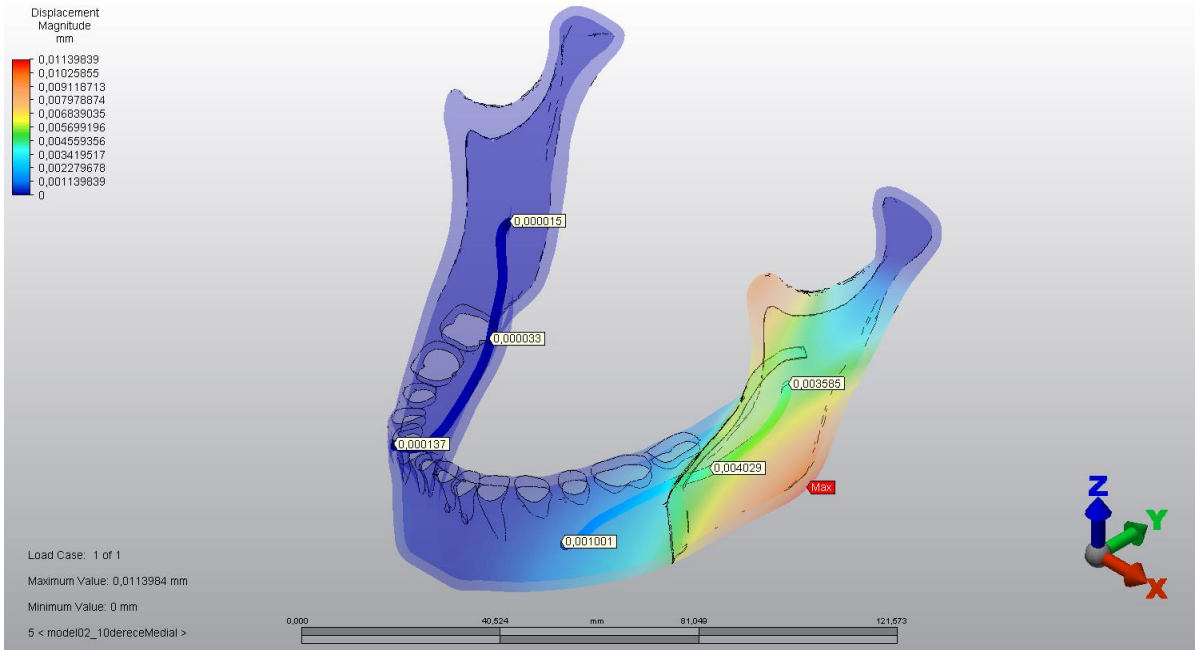
Şekil 53. Bukkal saha 10 derece medial açılı osteotom displacement magnitude değerleri



Şekil 54. Horizontal kesi sahası 10 derece medial açılı osteotom displacement magnitude değerleri



Şekil 54. Lingual saha 10 derece medial açılı osteotom displacement magnitude değerleri

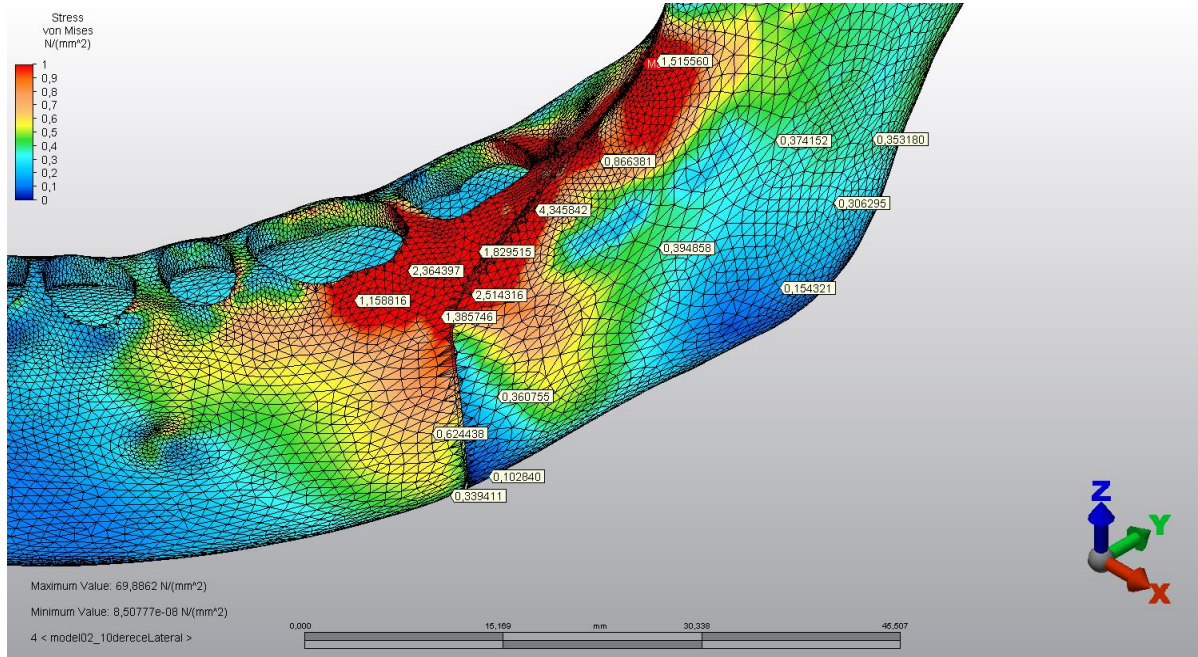


Şekil 55. İnferior alveoller kanal 10 derece medial açılı osteotom displacement magnitude değerleri

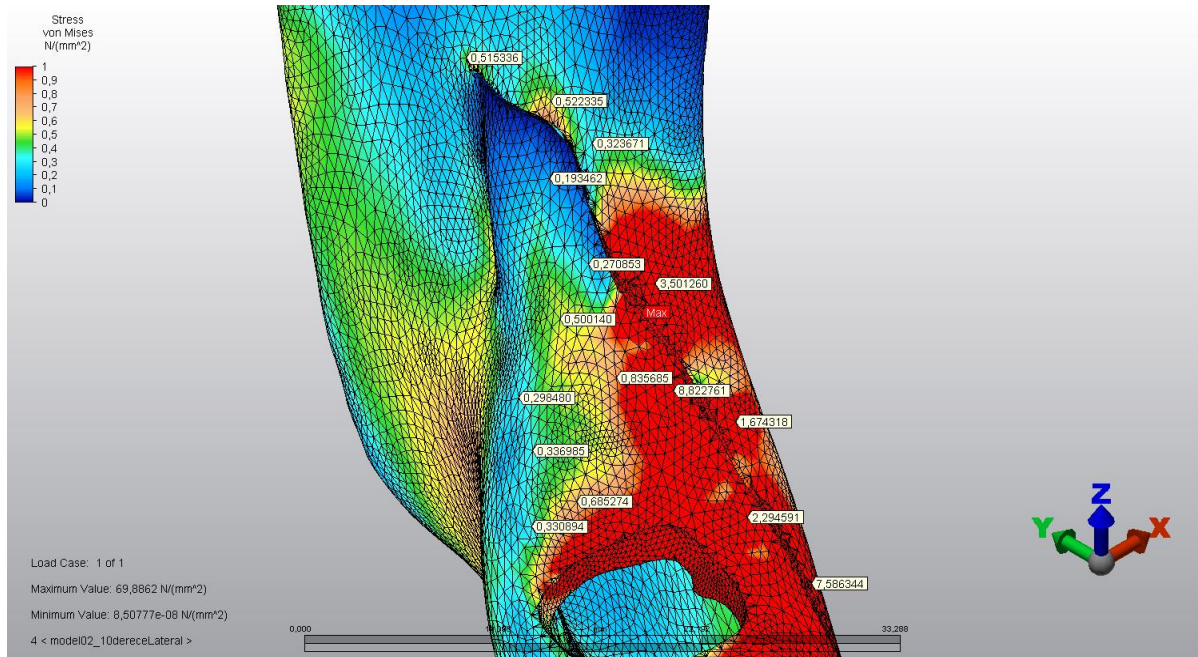
4.1.3 10 Derece Laterale Açıyla Uygulanan Kuvvet Sonrası Oluşan Stres

Analizi

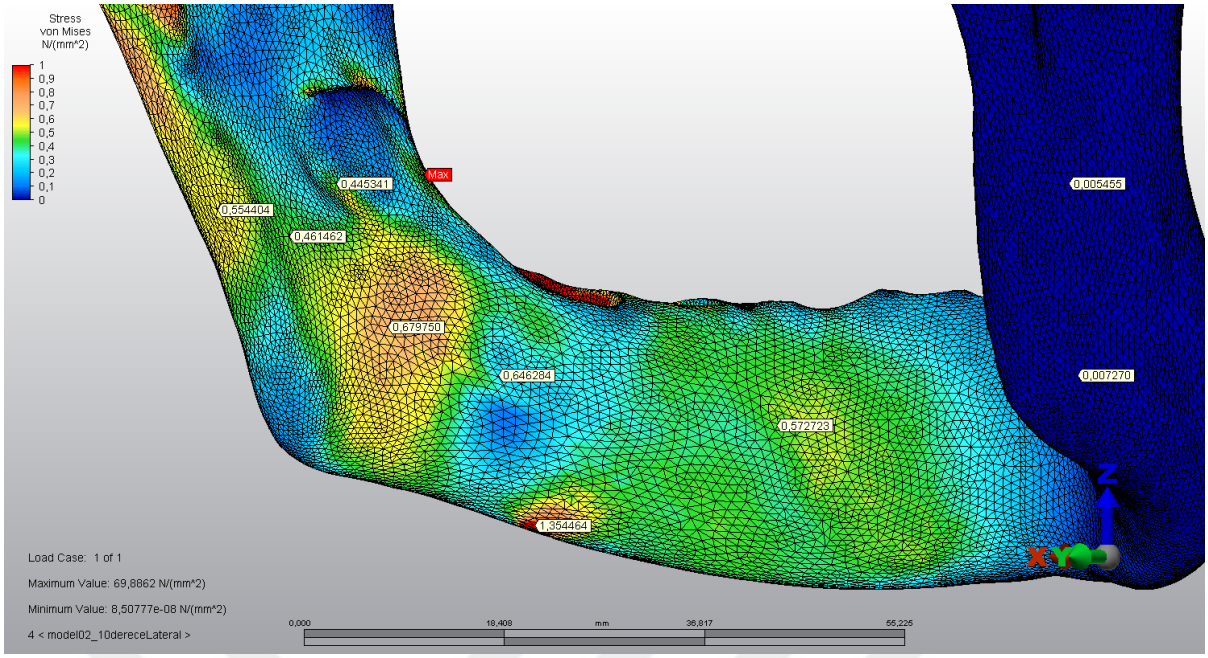
Modellenen osteotomun 50N'luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı stresin von mises analizi şekil 57, şekil 58, şekil 59 ve şekil 60'de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 3'deki gibidir.



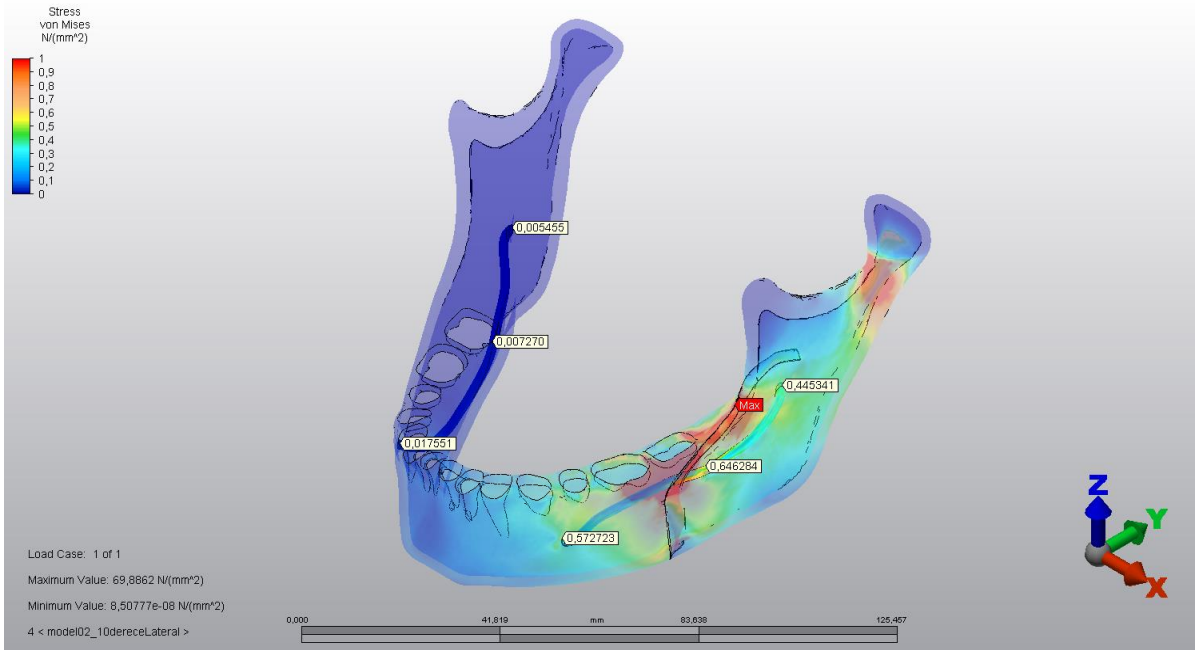
Şekil 56. Bukkal saha 10 derece lateral açılı osteotom uygulaması von mises değerleri



Şekil 57. Horizontal kesi sahası 10 derece lateral açılı osteotom uygulaması von mises değerleri

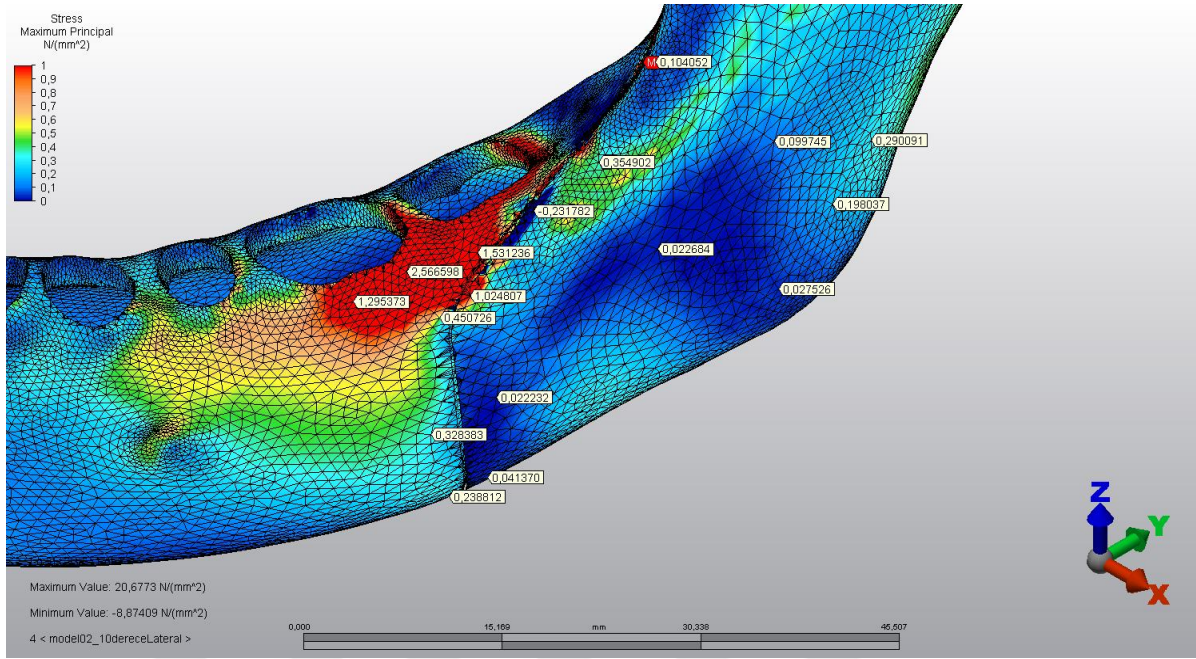


Şekil 58. Lingual saha 10 derece lateral açılı osteotom uygulaması von mises değerleri

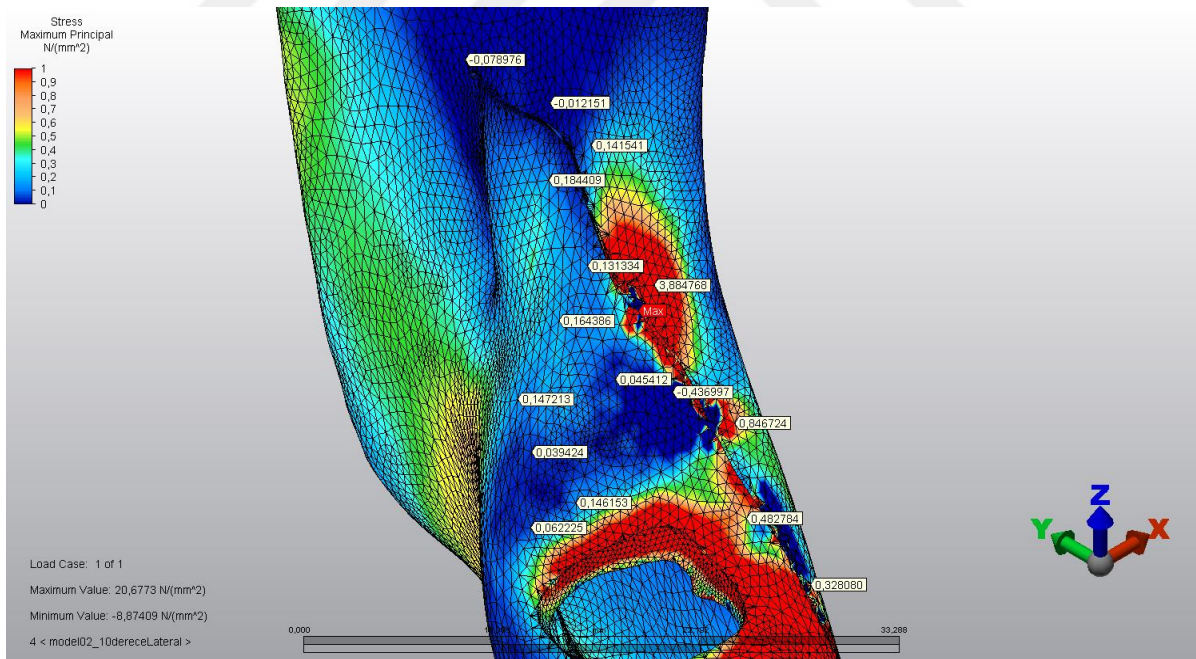


Şekil 59. İnferior alveoller kanal 10 derece lateral açılı osteotom uygulaması von mises değerleri

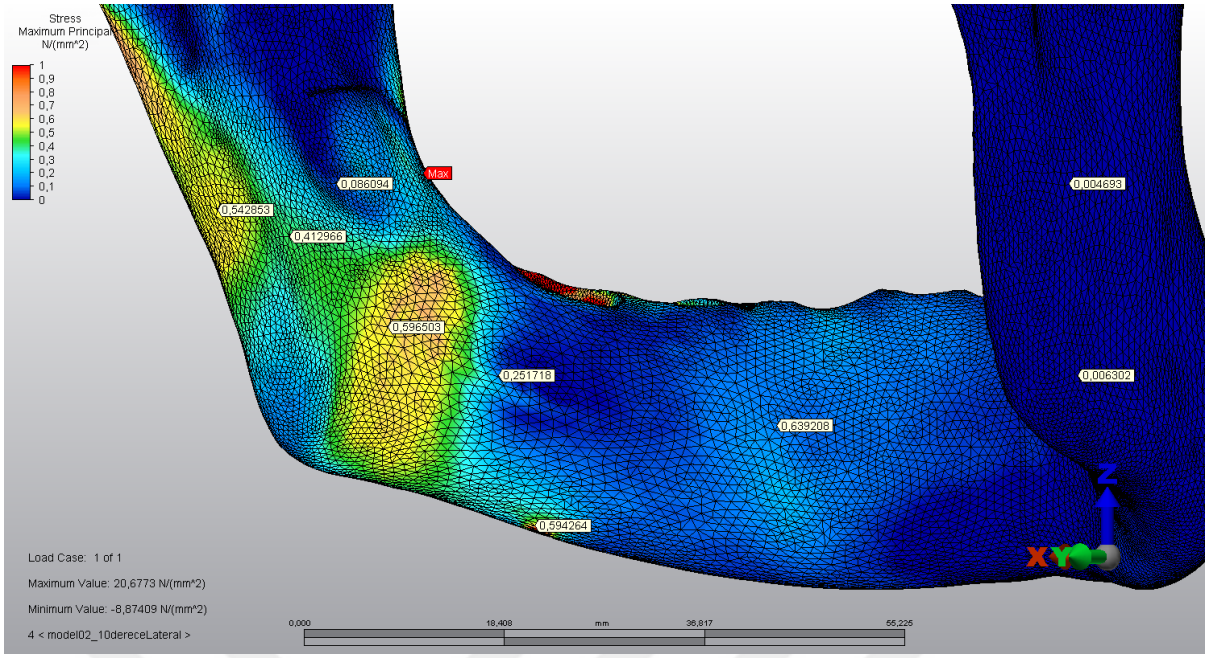
Modellenen osteotomun 50N’luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı stresin maksimum principal stres (tension- gerilme) analizi şekil 60, şekil 61, şekil 62 ve şekil 63’de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 4’deki gibidir



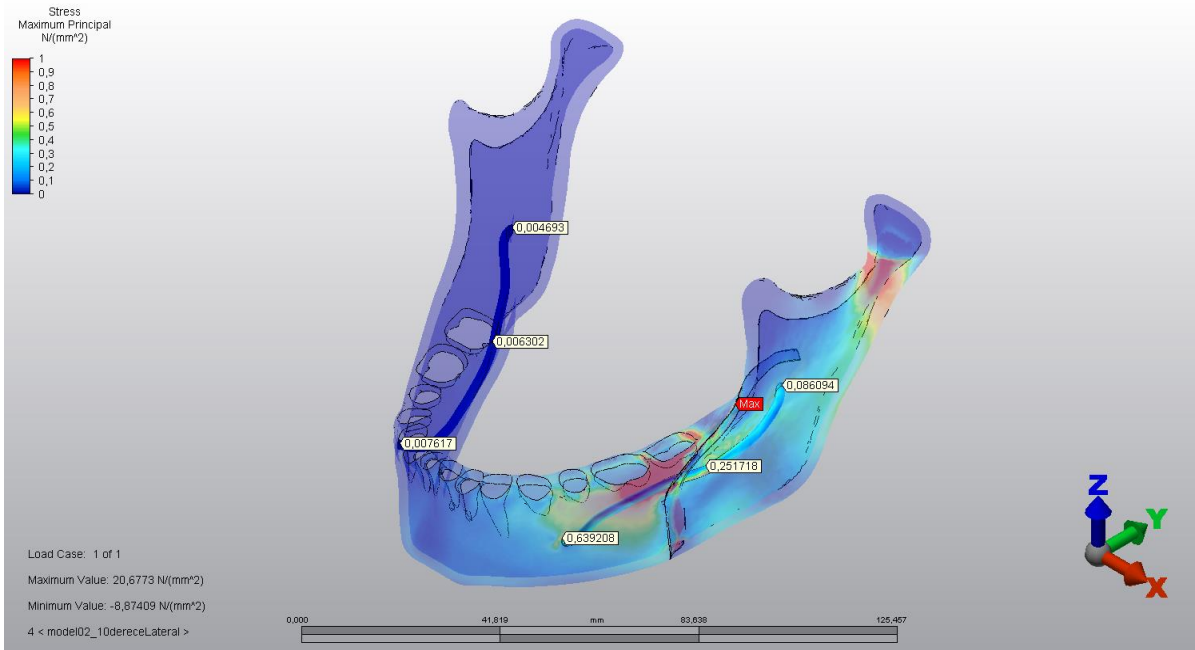
Şekil 60. Bukkal saha 10 derece lateral açılı osteotom maksimum principal değerleri



Şekil 61. Horizontal kesi sahası 10 derece lateral açılı osteotom maksimum principal değerleri

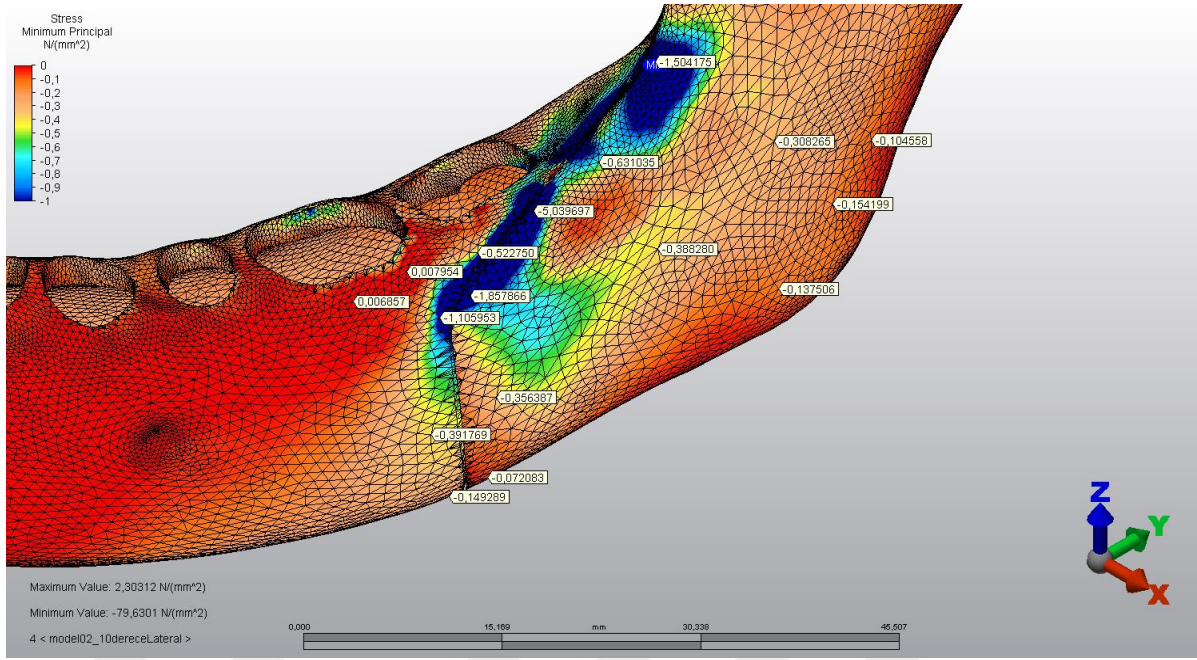


Şekil 62. Lingual saha 10 derece lateral açılı osteotom maksimum principal değerleri

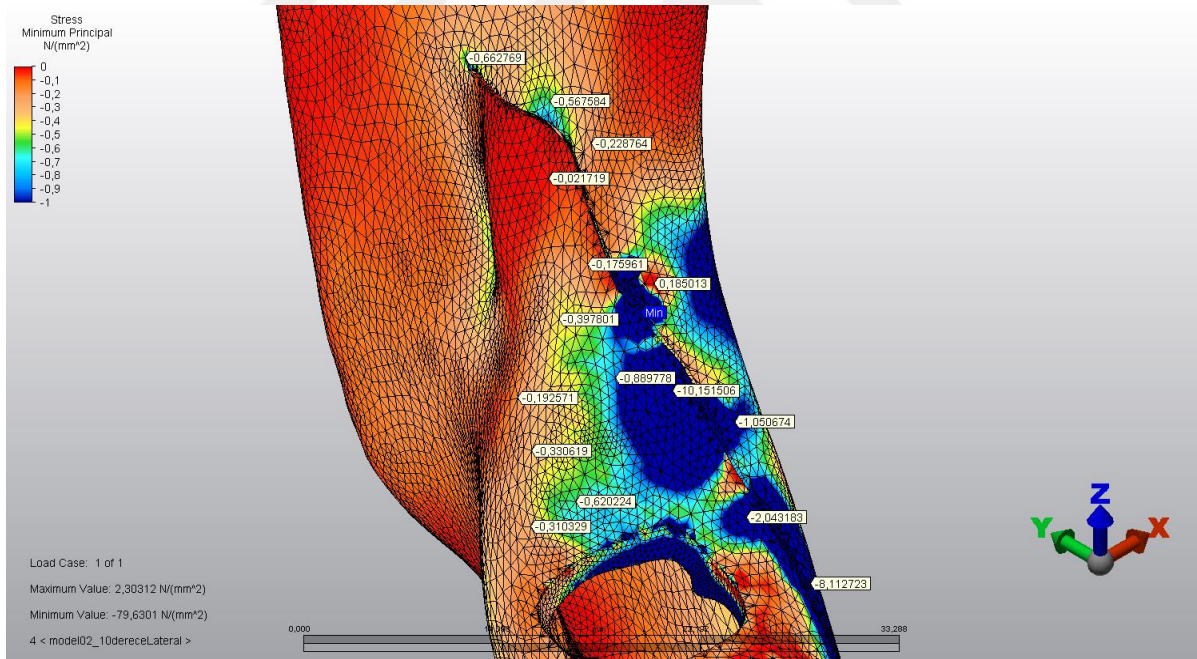


Şekil 63. İnférieur alveoller kanal 10 derece lateral açılı osteotom maksimum principal değerleri

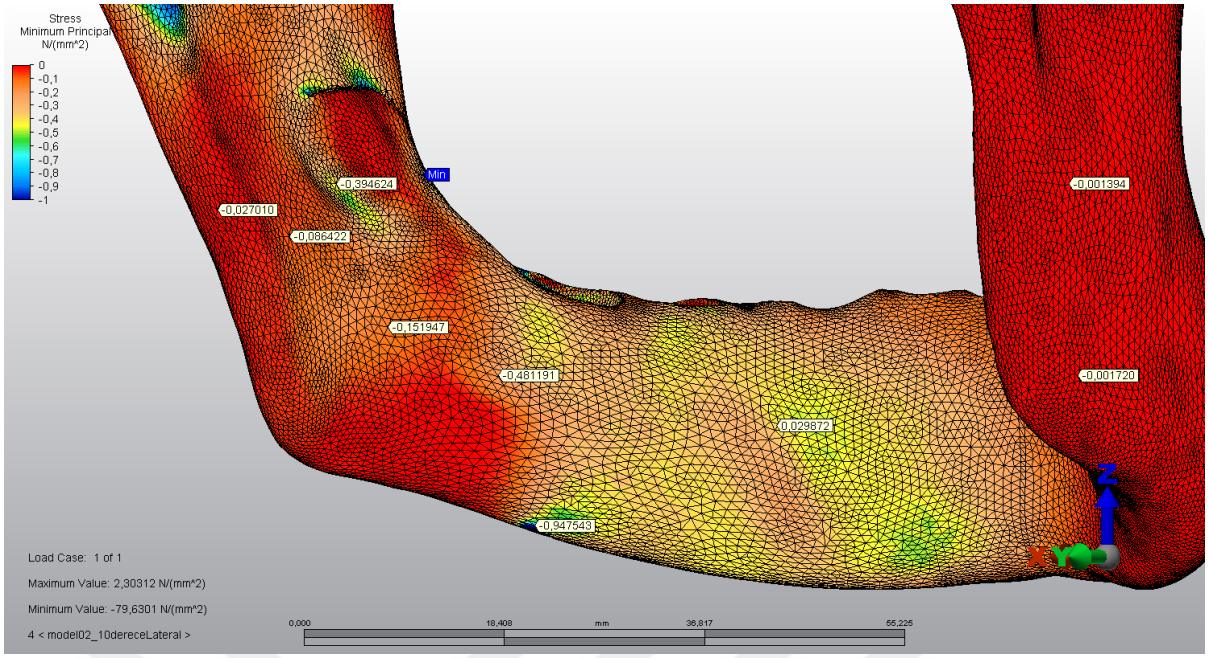
Modellenen osteotomun 50N’luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı stresin minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri analizi şekil 64, şekil 65, şekil 66 ve şekil 67’de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 5’deki gibidir.



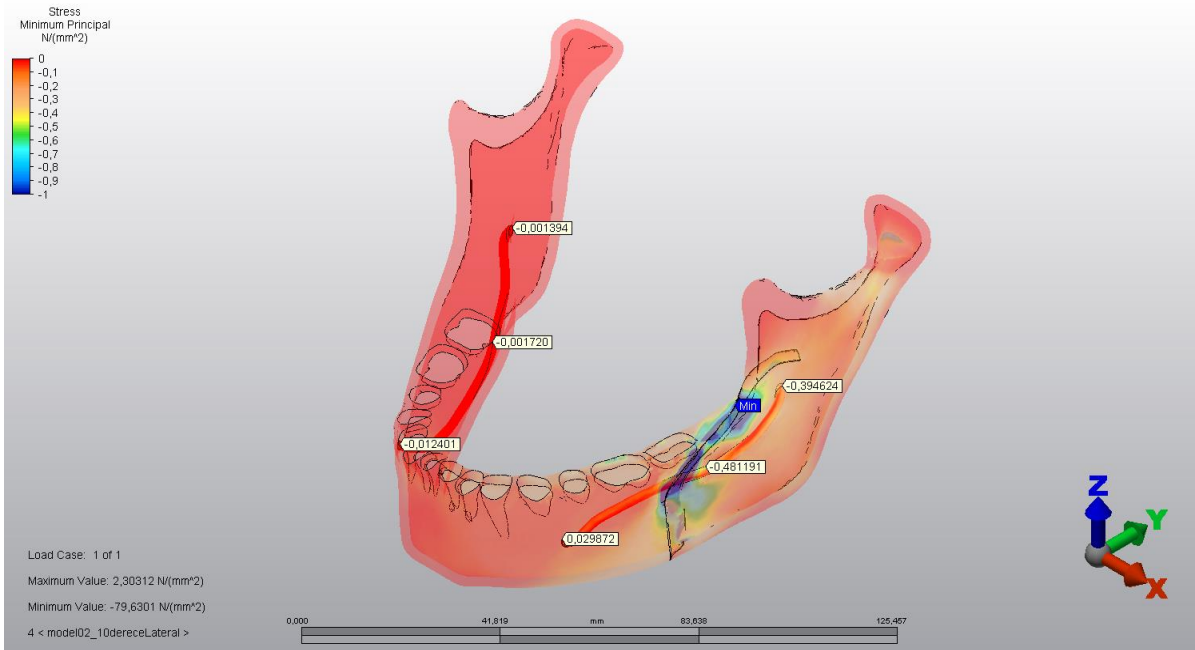
Şekil 64. Bukkal saha 10 derece lateral açılı osteotom minimum principal değerleri



Şekil 65. Horizontal kesi sahası 10 derece lateral açılı osteotom minimum principal değerleri

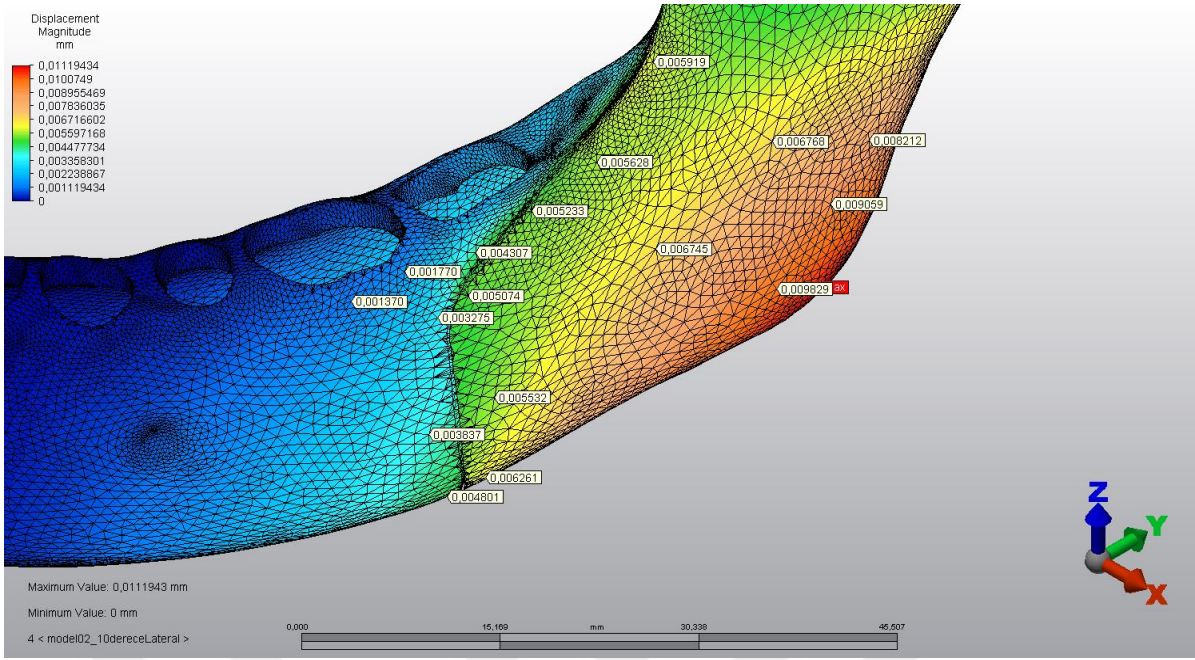


Şekil 66. Lingual saha 10 derece lateral açılı osteotom minimum principal değerleri

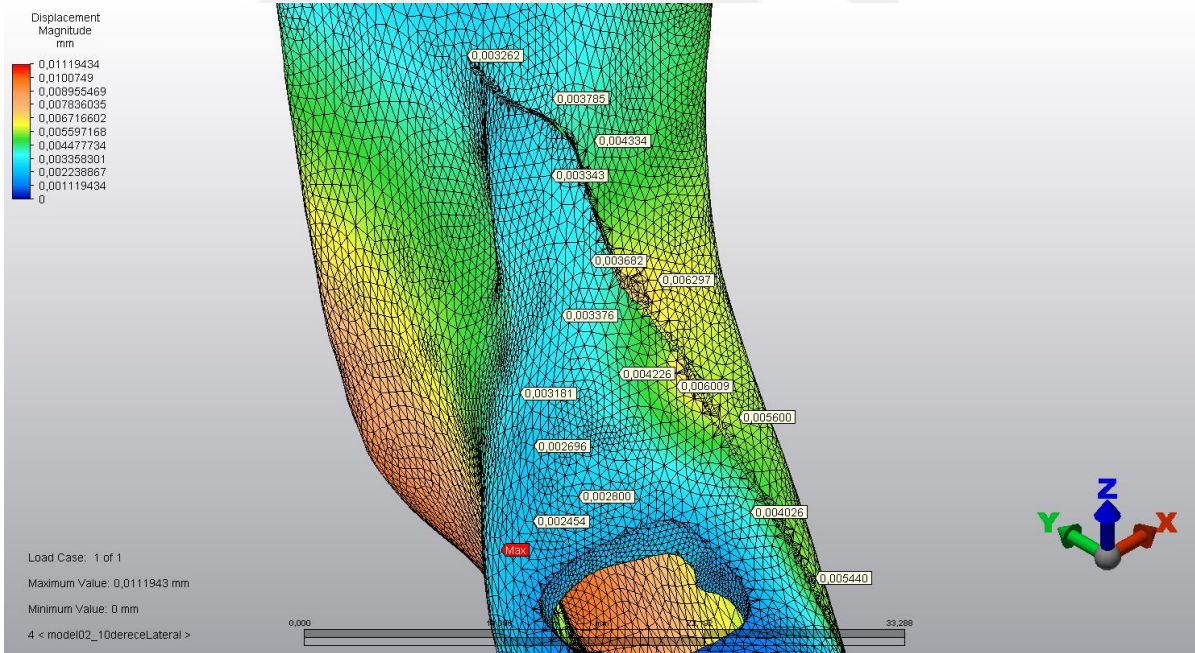


Şekil 67. İnferior alveolar kanal 10 derece lateral açılı osteotom minimum principal değerleri

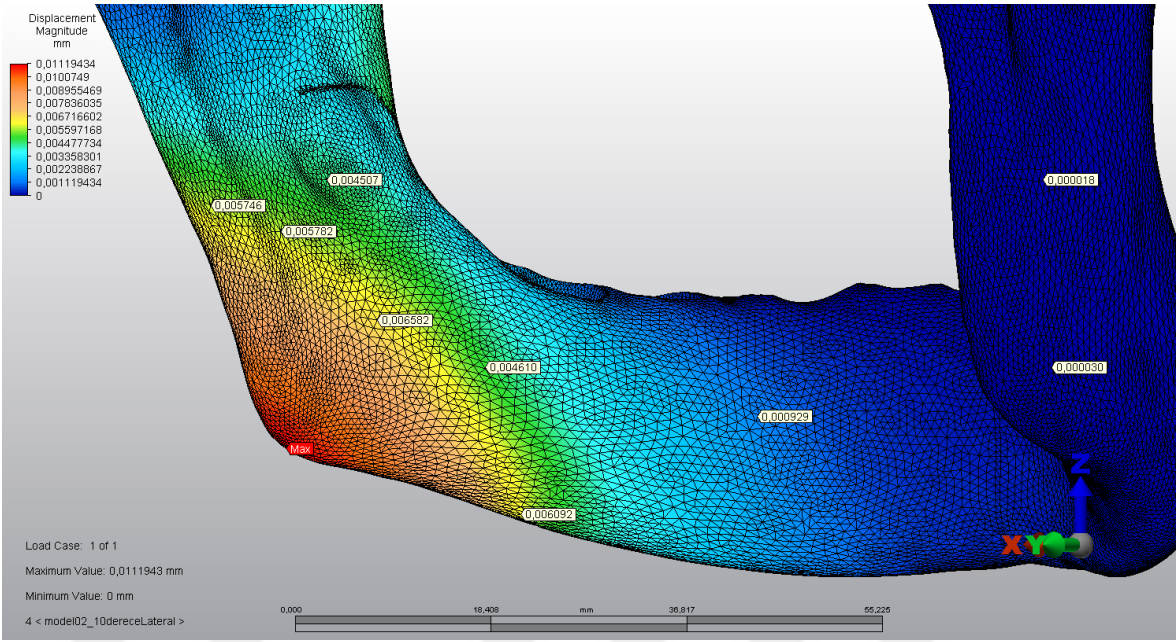
Modellenen osteotomun 50N’luk kuvvet vektörünün kemik üzerinde yarattığı x,y,z eksenlerinde yaptığı yer değiştirmenin bileşke değer analizi şekil 68, şekil 69, şekil 70 ve şekil 71’de gösterilmiştir. Önceden belirlenen referans noktalarının aldığı değerler tablo 6’daki gibidir.



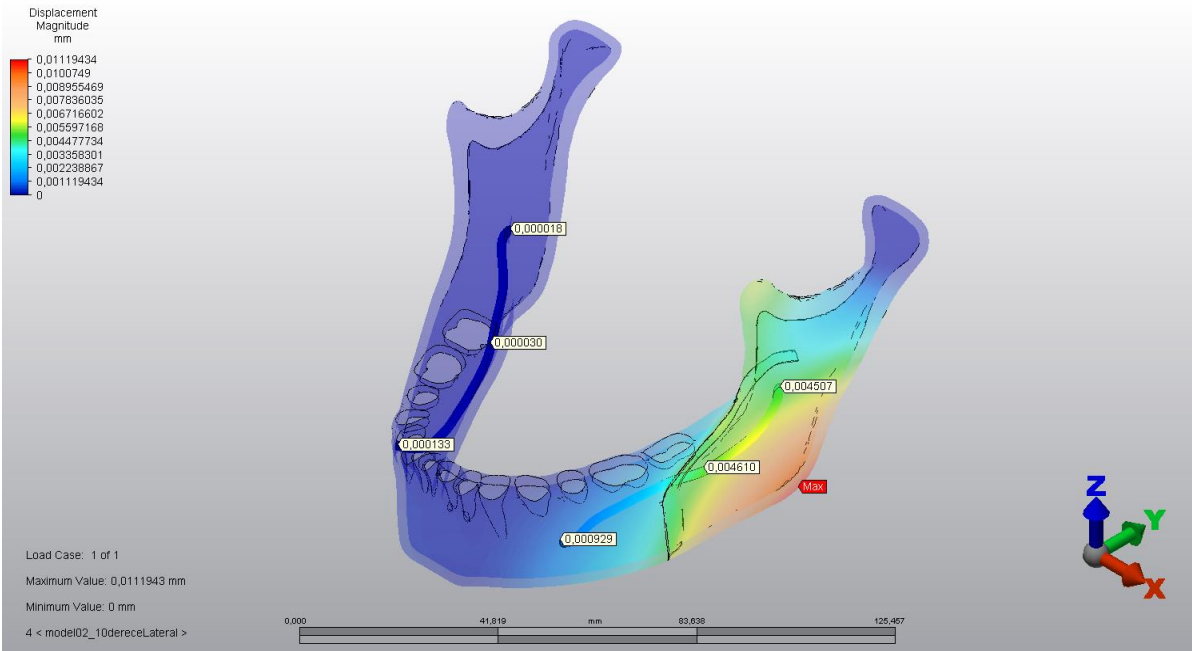
Şekil 68. Bukkal saha 10 derece lateral açılı osteotom displacement magnitude değerleri



Şekil 69. Horizontal kesi sahası 10 derece lateral açılı osteotom displacement magnitude değerleri



Şekil 70. Lingual saha 10 derece lateral açılı osteotom displacement magnitude değerleri

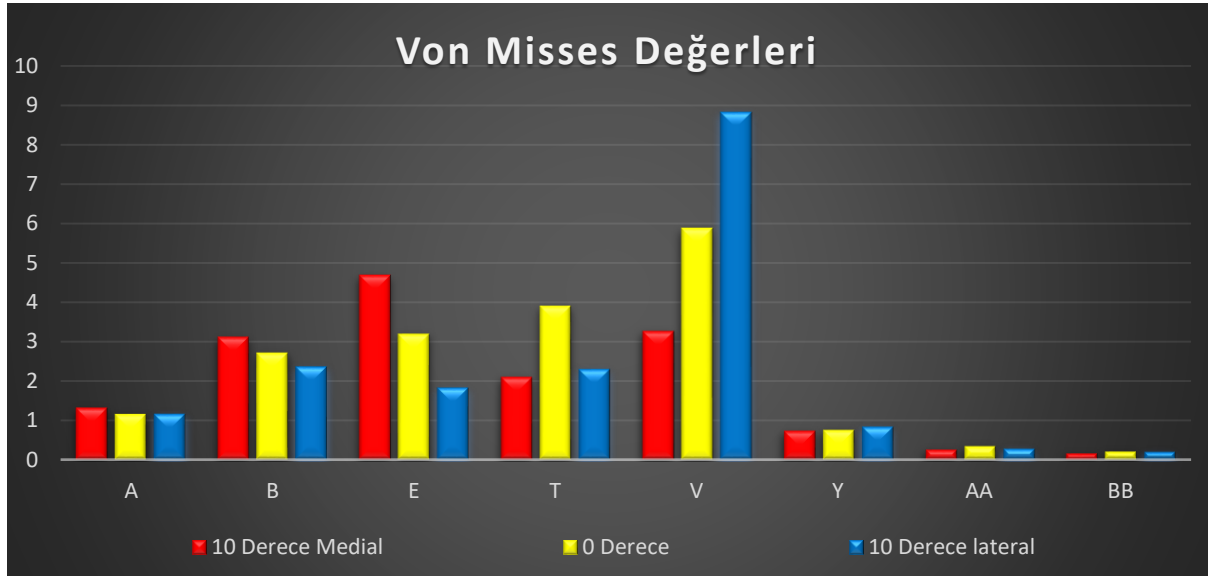


Şekil 71. Inferior alveoller kanal 10 derece lateral açılı osteotom displacement magnitude değerleri

4.2 Bölgesel Analizler

4.2.1 Distal Segmentte Horizontal Kesi Hattı Saha Analiz Bulguları

Kuvvet uygulandığı esnasında distal segmentte kemikte oluşan von misses değerleri grafiği şekil 72’de gösterilmiştir. Bölgedeki referans noktaları A, B, E, T, V, Y, AA, BB şeklinde sıralanır.



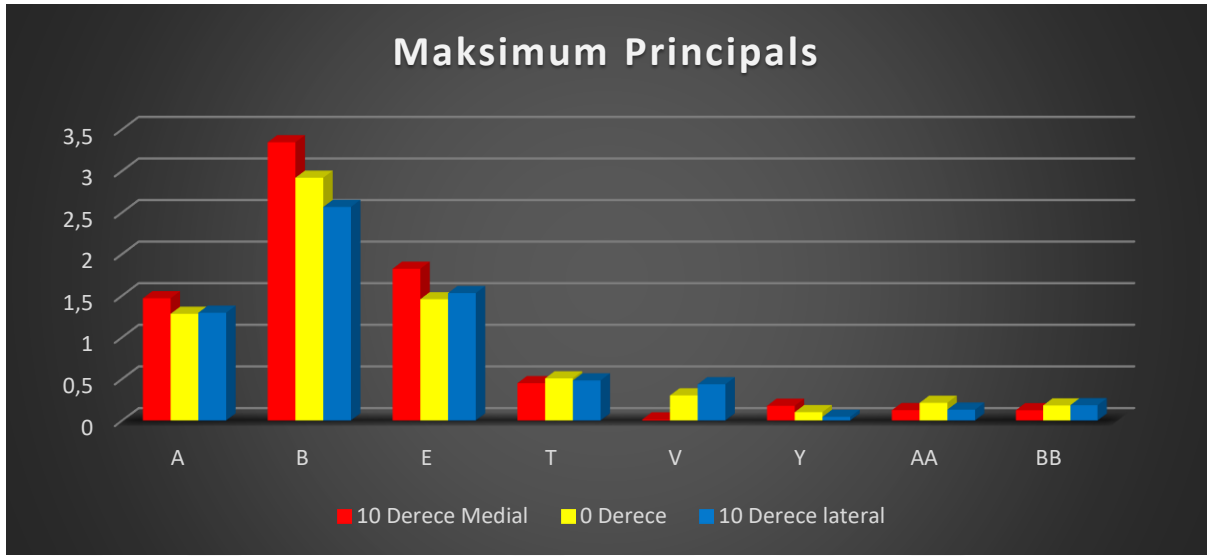
Şekil 72. Distal segmentte horizontal kesi hattı saha von mises değerleri

Anterior bölgede A, B ve E referans noktalarında von misses en fazla değerinin medial 10 derece açıyla uygulandığında en az ise 10 derece lateral açıyla uygulandığında ulaşıldığı görülmüştür.

Orta bölgede T, V ve Y referans noktalarında von misses değerleri göz önünde bulundurulduğunda T noktasında en fazla değer 0 derece açıda görülmüş olup açılı vektör yönlerinde sonuçlar birbirine yakındır. V noktasında 10 derece lateral açılı uygulamada en yüksek değer görülmüş olup en az değer medial açılı uygulamada görülmüştür. Y referans noktasında ise sonuçlar birbirlerine yakındır.

Posterior bölgede AA ve BB referans noktalarında ise medial yönlü açılanmada nispeten daha az değer tespit edilmiştir.

Kuvvet uygulandığı esnasında distal segmentte kemikte oluşan maksimum principal stres (tension- gerilme) analizi değerleri grafiği şekil 73’de gösterilmiştir. Bölgedeki referans noktaları A, B, E, T, V, Y, AA, BB şeklinde sıralanır.



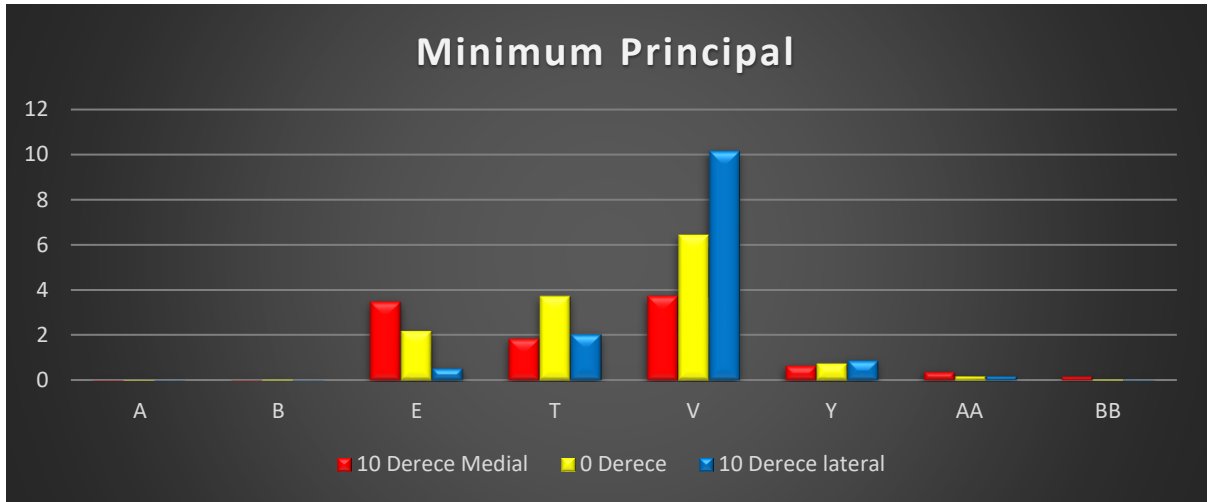
Şekil 73. Distal segmentte horizontal kesi hattı saha maksimum principal değerleri

Anterior bölgede A,B ve E referans noktalarında en fazla maksimum principal stres (tension- gerilme) değerinin medial yönlü açıda olduğu görülmüştür. B noktası için ise en az stres lateral açılı uygulamada görülmüştür.

Orta bölgede T,V ve Y referans noktalarından T noktasında sonuçlar birbirlerine yakinken V noktasında lateral açılı uygulamada en fazla değer gözlenirken, medial açılı uygulamada değer en az bulunmuştur. Fark daha az olmakla beraber Y noktasında bunun tam tersi sonuçlar bulunmuştur.

Posterior bölgede AA referans noktasında 0 derece açıda en fazla değer elde edilmişken BB referans noktasında 10 derece medial açıda en az değer görülmüştür. Bunun dışında değerler birbirlerine nispeten yakındır

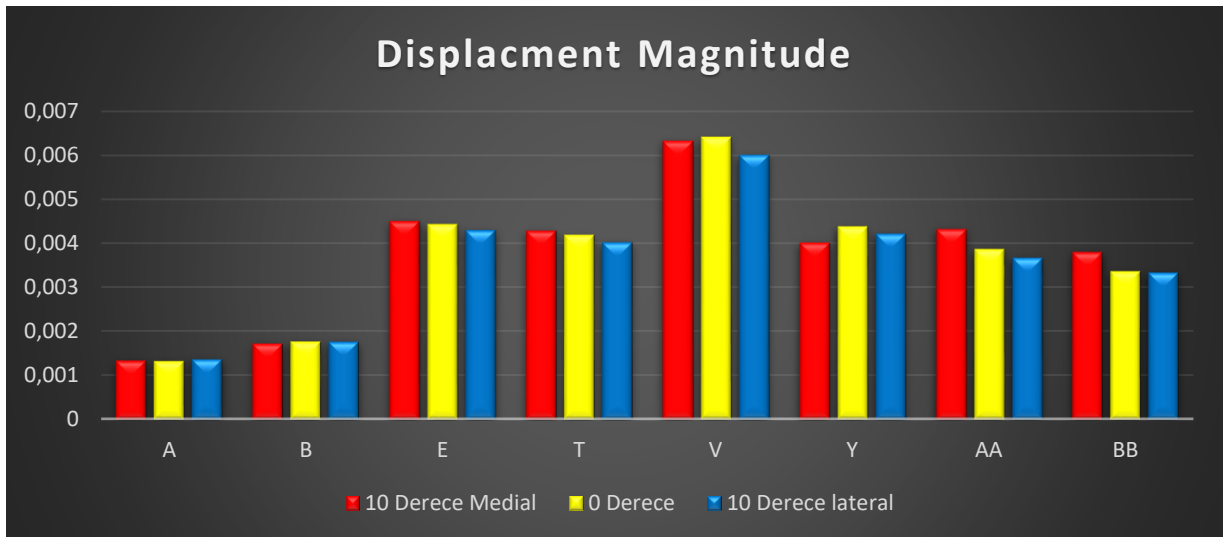
Kuvvet uygulandığı esnasında distal segmentte kemikte oluşan minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri analizi değerleri grafiği şekil 74'da gösterilmiştir. Bölgedeki referans noktaları A, B, E, T, V, Y, AA, BB şeklinde sıralanır.



Şekil 74. Distal segmentte horizontal kesi hattı saha minimum principal değerleri

Anterior bölgede A, B referans bölgelerinde değerler birbirine yakındır. E noktasında medial açılı uygulama en fazla iken lateral açılı uygulama en az değere sahiptir. T noktasında açılı uygulamaların ikisi de 0 dereceli uygulamaya göre az değere sahiptir. V noktasında lateral açılı uygulamada en yükdek değer gözlemlenirken medial yönlü uygulamada en az değer bulunmuştur. Y, AA ve BB referans noktalarında sonuçlar birbirlerine yakındır.

Kuvvet uygulandığı esnasında distal segmentte kemik üzerinde yarattığı x,y,z eksenlerinde yaptığı yer değiştirmenin bileşke değer analizi grafiği şekil 75’de gösterilmiştir.



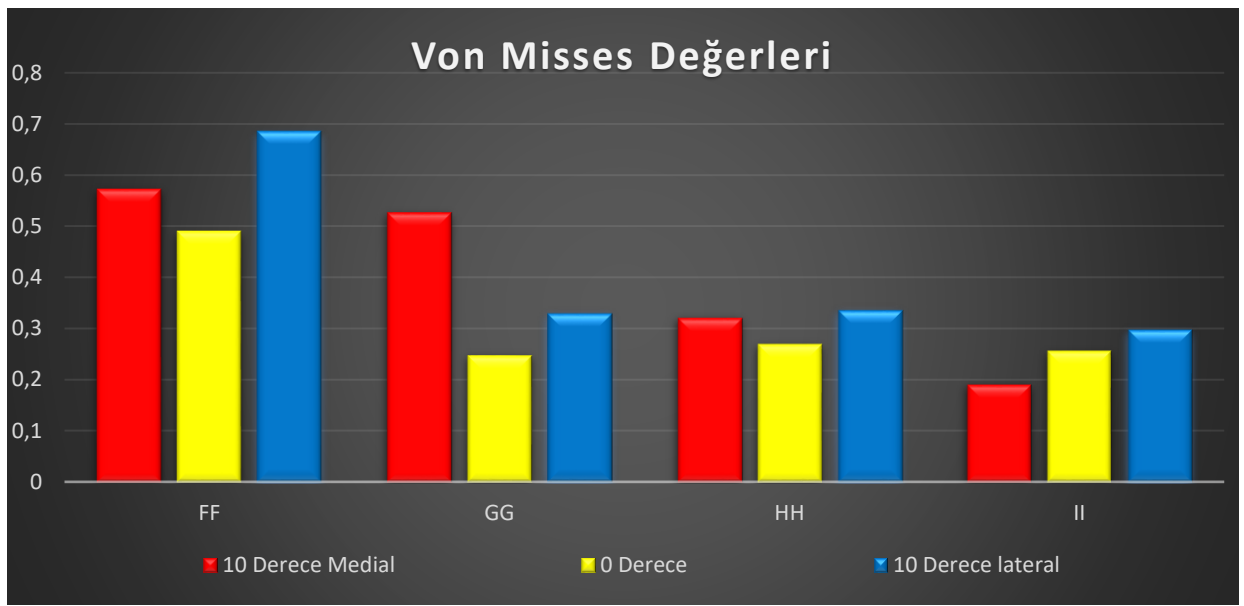
Şekil 75. Distal segmentte horizontal kesi hattı saha displacement magnitude değerleri

Referans noktalarından alınan değerlere bakıldığında kemik üzerindeki bileşke yer

değiştirme sonuçlarının birbirlerine yakın olduğu görülmüştür.

4.2.2 Distal Segment Retromolar Saha Analiz Bulguları

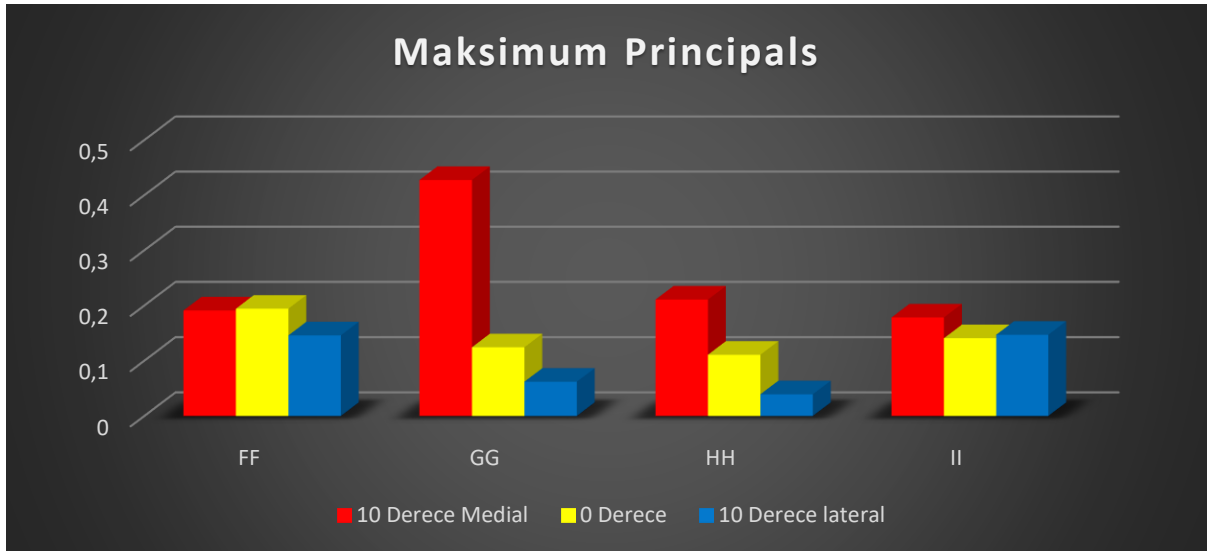
Kuvvet uygulandığı esnasında distal segmentte kemikte oluşan von mises değerleri grafiği şekil 76’de gösterilmiştir. Bölgedeki referans noktaları FF, GG, HH, II şeklinde sıralanır.



Şekil 76. Distal segment retromolar saha von mises değerleri

Distal segmentte retromolar bölgedeki FF, GG, HH ve II referans noktalarının von mises değerleri incelendiğinde FF, GG, HH noktalarında en az değer 0 dereceli açı ile yapılan uygulamada elde edilmişken FF noktasında en fazla 10 derece lateral açılı uygulamada GG noktasında ise 10 derece medial açılı uygulamada en fazla değer görülmüştür. HH noktasında ise açılı uygulamaların sonuçları birbirine yakındır. II noktasında medial yönlü açılanma en az olmakla beraber laterale doğru gittikçe değerde artış görülmüştür.

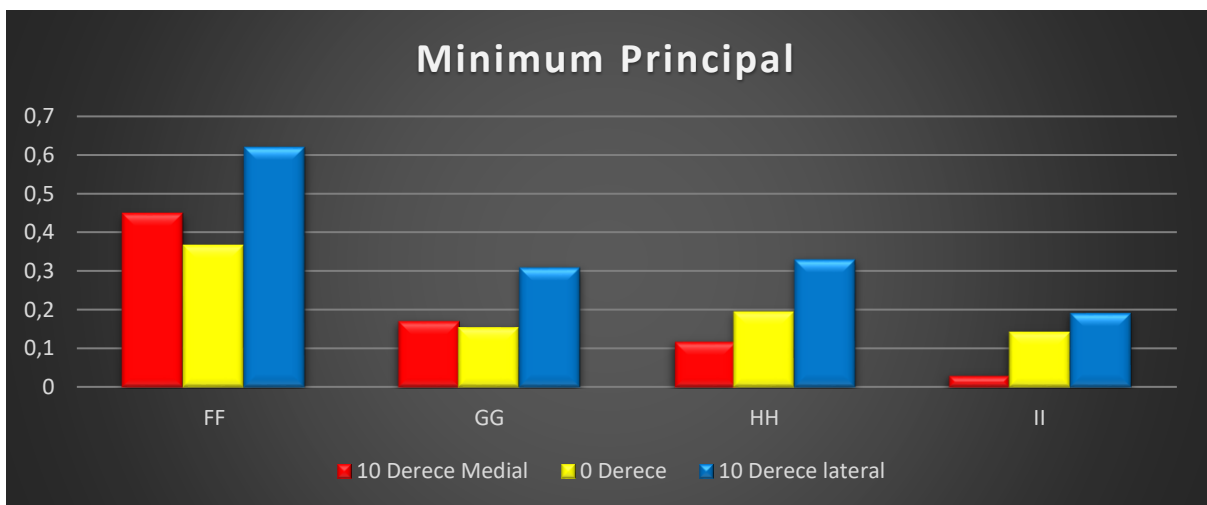
Kuvvet uygulandığı esnasında distal segmentte kemikte oluşan maksimum principal stres (tension- gerilme) analizi değerleri grafiği şekil 77’de gösterilmiştir. Bölgedeki referans noktaları FF, GG, HH, II şeklinde sıralanır.



Şekil 77. Distal segment retromolar saha maksimum principal değerleri

FF noktası baz alındığında en az değer 10 derece lateral açılı uygulamada görülmüş olup diğer uygulamaların sonucu birbirine yakındır. GG, HH, II referans noktaları için en yüksek değer 10 derece medial açılı uygulamada görülmüş olup en az değer 10 derece lateral yönlü açılanmada elde edilmiştir. II noktasında 0 dereceli açılanma ile 10 derece lateral yönlü açılanma değerleri birbirlerine nispeten yakındır.

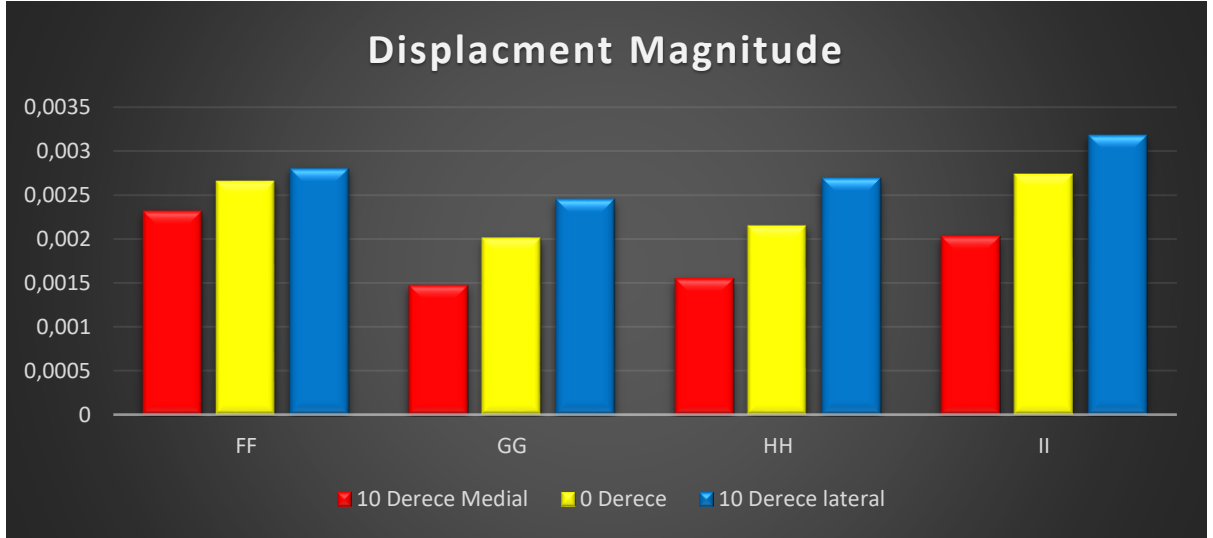
Kuvvet uygulandığı esnasında distal segmentte kemikte oluşan minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri analizi değerleri grafiği şekil 78’de gösterilmiştir. Bölgedeki referans noktaları FF, GG, HH, II şeklinde sıralanır.



Şekil 78. Distal segment retromolar saha minimum principal değerleri

FF, GG, HH, II referans noktaları için en yüksek değer 10 derece lateral açılanmada elde edilmişken II ve HH noktaları için en az değer 10 derece medial açılı uygulamada görülmüştür. FF ve GG noktaları için en az değer 0 dereceli uygulamadayken GG noktasındaki 0 dereceli uygulama ile 10 derece medial açılı uygulama arasındaki fark nispeten diğerlerine göre azdır.

Kuvvet uygulandığı esnasında distal segmentte retromolar sahadaki kemik üzerinde yarattığı x,y,z eksenlerinde yaptığı yer değiştirmenin bileşke değer analizi grafiği şekil 79’de gösterilmiştir. Bölgedeki referans noktaları FF, GG, HH, II şeklinde sıralanır.

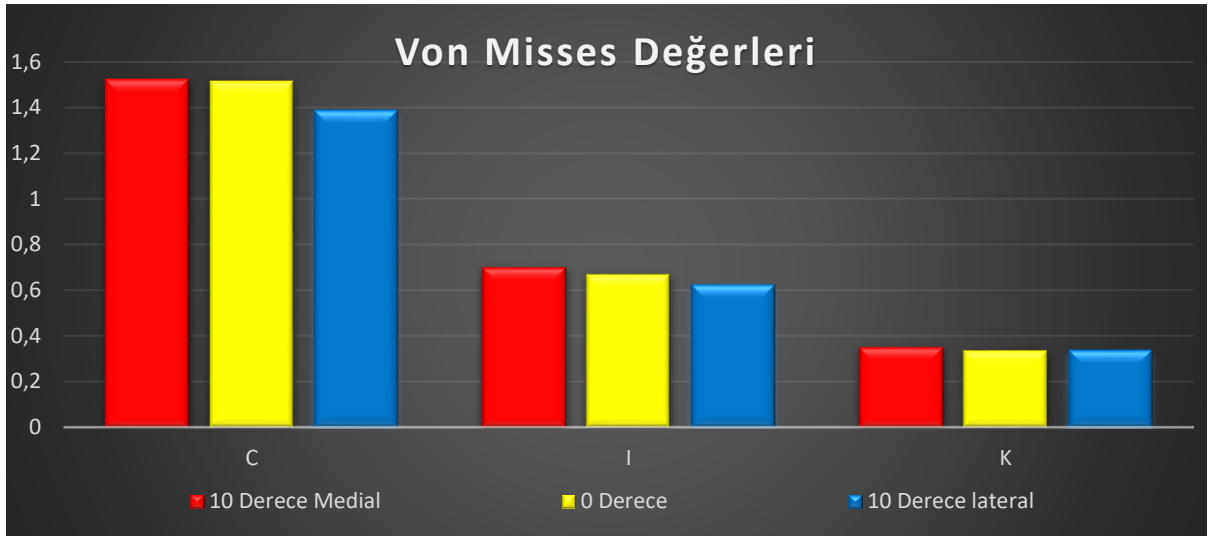


Şekil 79. Distal segment retromolar saha displacement magnitude değerleri

Referans noktalarında ölçülen değerler incelendiğinde en azı mediale 10 derece açılı uygulamada en yüksek değer ise laterale açılı uygulamada tespit edilmiştir.

4.2.3 Distal Segment Vertikal Kesi Sahası Analiz Bulguları

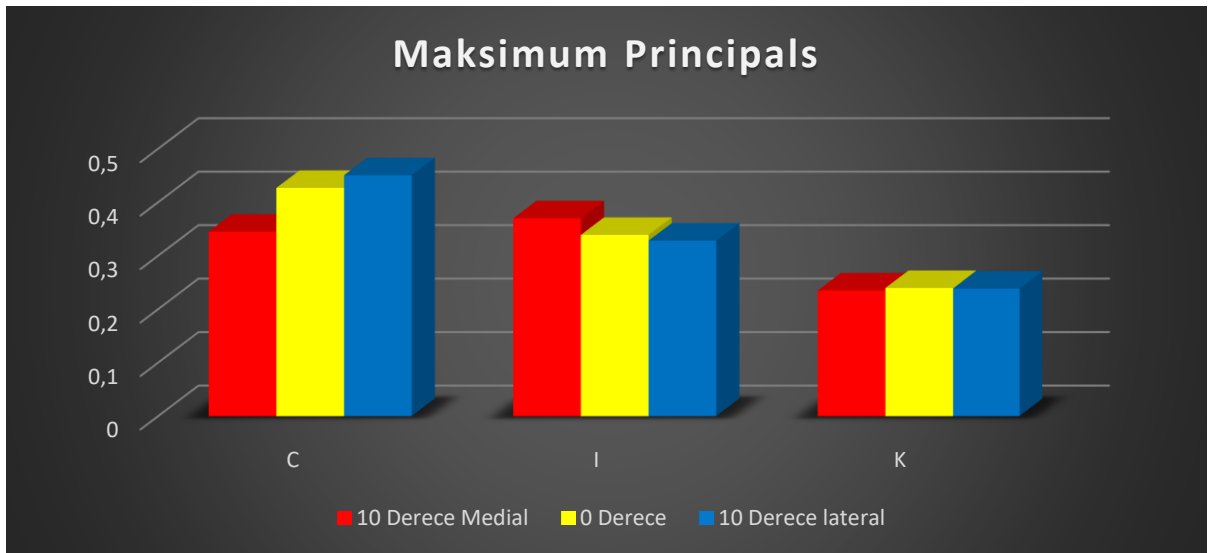
Kuvvet uygulandığı esnasında vertikal kesi hattının distal segmentinde kemikte oluşan von misses değerleri grafiği şekil 80’de gösterilmiştir. Bölgedeki referans noktaları C, I ve K şeklinde sıralanır.



Şekil 80. Distal segment vertikal saha von misses değerleri

Vertikal kesi hattının distal segmentinde kalan referans noktalarından C, I, K için yapılan von misses değer analizinde sonuçların birbirlerine yakın olduğu görülürken nispeten 10 derece lateral açılı uygulamanın daha az değerlendirildiği belirlenmiştir.

Kuvvet uygulandığı esnasında vertikal kesi hattının distal segmentinde kemikte oluşan maksimum principal stres (tension- gerilme) analizi değerler grafiği şekil 81’da gösterilmiştir.

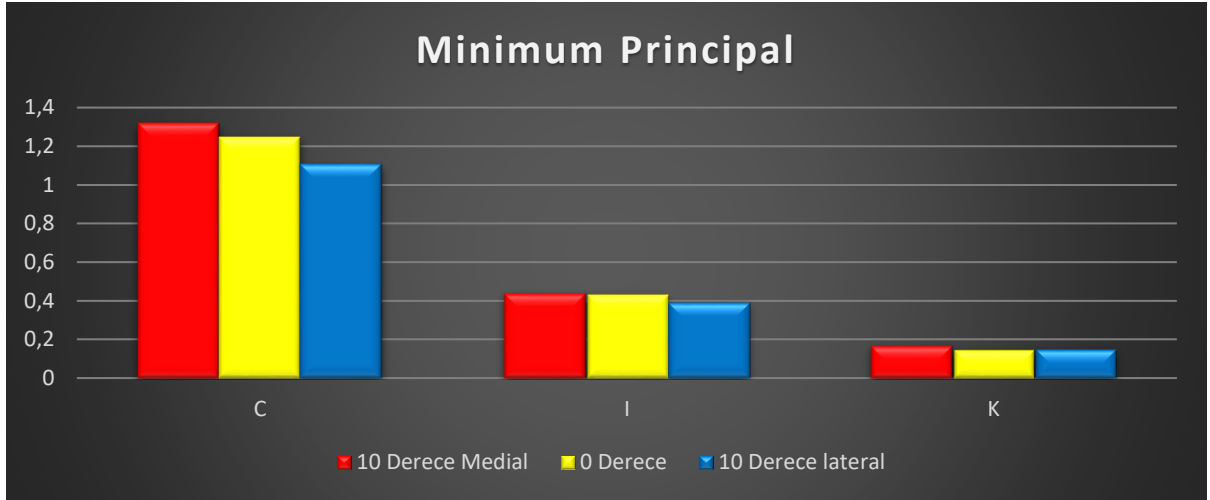


Şekil 81. Distal segment vertikal saha maksimum principal değerleri

C referans noktasında en az değer 10 derece medial açılı uygulamadayken en fazla değer lateral yönlü açılanmadadır. I noktası için durum bunun tam tersidir. K noktasında ise

sonuçların birbirlerine yakın olduğu görülmüştür.

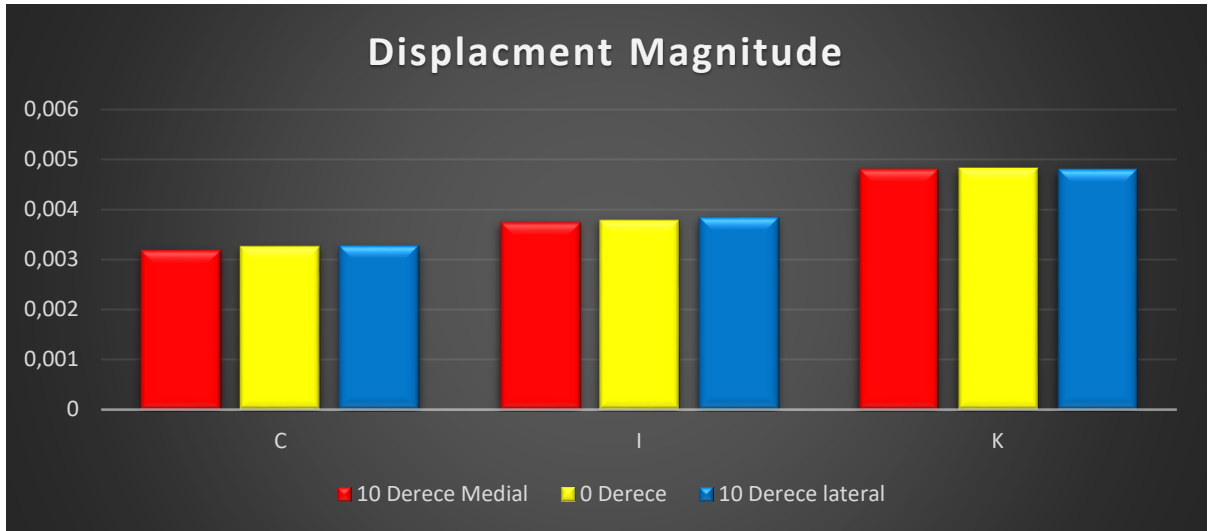
Kuvvet uygulandığı esnasında vertikal kesi hattının distal segmentinde kemikte oluşan minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri analizi değerleri grafiği şekil 82’de gösterilmiştir.



Şekil 82. Distal segment vertikal saha minimum principal değerleri

Referans noktalarında alınan değerler incelendiğinde 10 derece medial açılı uygulamada en yüksek değerler elde edilmiştir. 10 derece lateral açılı uygulama en alçak değere sahiptir ve nispeten sonuçlar birbirine yakındır.

Kuvvet uygulandığı esnasında distal segmentte vertikal kesi hattına yakın sahadaki kemik üzerinde yarattığı x,y,z eksenlerinde yaptığı yer değiştirmenin bileşke değer analizi grafiği şekil 83’de gösterilmiştir.

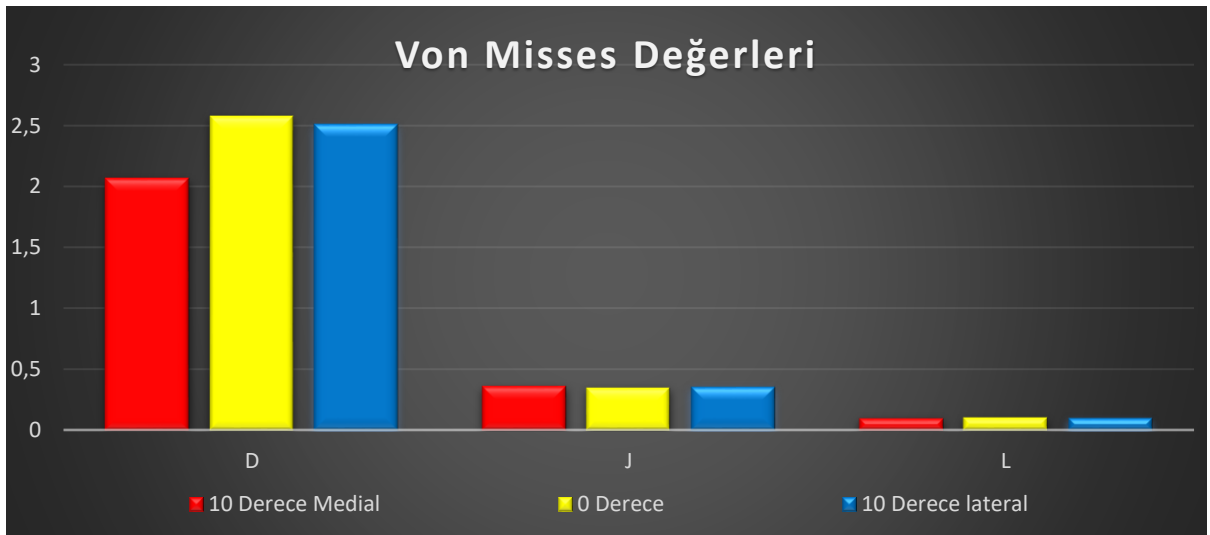


Şekil 83. Distal segment vertikal displacement magnitude değerleri

Yapılan analizlerde referans noktalarında sonuçların birbirlerine yakındır.

4.2.4 Proksimal Segment Vertikal Kesi Sahası Analiz Bulguları

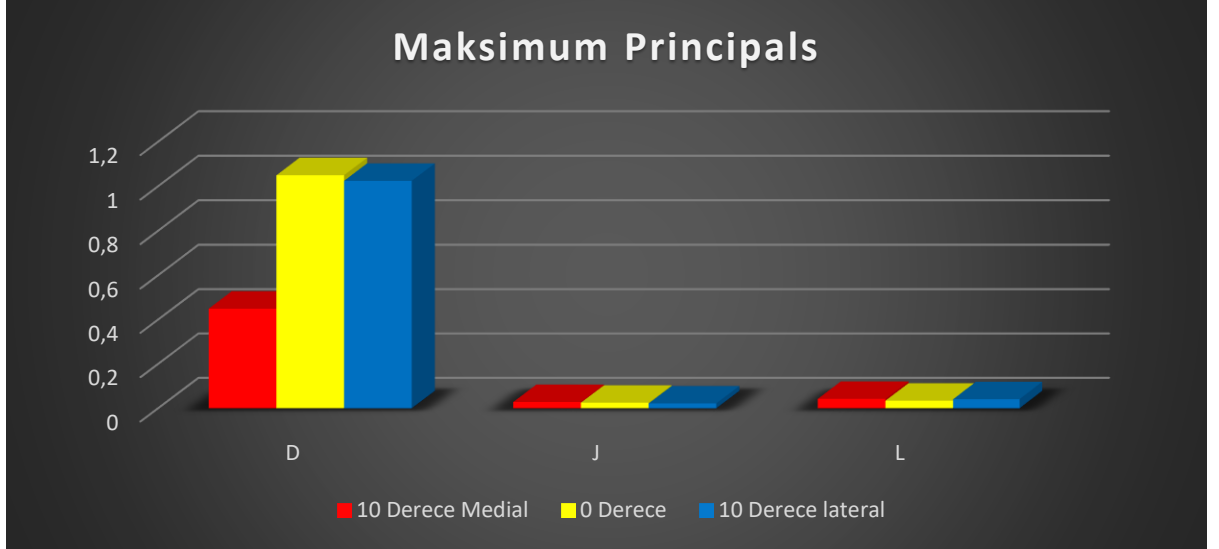
Kuvvet uygulandığı esnasında vertikal kesi hattının proksimal segmentinde kemikte oluşan von misses değerler grafiği şekil 84’da gösterilmiştir. Bölge referans noktaları D, J, L şeklinde sıralanır.



Şekil 84. Proksimal segment vertikal kesi sahası von misses değerleri

D referans noktasında en yüksek değer 0 derece açılı uygulamada görülmüşken en az alınan değer 10 derece medial açılı uygulamada olmuştur. J ve L noktaları için alınan değerler birbirlerine yakındır.

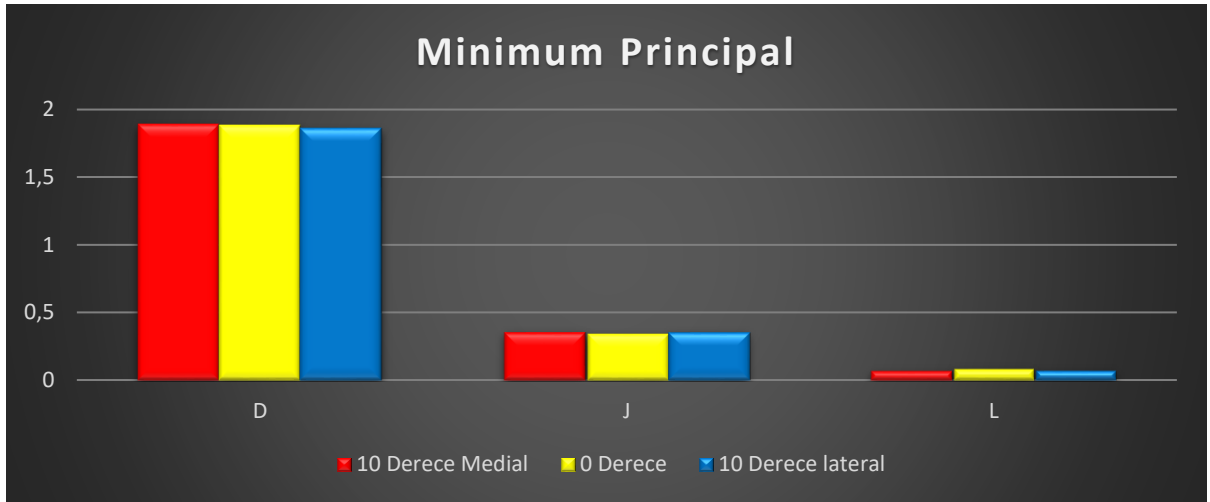
Kuvvet uygulandığı esnasında vertikal kesi hattının proksimal segmentinde kemikte oluşan maksimum principal stres (tension- gerilme) analizi değerleri grafiği şekil 85’da gösterilmiştir.



Şekil 85. Proksimal segment vertikal kesi sahası maksimum principal değerleri

J ve L noktalarında sonuçlar arasında büyük bir fark olmazken, 10 derece emdial açılı uygulamada D noktası için en az değer görülmüş olup diğerlerinde değerlerin birbirlerine yakın olduğu görülmüştür.

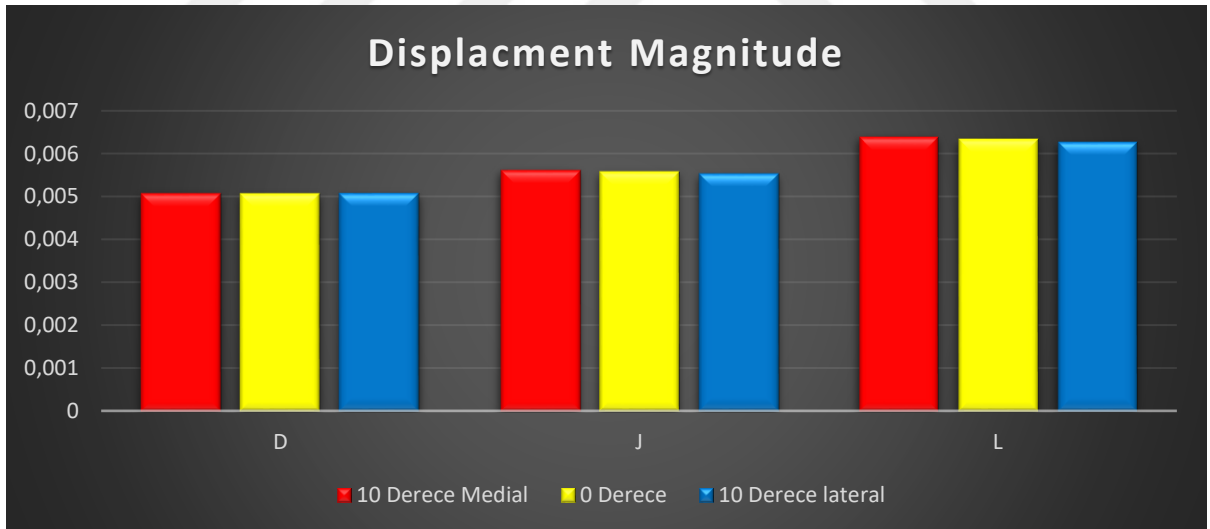
Kuvvet uygulandığı esnasında vertikal kesi hattının proksimal segmentinde kemikte oluşan minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri analizi değerleri grafiği şekil 86’de gösterilmiştir.



Şekil 86. Proksimal segment vertikal kesi sahası minimum principal değerleri

Elde edilen verilere göre referans noktalarında uygulamalar sonucu oluşan değerlerin birbirlerine yakın olduğu görülmüştür.

Kuvvet uygulandığı esnasında distal segmentte vertikal kesi hattına yakın sahadaki kemik üzerinde yarattığı x,y,z eksenlerinde yaptığı yer değiştirmenin bileşke değer analizi grafiği şekil 87’de gösterilmiştir.

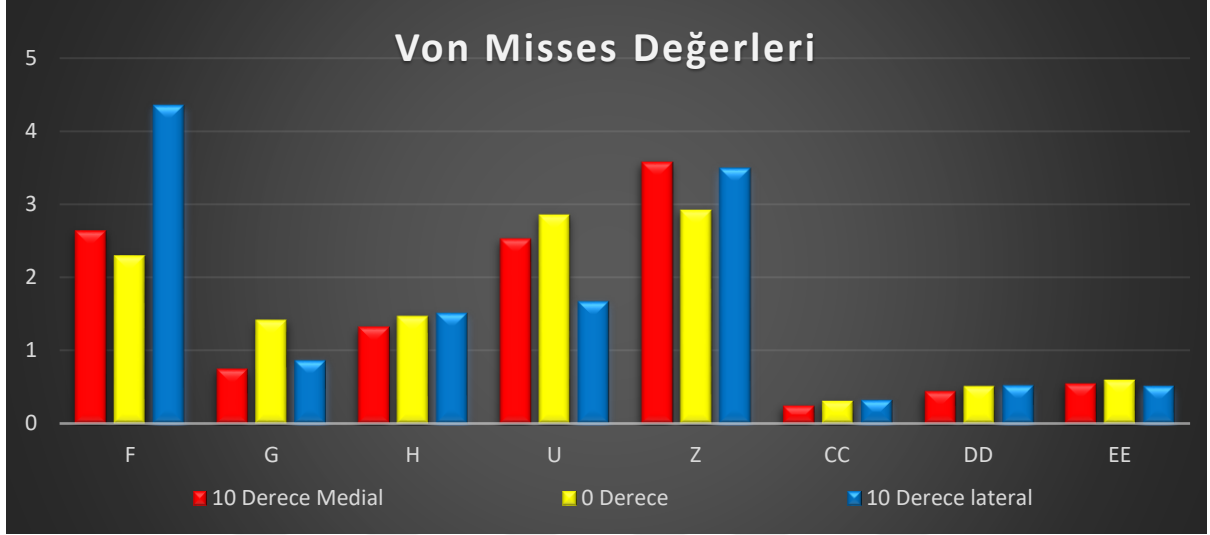


Şekil 87. Proksimal segment vertikal kesi sahası displacement magnitude değerleri

Elde edilen verilere göre referans noktalarında uygulamalar sonucu oluşan değerlerin birbirlerine yakın olduğu görülmüştür.

4.2.5 Proksimal Segmentte Horizontal Kesi Hattı Saha Analiz Bulguları

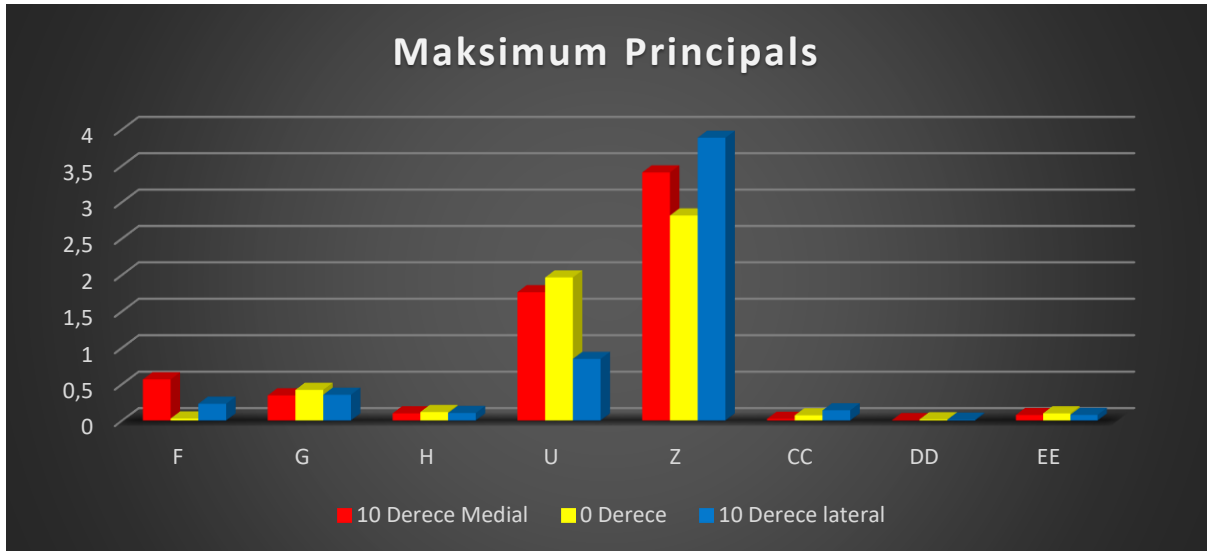
Kuvvet uygulandığı esnasında horizontal kesi hattının proksimal segmentinde kemikte oluşan von misses değerleri grafiği şekil 88’de gösterilmiştir. Bölge referans noktaları F, G, H, U, Z, CC, DD, EE şeklinde sıralanır.



Şekil 88. Proksimal segmentte horizontal kesi hattı von misses değerleri

Referans noktalarından F ‘de 10 derece lateral açılı uygulamda en yüksek değer elde edilirken en az değer 0 derece açılı uygulamda ölçülmüştür. G noktasında en yüksek değer 0 dereceli uygulamda elde edilmişken diğer uygulamalardaki değerler birbirlerine yakındır. U noktasında 0 dereceli uygulama en yüksek değere sahipken Z noktasında en az değer gözlemlenmiştir. U noktasında 10 derece lateral açılı uygulama en az değer oluştururken Z noktası için 10 derece açılı uygulamaların sonuçları nispeten daha yakındır. H, CC, DD, EE noktalarındaki değerler de benzer seyretmiştir.

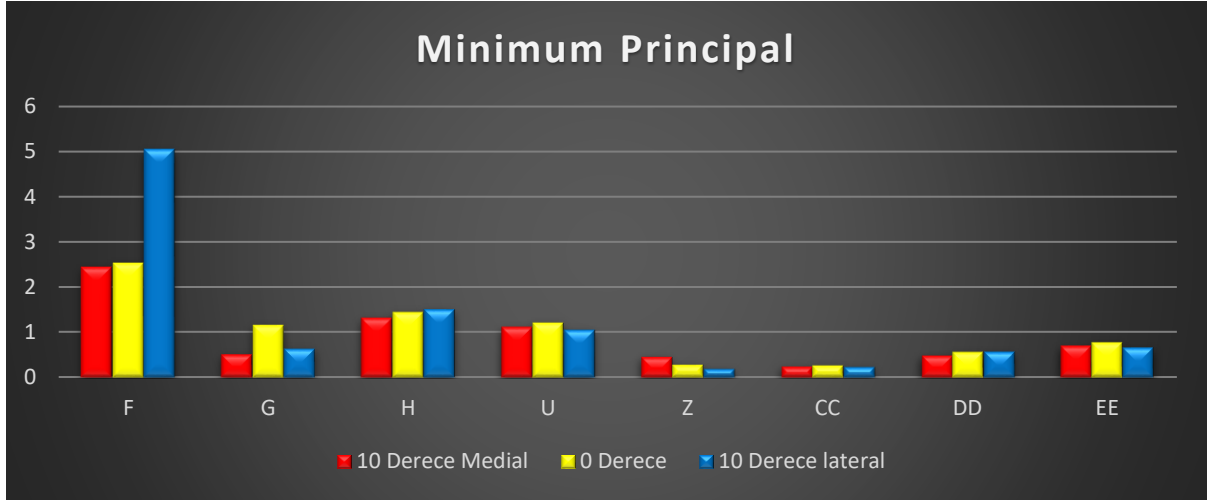
Kuvvet uygulandığı esnasında horizontal kesi hattının proksimal segmentinde kemikte oluşan maksimum principal stres (tension- gerilme) analizi değerler grafiği şekil 89’de gösterilmiştir.



Şekil 89. Proksimal segmentte horizontal kesi hattı maksimum principal değerleri

F referans noktasında en yüksek değer medial açılı uygulamada elde edilmişken en az değer 0 derece açılı uygulamada elde edilmiştir. U ve Z noktalarında değerler diğer bölge referans noktalarına göre daha fazla olmakla beraber en yüksek değer U noktasında 0 derece açılı uygulamada görülmüşken Z noktasında tam tersidir. U noktası için en düşük değer 10 derece lateral açılı uygulamada elde edilmişken yine Z noktası için bu tam tersi yöndedir. G, H, CC, DD, EE noktaları için diğerlerine göre sonuçlar daha benzer olduğu gözlemlenmiştir.

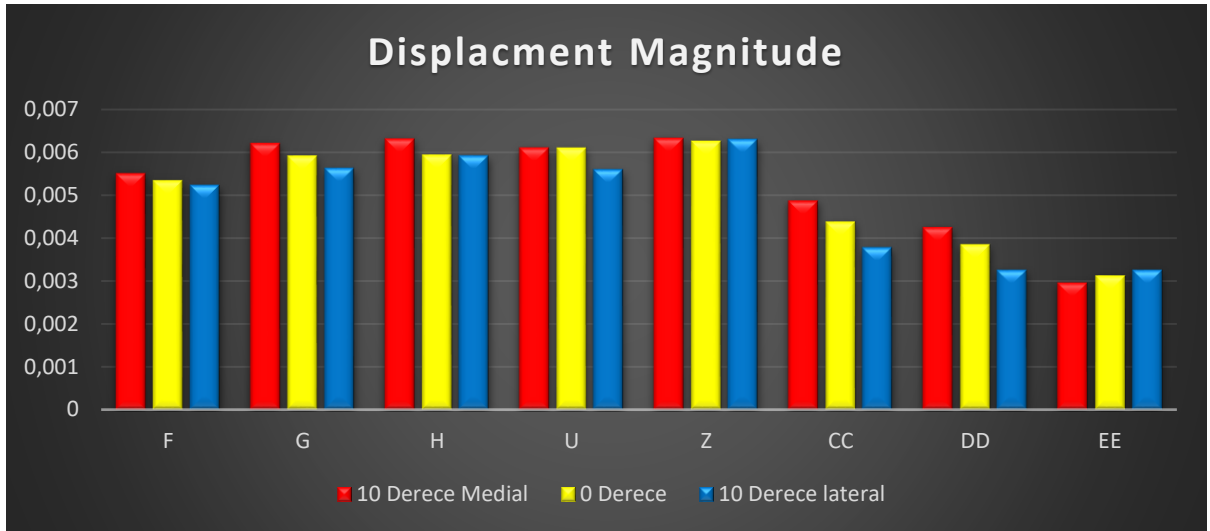
Kuvvet uygulandığı esnasında horizontal kesi hattının proksimal segmentinde kemikte oluşan minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri analizi değerler grafiği şekil 90'de gösterilmiştir.



Şekil 90. Proksimal segmentte horizontal kesi hattı minimum principal değerleri

F referans noktasında en yüksek değeri 10 derece lateral yönlü açılanmada elde edilmişken diğer uygulamalarda sonuçlar nispeten daha yakın olmakla beraber 10 derece medial açılı uygulamada daha düşük değer görülmüştür. H, U, CC, DD, EE noktalarında en yüksek değer 0 derece açılı uygulamadayken sonuçlar arası fark nispeten azdır. Z noktasında da sonuçlar birbirine yakındır ve en fazla değer 10 derece mediale açılı uygulamada görülmüştür.

Kuvvet uygulandığı esnasında proksimal segmentte horizontal kesi hattına yakın sahadaki kemik üzerinde yarattığı x,y,z eksenlerinde yaptığı yer değiştirmenin bileşke değer analiz değerler grafiği şekil 91’da gösterilmiştir.

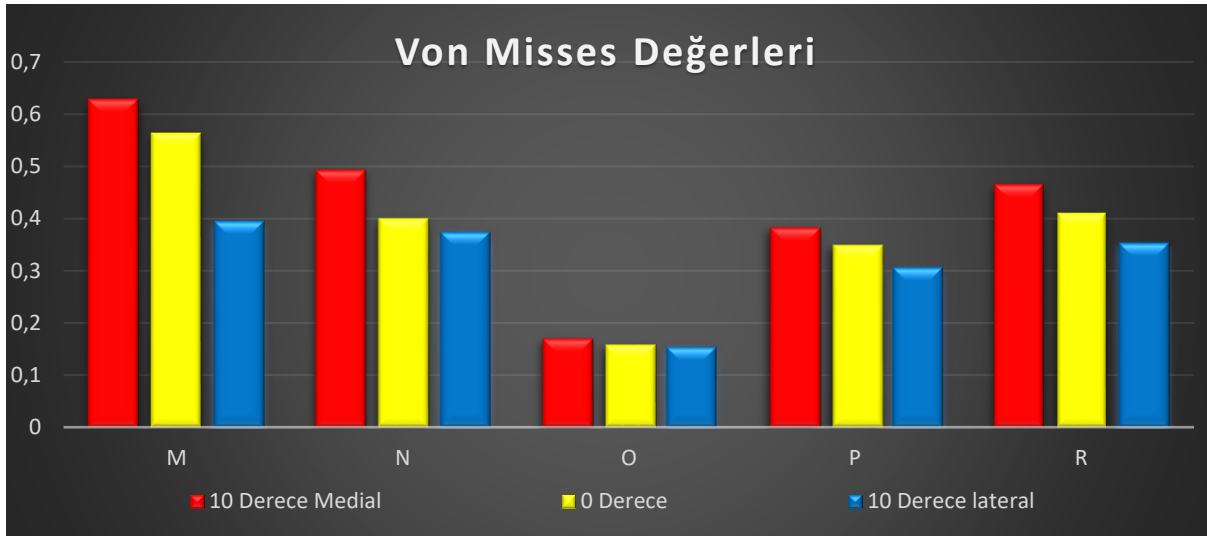


Şekil 91. Proksimal segmentte horizontal kesi hattı displacement magnitude değerleri

Yapılan analiz incelendiğinde EE noktası dışındaki referans noktalarında en yüksek değerler 10 derece lateral açılı uygulamada görülmüşken en az değerler 10 derece lateral açılı uygulamada görülmüştür. EE noktasında durum tam tersidir.

4.2.6 Proksimal Segmentte Angulus Bölgesi Saha Analiz Bulguları

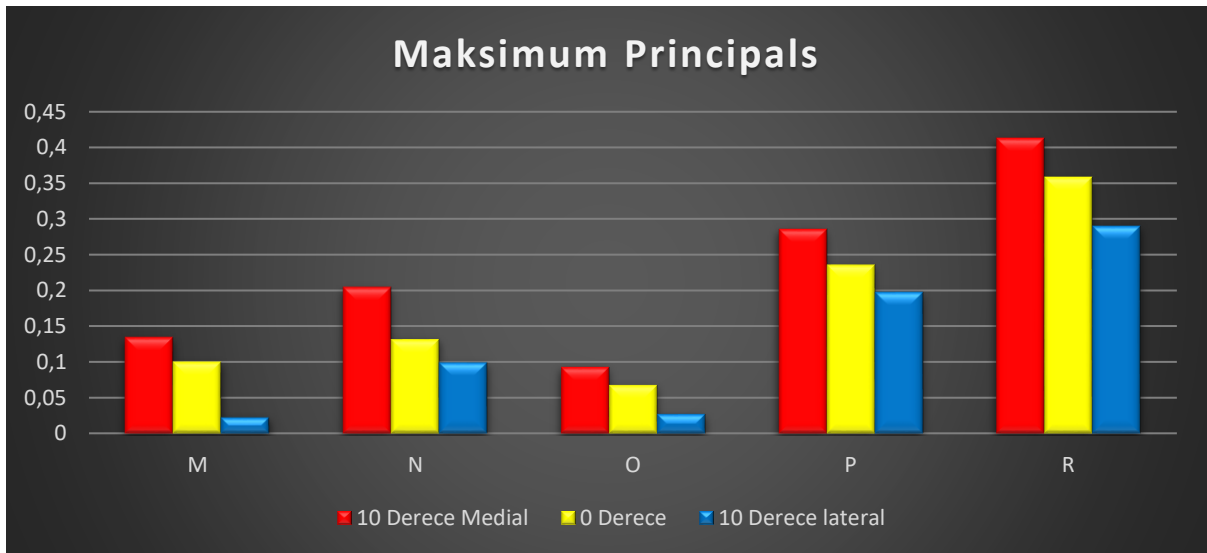
Kuvvet uygulandığı esnasında proksimal segment angulus bölgesinde kemikte oluşan von misses değerler grafiği şekil 92’de gösterilmiştir. Bölge referans noktaları M, N O, P, R şeklinde sıralanır.



Şekil 92. Proksimal segmentte angulus bölgesi von misses değerleri

Alınan von misses değerleri incelendiğinde, 10 derece medial açılı uygulamada hep en yüksek değerler ölçülürken 10 derece lateral uygulamada hep en az değer ölçümü yapılmıştır. 0 noktası için bu fark nispeten daha azdır.

Kuvvet uygulandığı esnasında proksimal segment angulus bölgesinde kemikte oluşan maksimum principal stres (tension- gerilme) analizi değerler grafiği şekil 93’de gösterilmiştir.

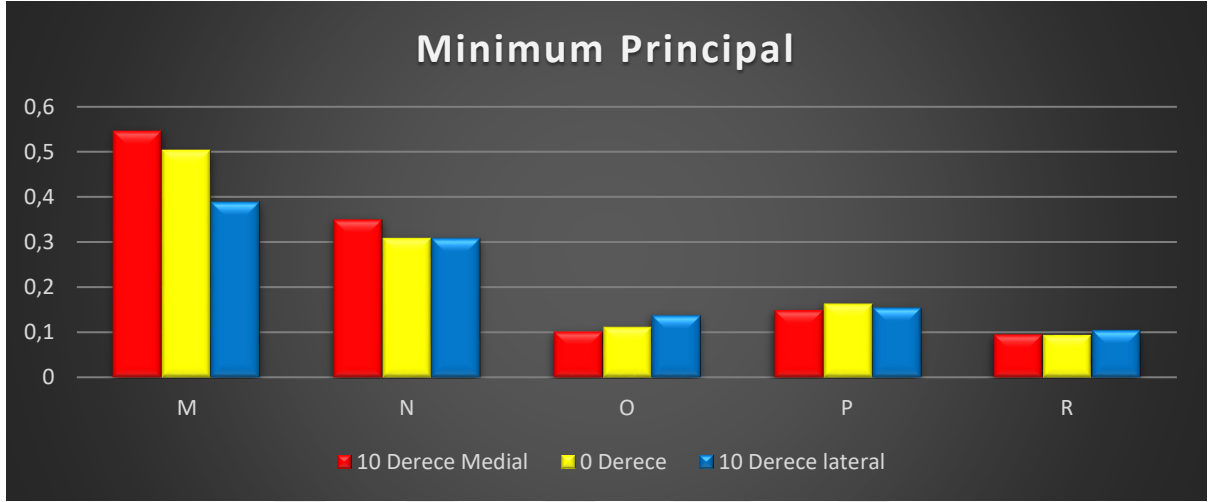


Şekil 93. Proksimal segmentte angulus bölgesi maksimum principal değerleri

Bölgenin analizi yapıldığında tüm referans noktalarında 10 derece medial açılı

uygulamada en yüksek değer alınırken en az değerler hep 10 derece lateral bölgesinde alınmıştır.

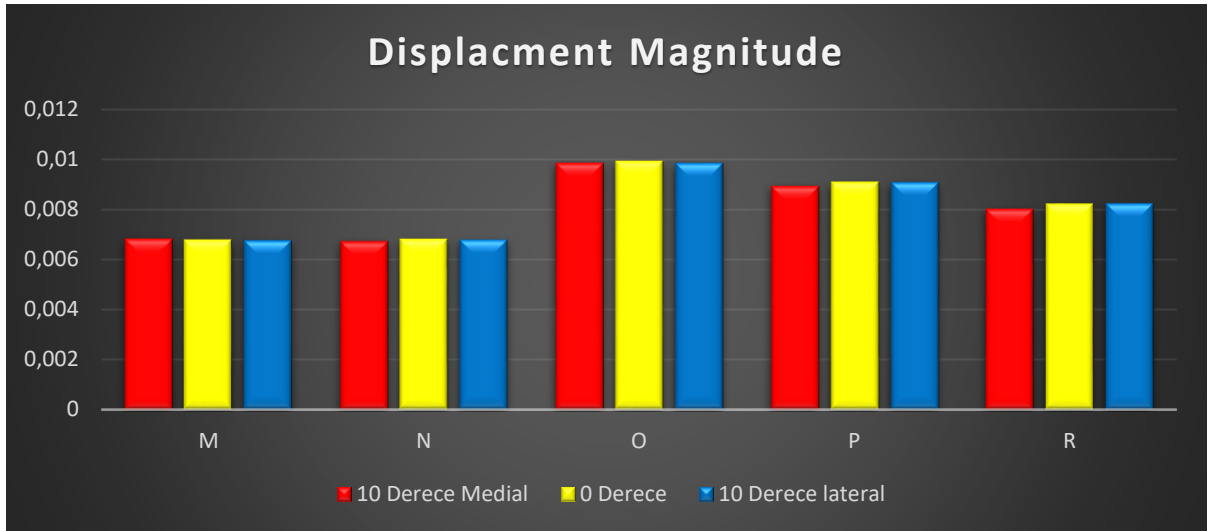
Kuvvet uygulandığı esnasında proksimal segment angulus bölgesinde kemikte oluşan minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri analizi değerler grafiği şekil 94’da gösterilmiştir.



Şekil 94. Proksimal segmentte angulus bölgesi minimum principal değerleri

Referans noktalarından M ve N noktalarında en fazla değerin 10 derece medial açılı uygulamda olduğu görölürken en az değerleri 10 derece lateral açılı uygulama aldığı görölümüştür. Fakat 0 dereceli uygulama sonucu M noktasında tepeye yakınken N noktasında en alçak değerle arasında fark azdır. O, P, R noktaları için değerler nispeten birbirlerine daha yakındır.

Kuvvet uygulandığı esnasında prkosimal segmentte angulus bölgesindeki kemik üzerinde yarattığı x,y,z eksenlerinde yaptığı yer değiştirmenin bileşke değer analiz değerleri şekil 95’de gösterilmiştir.

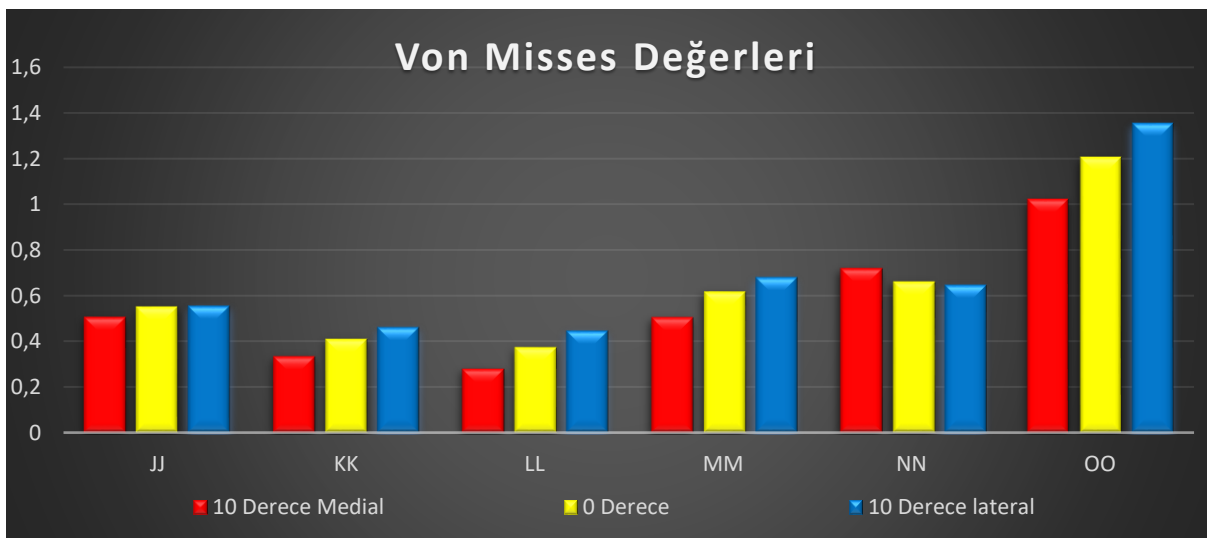


Şekil 95. Proksimal segmentte angulus bölgesi displacement magnitude değerleri

Tüm sonuçların yapılan analizde birbirlerine yakın olduğu görülmüştür.

4.2.7 Mandibula Lingual Bölgesi Saha Analiz Bulguları

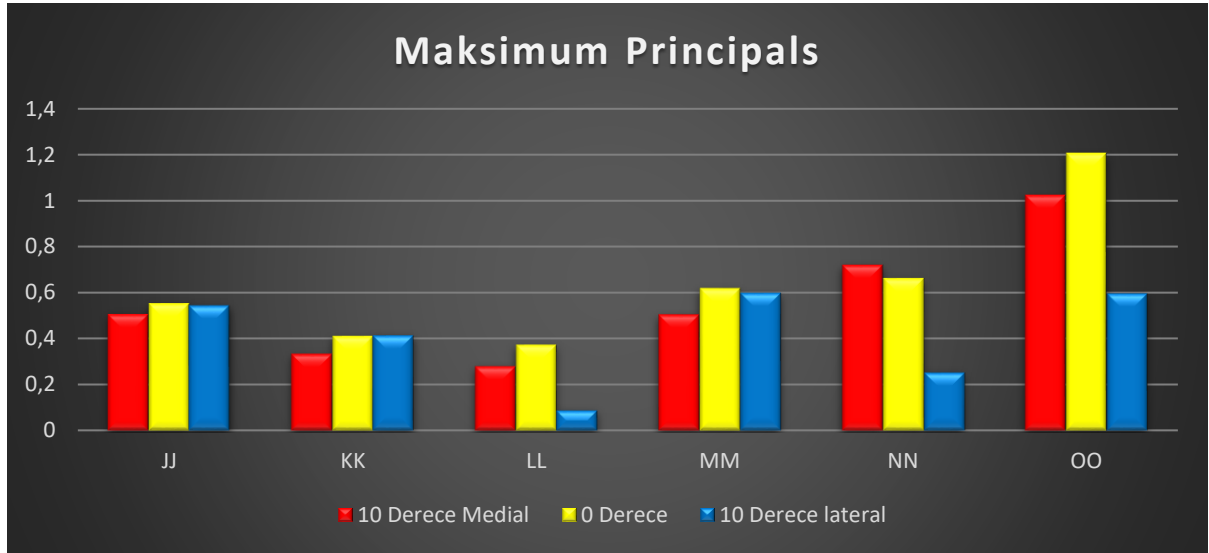
Kuvvet uygulandığı lingual bölgedeki kemikte oluşan von misses değerler grafiği şekil 96’de gösterilmiştir. Saha referans noktaları JJ, KK, LL, MM, NN, OO şeklinde sıralanmıştır.



Şekil 96. Mandibula lingual bölgesi von misses değerleri

Bölgedeki referans noktaları baz alınıp incelendiğinde NN hariç tüm noktalarda uygulama açısı laterale doğru giderken değer artışı görülmüştür. NN noktasında ise veriler tam tersini göstermektedir.

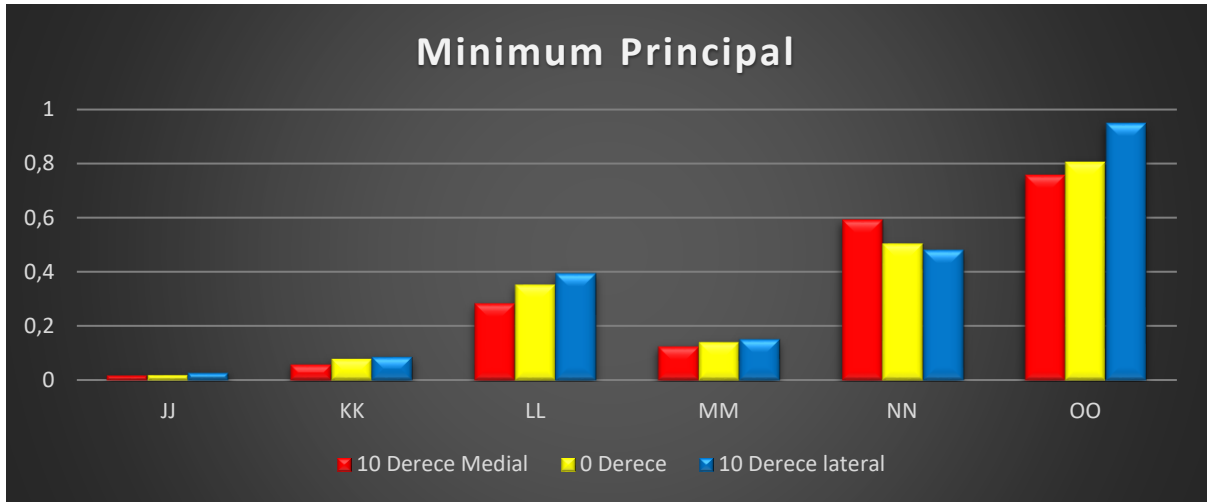
Kuvvet uygulandığı esnasında lingual bölgedeki kemikte oluşan maksimum principal stres (tension- gerilme) analizi değerler grafiği şekil 97’de gösterilmiştir.



Şekil 97. Mandibula lingual bölgesi maksimum principal değerleri

Referans noktaları incelendiğinde JJ, KK, MM ve OO noktaları için en yüksek değerler 0 derece açılı uygulamada görülmüşken değerler arasındaki fark en fazla OO noktasındadır. OO noktasında en az değer 10 derece lateral açılı uygulamada görülmüştür. JJ, KK, MM noktaları için en alçak değer 10 derece medial açılı uygulamadadır fakat uygulamalar arası değer farkı OO kadar değildir. LL ve NN noktası için en az değer 10 derece lateral uygulamasındadır. Sadece NN noktası için en büyük değer 10 derece medial açılı uygulamadayken 0 derece açılı uygulamayla farkı nispeten daha azdır.

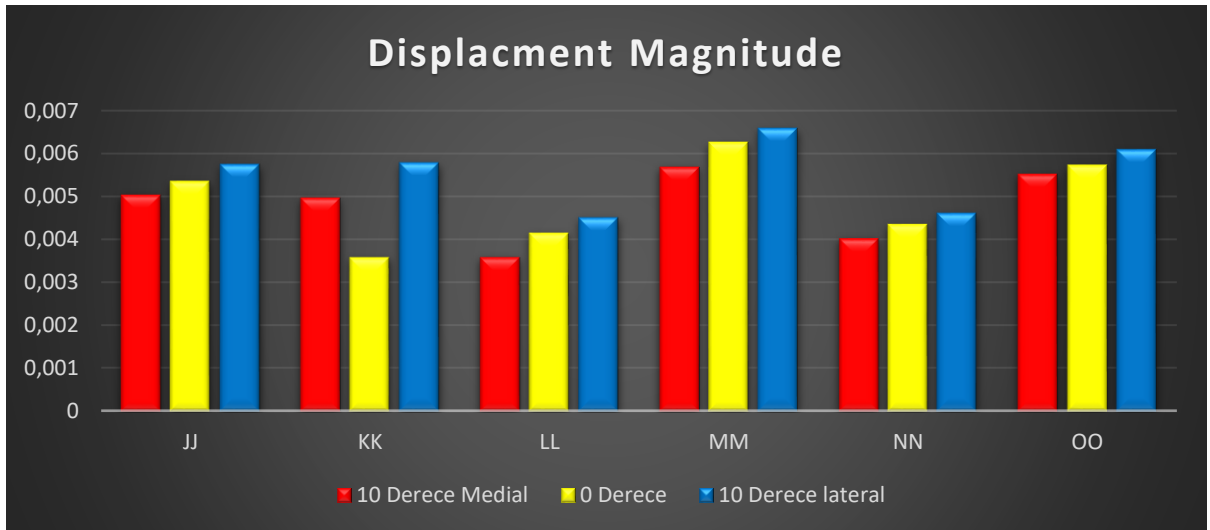
Kuvvet uygulandığı esnasında lingual bölgedeki kemikte oluşan minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri analizi değerler grafiği şekil 98 ‘de gösterilmiştir.



Şekil 98. Mandibula lingual bölgesi minimum principal değerleri

Referans noktalarından JJ, KK, MM noktaları için değerlerin birbirine yakın olduğu tespit edilmişken nispeten 10 derece medial açılı uygulamada değerler daha az olduğu tespit edilmiştir. LL ve OO noktaları için en fazla değerin 10 derece lateral açılı uygulamada elde edildiği görülmüşken bu mediale doğru gidildikçe kademeli olarak azalır. NN noktası için durum tam tersi olup en tepe nokta 10 derece medialde iken en dip nokta 10 derece lateraldir.

Kuvvet uygulandığı esnasında lingual kemik bölgesinde kemik üzerinde yarattığı x,y,z eksenlerinde yaptığı yer değiştirmenin bileşke değer analiz değerleri Şekil 99’de gösterilmiştir.



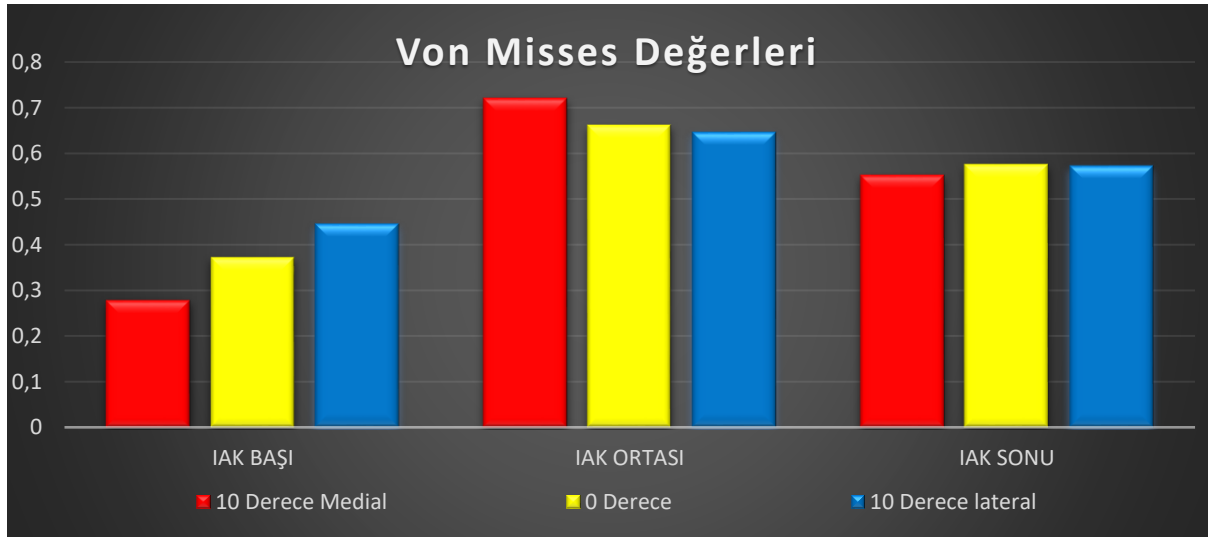
Şekil 99. Mandibula lingual bölgesi displacement magnitude değerleri

Tüm referans noktaları için en fazla değerin 10 derece lateral yönlü uygulamada

olduğu görülmüşken sadece KK noktası için en az değer 0 derece açılı uygulamada ölçülmüştür. KK noktası dışında 10 derece medial açılı uygulamalarda en az değer görülmüştür.

4.2.8 İnferior Alveolar Kanal Saha Analiz Bulguları

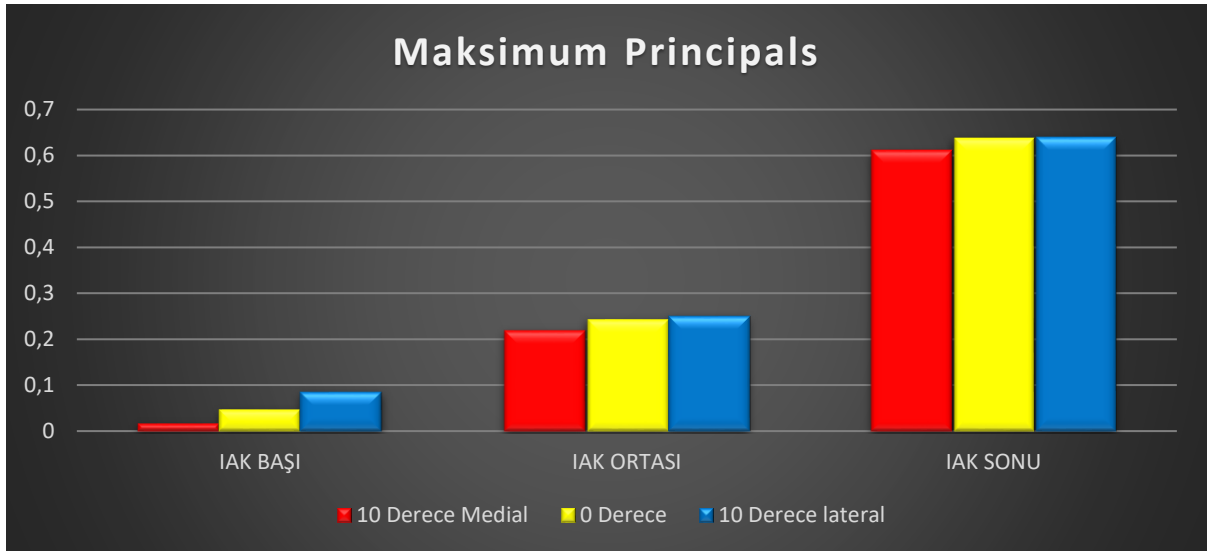
Kuvvet uygulandığı inferior alveolar kanal(IAK) kortikal kemiğinde oluşan von mises değerler grafiği şekil 100’de gösterilmiştir. Referans noktası olarak kanal başı, kanal ortası ve kanal sonu olarak belirlenmiştir.



Şekil 100. İnferior alveolar kanal sahası von mises değerleri

Kanalın kortikal kemiğinde IAK başında lateral açılı uygulamada en yüksek değer ölçülmüşken en az değer 10 derece medial açılı uygulamada en az değer görülmüştür. IAK ortasından en yüksek değer 10 derece medialde görülürken diğer uygulamalarda sonuçlar nispeten birbirine yakındır. IAK sonu için sonuçlar benzerdir.

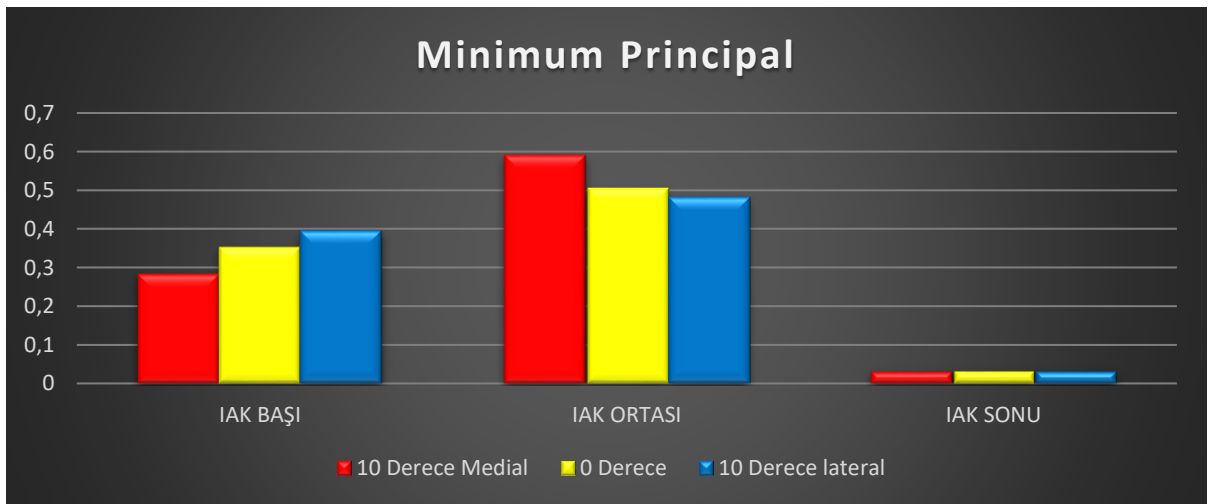
Kuvvet uygulandığı esnasında inferior alveolar kanal(IAK) kortikal kemiğinde maksimum principal stres (tension- gerilme) analizi değerler grafiği şekil 101’da gösterilmiştir.



Şekil 101. İnferior alveolar kanal sahası maksimum principal değerleri

IAK kortikal kemiğinde yapılan analizlerde en az değer 10 derece medial açılı uygulamada görülmüştür. Diğer değerler nispeten birbirlerine yakinken IAK başı için en yüksek değer 10 derece lateral açılı uygulama için ölçülmüştür.

Kuvvet uygulandığı inferior alveolar kanal(IAK) kortikal kemiğinde oluşan minimum principal stres (compression - sıkışma) değerleri analizi değerler grafiği şekil 102’de gösterilmiştir.

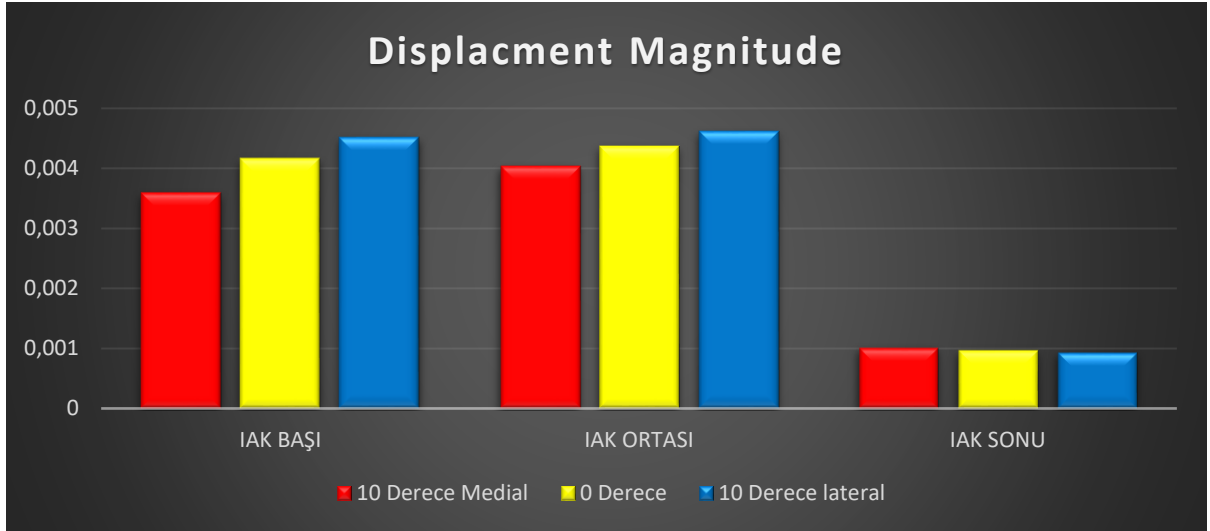


Şekil 102. İnferior alveolar kanal sahası minimum principal değerleri

IAK başında 10 derece lateral uygulamanın yarattığı değer en fazla iken en az değer 10 derece medial uygulamadır. IAK ortasında bu en fazla 10 derece medialken en az 10

derece lateral uygulamadadır. IAK sonu değerleri birbirlerine yakındır.

Kuvvet uygulandığı esnasında inferior alveolar kanal kortikal kemiği üzerinde x,y,z eksenlerinde yarattığı yer değiştirmenin bileşke değer grafiği şekil 103’de gösterilmiştir.



Şekil 103. Inferior alveolar kanal sahası displacement magnitude değerleri

IAK başı ve ortasında kortikal kemikte yer değiştirme miktarının en fazla 10 derece lateral açılı uygulamanın yol açtığı görülürken en az 10 derece medial uygulamanın yol açtığı görülmüştür. IAK sonu için sonuçlar birbirlerine nispeten daha yakındır.

7. TARTIŞMA

Sagittal split osteotomisi mandibula ve maxilla uyumsuzluğunun olduğu maxillofacial deformiteler için sıkça uygulanan bir uygulama olmuştur **(Peterson et al., 2005)**. Sagittal split osteotomisinde kemik sırasında mandibula üzerinde kuvvetlerin oluşturacağı stresin sonlu eleman analizi yöntemi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Sonlu eleman analizi çeşitli dallarda kompleks analitik sistemlerin çözülmesinde kullanılırken diş hekimliği de bunlardan biridir. **(Erkmen et al., 2005)**

Sonlu eleman analizi kuvvet altında mandibulanın mekanik tepkilerinin anlaşılabilirdiği bir metottur. **(Vollmer et al., 2000)**. Sonlu eleman analiz yönteminin kompleks geometrili yapıların modellenenilmesi, materyalin mekaniksel özelliklerinin gerçeğe uygun şekilde planlanabilmesi, oluşan stresin ve yer değiştirmenin analiz edilebilmesi ve tüm bunların rahatça ayarlanabilmesi avantajları arasındadır. **(Adıgüzel, 2010; İlgün et al., 2004)**. Literatürde özellikle kemiksel yapılarının gerçeğe uygun şekilde analizinin gerçekleştirebileceğine yönelik çalışmalar mevcuttur. **(Korioth & Versluis, 1997; Voo et al., 1996)**

Tüm bunlara karşın gerçek kemik dokusunun anizotropik ve dinamik olmasına rağmen modelin homojen, izotropik ve lineer elastik şekilde oluşturulması bazı sınırlar oluşturabilir. **(Akça & Iplikçioğlu, 2001)** Analiz programlarının maliyeti de bir başka dezavantaj oluşturur. Çalışmaların doğru sonuçlar oluşturması verilerin ve değerlerin doğru şekilde oluşturulmasına bağlıdır. **(Ramoğlu & Ozan, 2014)**

Dilaver ve ark. yaptıkları çalışmada osteotomeatopterygomaksiller bileşke açısındaki değişikliğin lateral pterygoid plak, maksiller tüberosite, maksilla palatal yüzeyi, palatin kemik ve sfenoid kemik gövdesini nasıl etkilediğini araştırmıştır. Maksillanın 3D modellemesinin yeniden yapılandırılmasının ardından, osteotomların ucu pterygomaksiller osteotomiyi simüle etmek için sagittal düzleme 45 derece ve 90 derece açıldırılmıştır. Sonlu eleman analizleri gerçekleştirilmiş ve iki farklı açı için Von Misses gerilme dağılımları analiz edilmiştir. Lateral pterygoid plak üzerindeki Von Misses stres değerleri, 45 derece açılanmada, 90 derecedeki açılanmadan daha yüksek bulunmuştur. Osteotom ucunun 90 derece açılı olarak yerleştirilmesi, maksiller tüberozite bölgesine 45 derece açılanmaya göre daha yüksek stres değerine sahip olduğunu göstermiştir. Dar açılanma durumunda, pterygomaksiller osteotomi sırasında sfenoid kemik gövdesi ile ilgili olumsuz lateral

pterygoid plak kırığı ve komplikasyon riski önemli ölçüde arttığını belirtip osteotomun sagittal düzlemle dik açıda tutulması bu komplikasyonları önleyebileceğini söylemiştir. **(Dilaver et al., 2020)** Osteotom açısındaki değişimlerin stres dağılımına ve bunun sonucunda da komplikasyon riskine nasıl etki ettiğinin gösterildiği bu çalışma; çift çenenin konumunun değiştiği ortognatik tedavinin diğer osteotom kullanılan aşaması olan sagittal split osteotomisinin de sonuçlarını etkileyebileceği şüphesini doğal olarak doğurur. Nitekim çalışmamızda da bu şüpheyeye paralel farklı sonuçlar bulunmuştur.

Mandibular sagittal split osteotomisinin olumsuz ve beklenmeyen bir kırık hattının oluşmasına genellikle "Bad Fracture (kötü bölünme)" denir. S. A. Steenen ve ark. rapor edilen kötü bölünmüş patern tiplerinin bir sınıflandırması önerilmiş ve farklı istenmeyen kırık tiplerini yönetmek için uygun kurtarma prosedürleri sunulmuştur. 1971 ve 2015 yılları arasında yayınlanmış toplam 33 çalışmayı veren sistematik bir inceleme yapılmıştır. Bunlar, 10.271 hastada 19.527 sagittal ramus osteotomisi arasında toplam 458 kötü bölünme vakası bildirilmiştir. Rapor edilen toplam kötü bölünme insidansı, sagittal bölünmelerin %2.3'üdür. Bu çalışma oluşan bad fraktür çeşitlerinin ilk sistematik incelemesidir. **(Steenen & Becking, 2016)**

Kim ve arkadaşlarının yaptığı bisagittal split osteotomisinde görülen komplikasyonlar hakkındaki çalışmada ise istenmeyen kırık oranı %3,7 olarak bulunmuştur. **(Kim & Park, 2007)**. İstenmeyen kırıklar sagittal split osteotomisinde düşük yüzdeyle görülmesine rağmen can sıkıcı bir komplikasyon olarak yer almıştır.

Steen ve ark. yaptığı derleme göz önünde bulundurulduğunda oluşan kırık tipleri sınıflandırılmıştır. Tip 1 kötü kırık vakalarında proksimal segment bukkal duvar kırığı için kullanılırken Tip 2 sınıfı distal segment lingual kırıklar için kullanılmıştır. Tip 3 sınıfı koronoid kırıklarını kapsarken tip 4 sınıfı kondili içeren kırıkları kapsamaktadır. Ayrıca tip 1 kırıklar da kendi aralarında A, B, C, D, E, F olmak üzere alt gruplara ayrılmıştır. Tip 2 grubu ise A ve B olmak üzere iki alt gruba ayrılmıştır.

Tip 1 sınıfının içerdiği proksimal segment bukkal kırıklardan küçük anteriorda olanı tip 1A, vertikal olanı tip 1B, açılı şekilde uzananı tip 1C, ramusta horizontal uzananı tip 1D, oblik ramusta uzananı tip 1E, inferior sınırdaki uzananı ise 1F olarak alt sınıflara ayrılmıştır. Tip 2 grubunun içinde ise vertikal uzananlar tip 2A horizontal uzananlar ise tip 2B olarak alt sınıflara ayrılmıştır. **(Steenen & Becking, 2016)**

En sık karşılaşılanlar, %52,7 oranı ile proksimal segmentin bukkal plak kırıkları (tip 1A-F) ve %42,9 ile distal segmentin lingual kırıkları (tip 2A ve 2B) olarak görülmüştür.

Koronoid kırıklar (tip 3) ve kondiler boyun kırıkları (tip 4) dörder olmak üzere nadiren bildirilmiştir. **(Steenen & Becking, 2016)**. Çalışmamızdaki streslerin genel olarak dağılımına bakıldığında buradaki sonuca paralel olarak stresin dağıldığı görülmüştür.

Tip 1A bölgesi kırıklar incelendiğinde analizimizdeki D noktasına tekabül ettiği görülmüştür. Dolayısıyla Tip1A kırıkları için von misses değeriyle en az stres yaratan uygulamanın 10 derece medial açıyla olduğu görülmüştür. Nitekim bölge çalışmamızda proksimal segment içinde en fazla strese maruz kalan bölgelerden biridir. Bölgedeki gerilme stresinin de buna paralel bulgu verdiği çalışmamızda gösterilmiştir.

Tip 1B kırığına uygun bölgeler çalışmamızda incelendiğinde D noktasının Tip 1A bölgesindeki gibi analizlendiği, diğer noktalar olan J ve L için değerlerin D'ye göre düşük olduğu ve açı farklarından çok etkilenmediği görülmüştür.

Tip 1C kırık hattında çalışmamızın F,M ve O noktaları yer almıştır. F noktası için en az değerler 10 derece medialde nispeten daha azı ise dik açılı uygulamadır. Dik açılı uygulamada da tüm sıkışma ve gerilme stresleri az iken, medialde gerilme lateralde ise sıkışma streslerinin yüksek olduğu tespit edilmiştir. M ve O noktası için en az von misses değeri 10 derece lateral açılı uygulamada en fazla ise 10 derece medial açılı uygulamada görülmüştür. 10 derece lateral açılı uygulama neticesinde bu noktalarda gerilme kuvvetleri de en az ve von misses değerleri ile paraleldir. Sıkışma stresi açısından incelendiğinde M noktası için von misses a paralel sonuç çıkarken O noktası için sonuçlar nispeten birbirlerine yakın ve tam tersidir. Osteotom yönü mediale kaydıkça proksimal segmentte Tip 1C kırık hattı yönündeki stresin arttığı gözlemlenmiştir.

Tip 1D sınıfındaki kırık hattına en yakın noktalar çalışmamızdaki H,N,R noktalarıdır. Medial yöndeki 10 derece açılı uygulama sonucunda bölgede stresin daha fazla olduğu görülmüştür.

Tip 1F ve Tip 1 E sınıflarındaki kırık hatlarına benzer alanlarda da stres birikimi görülmüştür.

Tip 2 sınıf kırıklar incelendiğinde çalışmamızdaki MM noktasında stresin yoğunlaştığı görülmüştür. Medial yönlü 10 derece açılı uygulamada stres azaldığı ve lokalize olduğu görülmüşken, lateralde durum tam tersidir.

Plooji JM ve arkadaşları ise yaptığı çalışmada bir lingual split skalasını, CBCT verilerinden yeniden oluşturulmuş postoperatif veri setlerine dayalı olarak ramusun lingual tarafındaki kırık hattının yolunu kategorize etmek için kullanmıştır. Çalışma sonucunda kırık hatlarının yalnızca %51'i Hunsuck'ın tanımına göre ilerlerken, %33'ü mandibular kanaldan

geçerken, %16'sı aksi yönde bölünmüştür. Bölünmüş patern, medial osteotominin uzunluğundan etkilenmiştir.(Plooij et al., 2009)

Plooij JM ve arkadaşlarının yaptığı bu çalışmada farklı bölme modellerini kategorize etmek için bir lingual bölme ölçeği (LSS veya Lingual Split Scale) geliştirilmiştir. LSS, ramusun lingual tarafındaki kırık hattının yoluna göre 4 kategoriden oluşur. Tüm vakalarda, bölünme medial kemik kesiminin distal ucundan başlar ve dört farklı yol izleyerek devam eder. Hunsuck tarafından tarif edildiği gibi mandibular foramenin içinden veya arkasından mandibulanın alt sınırına doğru kırık tip 1 (LSS1), kırık tip 2'de (LSS2) medial kemik kesiği, ramusun alt sınırına bükülmeden önce arka sınıra doğru uzanır; mandibular foramen ve mandibular kanaldan alt sınıra doğru kırılmış bölünmüş kırık tip 3 (LSS3); kırık tip 4 (LSS4), diğer tüm (olumsuz) kırık modellerini, yani bir bukkal plak kırığı veya kötü bir bölünmeyi içerir. (Plooij et al., 2009). Analiz sonuçlarımız da bu kırık paternleri ile örtüşen stres alanları görülmüştür. Osteotomun açısının medialden laterale doğru yöneldikçe stresin dağılımının değişerek lingual yüzeyde artış gösterdiği görülmüştür. Çalışmamızda bu bölgedeki JJ, KK, ve MM referans noktalarının değer değişimleri osteotomun 10 derece medial yönlü uygulamasında stres birkiminin LSS 1 tipi ayrılmaya daha fazla olanak verebilecekcek şekilde izole ve az yayıldığı görülürken lateral yönlü uygulamada ise LSS 2 ve LSS 3 tipi ayrılmaya müsaade edecek şekilde arttığı gözlemlenmiştir.

Song ve ark. yaptıkları çalışmada asimetrik mandibular prognatizmi olan vakalarda iki taraftaki farklı parametreleri incelemiş ayrıca lingual split paternleri 5 tipte sınıflandırılmıştır. Mandibulanın inferior sınırına ulaşan vertikal kırıklar tip 1, mandibular kanalı da hattın içinde kalacak şekilde mandibula alt sınırına ulaşan kırıklar tip 2, ramusun posterior sınırına doğru uzanan oblik kırıklar tip 3, ramusun psoterior sınırına doğru uzanan horizontal kırıklar tip 4, bukkal duvar kırıkları ise tip 5 olarak sınıflandırılmıştır. (Song & Kim, 2014)

Muto ve ark. sagital split ramus osteotomisinden sonra mandibular ramustaki gerçek kırık hattı, ortopantomografi gibi geleneksel röntgen teknikleri kullanılarak gözlenemediğini belirtmiştir. Sagital split ramus osteotomisi sonrası mandibular ramustaki kırık hattını 3 boyutlu bilgisayarlı tomografi ile gözlemlemiştir.(Muto et al., 2012)

Muto ve ark. yaptıkları çalışmada mandibular ramus kırıklarının lingual, posteror yüzey ve ramusun bukkal yüzeyi olarak 3 bölgede meydana geldiği bulmuşlardır. Bu kırıklar ayrıca 5 bölünmüş patern olarak kategorize edilmiştir. Tip I, mandibular foramenlerin arkasında mandibular açığa doğru kırılmış; tip II mandibular foramenden kırılmış ve

angulusa doğru oblik olarak yayılmış; tip III, angulusa doğru bükülmeden önce posterior sınıra doğru uzanan medial bir fraktür ile bölünmüş); tip IV, mandibular forameniden posterior sınıra doğru uzanan ve angulusa doğru kavisli medial kemik fraktürü ile kırılmış; ve tip V, angulusun lateral kesi ucuna doğru bükülmeden önce posterior sınır boyunca bukkal tarafa doğru uzanan medial kemik fraktürü ile kırılmıştır. Mandibular kanaldan mandibular açıya doğru herhangi bir kırık hattı gözlenmemiştir. Lateral kemik kesim ucunun pozisyonları A, B ve C olarak derecelendirilmiştir, burada A lingual yüzeyde, B alt sınırdaki ve C bukkal yüzeyde bitmiştir. **(Muto et al., 2012)**

Lingulanın hemen üzerinde kısa bir lingual kesimin ve angulusta lateral kemik kesimi yapıldığında, mandibulanın alt sınırından içeriye doğru uzanan arzu edilen bir ayrılma paterni meydana geldiğini belirtmiştir. Bu gözlemler aynı zamanda mandibular ramusun bölünmüş paternlerinin kontrol edilebileceğini de kanıtladığını belirtmiştir. **(Muto et al., 2012)**

Steen, Plooji, Song, Muto tarafından yapılan BSSO sırasında oluşan kırık paternlerinin yönü hakkındaki çalışmalardaki verilerle çalışmamızdaki stresin dağılım verileri incelendiğinde uyumlu bir dağılım görülmüş olup bahsi geçen araştırmalarda paternlerin oluşum farkı çeşitli parametrelerle açıklanmış fakat bunlar arasında osteotom açısının yer almadığı ve göz ardı edildiği görülmüştür. Çalışmamız bize farklı kırık paternlerine yol açacak stress dağılımındaki değişimin osteotominin uygulanış açısıyla da değişebildiğini ispatlar niteliktedir.

8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

SSRO sırasında çeşitli komplikasyonlar meydana gelebilirken bunlardan birisi de kötü kırıkların oluşmasıdır. Görülme oranı düşük olmasına rağmen meydana geldiğinde komplikasyonun çözümü özellikle klinisyenin tecrübesine ve kırık tipine göre zor olabilmektedir.

Zaman içerisinde çeşitli araştırmacılar kötü kırıkların oluşum nedenleri ve kırık paternleri içeren çeşitli çalışmalar yapmışlardır. Çalışmamızda bugüne kadar pek üstünde durulmayan bir parametre olan osteotomi sırasında kullanılan osteotomun açısının değişmesinin kemik üzerinde yarattığı stres incelenmiş ve stres değerleri arasında farklar bulunmuştur.

Stres dağılımındaki farklar von misses değeri, gerilim, sıkışma ve yer değiştirme gibi parametreler baz alınarak incelenerek belirlenen referans noktalarındaki değişim gösterilmiştir. Bazı noktalarda medial bazı noktalarda açısız bazı noktalarda ise lateral yönlü uygulamanın stresi arttırdığı anlaşılmıştır. Tüm bunlara rağmen hiçbir uygulamanın tek başına diğerine göre tamamen üstünlüğü tespit edilememiştir.

Bu güne kadar bu konuda yapılmış sınırlı çalışmalarla korelasyon gösteren sonuçlar elde edilmiştir. Çok fazla üzerinde durulmayan parametremizin de klinisyen ve araştırmacılar tarafından değerlendirilmesinin faydalı olacağı düşünülmektedir.

En fazla görülen kırık tipleri ve bu kırık tiplerinden kaçınmak için ostetominin açısının değiştirilmesi ilerleyen çalışmalarla ispatlanabileceği düşünülmektedir.

En iyi komplikasyon yönetiminin komplikasyondan kaçınılması ve oluşum mekanizmalarının anlaşılması olduğunu düşünmekte ve bu konuda yeni çalışmalara açık olduğu görülmektedir.

9. KAYNAKLAR

- Ackerman, J. L., & Proffit, W. R. (1997). Soft tissue limitations in orthodontics: Treatment planning guidelines. In *Angle Orthodontist* (Vol. 67, Issue 5, pp. 327–336).
[https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1997\)067<0327:STLIOT>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1997)067<0327:STLIOT>2.3.CO;2)
- Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11–1, 18–23.
- Adolphs, N., Ernst, N., Keeve, E., & Hoffmeister, B. (2016). Contemporary correction of dentofacial anomalies: A clinical assessment. *Dentistry Journal*, 4(2).
<https://doi.org/10.3390/dj4020011>
- Akça, K., & Iplikçioğlu, H. (2001). Evaluation of the Effect of the Residual Bone Angulation on Implant-Supported Fixed Prosthesis in Mandibular Posterior Edentulism Part II: 3-D Finite Element Stress Analysis. *Implant Dentistry*, 10(4), 238–245. <https://doi.org/10.1097/00008505-200110000-00006>
- Arıncı, K., & Elhan, A. (1997). *Anatomi. Güneş Tıp Kitapevleri.*
- Commisso, M. S., Martínez-Reina, J., & Mayo, J. (2014). A study of the temporomandibular joint during bruxism. *International Journal of Oral Science*, 6(2), 116–123. <https://doi.org/10.1038/ijos.2014.4>
- Dilaver, E., Suzen, M., Demir, O., Iric, S., Ayhan, A. O., & Uckan, S. (2020). Changes of Stress Distributions Around Pterygomaxillary Junction With Different Osteotome Angulations. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 31(6), 1560–1562.
<https://doi.org/10.1097/SCS.00000000000006397>
- Ebrahimi, F. (2012). *Finite Element Analysis*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/3352>
- Erhan, E. E. (2011). *Kiriş Elemanlarından Oluşan Bir Yapının Sonlu Elemanlar Analizi*. İstanbul Üniversitesi Yüksek Lisans Tezi.
- Erkmen, E., Şimşek, B., Yücel, E., & Kurt, A. (2005). Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: Setback surgery-posterior loading. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(2), 97–104. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2004.10.007>
- Ertem, S. Y. (2018). Eğimli ve köşeli yapılan marjinal mandibulektominin kuvvet iletimine etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi.
<https://acikbilim.yok.gov.tr/handle/20.500.12812/65972>

- Esen, A., Dolanmaz, E., & Dolanmaz, D. (2019). Evaluation of stress distribution in critical anatomic regions following the Le Fort I osteotomy by three-dimensional finite element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 47(3), 431–437. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2018.11.033>
- Fonseca, R., Betts, N., & Turvey, T. (2000). *Oral and Maxillofacial Surgery Vol. 2*. Saunders.
- Fun-Chee, L. (1992). Technical modification of the sagittal split mandibular ramus osteotomy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 74(6), 723–726. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(92\)90397-9](https://doi.org/10.1016/0030-4220(92)90397-9)
- Güngör, M. A., Dündar, M., & Artunç, C. (2005). Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. In *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* (Vol. 26, pp. 107–116).
- Hausamen, J. E. (2001). The scientific development of maxillofacial surgery in the 20th century and an outlook into the future. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 29(1), 2–21. <https://doi.org/10.1054/JCMS.2000.0174>
- Helm, S., Kreiborg, S., Barlebo, J., Caspersen, I., Eriksen, J. H., Hansen, W., Hanusardottir, B., Munck, G., Perregaard, J., Prydsö, U., Reumert, C., & Spedtsberg, H. (1975). Estimates of orthodontic treatment need in Danish schoolchildren. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 3(3), 136–142. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0528.1975.tb00295.x>
- Huang, Y.-M., Chou, I.-C., Jiang, C.-P., Wu, Y.-S., & Lee, S.-Y. (2014). Finite Element Analysis of Dental Implant Neck Effects on Primary Stability and Osseointegration in a Type IV Bone Mandible. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 24, 1407–1415. <https://doi.org/10.3233/BME-130945>
- Hutson, R. (2009). *Diagnostic Imaging of Facial Injuries*, in *Oral and Maxillofacial Surgery* 2nd edition.
- İlgün, A., Korkmaz, H. H., Malkoç, S., & Başçiftçi, F. A. (2004). İnsan Mandibulasında Sonlu Elemanlar Metodu Kullanılarak Gerilme Analizi Yapılması. *S.Ü. Müh.-Mim. Fak. Derg.*, 19(1), 29–38.
- In, A., Use, T. H. E., Fea, O. F., & Implant-bone, T. H. E. (2001). Assumptions in the Use of Fea in. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(June), 585–598. [http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022-3913\(01\)57431-4](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022-3913(01)57431-4)
- Jafari, A., Shetty, K. S., & Kumar, M. (2003). Study of stress distribution and displacement

- of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces - A three-dimensional FEM study. *Angle Orthodontist*, 73(1), 12–20.
[https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2003\)073<0012:SOSDAD>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2003)073<0012:SOSDAD>2.0.CO;2)
- Kim, S. G., & Park, S. S. (2007). Incidence of Complications and Problems Related to Orthognathic Surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(12), 2438–2444.
<https://doi.org/10.1016/j.joms.2007.05.030>
- Korioth, T. W., & Versluis, A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine : An Official Publication of the American Association of Oral Biologists*, 8(1), 90–104. <https://doi.org/10.1177/10454411970080010501>
- Lee, S. K., Kim, Y. S., Oh, H. S., Yang, K. H., Kim, E. C., & Chi, J. G. (2001). Prenatal development of the human mandible. *Anatomical Record*, 265(3), 314–325.
<https://doi.org/10.1002/ar.1110>
- Li, P., Shen, L., Li, J., Liang, R., Tian, W., & Tang, W. (2014). Optimal design of an individual endoprosthesis for the reconstruction of extensive mandibular defects with finite element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 42(1), 73–78.
<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2013.02.005>
- Lye, K. W. (2008). Effect of orthognathic surgery on the posterior airway space (PAS). *Annals of the Academy of Medicine Singapore*, 37(8), 677–682.
- Matsushita, K. (2020). Adaptation of an osteotome to produce a predictable sagittal split ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 58(2), 240–242.
<https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2019.11.021>
- Mehra, P., Mehra, P., Castro, V., Castro, V., Freitas, R. Z., Freitas, R. Z., Wolford, L. M., & Wolford, L. M. (2001). Complications of the mandibular sagittal split ramus osteotomy associated with the presence or absence of third molars. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 59(8), 854–858. <https://doi.org/10.1053/joms.2001.25013>
- Melegy, M. A. A. H., Khatab, N. M. A., Mohamed, K. M. G., & Elheeny, A. A. H. (2020). A Comparative Three-Dimensional Finite Element Study of Two Space Regainers in the Mixed Dentition Stage. *European Journal of Dentistry*, 14(1), 107–114.
<https://doi.org/10.1055/s-0040-1702254>
- Miloro, M., Ghaili, G. E., Larsen, P. E., & Waite, P. D. (2011). *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*. Saunders.
- Muto, T., Takahashi, M., & Akizuki, K. (2012). Evaluation of the mandibular ramus

- fracture line after sagittal split ramus osteotomy using 3-dimensional computed tomography. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70(11), e648–e652.
<https://doi.org/10.1016/j.joms.2012.07.048>
- National, G., & Pillars, H. (2011). *Shigley's Mechanical Engineering Design* (Ninth Edit). Mc Graw Hill.
- Norrie, D. H. (1987). A first course in the finite element method. In *Finite Elements in Analysis and Design* (Vol. 3, Issue 2). [https://doi.org/10.1016/0168-874x\(87\)90008-4](https://doi.org/10.1016/0168-874x(87)90008-4)
- Norton, N. S. (2013). Netter'in Diş Hekimleri için Baş ve Boyun Anatomisi.
- Peterson, G. P., Haug, R. H., & Van Sickels, J. (2005). A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(9), 1317–1324. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.05.301>
- Plooij, J. M., Naphausen, M. T. P., Maal, T. J. J., Xi, T., Rangel, F. A., Swennnen, G., de Koning, M., Borstlap, W. A., & Bergé, S. J. (2009). 3D evaluation of the lingual fracture line after a bilateral sagittal split osteotomy of the mandible. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38(12), 1244–1249.
<https://doi.org/10.1016/j.ijom.2009.07.013>
- Posnick, J. C. (2013). Definition and Prevalence of Dentofacial Deformities. In *Orthognathic Surgery: Principles and Practice*. Elsevier Inc.
<https://doi.org/10.1016/B978-1-4557-2698-1.00003-4>
- Precious, D. S., Lung, K. E., Pynn, B. R., & Goodday, R. H. (1998). Presence of impacted teeth as a determining factor of unfavorable splits in 1256 sagittal-split osteotomies. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 85(4), 362–365. [https://doi.org/10.1016/S1079-2104\(98\)90057-9](https://doi.org/10.1016/S1079-2104(98)90057-9)
- Ramoğlu, S., & Ozan, O. (2014). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9(9), 175–180.
- Rosen, H. M. (2014). *Aesthetic Orthognathic surgery*. Springer.
- Song, J. M., & Kim, Y. D. (2014). Three-dimensional evaluation of lingual split line after bilateral sagittal split osteotomy in asymmetric prognathism. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40(1), 11.
<https://doi.org/10.5125/jkaoms.2014.40.1.11>
- Steenen, S. A., & Becking, A. G. (2016). Bad splits in bilateral sagittal split osteotomy: Systematic review of fracture patterns. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 45(7), 887–897. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2016.02.001>

- Ülgen, M. (2007). Ortodontik Anomaliler, Sefalometri, Etioloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı.
- Ulusoy, M., & AK, A. (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. Bölüm, 16.
- Uysal, C. (2016). Üst çene posterior dişlerin zigoma ankrajı ile blok intrüzyonunda farklı kortikotomi uygulamalarının sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi. Gazi Üniversitesi.
- Van de Perre, J. P. A., Stoelinga, P. J. W., Blijdorp, P. A., Brouns, J. J. A., & Hoppenreijns, T. J. M. (1996). Perioperative morbidity in maxillofacial orthopaedic surgery: A retrospective study. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 24(5), 263–270. [https://doi.org/10.1016/s1010-5182\(96\)80056-4](https://doi.org/10.1016/s1010-5182(96)80056-4)
- Vollmer, D., Meyer, U., Joos, U., Vègh, A., & Piffko, J. (2000). Experimental and finite element study of a human mandible. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery : Official Publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 28(2), 91–96. <https://doi.org/10.1054/jcms.2000.0125>
- Voo, L., Kumaresan, S., Pintar, F. A., Yoganandan, N., & Sances, A. (1996). Finite-element models of the human head. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 34(5), 375–381. <https://doi.org/10.1007/BF02520009>
- Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., Anand, S. C., & Schuessler, R. (1977). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Implantologist*, 1(2), 104–109.
- William R. Proffit RPW, D. M. S. (2013). Contemporary Treatment of Dentofacial.
- Yue, X., Wang, L., & Zhou, F. (2008). Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater. In *Yingyong Jichu yu Gongcheng Kexue Xuebao/Journal of Basic Science and Engineering* (Vol. 16, Issue 5). <https://doi.org/10.5772/10009>

10. EKLER



11. ÖZGEÇMİŞ

Adı: Oğuzhan

Soyadı: Cengiz

Doğum Yeri:

Doğum Tarihi:

Uyruğu:

Eğitim Durumu

Lise: Fethiye Kemal Mumcu Anadolu Lisesi

Lisans: Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi

Yüksek Lisans: Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi

Doktora/Uzmanlık: Marmara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi

Yabancı Dil: İngilizce