



**ORTOGNATİK CERRAHİ SONRASI POSTERİOR HAVA YOLUNUN HESAPLAMALI
AKIŞKANLAR DİNAMİĞİ ANALİZİ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Nazife Begüm KARAN

**DOKTORA TEZİ
AĞIZ DIŞ ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

EKİM 2015

Dt. Nazife Begüm Karan tarafından hazırlanan "Ortognatik Cerrahi Sonrası Posterior Hava Yolunun Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç.Dr. Sevil ALTUNDAĞ KAHRAMAN

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Başkan : Prof.Dr. Ertan DELİLBAŞI

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Prof.Dr. Erkan ERKMEN

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Prof.Dr. Hakan Alpay KARASU

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Doç.Dr. Firdevs VEZİROĞLU ŞENEL

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Tez Savunma Tarihi: 27/10/2015

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Doç. Dr. Ufuk KOCA ÇALIŞKAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Dt. Nazife Begüm KARAN

27.10/2015

ORTOGNATİK CERRAHİ SONRASI POSTERİÖR HAVA YOLUNUN HESAPLAMALI AKIŞKANLAR DİNAMİĞİ ANALİZİ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

Nazife Begüm KARAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ekim 2015

ÖZET

Mandibuler geri alım ameliyatları iskeletsel klas(KL) III hastalar için tedavi seçeneklerinden biridir; ancak tek başına yapılan mandibuler geri alım ameliyatlarının yarattığı negatif etkiler son yıllarda tartışma konusu olmuştur. Bu çalışmanın amacı değişik miktarlarda yapılan mandibuler geri alım cerrahisinin yumuşak dokular üzerindeki etkisini değerlendirmek ve soluk alma sırasında oluşan akış dinamiğini ve üst hava yolunun kollabe olma oranlarını karşılaştırmaktır. Yapılan çalışmada, sağlıklı bir hastanın MR görüntülerinden elde edilen üç boyutlu görüntüler bilgisayar üzerine aktarıldı. Nazofarenks, orofarenks ve laringofarenksi içeren baz model hazırlandı. Kurulan senaryolara göre ilk modelden 6 model yaratıldı. Bunlardan ilk 2'si standart ve KL III hastaların hava yolu ölçülerine göre, diğer dört model ise KL III hastalara değişik miktarlarda yapılan alt çenenin geri alım ameliyatlarına göre hazırlandı. Hesaplamalı akışkanlar dinamiği(HAD) analizi, değişik miktarlarda yapılan mandibulanın geri alım cerrahisinin üst hava yolunda yarattığı etkileri değerlendirmek için kullanıldı. Hava akışı; laminar ve sıkıştırılmaz özellikte, yumuşak doku ise lineer elastik olarak belirlendi. Normal şartlardaki soluk alma prosesi sonlu eleman(FEM) ve HAD analizi yöntemi ile simüle edildi. Basınç-hava akışı ilişkisi nazofarenks, orofarenks ve laringofarenks seviyesinde incelendi. Mandibuler geri alım cerrahisinin etkileri ve hava yolunun kollabe olma oranları değerlendirildi. Dokusal açıdan anlamlı değişiklik yaratacak sonuçlar izlenmedi. Ancak geri alım oranı fazlaştıkça hava akış hızında artış ve buna bağlı olarak doku çeperindeki basınç değerlerinde azalma gözlemlendi. Dokuların en çok etkilendiği bölge dil kökü çevresi olarak belirlendi. Üst hava yolu kollaps oranlarına bakıldığında ise en fazla değişim maksimum geri alım modelinde izlendi. Sonuçlar posterior hareketlendirme oranlarıyla uyumlu seyretti. Bu çalışmanın bundan sonra yapılacak olan çalışmalara bir kaynak teşkil edeceği ve tekniğin gelişmesi ile hesaplamalı akışkanlar dinamiğinin canlı doku üzerinde oluşacak etkileri değerlendirmede yararlı olacağını düşünmekteyiz.

Bilim Kodu : 1003.1

Anahtar Kelimeler : Hesaplamalı akışkanlar dinamiği, posterior hava yolu, ortognatik cerrahi

Sayfa Sayısı : 101

Danışman : Doç. Dr. Sevil ALTUNDAĞ KAHRAMAN

EVALUATION OF POSTERIOR AIRWAY SPACE AFTER ORTOGNATHIC SURGERY BY
COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS

(Ph. D. Thesis)

Nazife Begüm KARAN

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES
October 2015

ABSTRACT

Mandibular setback surgery is a treatment option for skeletal Class(CL) III patients. The negative outcome on upper airway by mandibular setback surgery alone has become an important issue in recent years. The purpose of this study was to investigate the effects of different amounts of mandibular setback surgeries on soft tissues and evaluate flow dynamics and upper airway collapse at inspiration. An anatomically similar upper airway model was constructed from MR images of a healthy patient. The fluid domain consists of nasopharynx, oropharynx and laryngopharynx. 6 models were reconstructed from the main model by the scenarios. 2 out of 6 models were set as standart and CL III models and 4 models were created according to the mandibular setback surgeries with different amounts to correct Class III skeletal abnormality. Computational fluid dynamic (CFD) analysis was used to investigate the effects of mandibular setback surgeries in the upper airways. The airflow was assumed as laminar, incompressible and surrounded soft tissue was assumed as linear elastic. The respiration process during the normal states was simulated with the finite element method (FEM) and the CFD method. Pressure/airflow relationship was recorded at nasopharynx oropharynx and laryngopharynx. The effect of mandibular setback surgeries and the airway collapse was evaluated. Neither models showed significant magnitude despite the high amounts of mandibular setback surgery nor significant pressure changes was found on soft tissues. This study may be considered as a pilot study in maxillofacial surgery with CFD analysis and will shed a light on further studies.

Science Code : 1003.1

Key Words : Computational fluid dynamics, posterior airway space, orthognathic surgery

Page Number : 101

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Sevil ALTUNDAĞ KAHRAMAN

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim sürecimde mesleki beceri ve yeteneklerimi geliştirmemde bilgi ve deneyimini esirgemeyen, her zaman yanımda olan, değerli fikirlerinden yararlandığım, öğrencisi olmaktan ve birlikte çalışmaktan onur ve mutluluk duyduğum çok değerli doktora danışman hocam Sayın Doç.Dr.Sevil ALTUNDAĞ KAHRAMAN'a,

Doktora eğitimine atılmamda büyük katkısı olan her an öğrencisi olmanın gurunu üzerimde taşıdığım ve saygıyla andığım kıymetli hocam Sayın Prof.Dr.Şule YÜCETAŞ'a

Doktora eğitim sürecimin her aşamasında desteğini esirgemeyen, anabilim dalı başkanımız Prof.Dr.İnci Rana KARACA'ya, mesleki eğitimimde büyük emekleri olan değerli bölüm hocalarımdan Prof.Dr.Ertan DELİLBAŞI, Prof.Dr.Erkan ERKMEN, Doç.Dr.Süleyman BOZKAYA'ya ve tüm bölüm hocalarıma,

Güler yüzlerini hiçbir zaman esirgemeyen, yanlarında olmaktan mutluluk duyduğum mesleki anlamda her zaman desteklerini gördüğüm Doç.Dr.Emre BARIŞ ve Doç Dr.Burcu SENGÜVEN'e,

Ne zaman ihtiyaç duysam yanımda olan Ayşenur Nergiz TANIDIR ve Ezgi KARAÇELEBİ'ye, Erkan ÇIRAK, Deniz YAMAN, Kübra ÖZTÜRK başta olmak üzere tüm değerli asistan arkadaşlarıma, tüm bölüm hemşirelerimize, sekreterlerimize ve çalışanlarımıza,

Tez dönemimde her türlü destek ve yardımlarını esirgemeyen değerli arkadaşım Aksel FENERCİ'ye,

Uzun yıllardır manevi desteklerini ve sevgilerini her zaman derinden hissettiğim biricik dostlarım ve meslektaşlarım Özgül YILMAZ, Armağan YILMAZ, Serap KARAKIŞ'a, canım dostlarım Gül ATLI, Çağatay AVCI, Sultan AVCI, Nezaket ARSLAN'a

Beni her zaman anlayışla karşılayan, sevincimi üzüntümü paylaşan, desteğini ve sevgisini her zaman yanımda hissettiğim sevgili arkadaşım ve meslektaşım Ozan AKINCI'ya,

Hayatımın her anında sonsuz sevgi ve emekleriyle, sabır ve anlayışlarıyla beni bu günlere getiren, çalışmalarımındaki başarımın gerçek mimarları olan canım annem Feride KARAN, babam Orhan Gazi KARAN, sevgili kardeşlerim Asuman Çağlayan KARAN ve Nilgün KARAN'a ve hem manevi hem mesleki anlamda desteğini her zaman hissettiğim sevgili amcam Prof.Dr.Onur KARAN'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Ortognatik Cerrahinin Tarihçesi	4
2.1.1. Mandibuler osteotomilerin tarihçesi.....	4
2.2. Ortognatik Cerrahide Ameliyat Teknikleri	6
2.2.1. Mandibuler ostetomiler.....	6
2.3. Üst Hava Yolunun Anatomisi.....	8
2.3.1. Ortognatik cerrahi sonrası hava yolundaki değişimler	10
2.3.2. Ortognatik cerrahi sonrası hava akışındaki değişimler.....	12
2.3.3. Hava akışı değişiminin sistemik etkileri	13
2.3.4. Hava yolu görüntüleme teknikleri	14
2.4. Akışkanlar Mekaniği	16
2.4.1. Akış özellikleri	16
2.4.2. Akışkanlar mekaniği eşitlikleri	19
2.4.3. Akışkanlar mekaniği problemlerinin çözümü	22
2.4.4. Hesaplamalı akışkanlar dinamiği	24
2.4.5. HAD adımları.....	24
2.4.6. Segmentasyon	25

	Sayfa
2.4.7. Model oluşturma	27
2.4.8. Eleman ağı oluşturma (Sonlu eleman metodu)	27
2.4.9. Analizlerin yapılması	28
2.4.10. Çıkan sonuçların değerlendirilmesi	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1. Üst Hava Yolunun Üç Boyutlu Modellenmesi.....	31
3.2. Farenks Modellerinin Hazırlanması	32
3.2.1. Model 1.....	34
3.2.2. Model 2.....	35
3.2.3. Model 3.....	35
3.2.4. Model 4.....	36
3.2.5. Model 5.....	36
3.2.6. Model 6.....	37
3.3. Modeller Hazırlanırken Oluşturulan Sınır şartları.....	38
3.4. Malzeme Özellikleri	38
3.5. Akış Analizinde Kullanılan Parametreler	39
4. ANALİZ SONUÇLARI	41
4.1. Model 1 için Alınan Sonuçlar	41
4.1.1. Model 1 deplasman	41
4.1.2. Model 1 eksenel deplasman.....	42
4.1.3. Model 1 kesit-deplasman	43
4.1.4. Model 1 deplasman büyütölmüşx100	43
4.1.5. Model 1 kesit-hız	44
4.1.6. Model 1 kesit-basınç.....	45
4.1.7. Model 1 katı stres	45

	Sayfa
4.1.8. Model 1 kesitler-vektörel gösterim	46
4.2. Model 2 için Alınan Sonuçlar	47
4.2.1. Model 2 deplasman	47
4.2.2. Model 2 eksenel deplasman	48
4.2.3. Model 2 kesit-deplasman	49
4.2.4. Model 2 deplasman x100	49
4.2.5. Model 2 kesit-hız	50
4.2.6. Model 2 kesit-basınç	50
4.2.7. Model 2 katı stres	51
4.2.8. Model 2 kesitler-vektörel gösterim	52
4.3. Model 3 için Alınan Sonuçlar	53
4.3.1. Model 3 deplasman	53
4.3.2. Model 3 eksenel deplasman	54
4.3.3. Model 3 kesit-deplasman	55
4.3.4. Model 3 deplasman x 50	55
4.3.5. Model 3 kesit-hız	56
4.3.6. Model 3 kesit-basınç	56
4.3.7. Model 3 katı stres	57
4.3.8. Model 3 kesitler-vektörel gösterim	58
4.4. Model 4 için Alınan Sonuçlar	59
4.4.1. Model 4 deplasman	59
4.4.2. Model 4 eksenel deplasman	60
4.4.3. Model 4 kesit-deplasman	61
4.4.4. Model 4 deplasman x 50	61
4.4.5. Model 4 kesit-hız	62

	Sayfa
4.4.6. Model 4 kesit-basınç	62
4.4.7. Model 4 katı stres	63
4.4.8. Model 4 kesitler-vektörel gösterim	64
4.5. Model 5 için Alınan Sonuçlar	65
4.5.1. Model 5 deplasman	65
4.5.2. Model 5 eksenel deplasman	66
4.5.3. Model 5 kesit-deplasman	67
4.5.4. Model 5 deplasman x 50	67
4.5.5. Model 5 kesit-hız	68
4.5.6. Model 5 kesit-basınç	68
4.5.7. Model 5 katı stres	69
4.5.8. Model 5 kesitler-vektörel gösterim	70
4.6. Model 6 için Alınan Sonuçlar	71
4.6.1. Model 6 deplasman	71
4.6.2. Model 6 eksenel deplasman	72
4.6.3. Model 6 kesit-deplasman	73
4.6.4. Model 6 deplasman x 4	73
4.6.5. Model 6 kesit-hız	74
4.6.6. Model 6 kesit-basınç	74
4.6.7. Model 6 katı stres	75
4.6.8. Model 6 kesitler-vektörel gösterim	76
5. BULGULAR	77
6. TARTIŞMA	81
7. SONUÇ	91

	Sayfa
KAYNAKLAR	93
ÖZGEÇMİŞ	101



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. HAD analizi yönteminin adımları	25
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan sonlu eleman modellerinin eleman ve nod sayıları...	31
Çizelge 3.2. FEM modeline göre Huang ve ark baz aldığı materyal özellikleri	38
Çizelge 3.3. Çalışmada kullanılan malzeme özellikleri	39
Çizelge 5.1. Modeller ve deplasman oranlarının karşılaştırılması	78
Çizelge 5.2. Modeller ve hız-basınç oranlarının karşılaştırılması	80

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Hullihen'in mandibuler subapikal osteotomisi	5
Şekil 2.2. Sagital split ramus osteotomisinin modifikasyonları (A) Obwegeser ve Trauner'in tekniği, (B) DalPont modifikasyonu, (C) Hunsuck modifikasyonu.	6
Şekil 2.3. BSSO'da yumuşak doku insizyonu	8
Şekil 2.4. BSSO'da osteotomi hattı.....	8
Şekil 2.5. Segmentlerin birbirinden ayrılması	8
Şekil 2.6. Proksimal segmentin istenilen yöne hareketlendirilmesi	8
Şekil 2.7. Nazofarenks, orofarenks ve laringofarenksin şekil üzerinde görünüşleri	9
Şekil 2.8. Hava yolu düzlemleri. (A) PNS noktası ile PFD 1 noktası arasındaki düzlem. (B) UVL ile PFD 2 arasında kalan düzlem. (C) EPG ile PFD 3 noktaları arasında kalan düzlem.	11
Şekil 2.9. A-Normal, B-Horlayan, C-Apneik kişilerde üst solunum yolu konfigürasyonu	12
Şekil 2.10. Şematik hava yolu kollapsı	13
Şekil 2.11. Şematik Akış Şekilleri	16
Şekil 2.12. Şematik Akış Profili	16
Şekil 2.13. Sonsuz boruda laminar akış.....	23
Şekil 2.14. Doku tabanlı bölütleme	26
Şekil 2.15. HAD analizlerinde kullanılan elemanlar	27
Şekil 3.1. Üst hava yolunun üç boyutlu baz modeli	32
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan sınırlar	32
Şekil 3.3. Modellerde kullanılan hava yolu düzlemleri. (A) PNS noktası ile PFD 1 noktası arasındaki düzlem. (B) UVL ile PFD 2 arasında kalan düzlem. (C) EPG ile PFD 3 noktaları arasında kalan düzlem.....	33
Şekil 3.4. Hava yolunun 1.düzlemdeki aksiyal kesit görünümü	33
Şekil 4.1. Model 1 deplasman değerleri.....	41
Şekil 4.2. Model 1 eksenel deplasman değerleri	42

Şekil	Sayfa
Şekil 4.3. Model 1 kesit-deplasman değerleri.....	43
Şekil 4.4. Model 1 deplasman x 100büyütülmüş değeri.....	43
Şekil 4.5. Model 1 kesit-hız değerleri.....	44
Şekil 4.6. Model 1 kesit-basınç değerleri	45
Şekil 4.7. Model 1 katı stres değerleri.....	45
Şekil 4.8. Model 1 büyütülmüş katı stres değerleri	44
Şekil 4.9. Model 1 kesitler-vektörel gösterim	46
Şekil 4.10. Model 2 deplasman değerleri	47
Şekil 4.11. Model 2 eksenel deplasman değerleri	48
Şekil 4.12. Model 2 kesit-deplasman değerleri.....	49
Şekil 4.13. Model 2 deplasman x 100 büyütülmüş değerleri.....	49
Şekil 4.14. Model 2 kesit-hız değerleri.....	50
Şekil 4.15. Model 2 kesit-basınç değerleri	50
Şekil 4.16. Model 2 katı stres değerleri.....	51
Şekil 4.17. Model 2 büyütülmüş katı stres değerleri	51
Şekil 4.18. Model 2 kesitler-vektörel gösterim	52
Şekil 4.19. Model 3 deplasman değerleri	53
Şekil 4.20. Model 3 eksenel deplasman değerleri	54
Şekil 4.21. Model 3 kesit-deplasman değerleri.....	55
Şekil 4.22. Model 3 deplasman x 50 büyütülmüş değerleri.....	55
Şekil 4.23. Model 3 kesit-hız değerleri.....	56
Şekil 4.24. Model 3 kesit-basınç değerleri	56
Şekil 4.25. Model 3 katı stres değerleri.....	57
Şekil 4.26. Model 3 büyütülmüş katı stres değerleri	57
Şekil 4.27. Model 3 kesitler-vektörel gösterim	58

Şekil	Sayfa
Şekil 4.28. Model 4 deplasman değerleri	59
Şekil 4.29. Model 4 eksenel deplasman değerleri	60
Şekil 4.30. Model 4 kesit deplasman değerleri	61
Şekil 4.31. Model 4 deplasman x 50 büyütülmüş değerleri	61
Şekil 4.32. Model 4 kesit-hız değerleri	62
Şekil 4.33. Model 4 kesit-basınç değerleri	62
Şekil 4.34. Model 4 katı stres değerleri	63
Şekil 4.35. Model 4 katı stres büyütülmüş değerleri	63
Şekil 4.36. Model 4 kesitler-vektörel gösterim	64
Şekil 4.37. Model 5 deplasman değerleri	65
Şekil 4.38. Model 5 eksenel deplasman değerleri	66
Şekil 4.39. Model 5 kesit deplasman değerleri	67
Şekil 4.40. Model 5 deplasman x 50 büyütülmüş değerleri	67
Şekil 4.41. Model 5 kesit hız değerleri	68
Şekil 4.42. Model 5 kesit basınç değerleri	68
Şekil 4.43. Model 5 katı stres değerleri	69
Şekil 4.44. Model 5 katı stres x 50 büyütülmüş değerleri	69
Şekil 4.45. Model 5 kesitler-vektörel gösterim	70
Şekil 4.46. Model 6 deplasman değerleri	71
Şekil 4.47. Model 6 eksenel deplasman değerleri	72
Şekil 4.48. Model 6 kesit deplasman değerleri	73
Şekil 4.49. Model 6 deplasman x 4 büyütülmüş değerleri	73
Şekil 4.50. Model 6 kesit-hız değerleri	74
Şekil 4.51. Model 6 kesit-basınç değerleri	74
Şekil 4.52. Model 6 katı stres değerleri	75

Şekil	Sayfa
Şekil 4.53. Model 6 katı stres x 4 büyütülmüş değerleri.....	75
Şekil 4.54. Model 6 kesitler-vektörel gösterim	76



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
cm^3	Santimetreküp (Hacim Birimi)
E	Elastiklik Katsayısı
F	Kuvvet
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal ($1\text{MPa} = 1000000 \text{ Pa}$)
N	Newton ($1N = 0.1\text{kg}$)
Pa	Paskal ($1\text{pa} = N/\text{M}^2$)
R	Borunun Çapı
U	Hız
V	Poisson Oranı
A_0	Kuvvetin Uygulandığı Birim Alan
ΔL	Cismin Değişen Uzunluğu
L_0	Cismin Başlangıç Uzunluğu
$\Sigma 1$	Maksimum Asal Stres
$\Sigma 2$	İntermediate Asal Stres
$\Sigma 3$	Minimum Asal Stres
	Akışı Başlatan Devamlı Basınç Değeri
μ	Sıvının Dinamik Viskozitesi
Ω	Seçilen Sonlu Hacim
$\partial\Omega$	Yüzeyi Sınırlı Sonlu Hacim
v	Akışkanın Hızı
ρ	Kütle Yoğunluğu (Birim Hacim Başına Düşen Kütle)
d	Yoğunluk (Densite)
Re_{crit}	Kritik Reynold Sayısı
t	Zaman

Kısaltmalar Açıklama

AHI	Apne hipopne indeksi
AR	Akustik rinometri
BSSRO	Bilateral sagittal split ramus osteotomisi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
DNS	Direk sayısal simülasyon (Direct Numerical Simulation)
EPG	Epiglottis noktası
HAD	Hesaplamalı akışkanlar dinamiği
MAX	Maksimum
MIN	Minimum
MR	Manyetik Rezonans
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
OSA	Obstrüktif Uyku Apnesi
OSAS	Obstrüktif Uyku Apnesi Sendromu
PAS	Posterior hava yolu
PFD 1	Posterior farengeal duvar 1 noktası
PFD 2	Posterior farengeal duvar 2 noktası
PFD 3	Posterior farengeal duvar 3 noktası
PMAX	Maksimum Asal Stres
PMIN	Minimum Asal Stres
PNS	Posterior nazal spine noktası
POST-OP	Postoperatif
PRE-OP	Preoperatif
PSG	Polisomnografi
RANS	Reynolds-Averaged Navier-Stokes
SESA	Sonlu Eleman Stres Analizi
SETBACK	Mandibuler geri alım
SSRO	Sagittal split ramus osteotomisi
UVL	Uvula noktası
2B	İki Boyutlu
3B	Üç Boyutlu

1. GİRİŞ

Araştırmanın amacı

Standart dişsel tedavilerle düzelemeyecek ölçüde ağır iskeletsel sapması olan büyüme gelişimini tamamlamış hastalarda, fonksiyon, fonasyon ve estetiği normal değerlerine getirebilmek için, maksilla veya mandibulaya yapılan cerrahi girişimlere, ortognatik cerrahi işlemler denilmektedir [1-3].

Ortognatik cerrahi; var olan anomalinin, maksilla ve mandibulanın üzerinde tam, izole veya değişik şekillerde kesiler yapılarak çenelerin birbirleriyle ve kafa kaidesiyle olan ilişkilerinin mümkün olan en ideal konuma getirilmesini amaçlar [2].

Anomaliler doğrudan genetiğe bağlı olarak gelişebildiği gibi büyüme gelişim aşamasında oluşan ikincil çevresel etkenlerle veya travma, enfeksiyon gibi nedenlere bağlı olarak sonradan da meydana gelebilir [3].

Medikal veya estetik nedenlerle yapılan ortognatik cerrahi işlemlerin posterior hava yolu üzerine etkileri vardır. Maksilla ve mandibulanın ileri alınmasında hava yolu genişlerken geri alınma durumlarında hava yolunda daralma izlenir. Normal standartlarda hava yolunun genişlemesi hava akışında büyük bir değişim yaratmaz ancak hava yolu hacimsel değerlerinin normalin altına inmesi akış hızının artmasına neden olur [3]. Akış hızındaki artış intraluminal basıncı etkiler, hava yolunun daralmasına ve kollapsına neden olabilir. Hava yolu kollapsı da, obstrüksiyona neden olup uyku apnesi sendromu oluşumu için risk taşır [3]. Ayrıca soluk almada ve akciğerde negatif etkiler yaratıp sistemik hastalıklara yol açabilir [4].

Literatürde hava yolundaki değişimi değerlendirmek için yapılan birçok çalışma mevcuttur. Büyük çoğunlukta analizlerde sefalometrik görüntüler kullanılmıştır. Ancak bilindiği gibi lateral sefalometrik radyografiler 3 boyutlu(3B) bir yapının 2 boyutlu(2B) görüntüsünü elde etmemizi sağlar. Oysaki 3B görüntüler, hastadan daha düşük risk ve yan etkili yöntemlerle elde edilebilir. Elde edilen 3B görüntüler ise hava akışı analizlerinin yapılmasına olanak sağlar.

3B hava akış analizi çalışmaları literatürde sıkça rastlanılsa da, bu çalışmaların büyük çoğunluğu obstrüktif uyku apnesi(OSA) bulunan hastalarda yapılan cerrahi bimaxiller ilerletme işlemleriyle ilgilidir. Bazı çalışmalarda da, mandibuler geri alım(setback) operasyonlarındaki hava yolu daralması ile maksiller ilerletme ile birlikte yapılan mandibuler setback operasyonlarındaki hava yolu daralması karşılaştırılmaları yapılmıştır. Ancak bu çalışmalarda hava akışındaki değişimin dinamik etkisi değerlendirilmemiştir.

Bu çalışmada, yapılan ortognatik cerrahi girişimlerin posterior hava yolu üzerine olan etkilerini, nereden nasıl bir hava akışı oluştuğunu, dokudaki kollaps oranlarını ve bu değişimlerin dokuları nasıl etkileyebileceğini araştırmayı hedefledik. Çalışma, hesaplamalı akışkanlar dinamiği analizi yöntemi ile, ortognatik cerrahi işlemler sonucunda posterior hava yolunda, hava akışında meydana gelen değişimi gösterebilmek ve cerrahi planlamada posterior hava yolunun detaylı bir şekilde değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamak esasına dayanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

Büyüme ve gelişim sırasında iskeletsel yapılar öncelikle genetiğe, ikincil olarak da çevreye bağlı olarak gelişir ve değişim gösterirler. Bu yapılarda oluşan anormal veya orantısız büyüme, gelişime bağlı olarak veya travma, enfeksiyon gibi nedenlerle sonradan ortaya çıkarak meydana gelebilir. Ortognatik cerrahi konjenital veya sonradan kazanılmış olan deformiteleri düzeltmeyi amaçlar [5].

Bu deformitelerin tedavisindeki amaç iyi bir fasiyal harmoni, fonksiyon, fonasyon ve oklüzyondur. Büyüme ve gelişimini bitirmiş erişkin hastalarda bu, ancak ortognatik cerrahi uygulamaları ile gerçekleştirilebilir [1].

İskeletsel anomalilerde, yapılan sefalometrik ölçümlere ve cephe profiline göre izole tek çene veya çift çene operasyonları planlanır. Ortognatik cerrahide maksillada sıklıkla tercih edilen osteotomi Lefort-I, mandibulada ise sagittal split ramus osteotomisidir [1, 6-8].

Maksillada Lefort-I osteotomisinin diğer maksiller osteotomi yöntemlerine göre daha çok tercih edilmesindeki en önemli sebeplerden biri, alveoler segmentin vaskülarizasyonunun en iyi bu şekilde sağlanmasıdır [6].

Mandibulada ramus osteotomilerinde birçok farklı yöntem olmasına rağmen, çenenin istenilen pozisyona getirilmesinin kolay olması ve kemik temasının çok iyi sağlayıp çoğu zaman MMF'i gerektirmemesi sebebiyle, sagittal split ramus osteotomisi(SSRO) diğer yöntemlere göre avantaj sağlar [1, 7].

Yapılan ortognatik cerrahi ameliyatları sonrasında, ilişkili kemiklerin yer değiştirmesi sonucu bu kemiklere bağlanan kas ve tendonların da yeri değişir. Fasiyal görünümü, posterior hava yolunu, oral ve nazal kaviteyi etkileyen yumuşak doku değişiklikleri oluşur [1, 8, 9].

Ortognatik cerrahi sonrası meydana gelen sert doku değişimlerinin yumuşak doku üzerine olan etkileri yapılan birçok çalışma ile gösterilmiştir [10-17]. Etkilenen bölgelerin başında solunum ve yutmadan sorumlu ve birçok fonksiyonu olan orofarengeal bölge gelmektedir.

Orofarengeal bölge dil, yumuşak damak, hiyoid kemik, epiglottis ve bazı kas gruplarından oluşmaktadır. Mandibulanın geriye konumlandırılması hiyoid kemiğin ve dil kökünün aşağı-geriye hareketine, posterior hava yolunun daralmasına neden olur. Ortognatik cerrahi sonrasında bu yapılarda gözlemlenen değişimler solunum etkinliğinin de değişmesine yol açar [1, 8, 18-27].

Üst hava yolu değişimlerinin solunum etkinliğini değiştirmesi ve OSA'ya neden olabilmesi ihtimali nedeniyle, son yıllarda bu bölgenin değişimini inceleyen çalışmalar artmıştır [23, 28, 29].

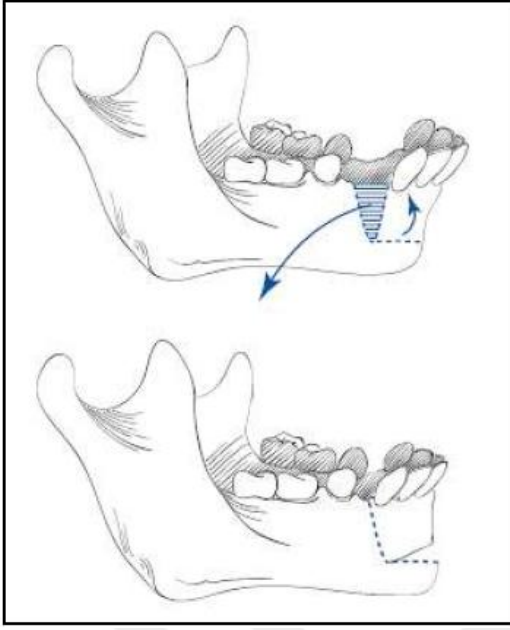
Prognatik mandibulanın ortognatik cerrahi yöntemlerle geriye alınmasının posterior hava yolunda daralmaya neden olup [8, 30], solunum etkinliğinde değişmeye, uyku bozukluklarına, hatta yaşamı tehlikeye atan sonuçları olan obstrüktif uyku apnesi sendromuna(OSAS'a) yol açabildiği yapılan çalışmalarla belirlenmiştir [21, 31-33].

2.1. Ortognatik Cerrahinin Tarihçesi

2.1.1. Mandibuler osteotomilerin tarihçesi

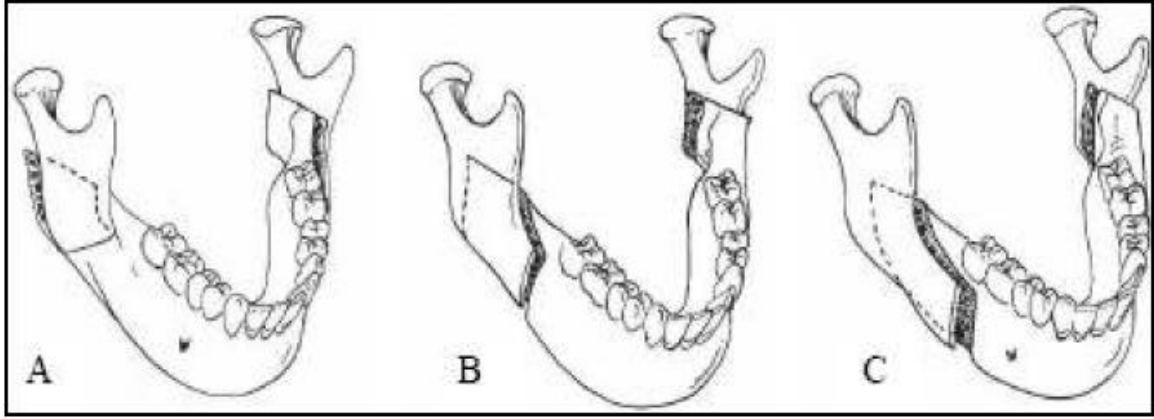
Maksillo-mandibuler çene ilişkisi normalden sapmış olan bireylerde büyüme ve gelişim çağı sona ermiş ise bu ilişkiyi düzeltebilmek için uygulanacak tek tedavi yöntemi ortognatik cerrahidir [2].

Açık kapanışı ve mandibuler prognatisi olan bir hastanın oklüzyonunu düzeltmek amacıyla ilk mandibuler osteotomi; 1849 yılında Hullihen tarafından uygulanmıştır. Günümüzde uygulanan anterior subapikal osteotomi tekniğine oldukça benzerdir(Şekil 2.1) [34, 35].



Şekil 2.1 Hullihen'in mandibuler subapikal osteotomisi [34]

Hugo Obwegeser ve Richard Trauner, 1957'de sagittal split ramus osteotomisini tarif etmişlerdir. Bu yöntem hem mandibuler progeninin, hem de mandibuler retrogeninin tedavisinde uygulanabilen bir teknik olarak açıklanmıştır. Yöntemin en büyük avantajı, mandibuler ramus osteotomisi sonrası, proksimal ve distal segmentler arasında büyük ölçüde temas sağlanması ve grefte ihtiyaç duyulmamasıdır (Şekil 2.2(a)) [7]. Bu teknikteki ilk modifikasyon ise 1961'de DalPont tarafından uygulanmıştır. Dal Pont bukkal kortikal kesiği, vertikal olarak son molar dişin arkasına kadar uzatmış ve temas eden kemik yüzey alanını arttırmıştır (Şekil 2.2 (b)). 1968'de Hunsuck medial kortikal kesiği ramusun posterior kenarı yerine lingulanın hemen arkasına kadar kısaltarak uygulamayı daha güvenli hale getirmiştir. Hunsuck bu şekilde, medial pterigoid kasın proksimal segmentini koruyarak, distal segmentin hareketinin engellenmesinin önüne geçmiştir (Şekil 2.2 (c)) [6, 7, 35].



Şekil 2.2. Sagittal split ramus osteotomisinin modifikasyonları. (a) Obwegeser ve Trauner'in tekniği, (b) Dal Pont modifikasyonu, (c) Hunsuck modifikasyonu [34]

2.2. Ortognatik Cerrahide Ameliyat Teknikleri

Bu bölümde birçok teknik olmasına rağmen, mandibuler osteotomiler içinde en çok kullanılan bilateral sagittal split ramus osteotomisinden(BSSO) bahsedilecektir.

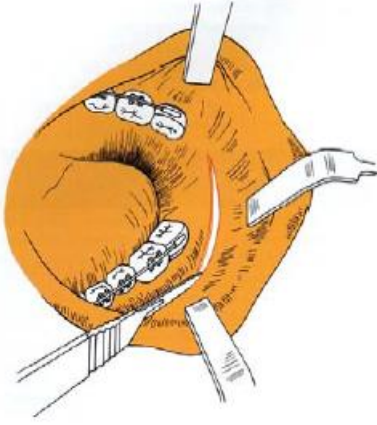
2.2.1. Mandibuler osteotomiler

Sagittal split ramus osteotomisi tekniği

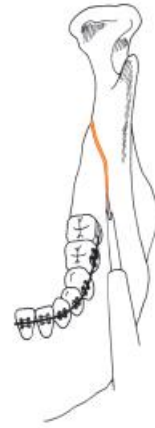
- Vazokonstriktör içeren bir lokal anestezi bukkal sulkusa ve lingualindeki dokulara, mandibula angulus ve korpusdaki kesi yapılacak sahalara yapılır.
- 15 numaralı bistüri ile eksternal oblik sırtı paralel hafif bukkalde uzanan insizyon, yükselen ramustan başlayarak mandibular 2. molar dişin mezialine kadar uzatılır (Şekil 2.3).
- Periost elavatorüyle mandibula korpus ve ramusu görece genişlikte planlanan bukkal flep kaldırılır.
- Mukoperiostal lambo, hem öne hem arkaya doğru ramustan son molar dişin distolingual yüzeyine ve öne doğru olacak şekilde kemikten sıyrılır. Lambonun alt ucu milohiyoid sırttan daha derinde olmalıdır.
- Lambonun üst tarafından yukarı doğru çıkılarak, ramus açığa çıkarılır ve temporal kasın tendonu koronoid çıkıntından ayrılır. Bu işlem, Obwegeser koronoid retraktörü

ile yavaş yavaş yapılır. Bu esnada koronoid çıkıntıya büyük bir Kocher forsepsi uygulamak stabiliteyi ve cerrahi hakimiyeti arttırır.

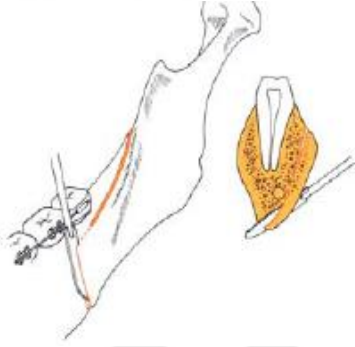
- Lambo, sigmoid çentiğe ve kondil boynuna ulaşınca kadar dokular kemikten dikkatlice ayrılır. Daha sonra kanal retraktörü yerleştirilir. Kanal retraktörünün yanlışlıkla kondil boynunun arkasına kaçması büyük bir venöz kanama yaratabilir, bu nedenle yerleştirme aşamasında çok dikkatli olunmalıdır.
- Lingula mandibulanın üzerinden geçen, okluzal düzleme paralel olan yatay bir kesi, ramusun medial yüzeyinde yapılır. Bu kesi için Lindeman frezi kullanılabilir.
- Medial ramus kesisinden 1. molar dişin mezialine kadar frez ile rehber noktalar hazırlanır ve osteotomlar yardımı ile vertikal ramus osteotomisi yapılır (Şekil 2.4).
- Son olarak mandibula korpusunun alt kortikal sınırına doğru kesi uzatılarak bitirilir (Şekil 2.5).
- Keskin uçlu osteotomlar yardımıyla kesi hattı tamamen ayrılır. Spreaderlar kesi hattına yerleştirilerek önce içe sonra dışa doğru rotasyon hareketiyle kompartmanların birbirinden ayrılması sağlanır(Şekil2.6). Nörovasküler paketin, medialde kalmasına dikkat edilir ve şayet aksi bir durum oluşursa bir elavatör yardımı ile paket mediale konumlandırılır.
- Tüm prosedürler karşı tarafta da tekrarlanır.
- Cerrahi işlemden önce hazırlanan splint maksillaya yerleştirilir ve istenilen yeni konum sağlanacak şekilde çeneler sabitlenir.
- Mandibula geri alınacak ise, çalışma modellerinde önceden hesaplanan çıkarılması gereken kemik miktarı Dingman'ın kemik forsepsleri ile sıkıca tutularak frezler yardımıyla kesilir.
- Her iki tarafta da genellikle bikortikal vidalar kullanılarak kemik segmentlerin rijit fiksasyonu sağlanmış olur.
- Kanama kontrolü yapılır, isteğe bağlı olarak direnler yerleştirilir ve yara kenarları 3-0 ipek veya rezorbe olabilen bir materyal ile sütüre edilerek kapatılır [35, 36].



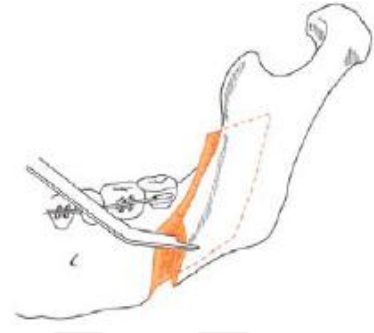
Şekil 2.3. BSSO'da yumuşak doku insizyonu [34]



Şekil 2.4. BSSO'da osteotomi hattı [34]



Şekil 2.5. Segmentlerin birbirinden ayrılması

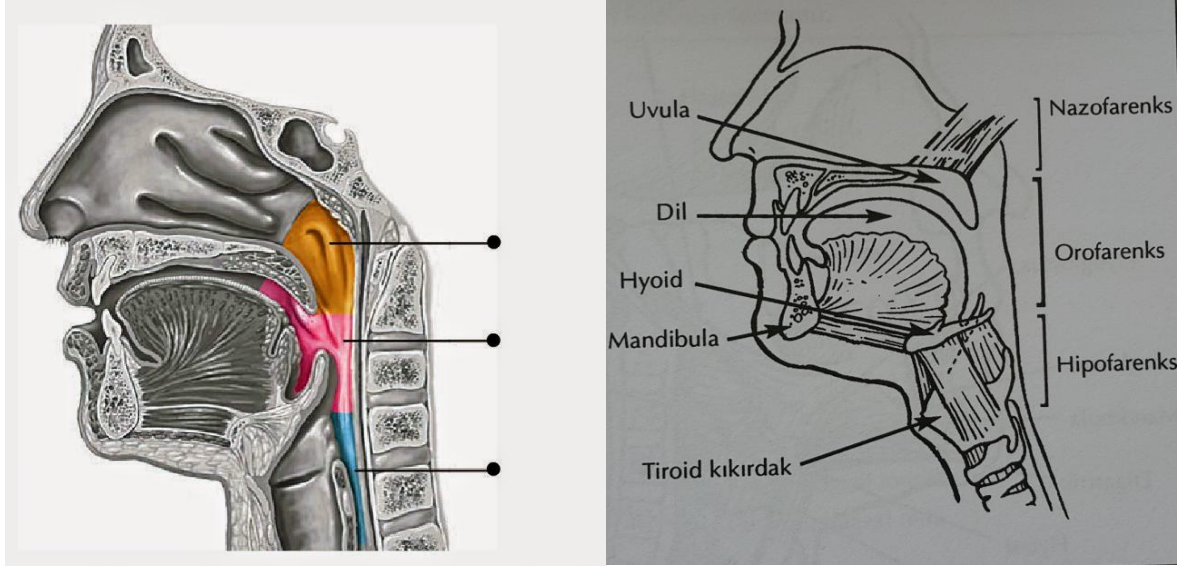


Şekil 2.6. Proksimal segmentin istenilen yöne hareketlendirilmesi

2.3. Üst Hava Yolunun Anatomisi

Üst hava yolu(farenks) içinde kas grupları olan yumuşak doku ile çevrili iki loblu bir yapıdır. Nazal ve oral bölgelerin arkasında başlar ve kranial tabandan 6.servikal vertebra ve krikoid kartilajın alt sınırına kadar uzanır. Uzunluğu 14- 16 cm arasında değişir. Anteriordan posteriora 3 alt gruba ayrılabilir. Bunlar; nazofarenks, orofarenks, laringofarenkstir (Şekil 2.7) [37, 38].

Nazofarenks nazal kavitenin arkasında ve sert damağın hemen üzerinde yer alır. Posteriora orofarenks ile devam eder. Orofarenks üst hava yolunun ağızdan açılan kısmıdır ve 2.servikal vertebradan 4. servikal vertebra hizasına kadar devam eder [38].



Şekil 2.7. Nazofarenks, orofarenks ve laringofarenks / hipofarenksin şematik görünümü

Epiglottis ile hiyoid kemik hizasında laringofarenks başlar. Laringofarenks 6. Servikal vertebraya, özefagusun başlangıcına kadar devam eder. Laringofarenks aynı zamanda hipofarenks olarak da adlandırılabilir (Şekil 2.7) [38].

Üst hava yolunun palatinal bölgede uvula sınırında olan en dar kısmı velofarenks yani üst farenks olarak adlandırılabilir [38].

Nazofarenks ve orofarenksin içerisinde lenf dokuları bulunmaktadır. Solunum ve yutkunma fonksiyonları en önemli özelliklerindendir. Bu bölgede bulunan tonsiller yapının büyümesi, hipertrofik inferior türbin oluşumu, adenoid pedin hipertrofisi nazal obstrüksiyona yol açabilir ve kronik ağız solunumuna, OSA'ya, horlamaya neden olabilir. Bu gibi durumlarda genellikle mandibulanın açık olma hali, dilin aşağı ve ileri konumlanması, başın ekstansiyon durumu gibi bir dizi postür değişiklikleri ortaya çıkar. Eğer bu değişiklikler büyüme gelişim evresinde devam ederse uzun yüz sendromu, yetersiz dudak yapısı ve değişen derecelerde dentofasiyal deformiteler meydana gelebilir [38].

2.3.1. Ortognatik cerrahi sonrası hava yolundaki değişimler

Mandibula, dil kökü, hiyoid kemik, farengeal duvarlar, kaslar ve ligamentler aracılığı ile birbirleriyle ilişkidedir. Direkt veya indirekt olarak maksilla ve mandibulaya birçok anatomik yapının bağlantısı vardır. Dolayısıyla kemiklerde oluşturulacak herhangi bir hareket, kemiğe bağlı komponentlerin de pozisyonel değişikliklerine neden olacaktır. Kaslar ve yumuşak dokularda meydana gelen gerilme, iskeletsel harekete bağlı olarak oral ve nazal kavitede, hava yolu hacimlerinde değişiklik oluşturacaktır [8, 18-23].

Ortognatik cerrahi uygulamalarının hava yolunda değişikliğe neden olduğu düşüncesi, 1980’de Bear ve Priest’in, 1979’da Kuo ve ark.’nın bimaksiller ilerletme operasyonlarının ilgili kas ve tendonların bağlantı yerlerinin değişerek, farengeal hava yolunu genişleteceğini öne sürmeleriyle oluşmuştur [39, 40].

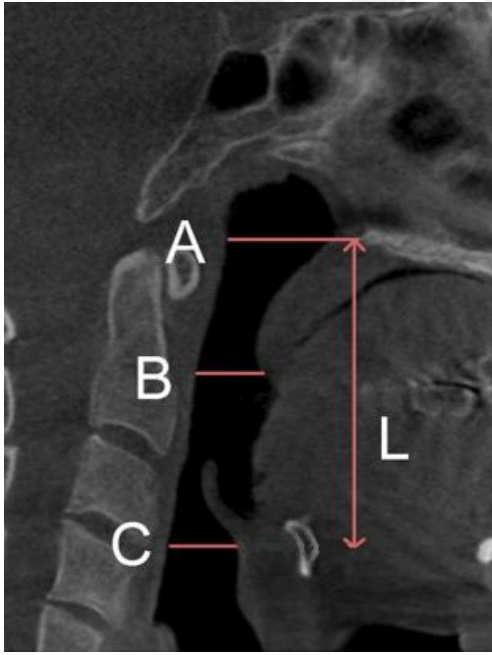
Hoffstein ve ark. ağır derecede horlaması olan bir hastada bimaksiller ilerletmenin horlamayı ciddi oranda azalttığını belirtmiştir [41].

Yapılan çalışmalarda bimaksiller ilerletme operasyonları sonrasında, kas ve tendonların bağlantı yerlerinin çekmesiyle, üst hava yolunun genişlediği bildirilmiştir [24, 25]. Çalışmalar özellikle OSAS’ı olan hastalarda bimaksiller ilerletmenin, genişleyen hava yolu ile hastalığı düzeltebileceğini göstermiştir [42]. Bu tedavinin hava yolu üzerinde olan büyük etkisi, mandibulanın setback operasyonlarında ise tam ters bir durum oluşturup, hava yolunun daralma riskine neden olabileceğini gündeme getirmiştir. Hatta sağlıklı hastalarda bile daralmaya bağlı olarak OSA gelişebileceği belirtilmiştir [21].

Chen ve ark. operasyon sonrasında farengeal daralma, hiyoid kemiğin posteriorda konumlanması ve musküler atoniye bağlı farengeal kollaps oluşursa, OSA gelişme riskinin artacağını öne sürmüşlerdir [43].

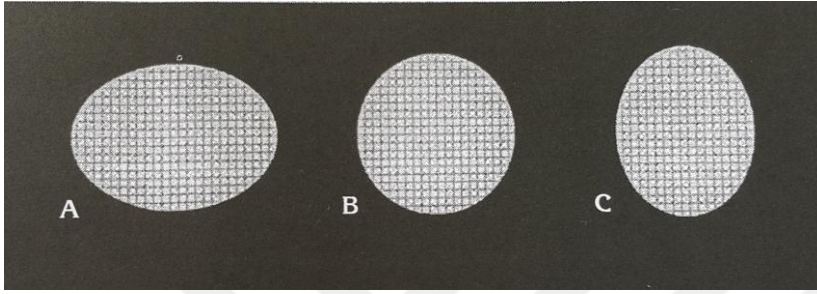
Guilleminault ve ark. mandibuler setback operasyonlarının solunum problemi oluşturmabileceğini öne sürmüştür. Riley ve ark. operasyon öncesi sağlıklı ve BMI değerleri normal sınırlarda olan 2 kadın hastanın, alt çenelerinin, sırasıyla 7mm ve 10mm geri alınması sonrası, post-op 5. ayda OSA şikayetleri ile geldiğini ve bu şikayetlerin daha sonrasında da devam ettiğini belirtmişlerdir [33].

Ortognatik cerrahi sonrası en çok etkilenen bölüm Şekil 2.8'deki gibi gösterilebilir. Posterior nasal spine(PNS) noktasından aynı hizadaki posterior farengeal duvar(PFD 1)'a çizilen düzlem 'A düzlemi', bu doğruya paralel olan ve epiglottis (EPG) bölgesinden aynı hizadaki posterior farengeal duvar(PFD 3)'a çizilen düzlem 'C düzlemi', uvula (UVL) ile posterior farengeal duvar (PFD 2) arasında yer alan düzlem ise 'B düzlemi' olarak adlandırılabilir. Bu üç düzlem çalışmalarda sıklıkla kullanılan düzlemler olmuştur [44].



Şekil 2.8. Hava yolu düzlemleri. (A) PNS noktası ile PFD 1 noktası arasındaki düzlem. (B) UVL ile PFD 2 arasında kalan düzlem. (C) EPG ile PFD 3 noktaları arasında kalan düzlem.

Ortognatik cerrahinin yaratmış olduğu değişimlerde üzerinde durulması gereken en önemli noktalardan biri de OSA'sı olan bireylerde uyku esnasında kollaps meydana gelme riskinin artmasıdır. Kollaps faringeal hava yolunun, literatür bilgilerine göre en sık orofarenksten hipofarenkse uzanan seviyesindedir. Diğer önemli bir nokta ise bu kollapsın anteroposterior(AP) boyutta mı yoksa lateral (LAT) boyutta mı meydana geldiğidir (Şekil2.9) [45].



Şekil 2.9. A-Normal, B-Horlayan, C-Apneik kişilerde üst solunum yolu konfigürasyonu [45].

2.3.2. Ortognatik cerrahi sonrası hava akışındaki değişimler

Ortognatik cerrahinin üst hava yolu üzerine olan etkisi uzun yıllardır tartışma konusu olmuştur. Özellikle alt çenenin tek başına geriye alınması gerektiği durumlarda oluşabilecek hava yolu obstrüksiyonu birçok yöntem ile ölçülmeye çalışılmıştır.

OSAS oluşumu riskinin, mandibulanın tek başına geri alındığı durumlarda, dil pozisyonunun faringeal duvara yaklaşması, orofarengeal ve hipofarengeal bölgelerde kısıtlılık oluşumu nedeniyle çift çene operasyonlarına göre daha fazla olduğu rapor edilmiştir [46].

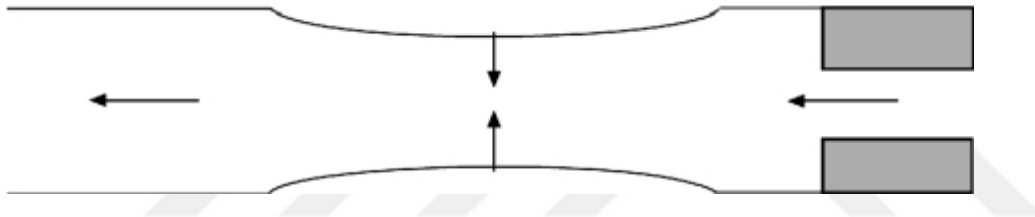
İskeletsel Kl III olan hastalarda çift çene operasyonu sonrasında, maksiller ilerletmeye bağlı olarak nazofarengeal ve orofarengeal alanda, toplam hava yolunda belirgin artış meydana gelmiştir. Alt çenenin geri alınmasından kaynaklı hava yolu daralması bu şekilde kompanse olmuş, bunun yanı sıra toplam hava yolu hacminde başlangıca göre artış meydana gelmiştir. Bu değişim fizyolojik hava akışında rahatlama sağlayıp, havanın posterior hava yolu(PAS) ile akciğerlere gidişine kolaylık sağlamıştır. Dolayısıyla yaşam

kalitesini arttırıp solunum yolu obstrüksiyonu kaynaklı hastalıkların oluşumuna da engel olmuştur [46].

2.3.3. Hava akışı değişiminin sistemik etkileri

Hava yolunun uzunluğu, dilin hacmi ve lateral farengeal duvarların kalınlığı hava yolu çökmesine neden olabilecek etkenlerden başlıcalarıdır [3].

Farengeal hava yolunun normale oranla uzun ve dar oluşu, geçen havanın hızını arttırıp intraluminal basıncı azaltacağı için hava yolu kollaps ihtimalini arttırır (Şekil 2.10). Araştırmacılar da, velofarenks-hipofarenks alan oranının azaldığı hastalarda çökme ihtimalinin arttığını rapor etmişlerdir [3].



Şekil 2.10. Şematik hava yolu kollapsı

OSAS patogenezinde hava yolunun çapı ve şekli önem taşımaktadır. Kişinin vücudunda bulunan yağ kitlesi arttıkça hava yolunun lateral duvarlarında bulunan yağ yastıklarının da arttığı bilinmektedir. Bu nedenle apne hastalarında hava yolunun obstrüksiyonu riskinin yapılan çalışmalara göre daha fazla olduğu rapor edilmiştir [47].

Apne vakalarında, oluşan kollapsın gaz değişimini sekteye uğrattığı ve salınan katekolaminlerin de uykunun devamlılığını bozduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır. Bunun yanında arka arkaya devam eden kan gaz değişiklikleri ve uykudan uyanma durumu simpatik sinir sistemini uyarak kan basıncının yükselmesine neden olur. Bütün bu etkiler kardiyovasküler hastalık yaratma riskini arttırır [3].

Üst solunum yolunun obstrüksiyonu, negatif intratorasik basınç artışına, mide ve özefagus arasındaki basınç farkının yükselmesine sebep olup gastroözefagal reflü oluşturabilir [48].

Yapılan mandibuler setback operasyonları sonrasında çökmeye neden oluşturabilecek bu gibi obstrüksiyon sebeplerinin dikkatle incelenmesi gereklidir.

2.3.4. Hava yolu görüntüleme teknikleri

Sefalometrik filmler, nazofaringoskopi, bilgisayarlı tomografi(BT) ve magnetik rezonans görüntüleme(MR) üst hava yolunun incelenmesinde kullanılan tekniklerden bazılarıdır.

Hava yolu incelenmesinde kullanılan en eski yöntemlerden biri sefalometrik incelemelerdir. Posterior hava yolu ölçümlerinde lateral sefalometrik radyografiler, sagittal düzlemde net ölçüler vermesi, maliyetinin düşük olması ve hastayı minimal radyasyona maruz bırakması nedeniyle genellikle ilk tercih edilen yöntem olmuştur [49, 50]. Fakat bu yöntemde kraniyofasiyal yapıların birbiri üzerine süperpoze olması ve sadece iki boyutlu anteroposterior ölçümlerin elde edilebilmesi dezavantaj oluşturmaktadır. Ayrıca aksiyal planın incelenmesi de mümkün değildir [49].

Günümüzde üst hava yolunu çevreleyen yumuşak dokuları 3 boyutlu olarak en iyi görüntüleyen yöntemler BT ve MR'dir. Ancak bu yöntemler ile anlık görüntülemelerde hava yolunun yapı ve fonksiyonu hakkında bilgi sahibi olunabilse de, cerrahi planlamada ve değerlendirmede hala yetersizlikler bulunmaktadır. Bu nedenle üst hava yolunun sınırlarının tam olarak belirlenmesini sağlayacak in vivo bir görüntüleme yöntemine ihtiyaç vardır [51, 52]

Hava yolunun eğimli geometrisi, darlığı ve dokunmaya karşı hassas oluşu görüntülemelerde büyük zorluk yaratır. Hasta üzerinde yapılan çalışmalarda elde edilen hava basıncı düşüşü, nemlilik gibi fonksiyonel parametreler, havanın aşağı ve yukarı akışındaki genel bilgilerine bağlıdır. Bu sebeple, elde edilen bilgiler genel olarak tahmine ve yorumlamaya dayalıdır [51].

Kadavra çalışmalarında ise dokunun küçülmesi ve distorsiyona uğraması sonuçları gerçekten uzaklaştırır. Bazı çalışmalarda dehidratasyon prosedürü ile dokunun küçülmesi %10'dan az orana gelse de, ex vivo yerine in vivo çalışmalar hava yolunu modellemede

daha fazla tercih edilebilen gerçekçi yöntemlerdir. BT veya MR kesitlerine göre hava yolu sınırları belirlenebilir [51].

Model çalışmaları, nazal fonksiyonu daha iyi anlamak için göz önünde bulundurulabilir. Ancak günümüz teknolojisinde bile, modellemede yapılan basitleştirmeler, sonuçların kesinliğini ve netliğini azaltır [51].

Bilgisayar yazılımı ile modellerin yaratılabilmesi için öncelikle hava yolunun sınırlarının tanımlanması gereklidir. Hava yolu normalde ince bir mukus tabakasıyla çevrilir. Nazal kavite, eksternal burun yapısı, burun deliklerinin büyüklüğü soluk alma sırasında giren havayı etkileyen yapılardır. Soluk verme sırasında ise nazofarenksin geometrisi çıkan havayı etkiler. Günümüzde hiçbir model henüz bu özellikleri bütünüyle karşılayacak nitelikte değildir [51].

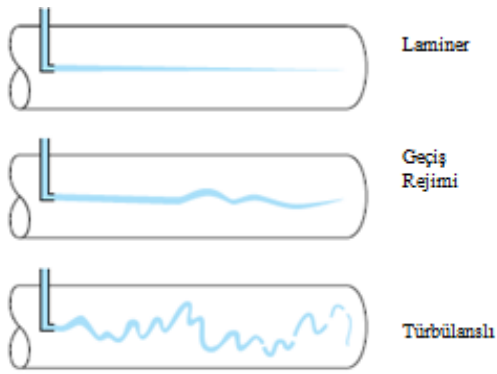
Üst hava yolu morfolojisi, ırksal özellikler de hava akışını değiştirebilen diğer faktörlerdendir. Ayrıca kişilerin burunlarının iki tarafında bile farklılıklar söz konusudur [51].

Hesaplamalı bilgisayarlı akış dinamiğini iyi bir şekilde kullanabilmek için bazı engellerin üstesinden gelmek gerekir. Bu engellerden biri insan hava yolunun karmaşık geometrisi ve bu geometrinin simülasyona aktarılmasıdır. Hava geçişinin etkileri ve hava yolunun esnek, hareketli sınırlara sahip oluşu, hava akışının kişiye özgü değişmesi, hava akış dinamiğinin gerçeğe uygun şekilde bilgisayara aktarılmasını zorlaştırır. Bunlara ilaveten, çözünürlük ve alınan görüntülerin kalitesi, hava yolunun sınırlarının ve geometrik yapının oluşturulmasında belirsizlik yaratır [52].

2.4. Akışkanlar Mekaniği

2.4.1. Akış özellikleri

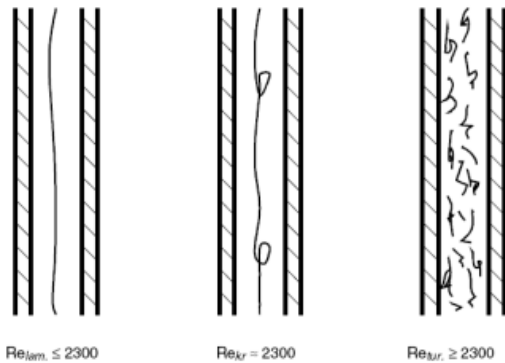
Akışkanlar mekaniğinde akış üç temel gruba ayrılır; laminar akış, geçiş akışı (laminer ve türbülent akış arasındaki durum) ve türbülent akış (Şekil 2.11). Her üç akış için farklı matematiksel formülasyonlar mevcuttur. Düşük hızlarda laminar, hız yükseldikçe önce geçiş akışı ve daha sonra da türbülent akışa dönüşür [53].



Şekil 2.11. Şematik Akış Şekilleri

Boru içindeki bir akış laminar veya türbülent akış olabilir. Osborne Reynolds 1842-1912 yıllarında bu akışlar arasındaki farkı ayırtan ilk bilim adamıdır ve Reynold sayısını belirlemiştir [53].

Reynolds sayısı 2300'den küçükse laminar akış, 2300 ise geçiş rejimi ve eğer 2300'den büyükse türbülent akış gözlenecektir (Şekil2.12) [53].



Şekil 2.12. Şematik Akış Profili

Laminer akış

Bir akışın laminer mi türbülent mi olduğunu anlayabilmek için Reynold sayısını aşağıda verilen formül ile hesaplamak gerekir [54].

$$Re = \frac{\rho V d_h}{\mu}$$

ρ : kütle yoğunluğu (birim hacim başına düşen kütle)

v : akışkanın hızı

d : densite (yoğunluk)

μ : sıvının dinamik viskozitesi

Deneylere göre, kritik Reynold (Re_{crit}) sayısından aşağıda olan değerlerde akışın düzgün, sakin ve bütün akış tabakalarının düzenli bir şekilde birbirleri üzerinden geçtiği görülür. Eğer uygulanan sınır değerleri de zaman içerisinde değişkenlik göstermiyor ise; akış “kararlı” kabul edilir. Bu sisteme “*laminer akış*” denir [54].

Geçiş akışı

Geçiş akışı ise Re_{crit} değerinde gözlemlenir. Bütün sistemlerde bu kritik aralık değeri farklıdır ve sistemdeki düzensizliklere ve duvarın kompliyansına bağlıdır. Geometrinin düzensiz olması geçiş akışının erken evrede türbülent akışa dönmesine neden olabilir. Genellikle boru sistemlerinde laminer akış $Re < 2000$, türbülent akış $Re > 4000$ ve geçiş akışı da $2000 < Re < 4000$ aralıklarında meydana gelir [54].

Türbülent akış

Yüksek değerli Reynold sayısında akış türbülent izlenir. Sınır koşulları değişmez uygulansa bile, hızın ve basıncın zaman içerisinde değişme gösterdiği, kaotik ve rastgele bir durum gözlenir [54].

Türbülent akışın 3 boyutlu, zamana bağlı hız dalgalanmaları içeren bir karakteri vardır. Düzenli olmayan yapısı laminar akışın yapısına tam ters özellik sergiler [54].

Türbülent akış herhangi bir modelleme ile çözümlendirilebilir. Modern süper bilgisayar sistemlerinin performansları çok iyi olmasına rağmen, düşük Re sayılı basit laminar akış durumlarını sadece zamana bağlı bir Navier-Stokes denklemi olan direkt sayısal simülasyon(DNS) ile çözmek mümkündür. Kompleks durumlar için ise türbülent akış yaklaşık bir değer alınır [54].

Eğer akım türbülent ise türbülent dalgalanma hareketi parametreleri de girilmelidir. Sanal olarak bu sistem içerisindeki herhangi bir akış bölümü kesip çıkarılırsa ve bu bölümün içinde ne olduğunu ve akış hızını nasıl etkilediğini bilme şansı yoksa, çıkış kısmında da tüm sınır koşulları sanal kabul edilir [37].

$$V = U_{inlet}, \quad T = T_{inlet},$$

V ve U : hız

T : türbülent akış

Türbülent akışın yapısındaki bu karmaşıklıklar her ne kadar çözümlmeyi zorlaştırsa da, bu akışı tanımlamadaki karakteristik özellikler deneysel ve sayısal olarak genelleştirilmiştir [54].

2.4.2. Akışkanlar mekaniği eşitlikleri

Akış parametrelerini hesaplayabilmek için matematiksel eşitlikleri kullanmak gereklidir. Genellikle de Navier-Stokes denklemi kullanılır [54].

Navier-Stokes denklemi

Navier-Stokes denklemi sıvı, gaz ve tüm akışkanların hareketini tanımlamaya yarayan bir dizi denklemden oluşmaktadır. Bu denklem en kullanışlı denklemlerden biridir. Hava akımlarını, okyanustaki ve boru içindeki su akışını, galaksideki yıldız hareketlerini hesaplamada sıkça kullanılır [55].

Bu denklemler; basınç değişimleri ve sürtünme kayıplarına neden olan visköz kuvvetlerin toplamının, akışkan içerisindeki birim kütleye etki eden momentum değişimlerine eşit olduğunu doğrular. Visköz kuvvetler moleküller arası etkileşimlerden meydana gelir ve akışkanın aslında akmaya dirençli olduğunu gösterir. Navier-Stokes denklemleri, çalışmada kullanılacak olan akışkanın, herhangi bir bölgedeki kuvvetler dengesini dinamik olarak ifade eder [54].

Hesaplamalı akışkanlar dinamiği(HAD) yönteminde göz önünde bulundurulması gereken en önemli noktalardan biri akışın tipini seçmektir. Laminer akışın, hava yolunun herhangi bir yerindeki daralma veya tıkanıklık sonucunda türbülent akışa geçişini göstermek için, en ideal olan çözüm Navier-Stokes eşitliği ile sağlanır [56].

Navier-Stokes denklemlerinin incelemeden önce, akışkanlar hakkında bazı kabuller yapılması ve sabit değerler alınması gereklidir. Temel olarak akışkanın sürekli olduğu, akışkanın tamamının aynı özellikte olduğu ve içinde farklı biçimler bulunmadığı kabul edilir. Diğer bir kabul de, ilgili tüm alanların basınç, hız, yoğunluk, sıcaklık özelliklerinin diferansiyel olduğudur [55].

Denklemlerde momentum, enerji ve kütle korunumunun temel prensipleri bulunur. Bazı durumlarda kontrol hacmi olarak belirlenen, rastgele seçilmiş sonlu bir hacim belirlenir ve bu hacim üzerinde bu prensipler uygulanır. Seçilen sonlu hacim Ω ile, yüzeyin sınırlandırılması $\partial\Omega$ ile gösterilir. Kontrol hacmi akışkan ile hareket edebilir veya sabit kalabilir. Yapılan temel kabuller bunlardır [54, 55].

Navier-Stokes denklemleri; kütle, enerji, momentum ve açısal momentum korunum kanunlarından türetilir. Denklemler üç temel prensibe dayanır:

1. Kütle yoktan var edilemez ve varken yok olamaz.
2. Bir cisim üzerindeki net kuvvet, cismin kütlesi ile ivmesinin çarpımına eşittir.
3. Enerji, yoktan var edilemez; var olan enerji de yok edilemez; sadece bir şekilden diğerine dönüşür [54].

Süreklilik denklemi - kütlenin korunumu

Kütlenin korunumu şu şekilde yazılabilir:

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v}) &= 0 \\
 &= \frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \nabla \cdot \mathbf{v} + \mathbf{v} \cdot \nabla \rho \\
 &= \frac{D\rho}{Dt} + \rho \nabla \cdot \mathbf{v} = 0
 \end{aligned}$$

' ∂ ' parsiyel türevi gösterir, ' ∇ ' nabra sembolüdür, değişimi simgeler. ' D ' türev sembolü olarak kullanılır.

ρ : kütle yoğunluğu (birim hacim başına düşen kütle)

$\mathbf{v}$: akışkanın hızı

t : zaman

Akışkan sıkıştırılmaz ise ρ akış hattı boyunca değişmez ve denklem basite indirgenir [54, 55].

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0$$

Momentumun korunumu

Momentumun korunumu, süreklilik denkleminde benzer bir yaklaşımla ifade edilir. Yoğunluk yerine momentumun vektör bileşenleri ve akışkan üzerine etkiyen kuvvetler alınır. Süreklilik denkleminde ρ yerine, belirli bir yönde birim hacim başına net momentum yazılır. Newton'un ikinci yasasına göre, momentumun değişim oranı kütleye uygulanan net kuvvete eşittir [54, 55, 57].

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho v_i) + \nabla \cdot (\rho v_i \mathbf{v}) = \rho f_i.$$

$\mathbf{v}$: akışkanın hızı

v_i : birim hacim

f : b

Süreklilik denklemi basitleştirilip şu şekillerde kullanılabilir:

$$\rho \frac{Dv_i}{Dt} = \rho f_i \qquad \rho \frac{D\mathbf{v}}{Dt} = \rho \mathbf{f}$$

Bu bağlamda Newton'un ikinci yasası;

$$\sum_{i=0}^n F = m.a$$

doğrulanmış olur [54, 55].

Enerji korunumu

Bu yasa fiziğin temel ilkesidir. Enerji, enerjinin korunumu yasasına göre, kendi kendine ne var olabilir ne de yok olabilir. Sadece başka bir forma dönüşebilir [54].

2.4.3. Akışkanlar mekaniği problemlerinin çözümü

Sıvı akışı problemlerini çözmede genellikle üç yaklaşım vardır [57]:

1. Teorik yaklaşım – analitik sonuçları bulabilmek için, belirli olan denklemler kullanılır.
2. Deneyimlerle oluşan yaklaşım – gerçek objenin dikkatlice hazırlanmış modeli kullanılır.
3. Sayısal yaklaşım – sonuçları hesaplamada bilgisayar yöntemleri kullanılır.

Teorik yaklaşım: Bu yaklaşımın kesin sonuçlara ulaşılmasında çok önemli bir avantaj sağlar. En büyük dezavantajı ise çok sınırlı sayıda problem için uygulanabilir olmasıdır.

Örnek; uzun sonsuz bir boruda akışın Poiseuille çözümlemesinde steady-state laminar hız profili kullanımının formülü;

$$U(r) = \frac{r^2 - R^2}{4\mu} \frac{dp}{dx}$$

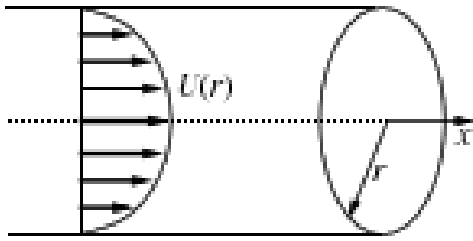
U : Hız

R : Borunun çapı

dp/dx : Akışı başlatan devamlı basınç değeri

μ : Sıvının dinamik viskozitesi

Bu denkleme, borularda sıvının doğal akışını gösterebilmesi ve basit olması nedeniyle sıkça rastlanması şaşırtıcı değildir (Şekil 2.13). Fakat sonuç sadece boru sonsuz uzun, ısı sabit ve sıvı kesinlikle sıkıştırılmaz olarak tanımlanmışsa doğrudur. Bu durum elde edilebilir olsa bile sonuç, sadece Reynold sayısının yaklaşık olarak 2000'in altında olduğu durumlarda gerçek olabilir. Ancak pratikte karşılaşılan problemlerin çoğunda bu varsayımlar geçerli değildir. Geometri genellikle karmaşık, hava akışı ise düzensizdir. Bu nedenle, denklemlerin analitik çözümü mümkün olmaz ve sayısal metodlara ihtiyaç duyulur [57].



Şekil 2.13. Sonsuz boruda laminar akış

Deneysel yaklaşım: Akışkanlar mekaniği problemleri, çoğu zaman deneysel yöntemlerle de incelenebilir. Ölçekli veya ölçeysiz modeller laboratuvar ortamında test edilip, istenilen cevap parametreleri ölçülebilir. Ancak biyomekanik problemler için gerçekçi modeller üretmek oldukça zordur ve teknik limitasyonlar veya deney maliyeti sebebiyle bu yaklaşım tercih edilmez [57].

Nümerik yaklaşım: Solunum sisteminde de akış dinamiği son derece komplekstir ve ancak doğrusal olmayan denklemlerle ifade edilebilir. Daha önce de bahsedildiği üzere çoğu zaman bu denklemlerin analitik çözümü mümkün değildir. Kompleks geometrilerde akışı ifade eden diferansiyel denklemler, ancak hesaplamalı akışkanlar dinamiği yöntemleri kullanılarak çözülebilir [57].

2.4.4. Hesaplamalı akışkanlar dinamiği

Hesaplamalı akışkanlar dinamiği, akışın özelliklerini tanımlamaya olanak sağlayan sayısal metot ve algoritmalar ile bilgisayar üzerinde simülasyonlarla ilgili problemlerin çözümlenip analiz edildiği, akışkanlar mekaniğinin bir koludur [54].

Klasik akışkanlar mekaniğinin temel denklemleriyle karmaşık geometrilerin, viskozite ve sıcaklık farkları durumlarının problemlerini çözmek çok zor, hatta neredeyse imkansızdır. Klasik akışkanlar mekaniği ancak düz borular gibi basit geometrilerde sonuca ulaşmayı sağlar, geriye kalan durumlar için hesaplamalı akışkanlar dinamiğine ihtiyaç duyulur. Bunun için üzerinde çalışılacak olan alan, bu bölgeyi simüle eden küçük elemanlara ve noktalardan oluşmuş ağ yapısına ayrılır ve adım adım tüme varıp çözüm elde edilir [3, 54].

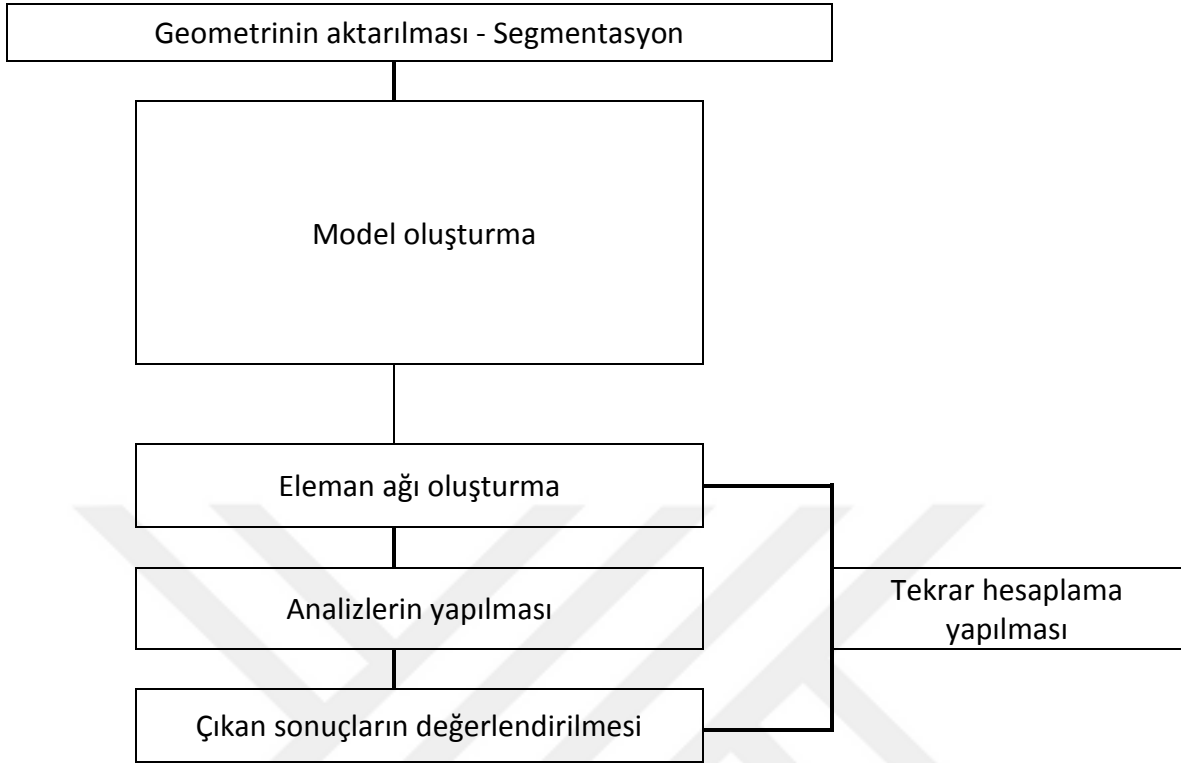
Hesaplamalı akışkanlar dinamiği, mühendislikte başarılı bir şekilde uzun yıllardır kullanılan bir yöntemdir. Son yıllarda, Bilgisayarlı Tomografi(BT) veya Manyetik Rezonans Görüntüleme(MRI) yöntemi gibi görüntüleme yöntemleri ile detaylı bir model oluşturularak medikal çalışmalarda da kullanılmaya başlanmıştır [3].

HAD'ın in vivo, in vitro ve mekanik deneysel çalışmalara göre avantajları vardır. Non-invaziv oluşu ve akışın değişik durumlardaki sonuçlarının detaylı bir şekilde incelenebilmesine olanak sağlaması bu sistemi tercih edilen bir metot haline getirmiştir [3].

2.4.5. HAD Adımları

Hesaplamalı akışkanlar dinamiği analizi yönteminin adımlarını modelleyecek olursak; Geometrinin aktarılması-> Model oluşturma-> Eleman ağı oluşturma -> Analizlerin yapılması -> Çıkan sonuçların değerlendirilmesi (Çizelge2.1) şeklinde özetleyebiliriz

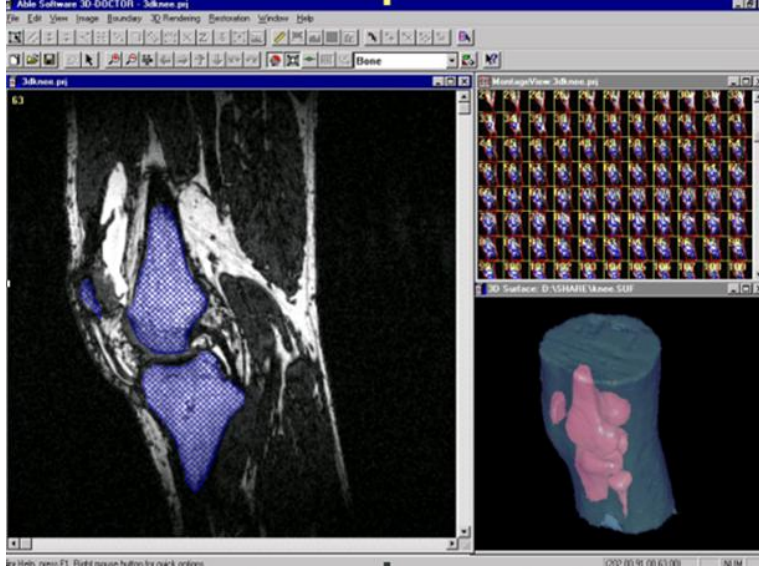
Çizelge 2.1.HAD analizi yönteminin adımları



2.4.6.Segmentasyon

Günümüzde kullanılan görüntü elde etme teknikleri ile yüksek kaliteli üç boyutlu(3B) görüntüler elde edilebilmektedir. Ancak elde edilen 3B görüntülerin, dokuların karmaşık yapılarından dolayı analiz edilmeleri kolay değildir. 3B görüntünün bazı bölümlerini saydamlaştırmak gibi işlemler de yeterli olmamaktadır. En etkili çözüm yöntemi incelenmek istenen yapının 3B olarak diğer dokulardan ayrıştırılması ve tek başına görselleştirilmesidir. Bu ayrıştırma işlemine, tıbbi görüntüler üzerinde segmentasyon veya bölütleme işlemi denilmektedir (Şekil 2.14). Örneğin, medikal hacimsel bir veride, kemik, kas ve cilt dokularının birbirinden ayrıştırılıp, çalışılacak alanın tek başına görselleştirilmesi segmentasyon yardımıyla gerçekleşir [33, 58]. Segmentasyon yazılımının yardımı ile çalışma ile ilgili olmayan bölgeler ana veriden ayrıştırılır. Bu yöntemle üzerinde çalışılacak bölgenin daha iyi gözlemlenmesi ve analizi sağlanmış olunur [34].

HAD'nin üst hava yolunda kullanılabilmesi için, nazal valv alanından ya da nazopalatinal bölgeden başlayarak aşağıda farengeal alanda dil kökünün arkasına veya epiglota kadar olan bölgenin segmentasyon yöntemi ile diğer bölgelerden ayrıştırılması gerekir [56, 59]



Şekil 2.14.Doku tabanlı bölütleme

Segmentasyon manuel veya yarı otomatik olarak yapılabilir. Tam otomatik bilgisayar destekli segmentasyon işlemi, hala ciddi sınırlamalar bulundurmaktadır. Çoğunlukla bu sınırlamalar yapının heterojenitesinden ötürüdür. Ayrıca başlangıçta çalışılacak alanı belirlemek yine araştırmacının görevidir [33]. Manuel olarak yapılan segmentasyonda her kesit alanında, incelenecek olan bölgeler tek tek ayrıştırılır. Bu şekilde yapılan analizlerde prosedür çok uzun sürmektedir. Yarı otomatik segmentasyon bu nedenle daha avantajlıdır. Bilgisayar, sisteme girilmiş olan yoğunluk özelliklerine göre yapıları birbirinden otomatik olarak ayırır ve sagittal, aksiyal, koronal düzlemde 3B görüntünün elde edilmesine olanak sağlar [60].

Günümüzde, halen tüm tıbbi veriler üzerinde kesin sonuçlar üreten sihirli bir bölütleme algoritması mevcut değildir. Bir uygulamada çok iyi sonuçlar veren bir algoritma, başka bir uygulamada kötü sonuçlar ortaya çıkarabilir. Bunların yanısıra hastanın 3B görüntülerinin alınması sırasında hareket etmesi, segmentasyonda artifaktlara neden olur ve elde edilen verilerin kesinlik oranını düşürür [61].

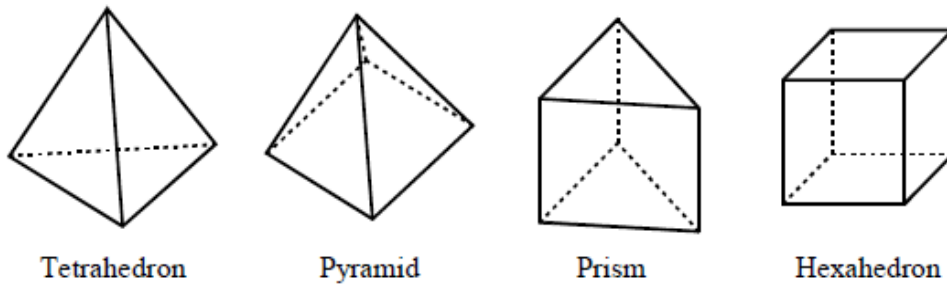
2.4.7. Model oluşturma

Çalışılacak alanın modellenmesinde ilk aşama MRI veya BT ile alınmış görüntülerin bilgisayar yardımıyla koordinatlarının belirlenmesi ve geometrinin üç boyutlu uzayda sayısal olarak tanımlanmasıdır.

 kinci aşama ise dinamik verilerin, akışın ve doku özelliklerinin sonlu eleman yazılımına tanımlanmasıdır [3].

2.4.8. Eleman ağı oluşturma (sonlu eleman metodu)

Simülasyonların gerçek görüntülerle tutarlılık gösterebilmesi için eleman ağı oluşturma işleminin yapılması gereklidir. Sonlu eleman metodunda akış hacmi küçük hacimlere ayrıklaştırılır ve HAD programı ile süreklilik, RANS ve türbülent akış denklemleri her bir hücre için hesaplanır. Bu işleme eleman ağı oluşturma denir. Elemanlar iki boyutlu (2B'lu)  alışmalarda üçgen ya da dörtgen olurken, üç boyutlu (3B'lu) olanlarda d rt  zl  ya da hegzagonal olur [62]. HAD analizlerinde en çok kullanılan elemanlar şekil 2.15'de görüldüğü gibidir.



şekil 2.15. HAD analizlerinde kullanılan elemanlar

Sonlu eleman analizinde, cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünmüş haline “matematiksel model” denilir. Çeşitli bilgisayar programları ile oluşturulan model üzerinde gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarları hesaplanabilir [63].

2.4.9. Analizlerin yapılması

Sonlu eleman analizi yönteminde, matematiksel modeller oluşturulduktan sonra sınır şartlarının ve uygulanacak diğer parametrelerin belirlenmesi gerekir [63]. Analizi yapan çalışmacı, çalışmaya göre sınır şartlarını kendi belirler.

Oluşturulan statik modeli dinamik hale getirebilmek için ise, öncelikle dinamik verilerin, kullanılacak akış parametrelerinin ve doku özelliklerinin uygun yazılım programı ile sisteme girilmesi gerekir [3].

Doku ve materyal özelliklerini sisteme aktarabilmek için bilinmesi gereken bazı kavramlar vardır. Bunlar;

Elastisite Modülüsü (Young's Katsayısı):

Elastisite modülüsü ilk kez Thomas Young tarafından tanımlanmıştır. Elastiklik katsayısı; materyalin elastiklik sınırları içerisinde gerilme ile şekil değiştirme oranını gösteren bir katsayıdır. Elastiklik katsayısı farklı materyaller için farklı değerler almaktadır. Katsayı değeri arttıkça materyalin deformasyona karşı dayanıklılığı da artar. Bu nedenle sert materyallerin elastiklik katsayısı daha büyük, yumuşak olanlarınki ise daha küçüktür. Örneğin, kompakt kemiğin elastiklik katsayısı yumuşak dokunun 6700 katıdır [63].

Şekil Değiştirme:

Bir cisme kuvvet uygulandığında, boyutta oluşan boyutsal değişikliğe şekil değiştirme (gerinim) denir. Şekil değiştirme, tek boyutta matematiksel olarak şöyle tanımlanabilir:

—

: şekil değiştirme

u : yer değiştirme

x : hesaba katılan uzunluk

Şekil değiştirme cisim üzerinde elastik ya da plastik olarak etki gösterebilir. Elastik şekil değiştirme geçici, plastik şekil değiştirme ise kalıcıdır [63].

Poisson Oranı:

Kuvvet uygulanan materyalin enindeki uzamaya karşı boyundaki uzamanın oranıdır. Bir cisme bir kuvvet etki ettiğinde kuvvetin geldiği yönde boy uzaması kuvvete dik olan diğer boyutlarda ise boy kısalması oluşur. Cismin boyu kısalırken eni uzar. Yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterir bu nedenle de poisson oranları daha yüksektir [63].

Von Misses Stresi (Gerilmesi):

Von misses stresi çeşitli matematiksel eşitlikler yardımı ile elemanlar üzerinde oluşan gerilmelerin ortalamasıdır. Çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin göstergesi olarak tanımlanan ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde kullanılan bir değerdir. Bu değer, cisim üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi verir [63].

2.4.10. Çıkan sonuçların değerlendirilmesi

Analizlerden çıkan sonuçlar değerlendirildikten sonra, gerekli görülürse tekrar hesaplama yapılabilir. Tekrar hesaplama yapılması durumunda eleman ağı yeniden oluşturulup analizler de yeniden yapılır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Üst Hava Yolunun Üç Boyutlu Modellenmesi

Modelleme çalışmasında, iskeletsel anomalisi bulunmayan, sağlıklı bir hastanın MR görüntüsü arşivden seçilmiştir. Kesit kalınlığı koronal düzlemde 5mm olmak üzere 20 kesitten, aksiyal düzlemde 6mm olmak üzere 24 kesitten oluşmaktadır.

MRI verileri bilgisayara aktarılmış ve ilk baz modele dönüştürülmüştür (Şekil 3.1). Modelleme ABAQUS 6-14 sonlu eleman programı ile hegzahedral elemanlar kullanılarak yapılmıştır (bkz. Şekil 2.15). Ortaya çıkan sonlu eleman modellerinin eleman ve düğüm noktası(nod) sayıları Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan sonlu eleman modellerinin eleman ve nod sayıları

	KATI		SIVI	
	ELEMAN	NOD	ELEMAN	NOD
MODEL 1	8512	11980	10233	12010
MODEL 2	7115	10056	10553	12310
MODEL 3	7437	10184	10841	12426
MODEL 4	7215	9880	9324	10830
MODEL 5	8883	12096	11186	12960
MODEL 6	8152	11850	11056	12852

Modellemelerin HAD ve SESA analizlerinin yapılabilmesi için, Intel Core ® i7 CPU 2,40 GHz işlemci, 1 TB Hard Disk, 32 GB DDR3-RAM donanımına sahip ve Windows 7 Professional Service Pack 1 işletim sistemi olan bir bilgisayardan yararlanılmıştır.

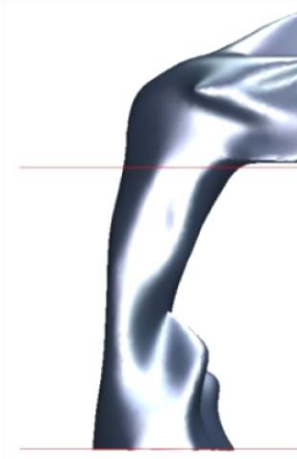


Şekil 3.1. Üst hava yolunun üç boyutlu baz modeli

3.2. Farenks Modellerinin Hazırlanması

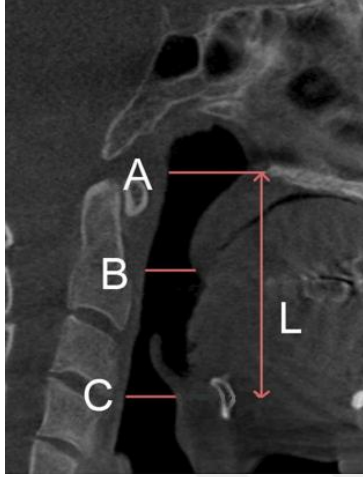
Üst hava yolunun üç boyutlu baz modelin oluşturulduktan sonra, literatüre göre ortognatik cerrahiden en çok etkilenen bölümler araştırılmıştır.

Bu çalışmada, sagittal setback yapılan hastalardaki hava yolu değişimini inceleyebilmek için, baz modelin nazal taban posterior sınırından, epiglottisse kadar olan 3 boyutlu kesiti baz modelden ayrıştırılmıştır (Şekil 3.2).



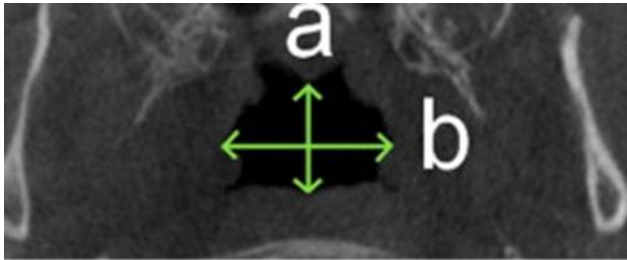
Şekil 3.2.Çalışmada kullanılan sınırlar

Sagittal kesite göre; PNS noktasından PFD 1'e çizilen düzlem 'A düzlemi' veya '1. Düzlem', UVL ile PFD 2'ye çizilen düzlem 'B düzlemi' veya '2. Düzlem' ve EPG bölgesinden PFD 3'e çizilen düzlem 'C düzlemi' veya '3. Düzlem' olarak belirlenmiştir. (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Modellerde kullanılan hava yolu düzlemleri. (A) PNS noktası ile PFD 1 noktası arasındaki düzlem. (B) UVL ile PFD 2 arasında kalan düzlem. (C) EPG ile PFD 3 noktaları arasında kalan düzlem.

Aksiyel kesite göre; antero-posterior uzunluk 'a değeri', aksel genişlik 'b değeri' olarak gösterilmiştir (Şekil 3.4).



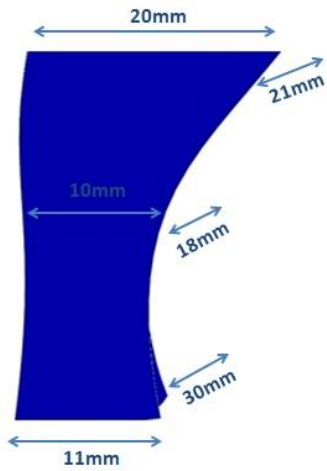
Şekil 3.4. Hava yolunun 1.düzlemdeki aksiyal kesit görünümü. Sagittal yöndeki uzunluk 'a değeri' olarak, frontal yöndeki uzunluk 'b değeri' olarak belirlenmiştir.

Çalışmada kullanılacak altı simülasyon modeli ayrıştırılan alan üzerinde, literatüre ve varsayımlara göre oluşturulmuştur.

İlk model literatürden alınan, normal hava yoluna sahip hastaların hava yolu ortalama değerlerine göre, ikinci model Klas III hastaların hava yolu ortalama değerlerine göre ve diğer dört model ise ilk modelden yola çıkılarak sırasıyla 5mm- 7mm- 11mm ve 15mm setback operasyonu sonrası varsayılan daralma miktarlarına göre oluşturulmuştur (Şekil 3.3).

3.2.1.Model 1

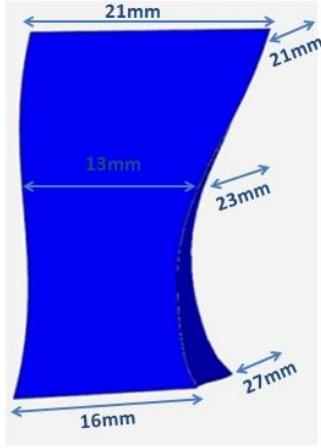
Normal hava yoluna sahip bireylerin, posterior hava yolunun 1. ve 3. Düzlemler arasında kalan üç boyutlu modelidir.



	'a değeri'	'b değeri'
1.düzlem:	20mm	21mm
2.düzlem:	10mm	18mm
3.düzlem:	11mm	30mm

3.2.2.Model 2

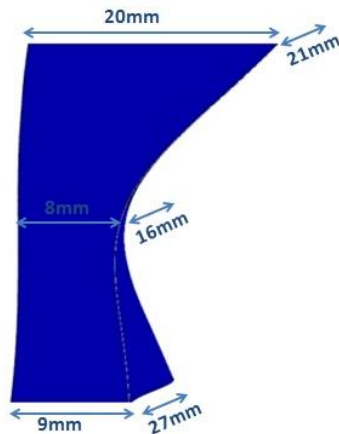
İkinci model KL III hastaların posterior hava yolunun 1. ve 3. Düzlemler arasında kalan üç boyutlu modelidir.



	'a değeri'	'b değeri'
1.düzlem:	21mm	21mm
2.düzlem:	13mm	23mm
3.düzlem:	16mm	27mm

3.2.3.Model 3

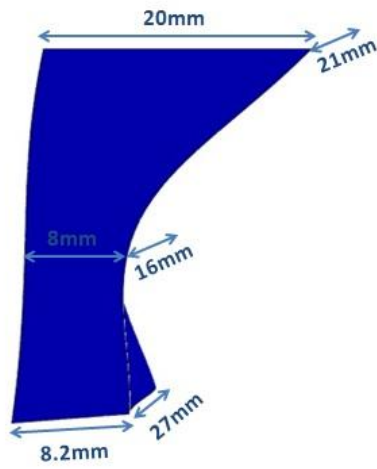
Normal sağlıklı bir bireyde sagittal düzlemde alt çenenin 5mm geri alındığı modeldir.



	'a değeri'	'b değeri'
1.düzlem:	20mm	21mm
2.düzlem:	8mm	16mm
3.düzlem:	9mm	27mm

3.2.4.Model 4

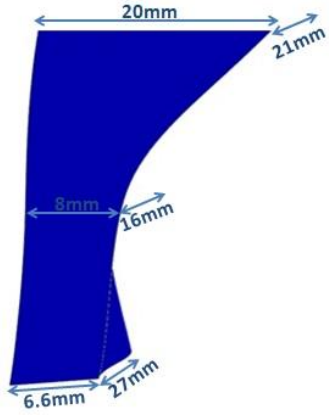
Normal sağlıklı bir bireyde sagittal düzlemde alt çenenin 7mm geri alındığı modeldir.



	'a değeri'	'b değeri'
1.düzlem:	20mm	21mm
2.düzlem:	8mm	16mm
3.düzlem:	8.2mm	27mm

3.2.5.Model 5

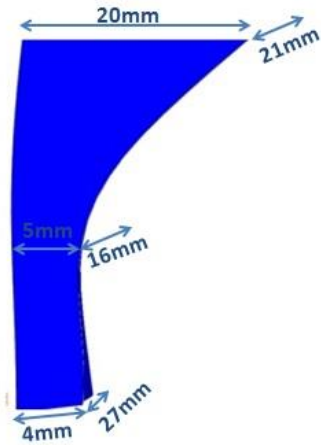
Normal sağlıklı bir bireyde sagittal düzlemde alt çenenin 10mm geri alındığı modeldir.



	'a değeri'	'b değeri'
1.düzlem:	20mm	21mm
2.düzlem:	8mm	16mm
3.düzlem:	6.6mm	27mm

3.2.6.Model 6

Normal sağlıklı bir bireyde sagittal düzlemde alt çenenin 15mm geri alındığı modeldir.



	'a değeri'	'b değeri'
1.düzlem:	20mm	21mm
2.düzlem:	5mm	16mm
3.düzlem:	4mm	27mm

3.3. Modeller Hazırlanırken Oluşturulan Sınır Şartları

Modeller hazırlanırken giriş-çıkış değerleri ve özel sınır şartları daha önce yapılan çalışmalar ışığı altında oluşturulmuştur. Üst hava yolu için hava akışı, laminar ve sıkıştırılmaz olarak alınmıştır. İlk elde edilen baz modelden alınan kesite göre üst hava yolunun posterior nazal tabandan epiglottisse kadar olan bölümü çalışmada kullanılmıştır. Yumuşak doku lineer elastik olarak kabul edilip, girilecek değerler Huang ve ark'nın yaptığı çalışma baz alınarak oluşturulmuştur [64].

Sınır şartlarında, giriş yani burun tarafı, atmosferik basınç olarak alınmış ve giriş akış hızı oranı (flow rate) ise birçok çalışmada ortalama akış hızı oran değeri olarak alınan 166 ml/sn olarak belirlenmiştir [65].

Elde edilen modellerde, sınır değerleri ve diğer parametreler girilerek dinamik olarak akış oluşturulmuştur [44]. Hava yolunda gözlemlenen boyut değişimi, hava akış hızındaki değişim, bu değişimin hava yolu duvarı ve dokusu üzerinde yarattığı basınç değerlendirilmiştir.

3.4. Malzeme Özellikleri

Çizelge 3.2. FEM modeline göre Huang ve ark. baz aldığı materyal özellikleri [64].

	Young's Modülü (Pa)	Poisson oranı	Yoğunluk (g/mm ³)
Kemik	$1,37 \times 10^{10}$	0,3	$1,85 \times 10^{-3}$
Yumuşak doku	$1,0 \times 10^4$	0,45	$1,06 \times 10^{-3}$
Nazofarinks	$1,37 \times 10^{10}$	0,3	$1,85 \times 10^{-3}$
Troid	$2,02 \times 10^6$	0,3	$1,25 \times 10^{-3}$
Epiglottis	$2,02 \times 10^6$	0,3	$1,25 \times 10^{-3}$
Trake	$2,02 \times 10^6$	0,3	$1,25 \times 10^{-3}$

3.5. Akış Analizinde Kullanılan Parametreler

Akışkanın viskozitesi: Çizelge 3.3’de de gösterildiği gibi hava akış viskozitesi olan $1.81 \cdot 10^{-5}$ Pa.s değeri kullanılmıştır.

Akışkanın yoğunluğu: Çizelge 3.3’de gösterildiği gibi hava yoğunluğu değeri için $1.297 \cdot 10^{-6} \text{ g.mm}^{-3}$, yumuşak doku yoğunluğu değeri için $1.06 \cdot 10^{-3} \text{ g.mm}^{-3}$ kullanılmıştır.

Referans basınç: Analizde göreceli basınç değerleri önemli olduğundan, bir referans basınç seçilmesi gerekmektedir. Referans olarak atmosferik basınç (sıfır) seçilmiştir.

Bu çalışmada kullanılan malzeme özellikleri Çizelge 3.3’de gösterildiği gibidir.

Çizelge 3.3. Çalışmada kullanılan malzeme özellikleri [68].

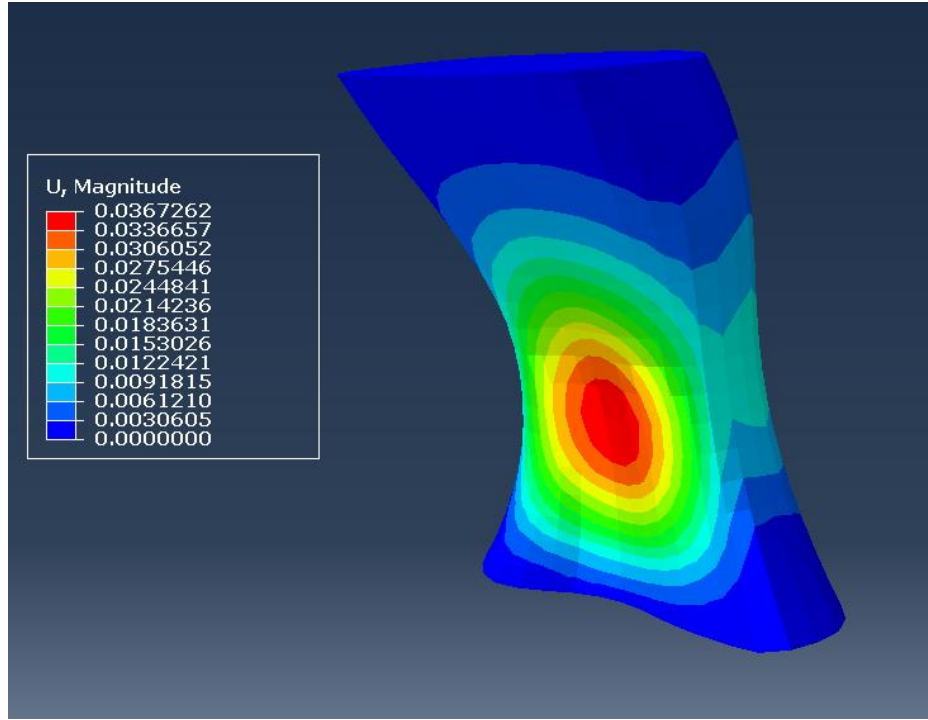
	Elastisite modülü (Pa)	Poisson oranı	Yoğunluk (g.mm ⁻³)	Viskozite (Pa.s)
YUMUŞAK DOKU	7500	0.45	$1.06 \cdot 10^{-3}$	-
HAVA	-	-	$1.297 \cdot 10^{-6}$	$1.81 \cdot 10^{-5}$



4. ANALİZ SONUÇLARI

4.1. Model 1 için Alınan Sonuçlar

4.1.1. Model 1 deplasman

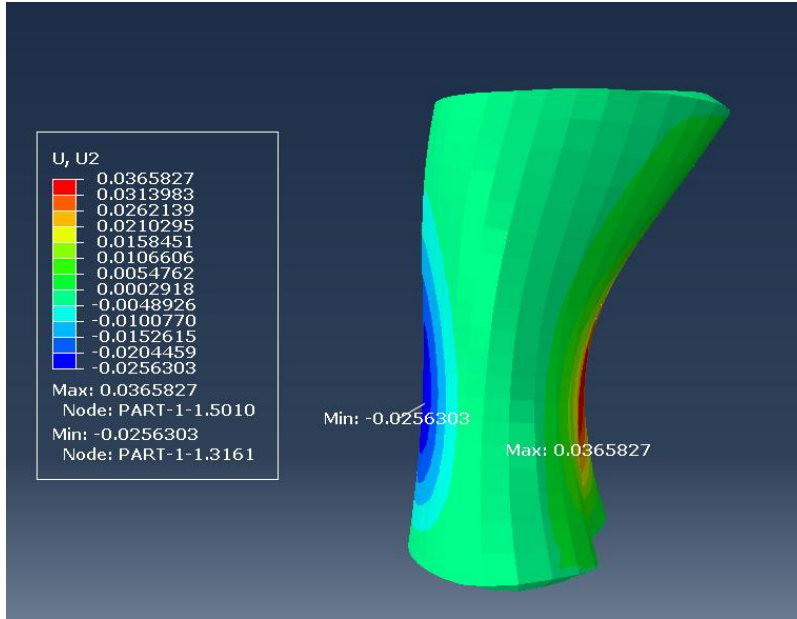


Şekil 4.1. Model 1 deplasman değerleri

U, deplasmanı, yani yer değiştirmeyi göstermektedir. U dan sonra gelen Magnitude bu gösterilen deplasmanın büyüklüğünü ifade eder. Deplasman miktarında negatif bir sayı görülmez, yani daralsa da genişlese de hep pozitifdir. Deplasman miktarı yönden bağımsızdır (Şekil 4.1).

Birinci modelde, KL I normal bir hastanın hava yolu analizi yapılmıştır. Sonuçlara bakıldığında kırmızı olarak ifade edilmiş alanın dil kökü tabanı çevresi olduğu anlaşılmaktadır ve yer değiştirme büyüklüğünün burda diğer bölgelere oranla fazla olduğu gözlemlenmektedir. Ancak sayısal olarak bakıldığında yaklaşık 0.037mm değeri dokusal değişim ve yarattığı etkiler açısından anlamlı değildir.

4.1.2. Model 1 eksenel deplasman



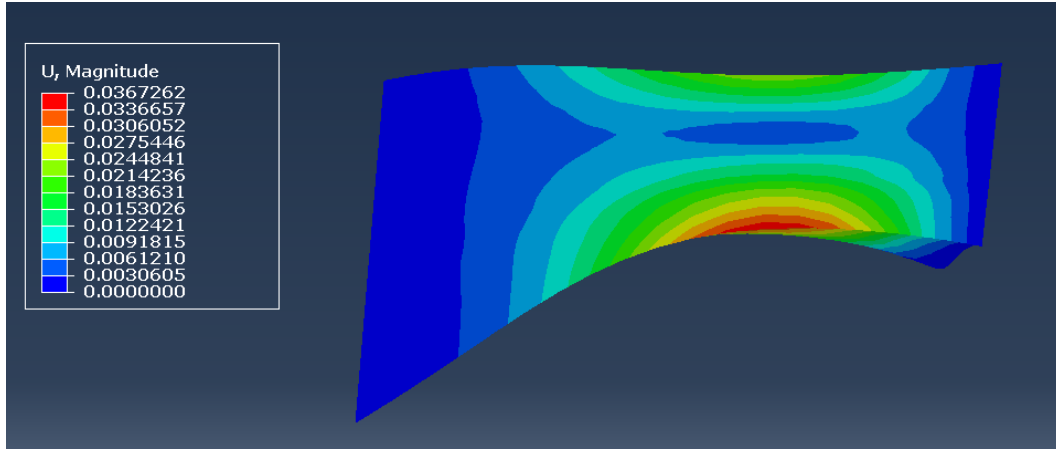
Şekil 4.2. Model 1 eksenel deplasman değerleri

Çalışmadaki modellerde gözlemlenen deplasman Y eksenindedir. 1,2,3 sırası ile x,y,z eksenlerini temsil ettiğinde, U_2 , Y eksenindeki deplasman anlamına gelmektedir. Burada deplasmanın hangi yönde olduğunun önemi vardır. Dolayısı ile + ve – değerler görülebilir (Şekil 4.2).

Birinci modelin eksenel deplasmanına bakıldığında y ekseninde maksimum yer değişiminin dil kökü çevresine yakın bölgede olduğu görülmüştür. Doku boyutunda bakıldığında, maximum U_2 değeri yaklaşık 0.037mm olarak, minimum U_2 değeri ise yaklaşık -0.026mm olarak bulunmuştur. ‘-’ ile ifade edilen y ekseninde ters yöne olan harekettir.

Bu sonuçlara göre, Model 1’de oluşan eksensel deplasman değerleri, dokusal değişim ve yarattığı etkiler bakımından anlamlı değildir.

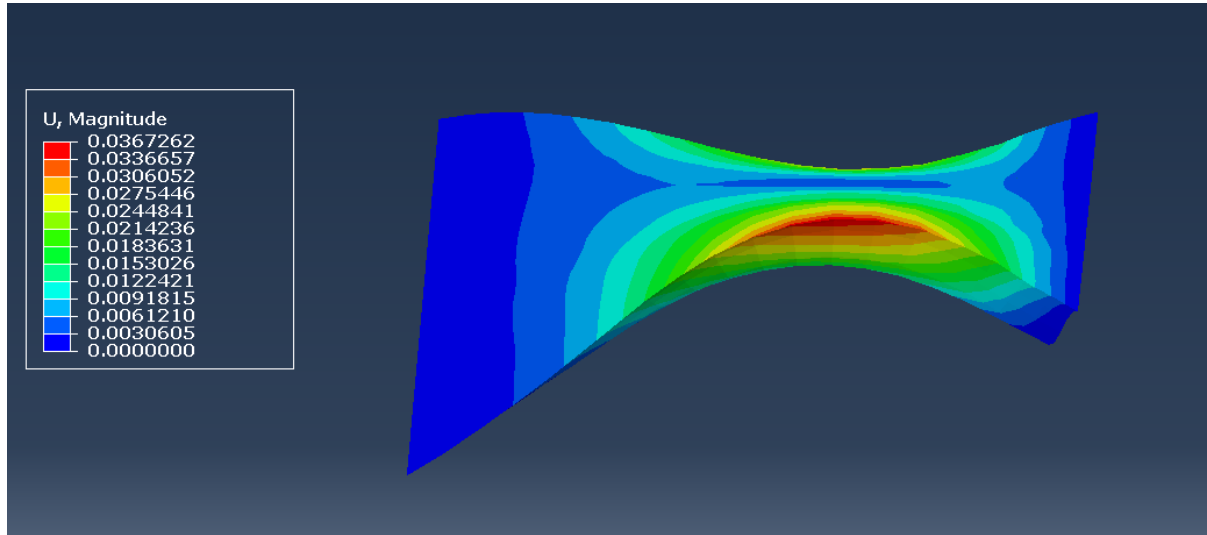
4.1.3. Model 1 kesit-deplasman



Şekil 4.3. Model 1 kesit-deplasman değerleri

Kesit deplasman, x ekseninde yer değiştirmenin daha net görünmesi için modelden elde edilen ayrıştırılmış bir kesittir. Kesitte oluşan deplasmanlar modelde netlikle görülebilmektedir (Şekil 4.3).

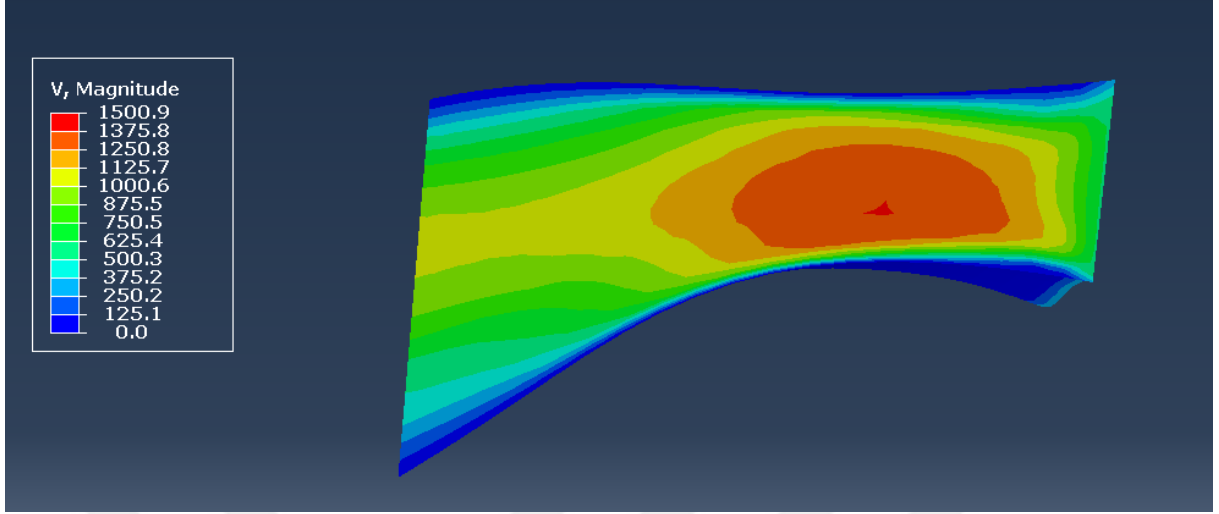
4.1.4. Model 1 deplasman x 100



Şekil 4.4. Model 1 deplasman x100 büyütülmüş değerleri

Deplasman x100 büyütülmüş değeri, x ekseninde oluşan yer değiştirmenin daha net görülebilmesi için 100'lük büyütmede görülme şeklidir (Şekil 4.4).

4.1.5. Model 1 kesit-hız



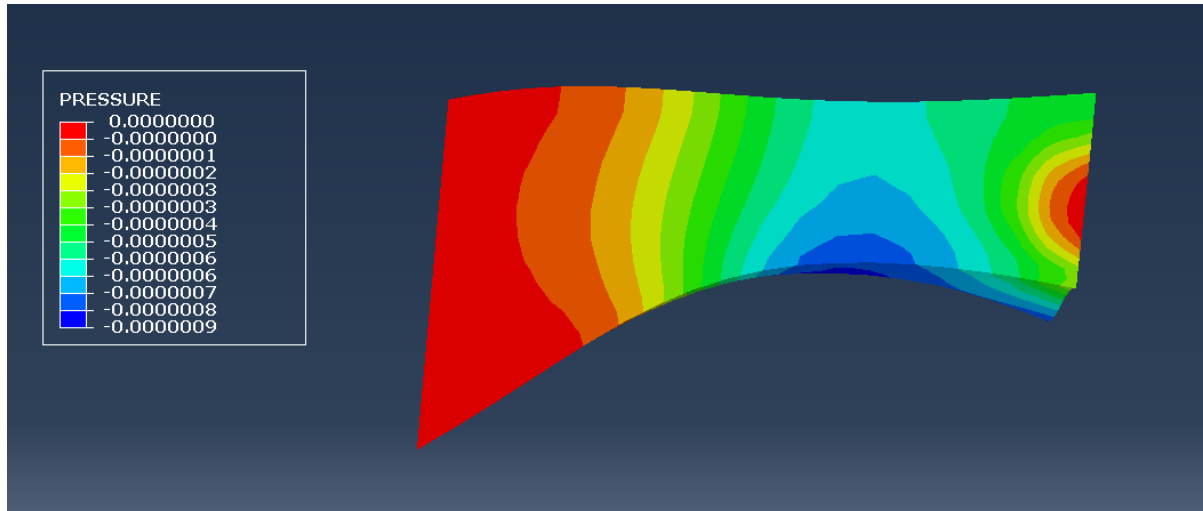
Şekil 4.5. Model 1 kesit-hız değerleri

V akışkanın hızını göstermektedir. Hız negatif bir değer almaz, yani artsa da azalsa da hep pozitifdir, büyüklüğü gösterilmektedir, değeri mm/sn'dir.

Birinci modelde ölçülen hızın büyüklül değeri yine en fazla dil kökü çevresinde gözlenmiştir. Bu bölgede en yüksek hız yaklaşık 1501mm/sn olarak ölçülmüştür. Kesitsel olarak genişlik arttıkça hız da azalmaktadır.

Modelden de rahatlıkla görülebileceği gibi akış oldukça düzgün, kesintisiz ve engelsiz şekilde sağlanabilmektedir. Bu sonuçlar ışığında hastanın herhangi bir fiziksel zorluk yaşamaması beklenmemektedir (Şekil 4.5).

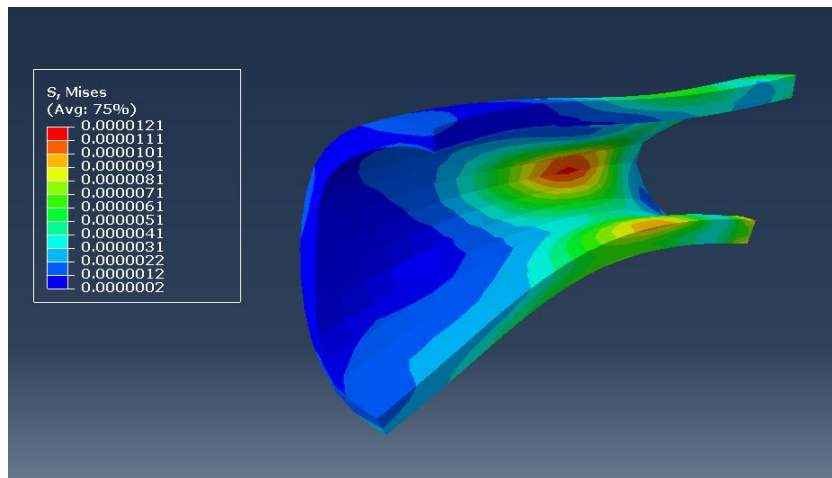
4.1.6. Model 1 kesit-basınç



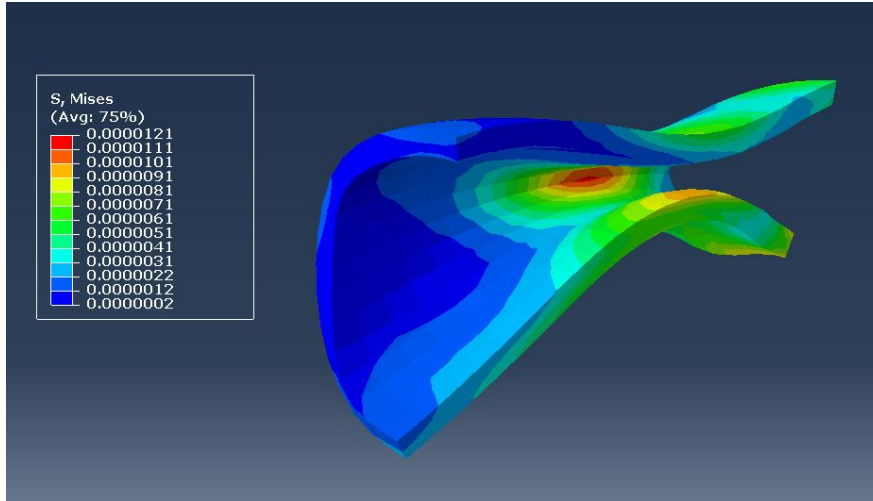
Şekil 4.6. Model 1 kesit-basınç değerleri

Akışkanın basınç değeri ile ilgili yapılan değerlendirme, mPa cinsinde ifade edilmektedir. Burda izlenen normal hastanın hava yolunun, soluk almadaki kesitsel basınç görüntüsüdür. Doku çeperine gelmiş olan basınç çok düşük olmakla beraber, hızın daha yüksek olduğu yerlerde daha az, hızın daha düşük olduğu yerlerde ise daha yüksek izlenmiştir (Şekil 4.6). Buradan anlaşılacağı üzere giren hava hızı ve oluşturduğu basınç arasında ters orantı mevcuttur.

4.1.7. Model 1 katı stres



Şekil 4.7. Model 1 katı stres değerleri

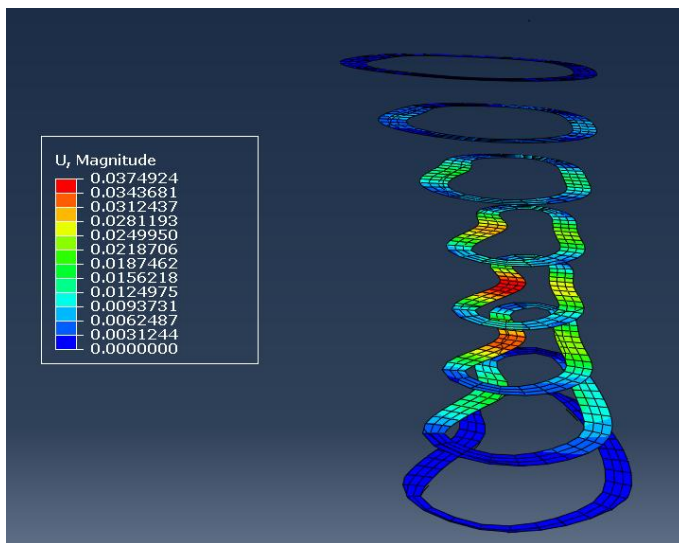


Şekil 4.8. Model 1 büyütülmüş katı stres değerleri

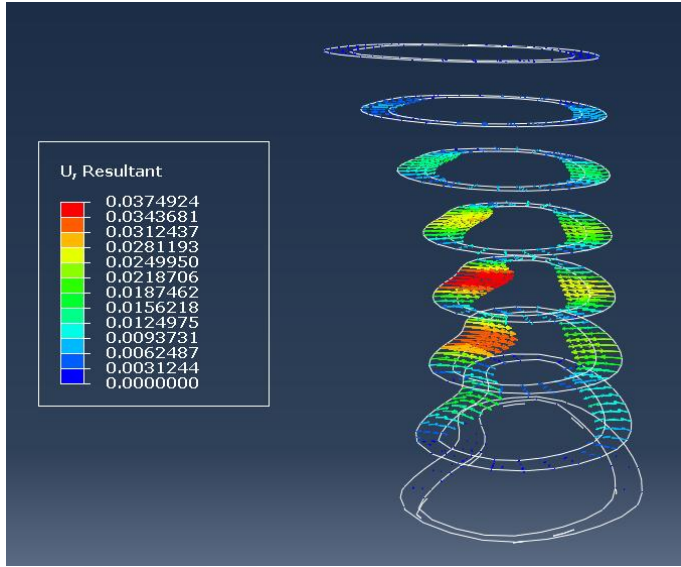
Akışkanın akışı sırasında trake alanında oluşturduğu stres 'Von Misses Stres' değeri ile ifade edilmiştir.

En yüksek stres değerleri genellikle dil kökü çevresinde doku üzerinde görülmektedir. Elde edilen sonuçlar değerlendirilmiş, akışın üst solunum yolunda önemli gerilmeler yaratmadığı görülmektedir (Şekil 4.7 ve Şekil 4.8) .

4.1.8. Model 1 kesitler-vektörel gösterim



Şekil 4.9. Model 1 kesitler-vektörel gösterim



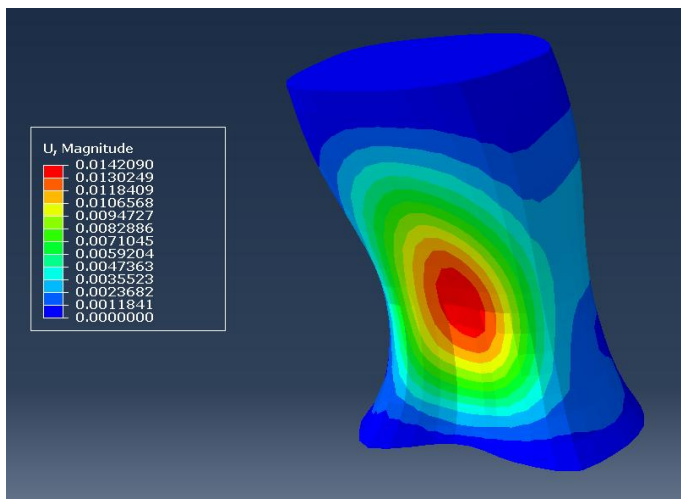
Şekil 4.9. (devam) Model 1 kesitler-vektörel gösterim

Katı modellerin deplasman gösterimleri, tüm modelde kesitler halinde gösterilmiştir. Tüm kesitlerde deplasmanın büyüklüğü izlenmektedir (Şekil 4.9).

Deplasmanın hangi yönde olduğunun görselleştirilmesi için de, vektörel sonuçlar kesitlerde izlenmektedir.

4.2. Model 2 için Alınan Sonuçlar

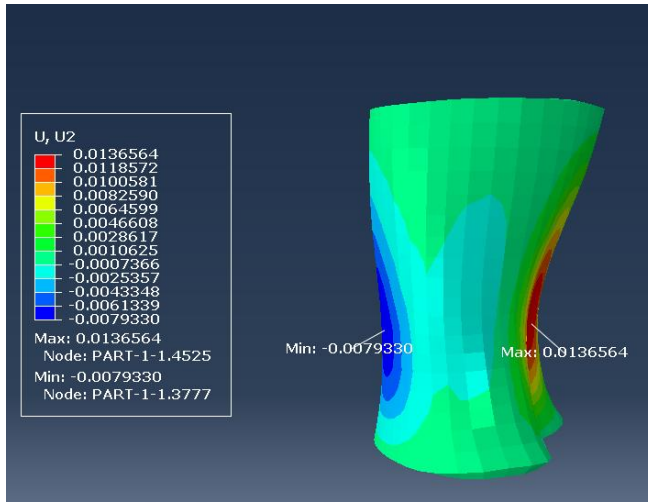
4.2.1. Model 2 deplasman



Şekil 4.10. Model 2 deplasman değerleri

İkinci modelde, KL III bir hastanın hava yolu analizi yapılmıştır. Girilen değerlere göre, dinamik olarak bakıldığında kırmızı olarak ifade edilmiş alanın dil kökü çevresinde olduğu anlaşılmaktadır ve yer değiştirmenin burada diğer bölgelere nazaran fazla olduğu gözlemlenmektedir. Ancak sayısal olarak bakıldığında yaklaşık 0.014mm değeri dokusal değişim ve yarattığı etkiler açısından anlamlı değildir (Şekil 4.10).

4.2.2.Model 2 eksenel deplasman

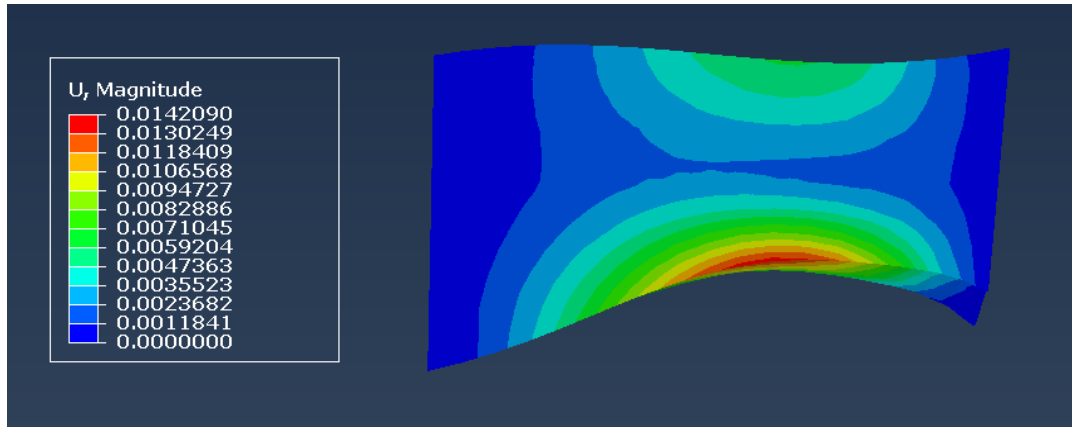


Şekil 4.11. Model 2 eksenel deplasman değerleri

İkinci modelin eksenel deplasmanına bakıldığında, y ekseninde maksimum yer değişiminin yine dil kökü çevresine yakın bölgede olduğu görülmüştür. Doku boyutunda bakıldığında, maximum U2 değeri yaklaşık 0.014mm olarak, minimum U2 değeri ise yaklaşık -0.007mm olarak bulunmuştur. ‘-’ ile ifade edilen y ekseninde ters yöne olan harekettir.

Bu sonuçlara göre KL III modelde oluşan eksenel deplasman değerleri dokusal değişim ve yarattığı etkiler bakımından anlamlı değildir (Şekil 4.11).

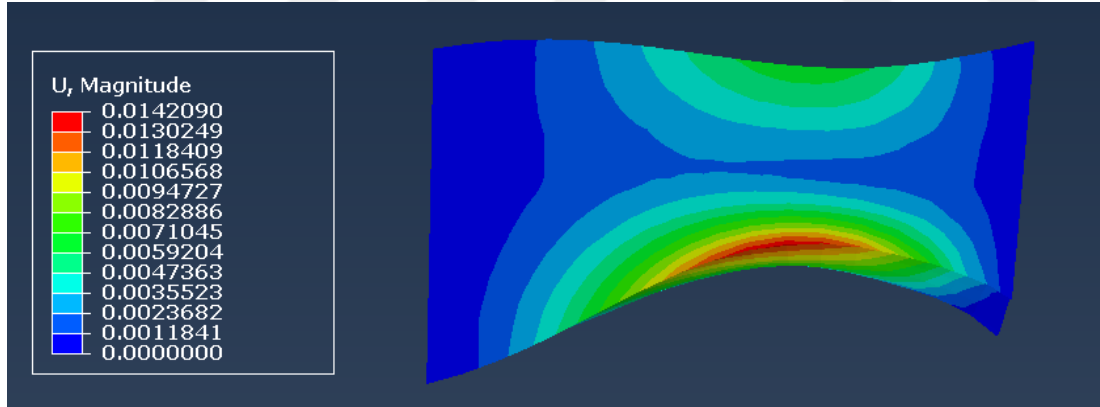
4.2.3. Model 2 kesit-deplasman



Şekil 4.12. Model 2 kesit-deplasman değerleri

Kesit deplasman, x ekseninde yer değiştirmenin daha net görünmesi için modelden elde edilen ayrıştırılmış bir kesittir (Şekil 4.12).

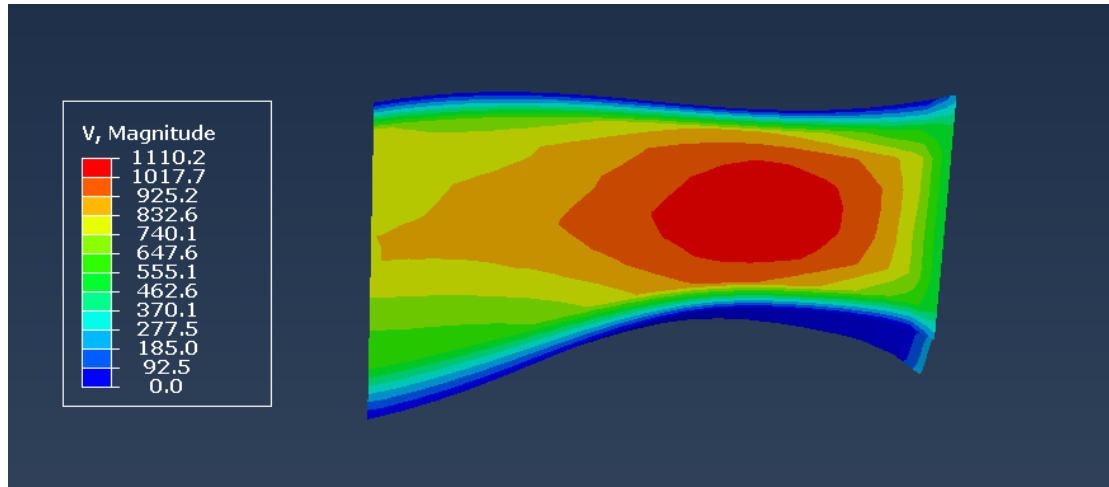
4.2.4. Model 2 deplasman x 100



Şekil 4.13. Model 2 deplasman x100 büyütülmüş değerleri

Deplasman büyütülmüşx100 değeri, x ekseninde oluşan yer değiştirmenin daha net görülebilmesi için 100'lük büyütmede görülme şeklidir (Şekil 4.13).

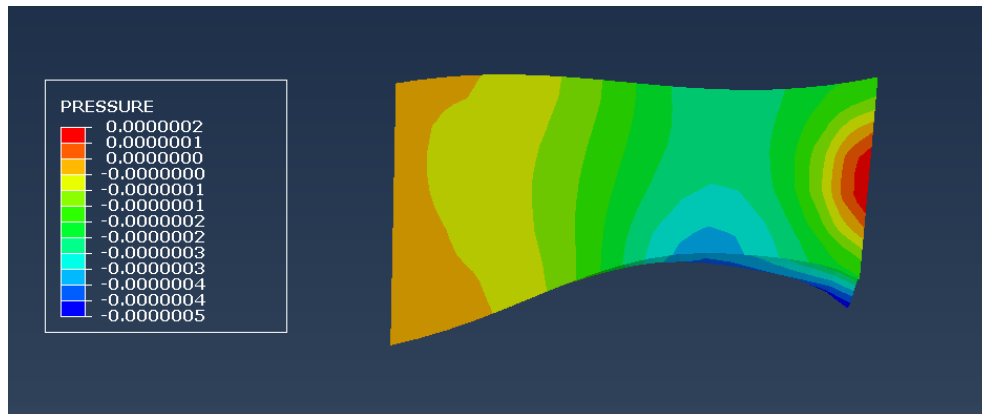
4.2.5. Model 2 kesit-hız



Şekil 4.14. Model 2 kesit-hız değerleri

İkinci modelde ölçülen hızın büyüklük değeri yine en fazla dil kökü çevresinde gözlenmiştir. Bu bölgede en yüksek hız yaklaşık 1110mm/sn olarak ölçülmüştür. Kesitsel olarak genişlik arttıkça hız da azalmaktadır (Şekil 4.14).

4.2.6. Model 2 kesit-basınç

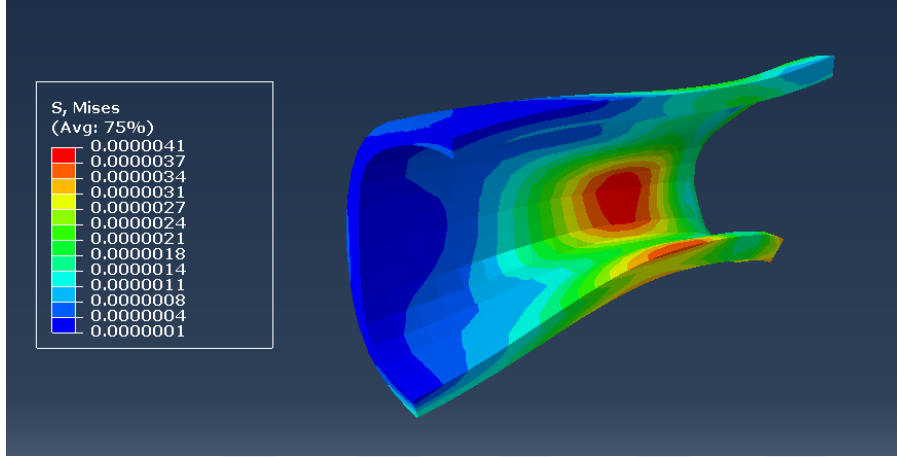


Şekil 4.15. Model 2 kesit-basınç değerleri

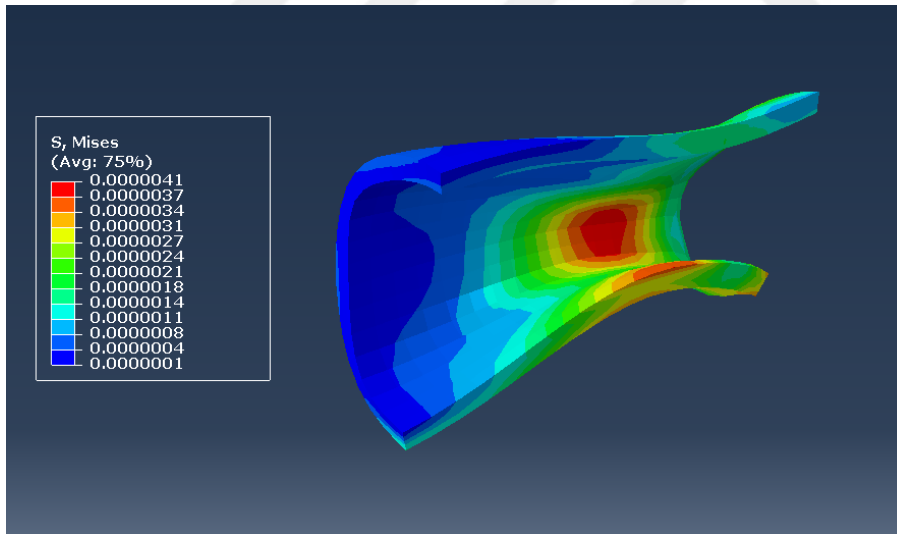
Akışkanın basınç değeri ile ilgili yapılan değerlendirme, mPa cinsinde ifade edilmektedir. Burda izlenen normal hastanın hava yolunun, soluk almadaki kesitsel basınç görüntüsüdür. Doku çeperine gelmiş olan basınç çok düşük olmakla beraber, hızın daha

yüksek olduğu yerlerde daha az, hızın daha düşük olduğu yerlerde ise daha yüksek izlenmiştir (Şekil 4.15).

4.2.7. Model 2 katı stres



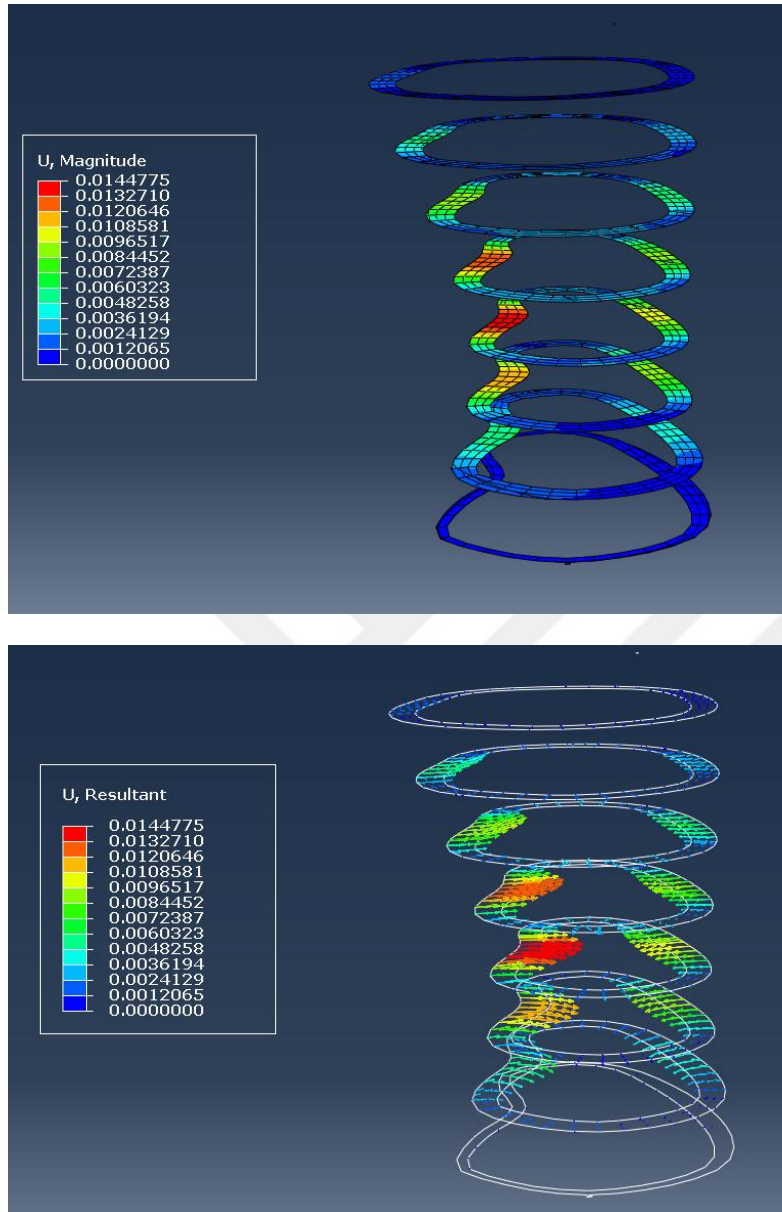
Şekil 4.16. Model 2 katı stres değerleri



Şekil 4.17. Model 2 büyütülmüş katı stres değerleri

İkinci modelde stres dağılımı sonuçlarında anlamlı bir değer bulunamamıştır. Sayısal anlamda en fazla dil kökü çevresinde doku üzerindeki stres görülmektedir (Şekil 4.16 ve Şekil 4.17).

4.2.8. Model 2 kesitler-vektörel gösterim



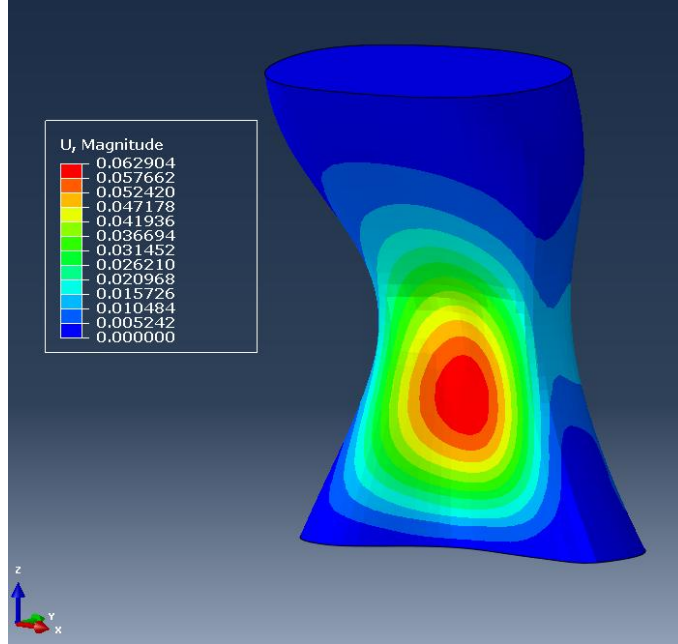
Şekil 4.18. Model 2 kesitler-vektörel gösterim

Katı modellerin deplasman gösterimleri, tüm modelde kesitler halinde gösterilmiştir. Tüm kesitlerde deplasmanın büyüklüğü izlenmektedir.

Deplasmanın hangi yönde olduğunun görselleştirilmesi için de, vektörel sonuçlar kesitlerde izlenmektedir (Şekil 4.18).

4.3. Model 3 için Alınan Sonuçlar

4.3.1. Model 3 deplasman

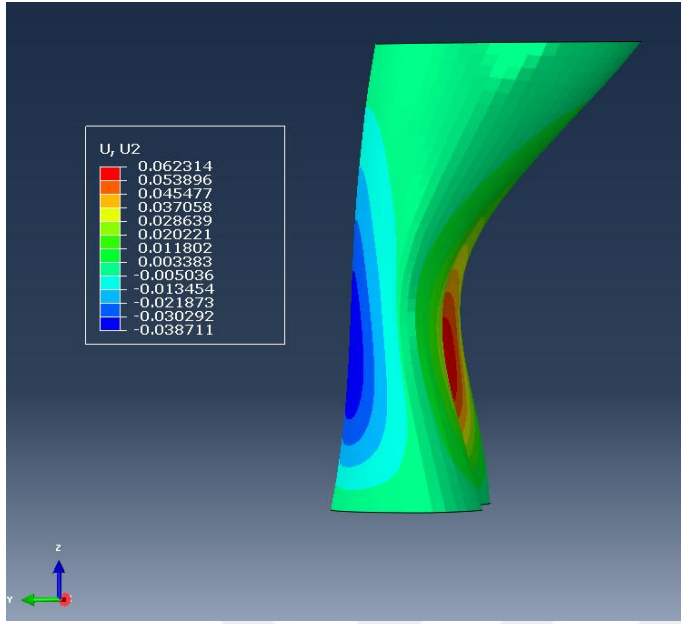


Şekil 4.19. Model 3 deplasman değerleri

Üçüncü model hazırlarken, normal hava yoluna sahip bir hastada alt çenenin 5mm geri alındığı durumda geriye kalan hava yolunun 3. düzlem için 9mm olacağı hesaplanmıştır.

Kullanılan verilere göre, dinamik olarak bakıldığında kırmızı olarak ifade edilmiş alanın dil kökü çevresinde olduğu anlaşılmaktadır ve yer değiştirmenin burada diğer bölgelere nazaran fazla olduğu gözlenmektedir. Ancak sayısal olarak bakıldığında yaklaşık 0.062mm değeri dokusal değişim ve yarattığı etkiler açısından anlamlı değildir (Şekil 4.19).

4.3.2. Model 3 eksenel deplasman

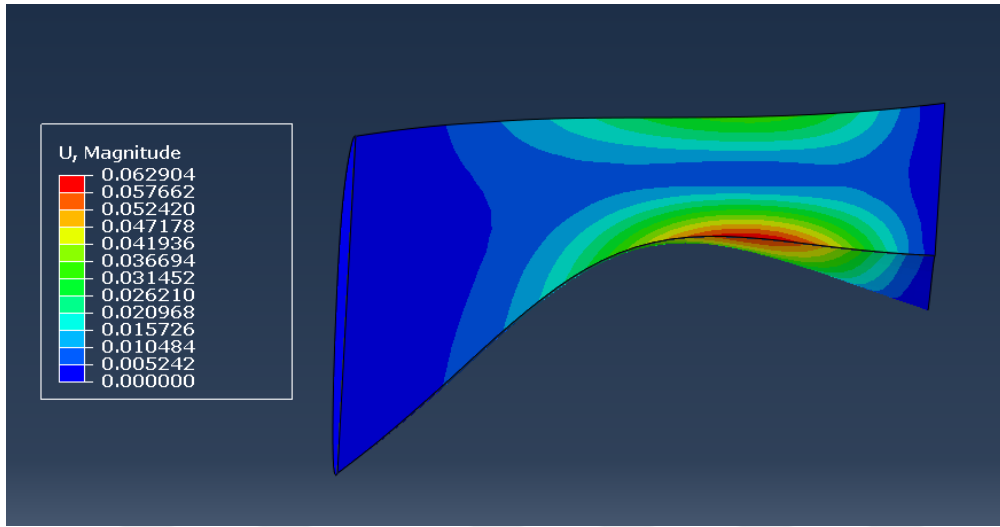


Şekil 4.20. Model 3 eksenel deplasman değerleri

Üçüncü modelin eksenel deplasmanına bakıldığında y eksenine maksimum yer değişiminin yine dil kökü çevresine yakın bölgede olduğu görülmüştür. Doku boyutunda bakıldığında, maximum U2 değeri yaklaşık 0.062mm olarak, minimum U2 değeri ise yaklaşık -0.039mm olarak bulunmuştur. ‘-’ ile ifade edilen y ekseninde ters yöne olan harekettir.

Bu sonuçlara göre 5mm mandibuler setback yapılan modelde, soluk almada oluşan eksenel deplasman değerleri, dokusal değişim ve yarattığı etkiler bakımından anlamlı değildir (Şekil 4.20).

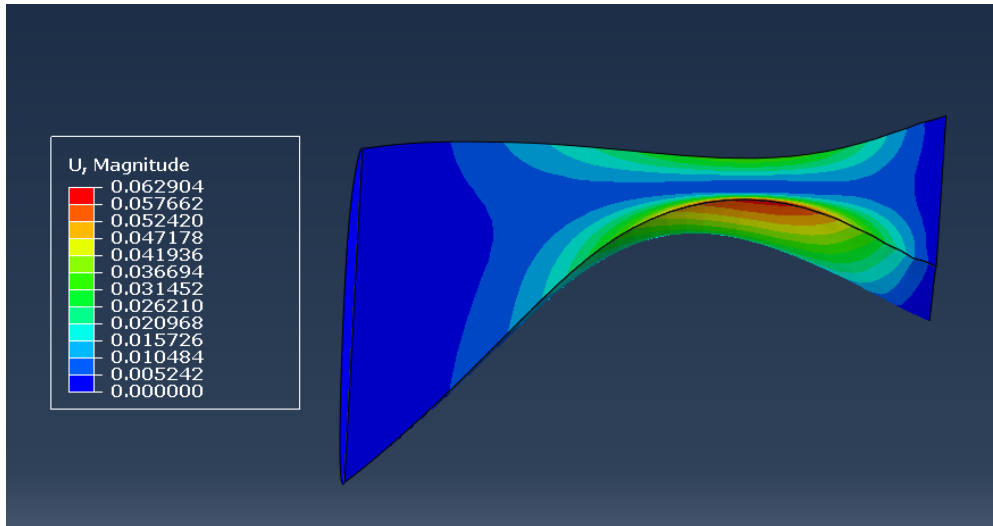
4.3.3. Model 3 kesit-deplasman



Şekil 4.21. Model 3 kesit-deplasman değerleri

Kesit deplasman, x ekseninde yer değiştirmenin daha net görünmesi için modelden elde edilen ayrıştırılmış bir kesittir (Şekil 4.21).

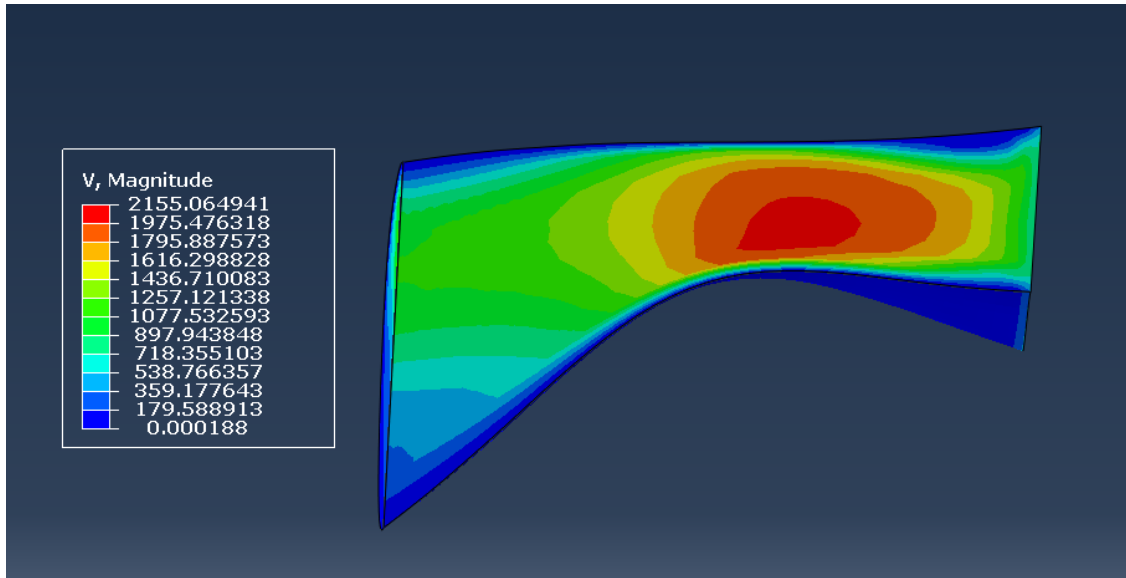
4.3.4. Model 3 deplasman x 50



Şekil 4.22. Model 3 deplasman x50 büyütülmüş değerleri

Deplasman x50 büyütülmüş değeri, x ekseninde oluşan yer değiştirmenin daha net görülebilmesi için 50'lik büyütmede görülme şeklidir (Şekil 4.22).

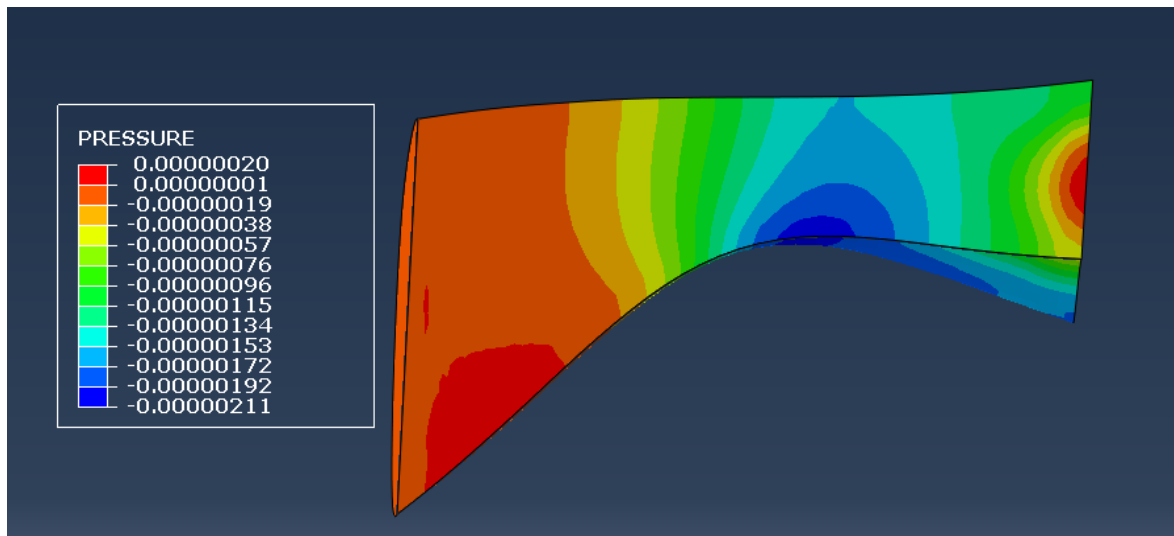
4.3.5. Model 3 kesit-hız



Şekil 4.23. Model 3 kesit-hız değerleri

Üçüncü modelde ölçülen en yüksek hız yaklaşık 2155mm/sn'dir. Kesitsel olarak genişlik azaldıkça hız da artmaktadır (Şekil 4.23).

4.3.6. Model 3 kesit-basınç

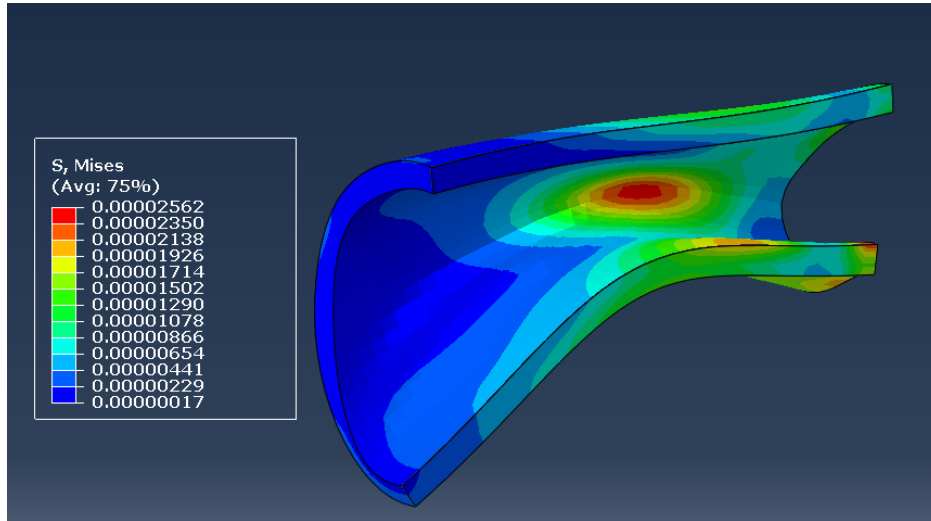


Şekil 4.24. Model 3 kesit-basınç değerleri

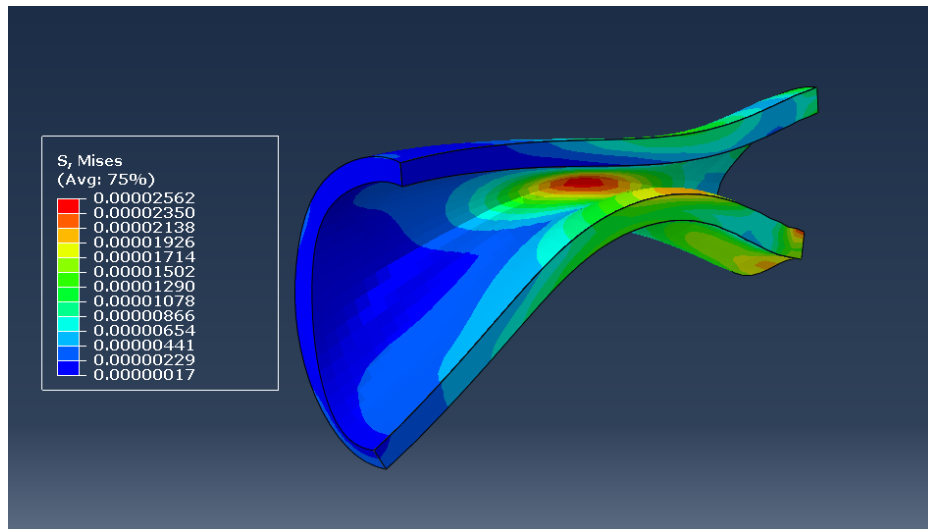
Akışkanın basınç değeri ile ilgili yapılan değerlendirme, mPa cinsinde ifade edilmektedir. Burda izlenen normal hastanın hava yolunun, soluk almadaki kesitsel basınç

görüntüsüdür. Doku çeperine gelmiş olan basınç çok düşük olmakla beraber, hızın daha yüksek olduğu yerlerde daha az, hızın daha düşük olduğu yerlerde ise daha yüksek izlenmiştir (Şekil 4.24).

4.3.7. Model 3 katı stres



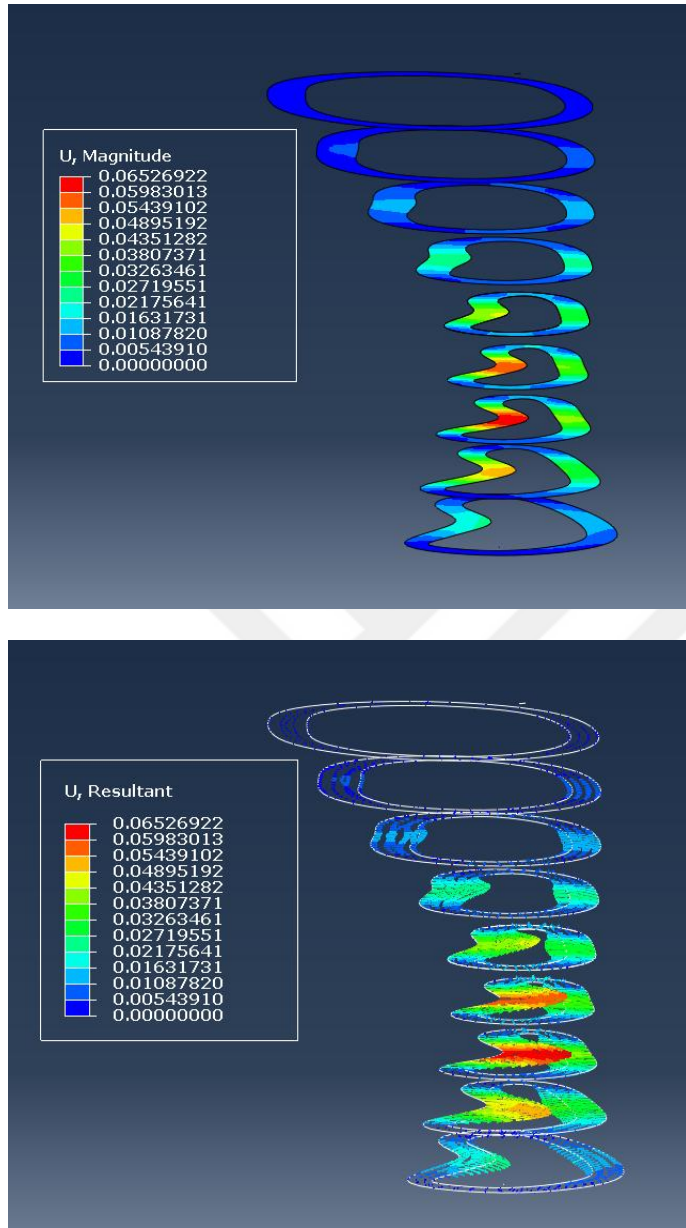
Şekil 4.25. Model 3 katı stres değerleri



Şekil 4.26. Model 3 katı stres büyütülmüş değerleri

Üçüncü modelde stres dağılımı sonuçlarında anlamlı bir değer bulunamamıştır. Sayısal anlamda en fazla dil kökü çevresinde doku üzerindeki stres görülmektedir (Şekil 4.25 ve Şekil 4.26).

4.3.8. Model 3 kesitler-vektörel gösterim



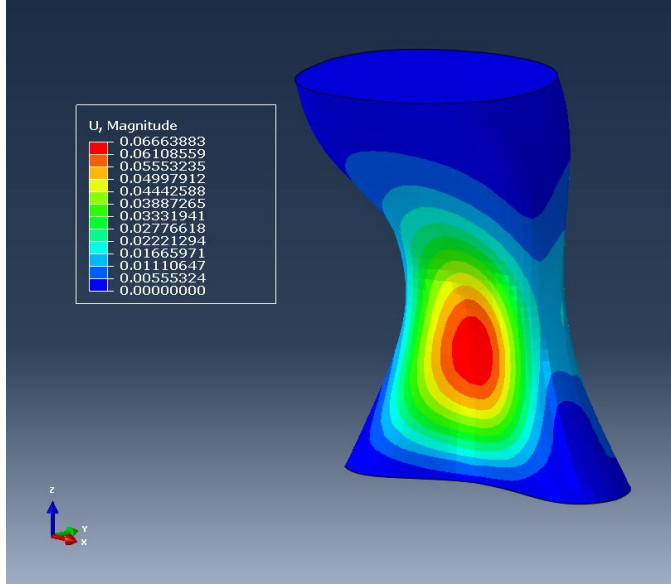
Şekil 4.27. Model 3 kesitler-vektörel gösterim

Katı modellerin deplasman gösterimleri, tüm modelde kesitler halinde gösterilmiştir. Tüm kesitlerde deplasmanın büyüklüğü izlenmektedir.

Deplasmanın hangi yönde olduğunun görselleştirilmesi için de, vektörel sonuçlar kesitlerde izlenmektedir (Şekil 4.27).

4.4. Model 4 için Alınan Sonuçlar

4.4.1. Model 4 deplasman

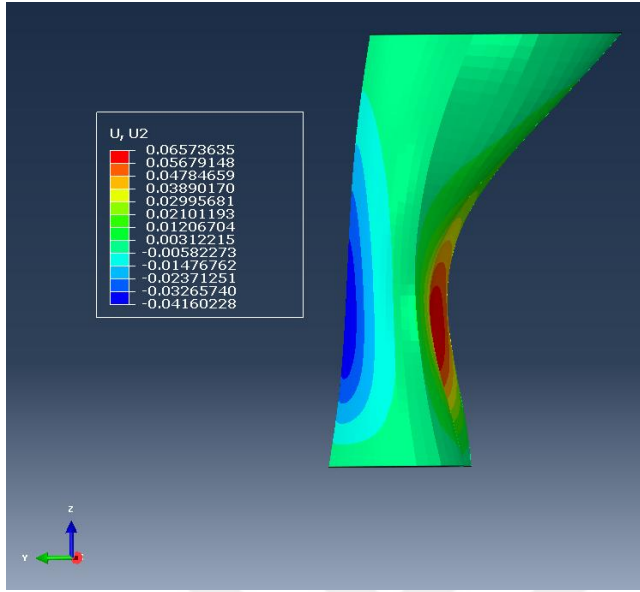


Şekil 4.28. Model 4 deplasman değerleri

Dördüncü model hazırlarken, normal hava yoluna sahip bir hastada alt çenenin 7mm geri alındığı durumda geriye kalan hava yolunun 3. düzlem için 8.2mm olacağını hesaplanmıştı.

Kullanılan verilere göre, dinamik olarak bakıldığında kırmızı olarak ifade edilmiş alanın dil kökü çevresinde olduğu anlaşılmaktadır ve yer değiştirmenin burada diğer bölgelere nazaran fazla olduğu gözlemlenmektedir. Ancak sayısal olarak bakıldığında yaklaşık 0.067mm değeri dokusal değişim ve yarattığı etkiler açısından anlamlı değildir (Şekil 4.28).

4.4.2. Model 4 eksenel deplasman

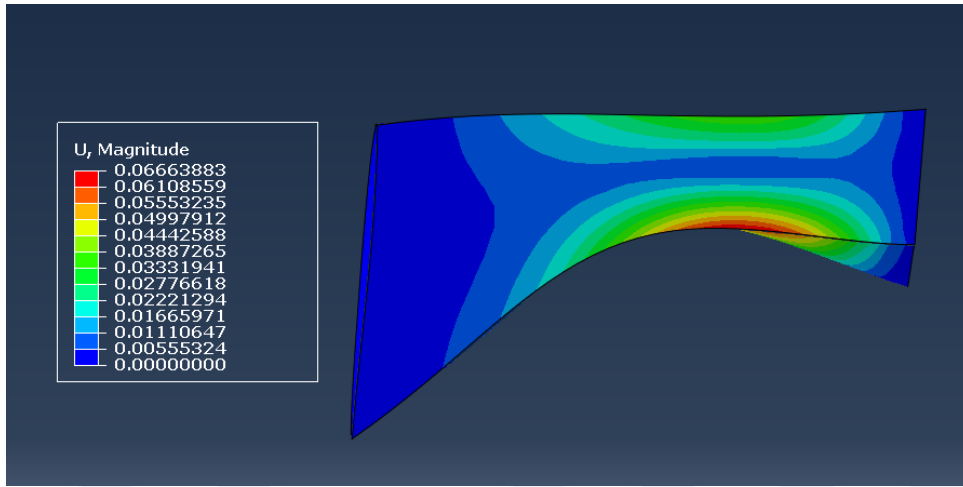


Şekil 4.29. Model 4 eksenel deplasman değerleri

Dördüncü modelin eksenel deplasmanına bakıldığında y eksenine maksimum yer değişiminin yine dil kökü çevresine yakın bölgede olduğu görülmüştür. Doku boyutunda bakıldığında, maximum U2 değeri yaklaşık 0.066mm olarak, minimum U2 değeri ise yaklaşık -0.042mm olarak bulunmuştur. ‘-’ ile ifade edilen y ekseninde ters yöne olan harekettir (Şekil 4.29).

Bu sonuçlara göre 7mm mandibuler setback yapılan modelde, solunumda oluşan eksensel deplasman değerleri, dokusal değişim ve yarattığı etkiler bakımından anlamlı değildir.

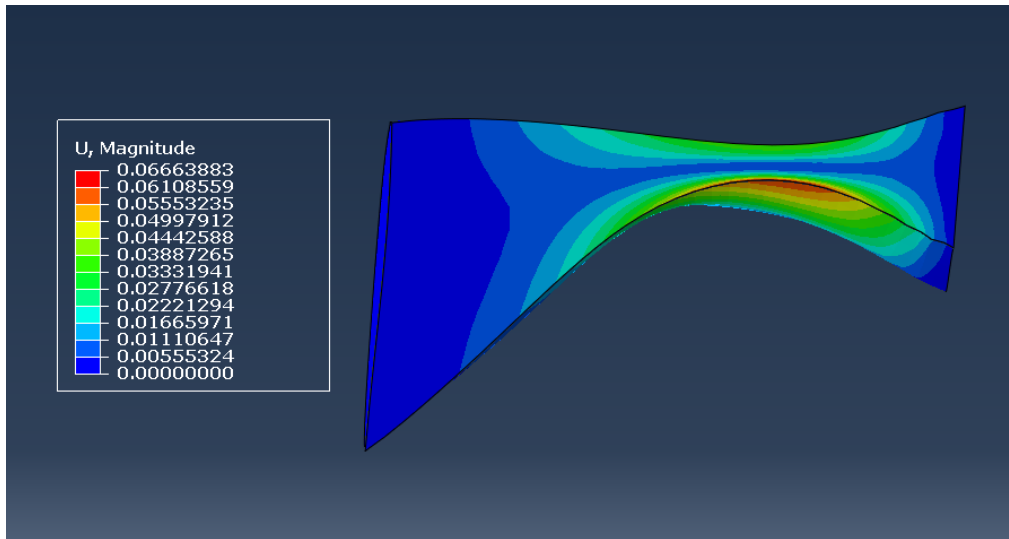
4.4.3. Model 4 kesit-deplasman



Şekil 4.30. Model 4 kesit deplasman değerleri

Kesit deplasman, U yani yer değiştirmenin daha net görünmesi için modelden elde edilen ayrıştırılmış bir kesittir (Şekil 4.30).

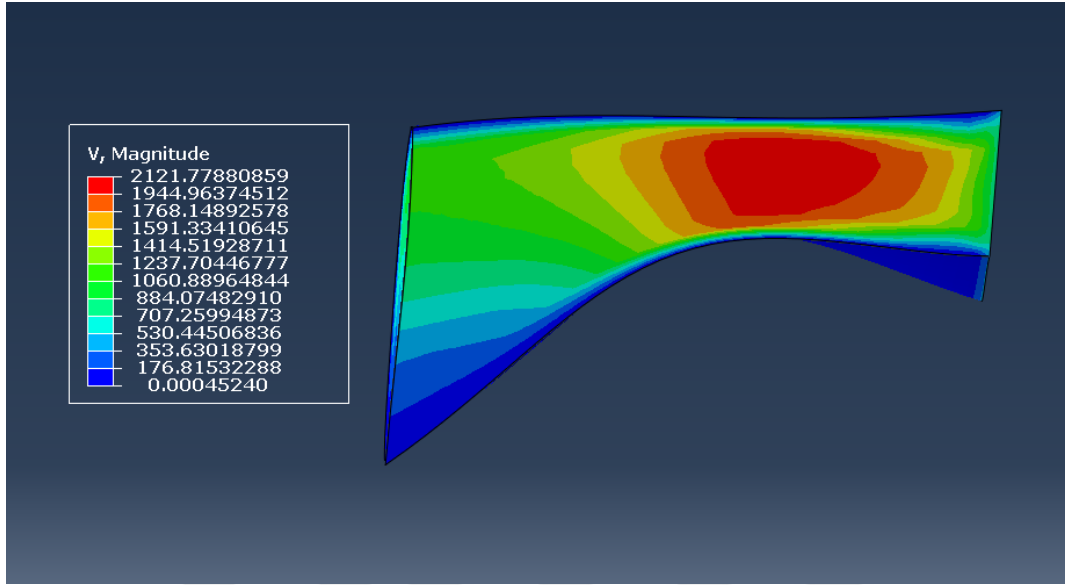
4.4.4. Model 4 deplasman x 50



Şekil 4.31. Model 4 deplasman büyütülmüş değerleri

Deplasman x50 büyütülmüş değeri, oluşan yer değiştirmenin daha net görülebilmesi için 50'lik büyütmede görülme şeklidir (Şekil 4.31).

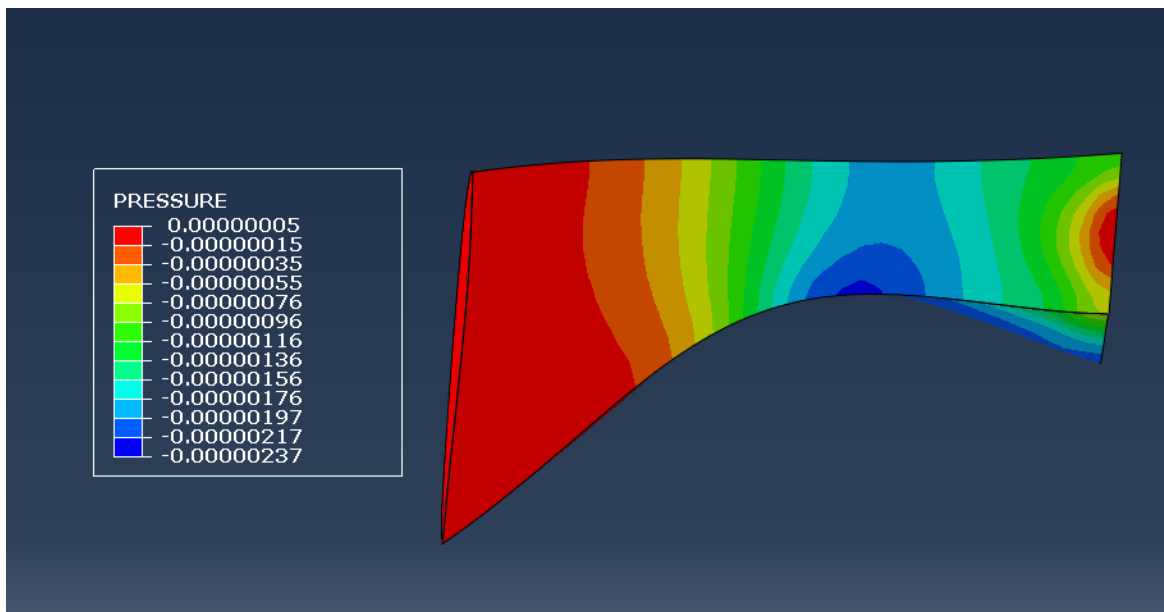
4.4.5. Model 4 kesit-hız



Şekil 4.32. Model 4 kesit-hız değerleri

Dördüncü modelde ölçülen hız V , magnitude değeri yine en fazla dil kökü çevresinde gözlenmiştir. Bu bölgede en yüksek hız yaklaşık 2122mm/sn olarak ölçülmüştür. Kesitsel olarak genişlik arttıkça hız da azalmaktadır (Şekil 4.32).

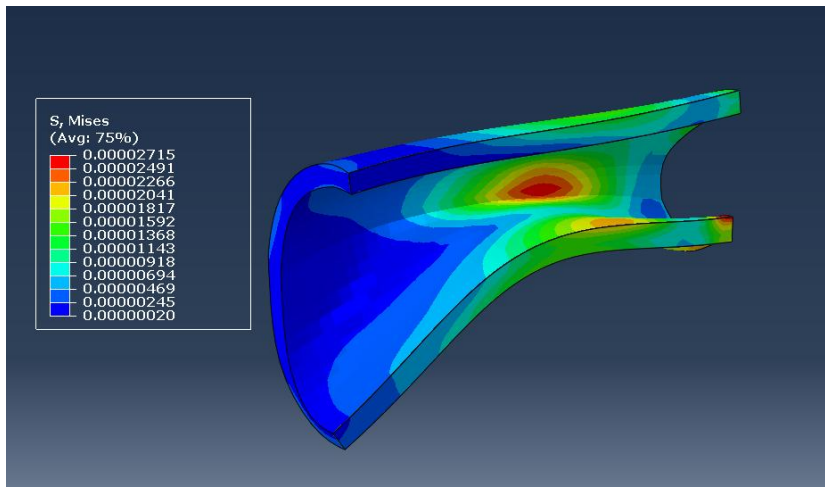
4.4.6. Model 4 kesit-basınç



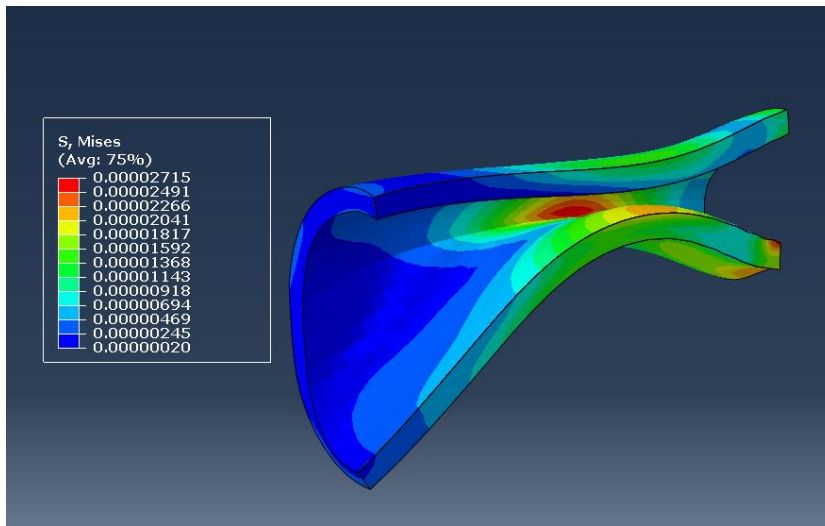
Şekil 4.33. Model 4 kesit-basınç değerleri

Akışkanın basınç değeri ile ilgili yapılan değerlendirme, mPa cinsinde ifade edilmektedir. Burda izlenen normal hastanın hava yolunun, soluk almadaki kesitsel basınç görüntüsüdür. Doku çeperine gelmiş olan basınç çok düşük olmakla beraber, hızın daha yüksek olduğu yerlerde daha az, hızın daha düşük olduğu yerlerde ise daha yüksek izlenmiştir (Şekil 4.33).

4.4.7. Model 4 katı stres



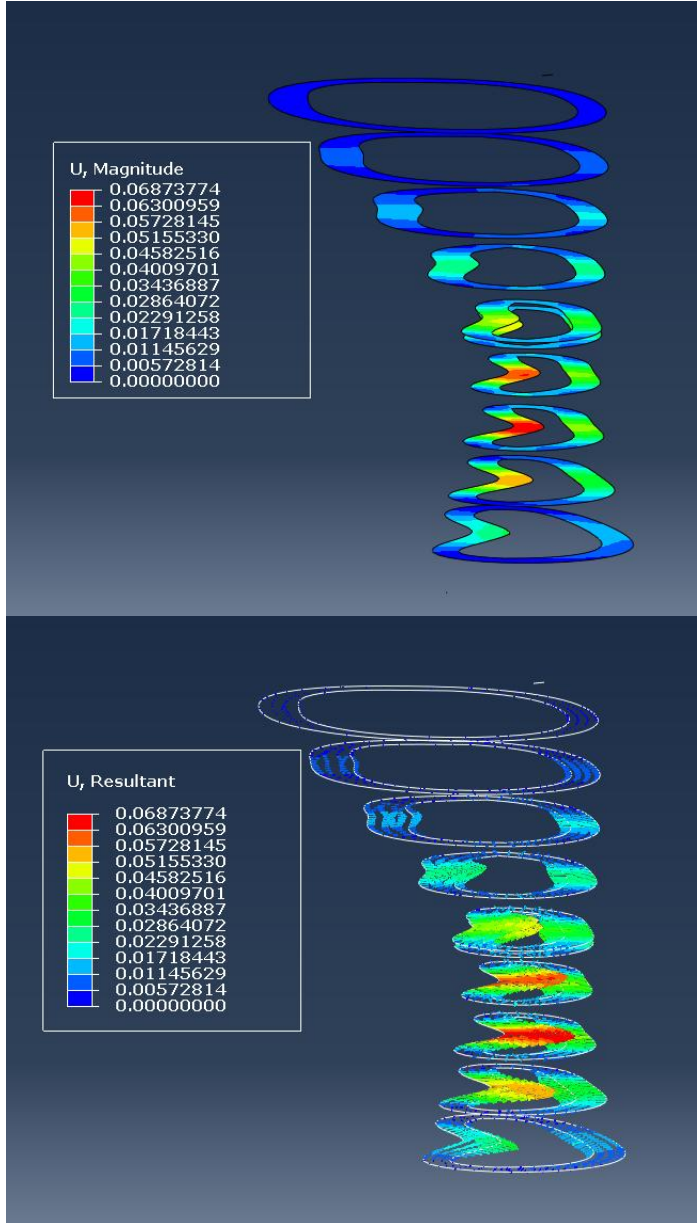
Şekil 4.34. Model 4 katı stres değerleri



Şekil 4.35. Model 4 katı stres büyütülmüş değerleri

Dördüncü modelde stres dağılımı sonuçlarında anlamlı bir değer bulunamamıştır. Sayısal anlamda en fazla dil kökü çevresinde doku üzerindeki stres görülmektedir (Şekil 4.34 ve Şekil 4.35).

4.4.8. Model 4 kesitler-vektörel gösterim



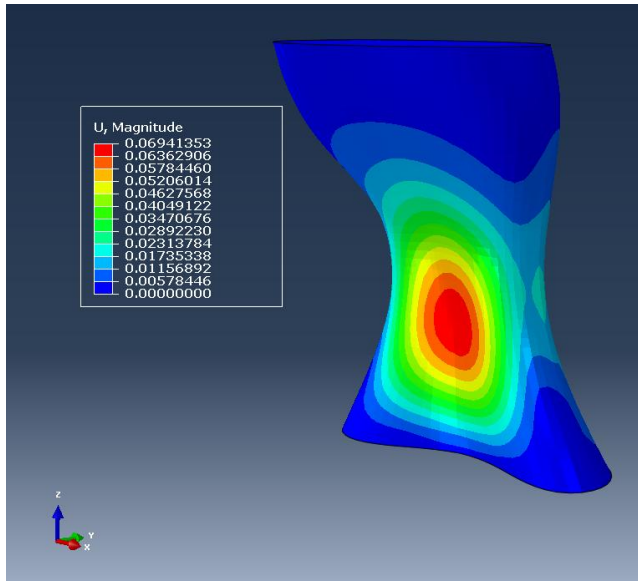
Şekil 4.36. Model 4 kesitler-vektörel gösterim

Katı modellerin deplasman gösterimleri, tüm modelde kesitler halinde gösterilmiştir. Tüm kesitlerde deplasmanın büyüklüğü izlenmektedir.

Deplasmanın hangi yönde olduğunu görselleştirilmesi için de, vektörel sonuçlar kesitlerde izlenmektedir(Şekil 4.36).

4.5. Model 5 için Alınan Sonuçlar

4.5.1. Model 5 deplasman

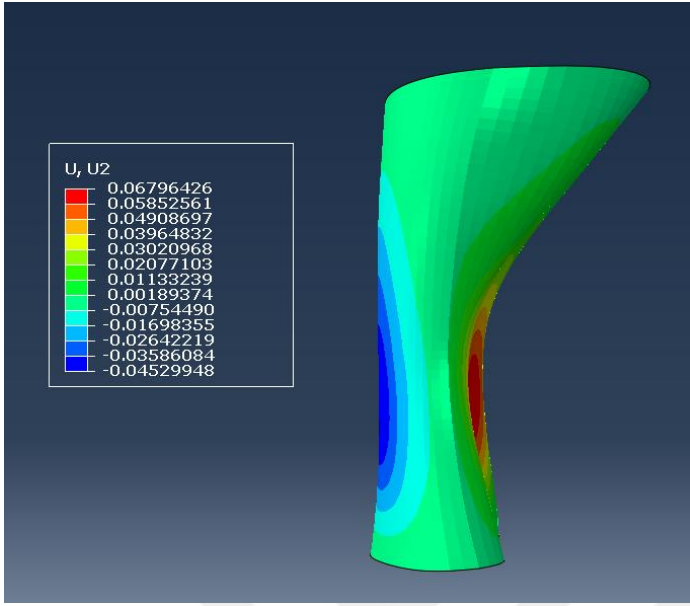


Şekil 4.37. Model 5 deplasman değerleri

Beşinci model elde edilirken, normal hava yoluna sahip bir hastada alt çenenin 11mm geri alındığı durumda geriye kalan hava yolunun 3. düzlem için 6.6mm olacağı hesaplanmıştır.

Kullanılan verilere göre, dinamik olarak bakıldığında kırmızı olarak ifade edilmiş alanın dil kökü çevresinde olduğu anlaşılmaktadır ve yer değiştirmenin burada diğer bölgelere göre fazla olduğu gözlemlenmektedir. Ancak sayısal olarak bakıldığında yaklaşık 0.069mm değeri dokusal değişim ve yarattığı etkiler açısından anlamlı değildir (Şekil 4.37).

4.5.2. Model 5 eksenel deplasman

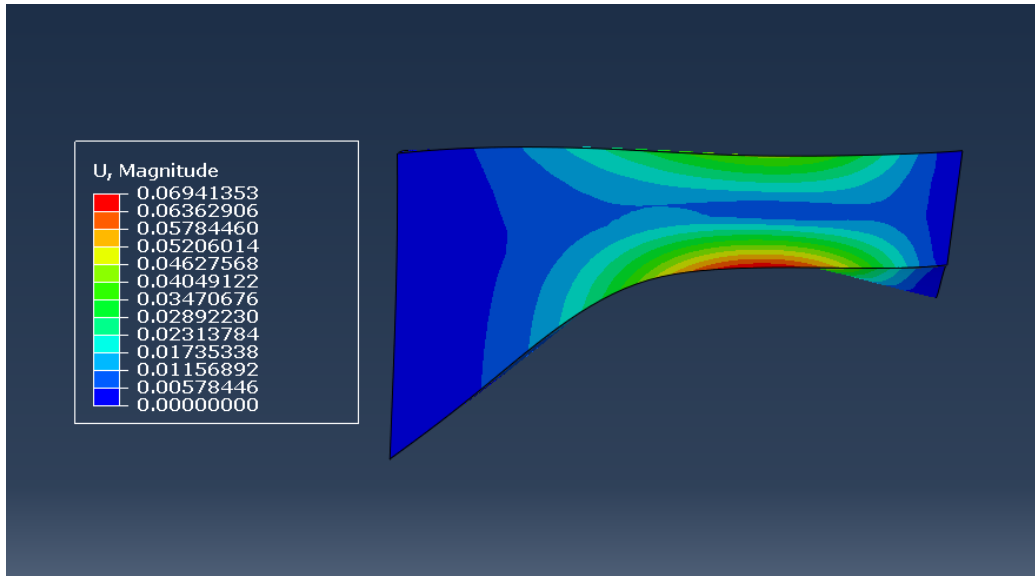


Şekil 4.38. Model 5 eksenel deplasman değerleri

Beşinci modelin eksenel deplasmanına bakıldığında y ekseninde maksimum yer değişiminin yine dil kökü çevresine yakın bölgede olduğu görülmüştür. Doku boyutunda bakıldığında, maximum U2 değeri yaklaşık 0.068mm olarak, minimum U2 değeri ise yaklaşık -0.045mm olarak bulunmuştur. ‘-’ ile ifade edilen y ekseninde ters yöne olan harekettir.

Bu sonuçlara göre 10mm mandibuler setback yapılan modelde, solunumda oluşan eksenel deplasman değerleri, dokusal değişim ve yarattığı etkiler bakımından anlamlı değildir (Şekil 4.38).

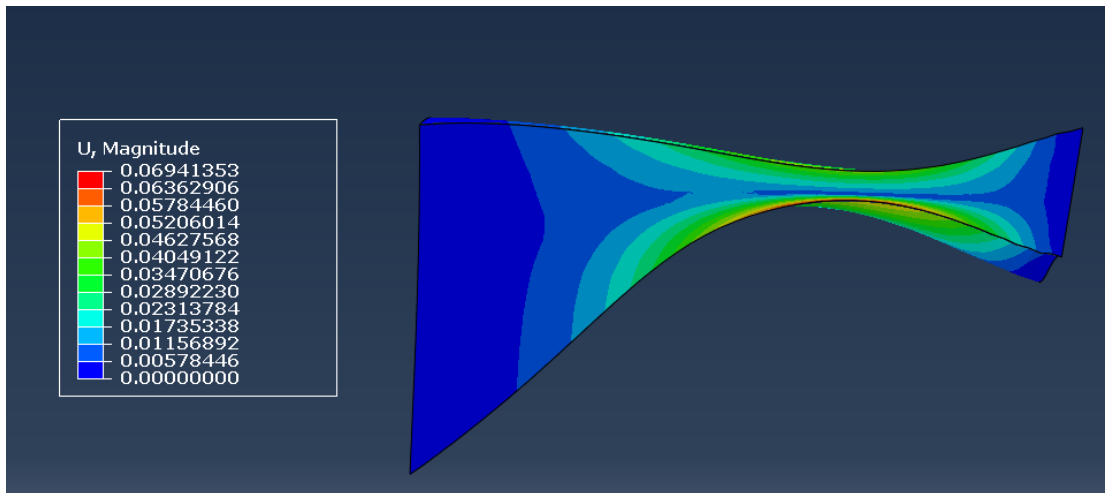
4.5.3. Model 5 kesit deplasman



Şekil 4.39. Model 5 kesit deplasman değerleri

Kesit deplasman, U yani yer değiştirmenin daha net görünmesi için modelden elde edilen ayrıştırılmış bir kesittir (Şekil 4.39).

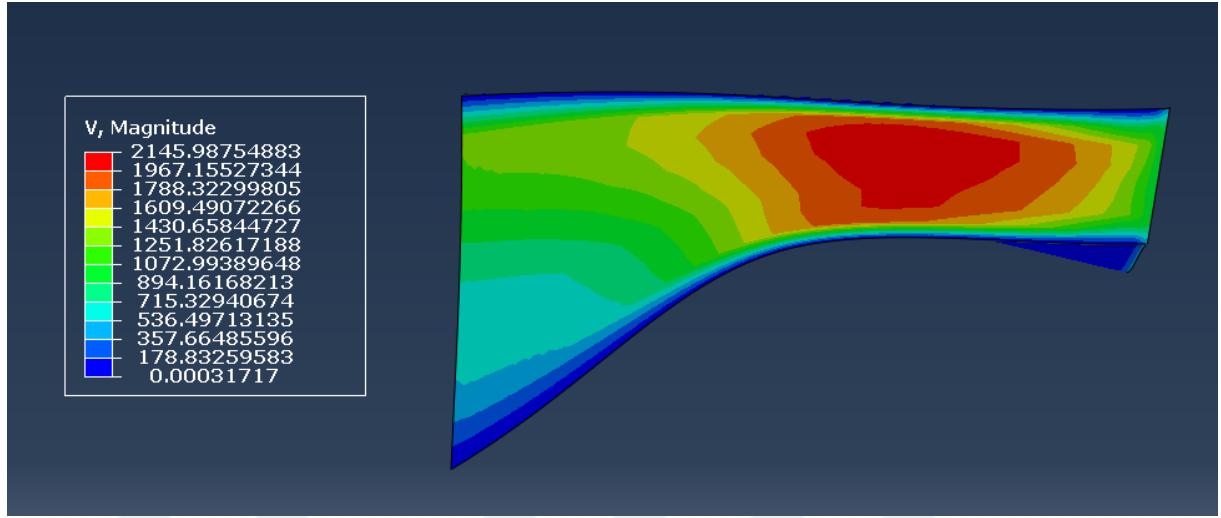
4.5.4. Model 5 deplasman x 50



Şekil 4.40. Model 5 deplasman x50 büyütülmüş değerleri

Deplasman x50 büyütülmüş değeri, oluşan yer değiştirmenin daha net görülebilmesi için 50'lik büyütmede görülme şeklidir (Şekil 4.40).

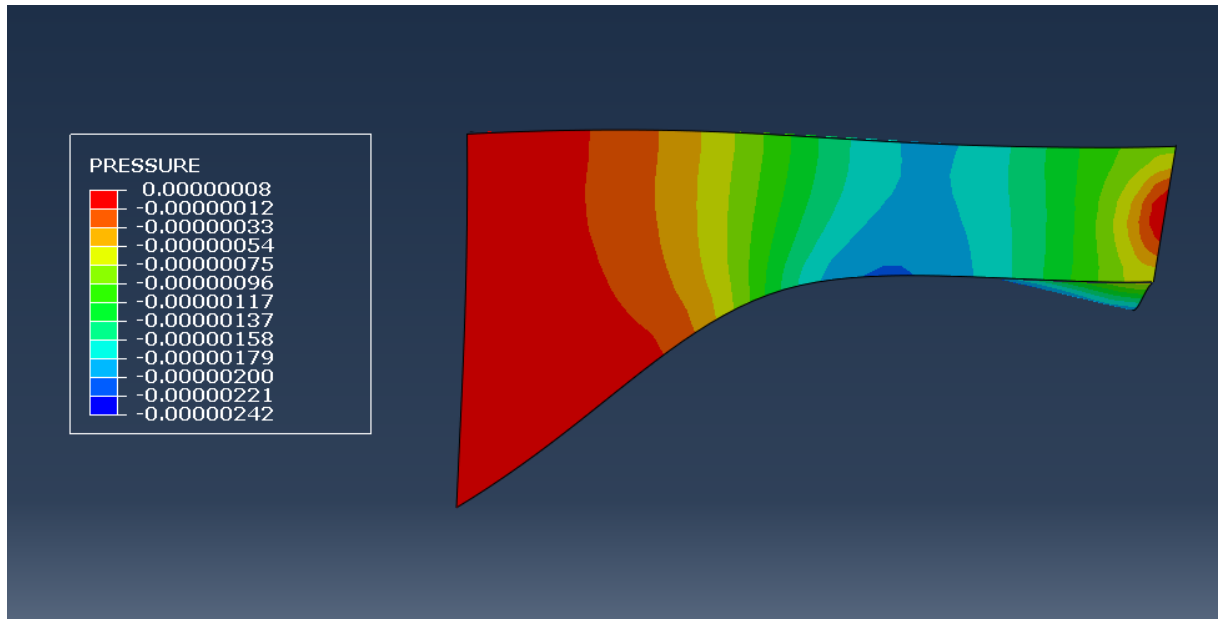
4.5.5. Model 5 kesit-hız



Şekil 4.41. Model 5 kesit hız değerleri

Beşinci modelde ölçülen hız V , magnitude değeri yine en fazla dil kökü çevresinde gözlenmiştir. Bu bölgede en yüksek hız yaklaşık 2146mm/sn olarak ölçülmüştür. Kesitsel olarak genişlik azaldıkça hız da artmaktadır.

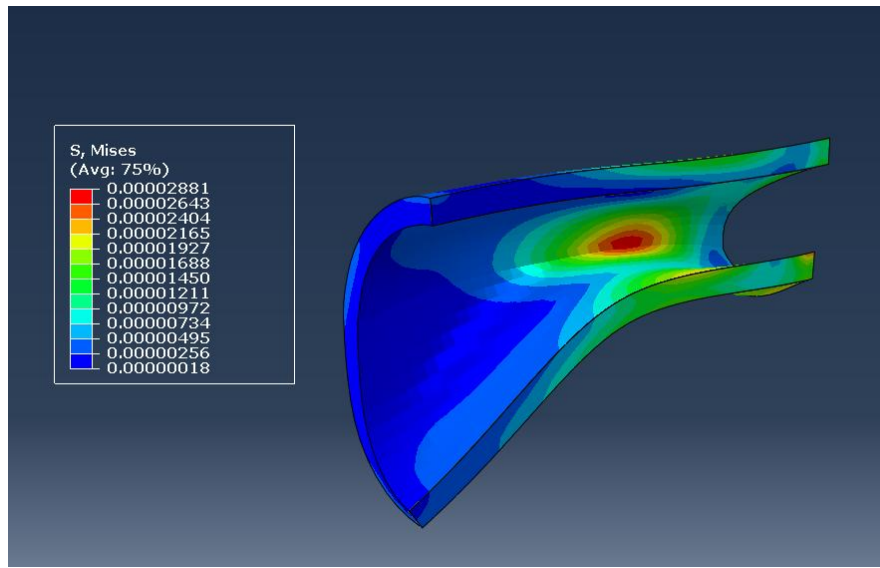
4.5.6. Model 5 kesit-basınç



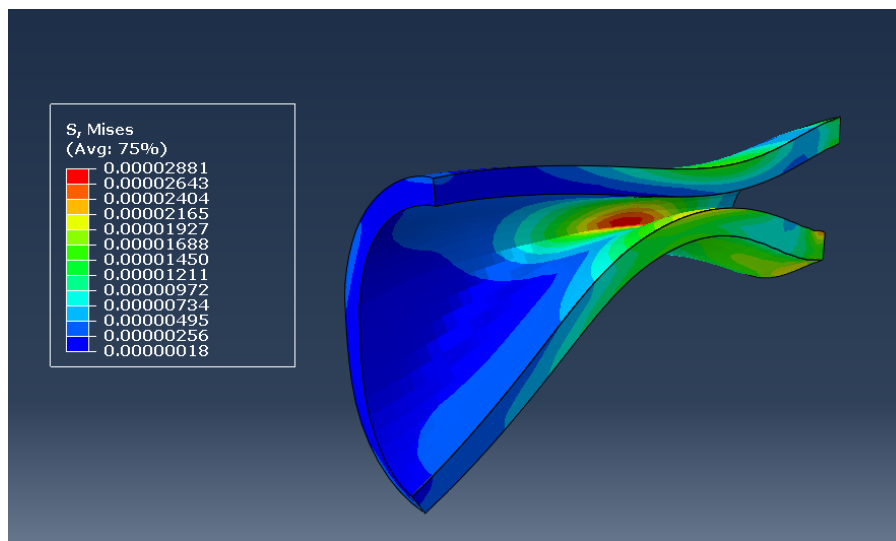
Şekil 4.42. Model 5 kesit-basınç değerleri

Akışkanın basınç değeri ile ilgili yapılan değerlendirme, mPa cinsinde ifade edilmektedir. Burda izlenen normal hastanın hava yolunun, soluk almadaki kesitsel basınç görüntüsüdür. Doku çeperine gelmiş olan basınç çok düşük olmakla beraber, hızın daha yüksek olduğu yerlerde daha az, hızın daha düşük olduğu yerlerde ise daha yüksek izlenmiştir (Şekil 4.42).

4.5.7. Model 5 katı stres



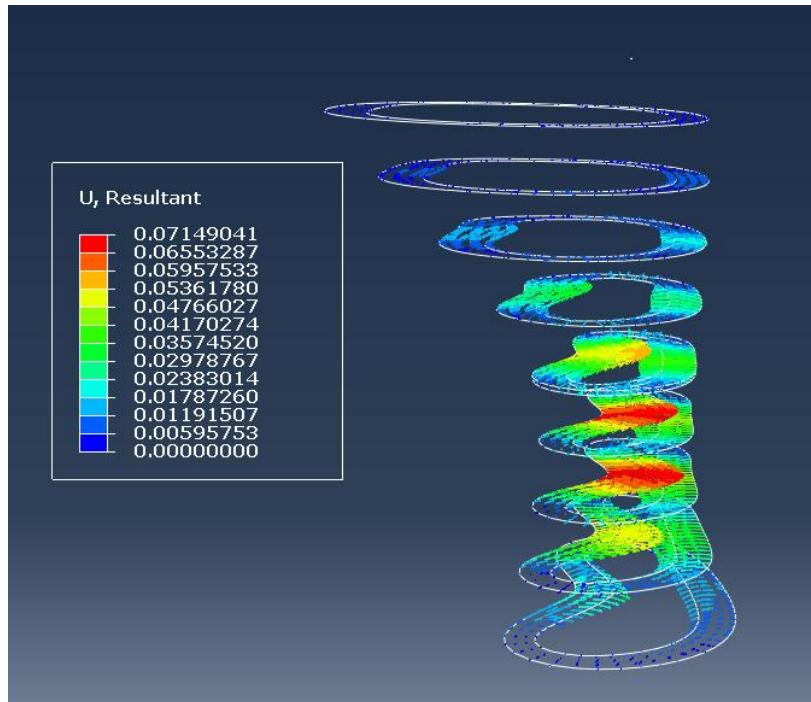
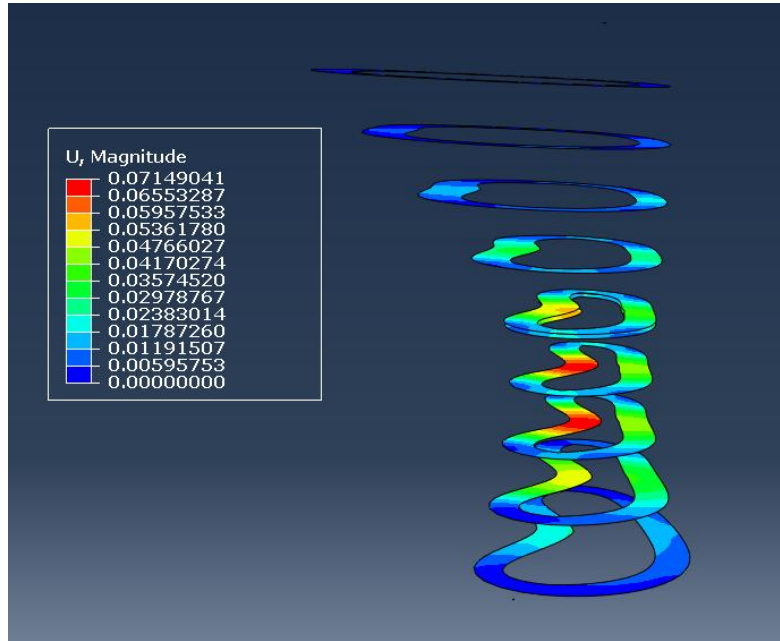
Şekil 4.43. Model 5 katı stres değerleri



Şekil 4.44. Model 5 katı stres x50 büyütülmüş değerleri

Beşinci modelde stres dağılımı sonuçlarında anlamlı bir değer bulunamamıştır. Sayısal anlamda en çok dil kökü çevresinde doku üzerindeki stres görülmektedir (Şekil 4.43 ve Şekil 4.44).

4.5.8. Model 5 kesitler-vektörel gösterim



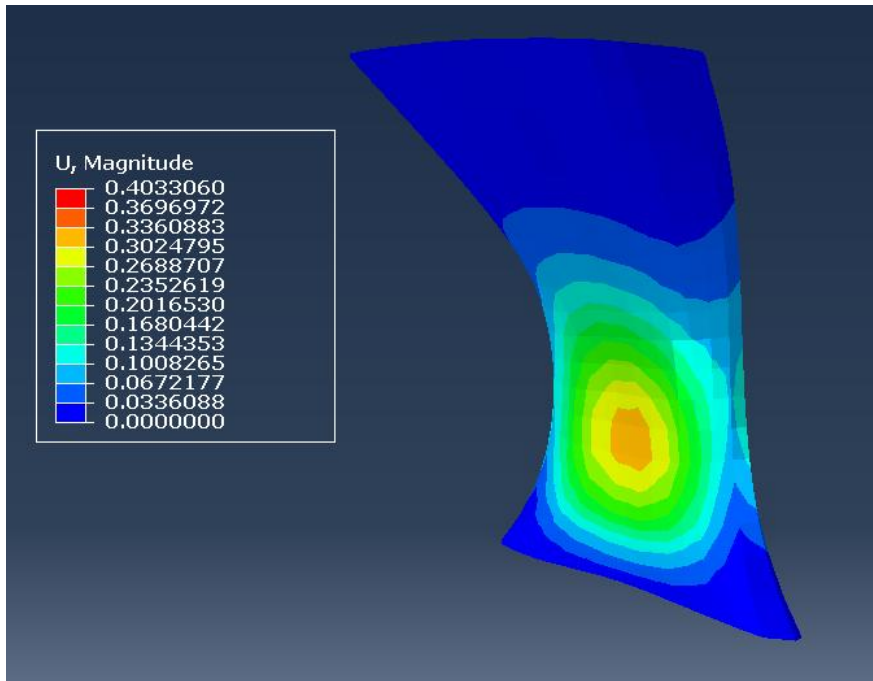
Şekil 4.45. Model 5 kesitler-vektörel gösterim

Katı modellerin deplasman gösterimleri, tüm modelde kesitler halinde gösterilmiştir. Tüm kesitlerde deplasmanın büyüklüğü izlenmektedir.

Deplasmanın hangi yönde olduğunun görselleştirilmesi için de, vektörel sonuçlar kesitlerde izlenmektedir. (Şekil 4.45).

4.6. Model 6 için Alınan Sonuçlar

4.6.1. Model 6 deplasman

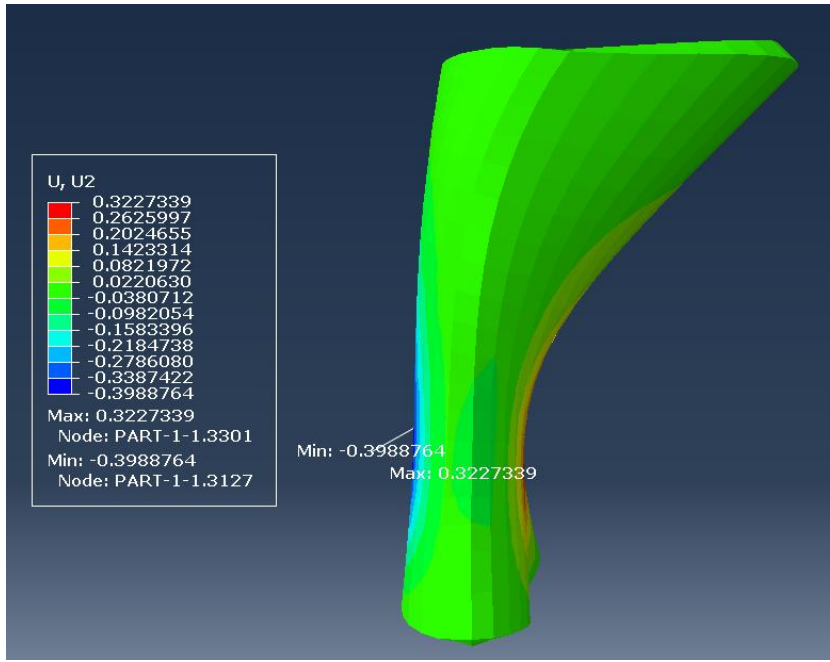


Şekil 4.46. Model 6 deplasman değerleri

Altıncı model, normal hava yoluna sahip bir hastada alt çenenin 15mm geri alındığı durumda geriye kalan hava yolunun 3. düzlem için 5mm olacağı hesaplamıştır. 5mm'nin altında olan hava yolunun, OSA sendromu yaratabilme olasılığı olduğu düşünülerek bu sınırın altında ilk değer olan 4mm, 3. düzlemin 'a değeri' olarak belirlenmiştir [1, 66].

Kullanılan verilere göre, dinamik olarak bakıldığında kırmızı olarak ifade edilmiş alanın dil kökü çevresinde olduğu anlaşılmaktadır ve yer değiştirmenin burada diğer bölgelere nazaran fazla olduğu gözlemlenmektedir. Ancak sayısal olarak bakıldığında yaklaşık 0.4mm değeri dokusal değişim ve yarattığı etkiler açısından anlamlı değildir (Şekil 4.46).

4.6.2. Model 6 eksenel deplasman

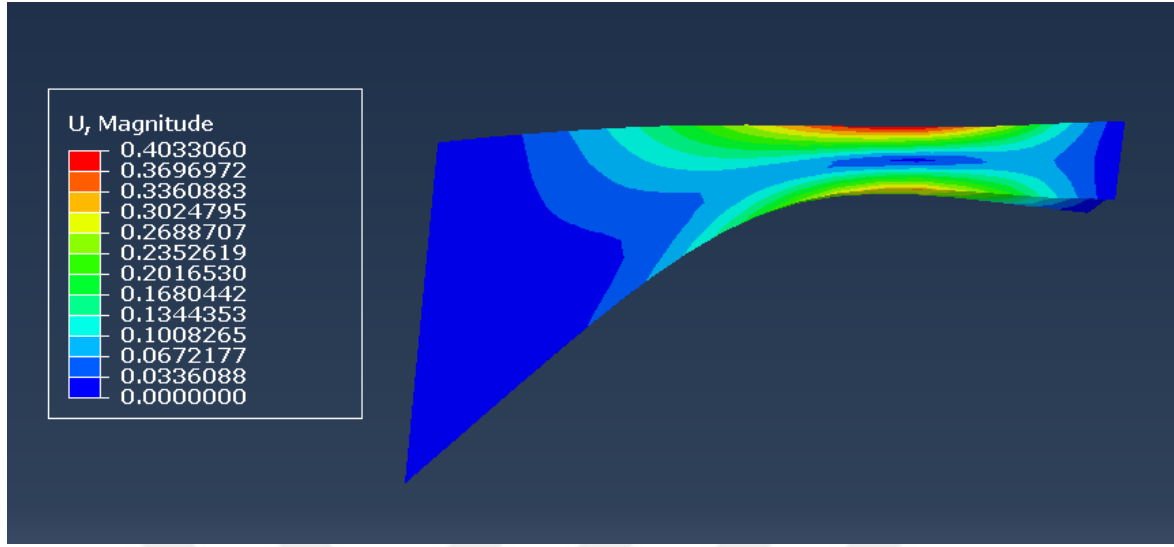


Şekil 4.47. Model 6 eksenel deplasman değerleri

Altıncı modelin eksenel deplasmanına bakıldığında y eksenine maksimum yer değişiminin yine dil kökü çevresine yakın bölgede olduğu görülmüştür. Doku boyutunda bakıldığında, maximum U2 değeri yaklaşık 0.32mm olarak, minimum U2 değeri ise yaklaşık -0.40mm olarak bulunmuştur. ‘-’ ile ifade edilen y ekseninde ters yöne olan harekettir (Şekil 4.47).

Bu sonuçlara göre 15mm mandibuler setback yapılan modelde, solunumda oluşan eksenel deplasman değerleri dokusal değişim ve yarattığı etkiler bakımından anlamlı değildir.

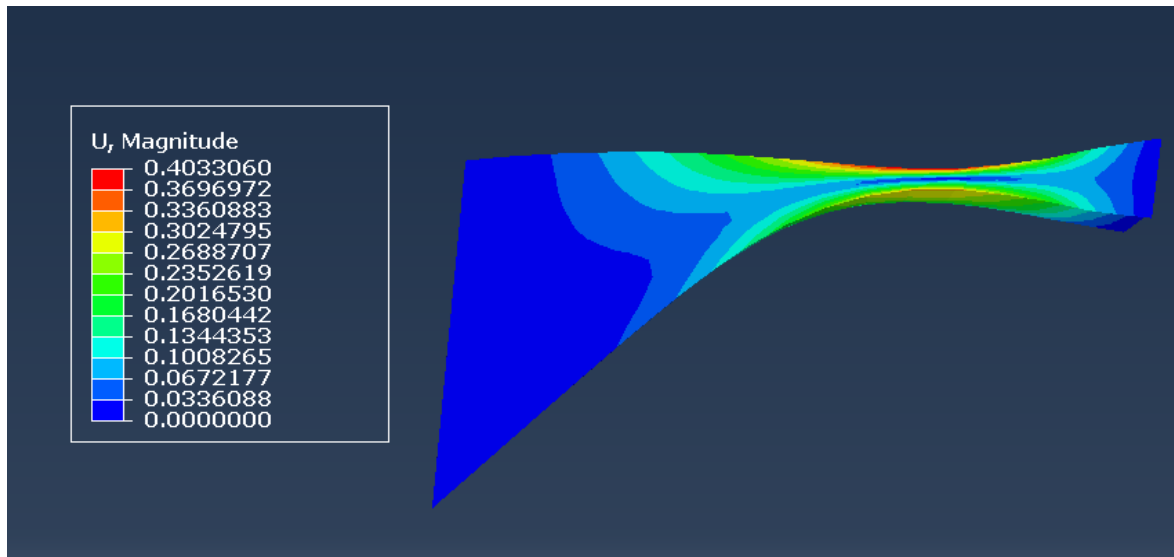
4.6.3. Model 6 kesit deplasman



Şekil 4.48. Model 6 kesit deplasman değeri

Kesit deplasman, U yani yer değiştirmenin daha net görünmesi için modelden elde edilen ayrıştırılmış bir kesittir (Şekil 4.48).

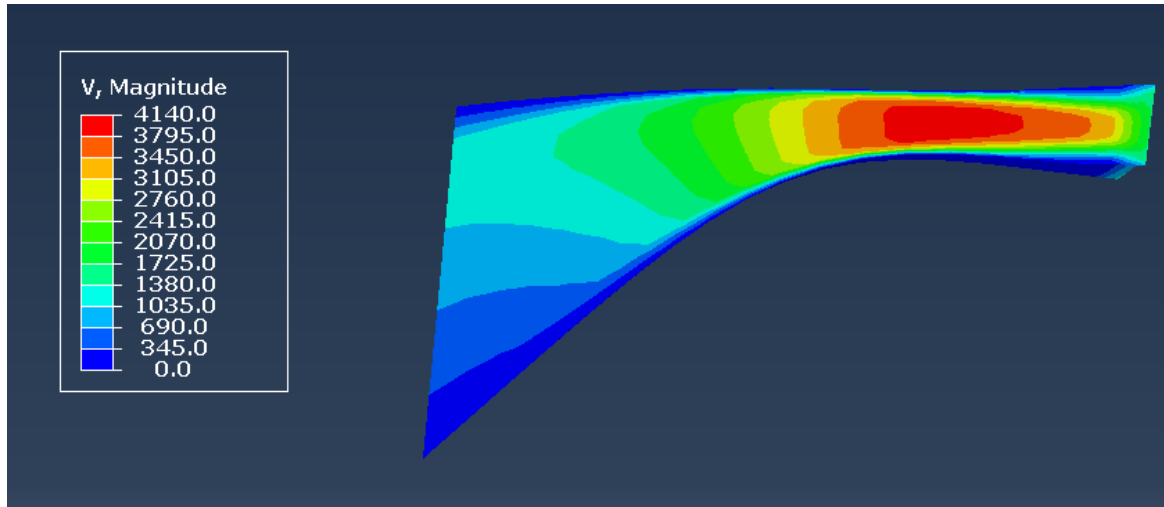
4.6.4. Model 6 deplasman x 4



Şekil 4.49. Model 6 deplasman x4 büyütülmüş değeri

Deplasman x4 büyütülmüş değeri, oluşan yer değiştirmenin daha net görülebilmesi için 4'lük büyütmede görülme şeklidir (Şekil 4.49).

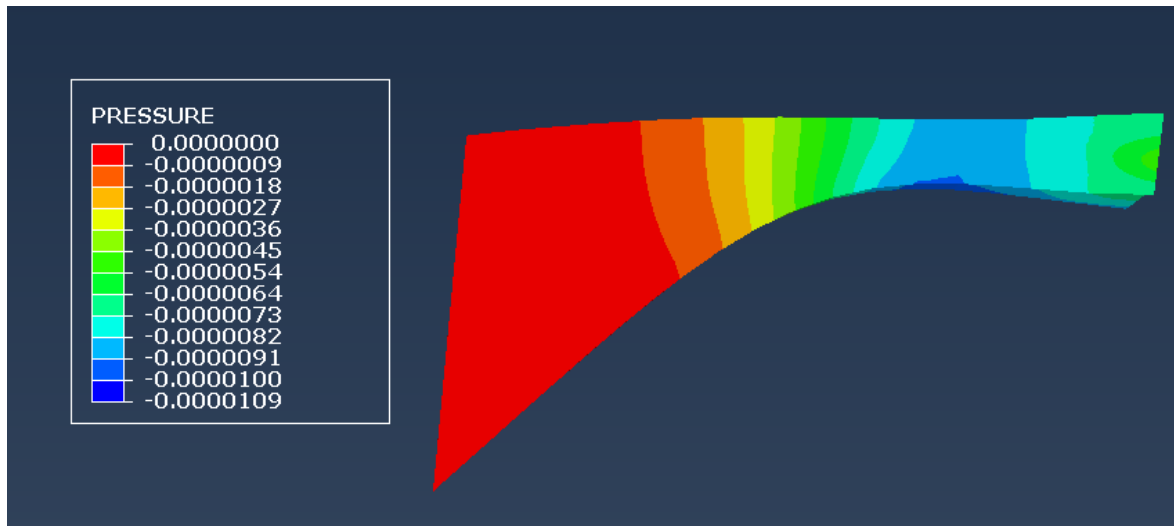
4.6.5. Model 6 kesit-hız



Şekil 4.50. Model 6 kesit-hız değerleri

Altıncı modelde ölçülen hız V , magnitude değeri yine en fazla dil kökü çevresinde gözlenmiştir. Bu bölgede en yüksek hız yaklaşık 4140mm/sn olarak ölçülmüştür. Kesitsel olarak genişlik azaldıkça hız da artmaktadır (Şekil 4.50).

4.6.6. Model 6 kesit-basınç

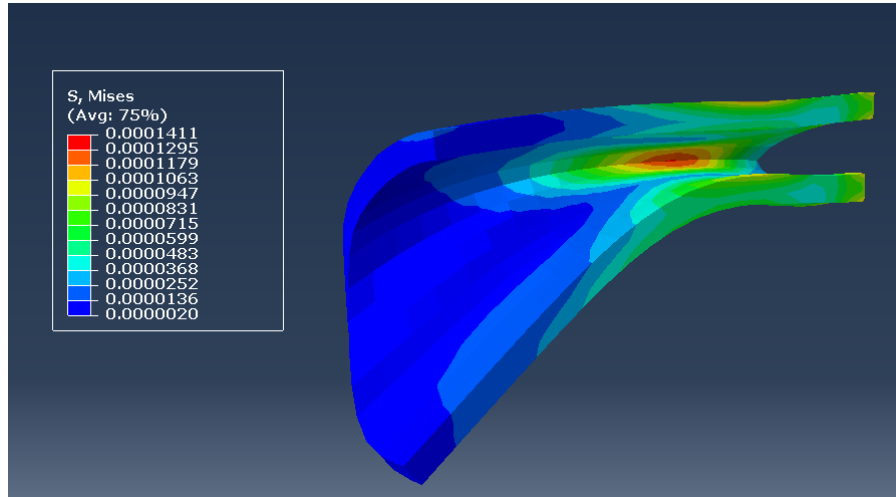


Şekil 4.51. Model 6 kesit-basınç değerleri

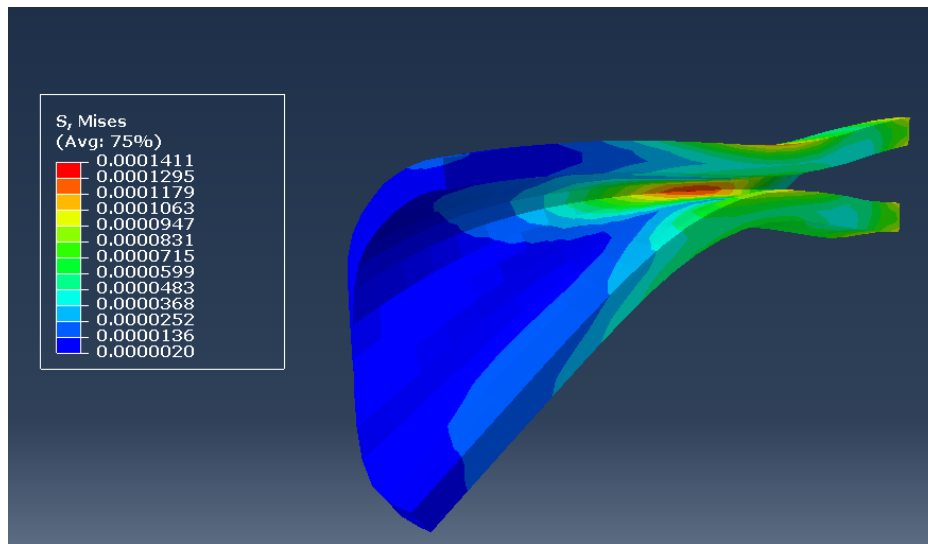
Akışkanın basınç değeri ile ilgili yapılan değerlendirme, mPa cinsinde ifade edilmektedir. Burda izlenen normal hastanın hava yolunun, soluk almadaki kesitsel basınç

görüntüsüdür. Doku çeperine gelmiş olan basınç çok düşük olmakla beraber, hızın daha yüksek olduğu yerlerde daha az, hızın daha düşük olduğu yerlerde ise daha yüksek izlenmiştir (Şekil 4.51).

4.6.7. Model 6 katı stres



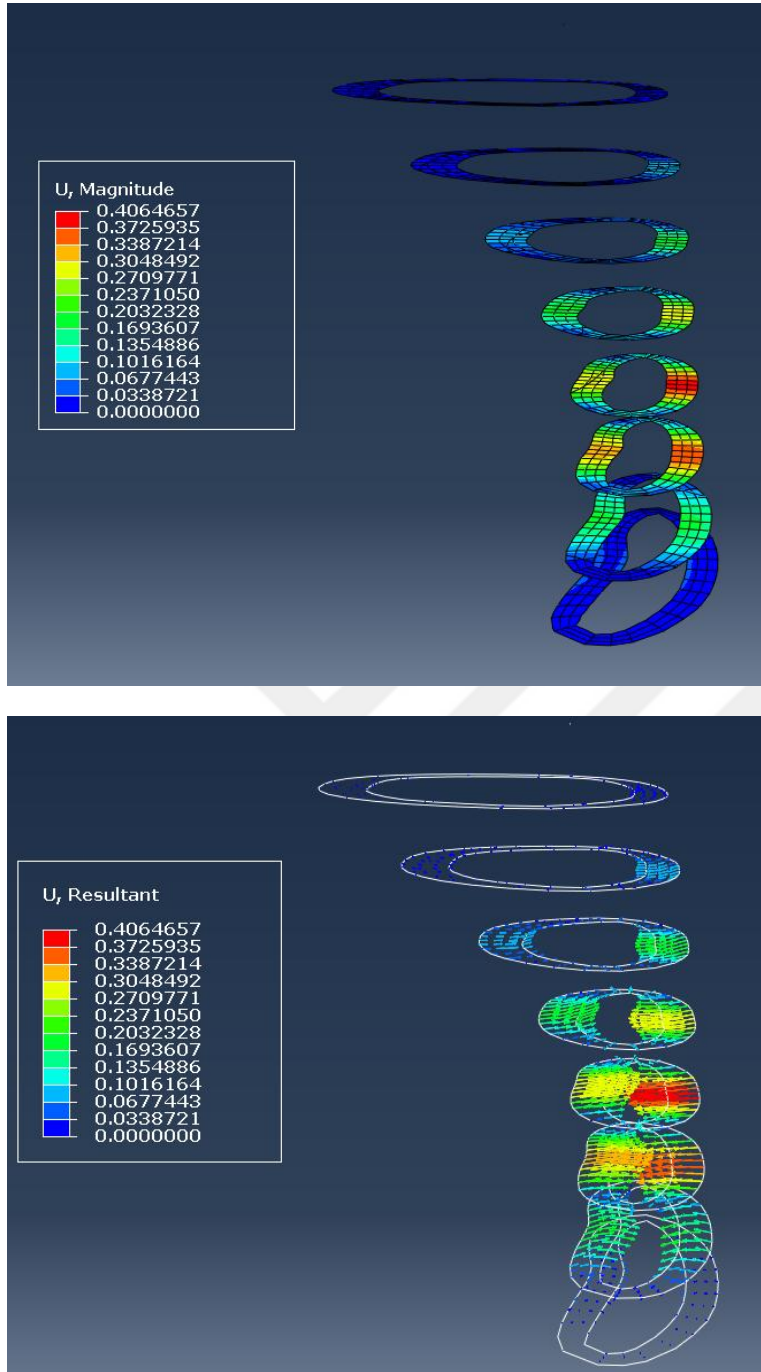
Şekil 4.52. Model 6 katı stres değerleri



Şekil 4.53. Model 6 katı stres x4 büyütülmüş değerleri

İkinci modelde stres dağılımı sonuçlarında anlamlı bir değer bulunamamıştır. Sayısal anlamda en fazla dil kökü çevresinde doku üzerindeki stres görülmektedir (Şekil 4.52 ve Şekil 4.53).

4.6.8. Model 6 kesitler-vektörel gösterim



Şekil 4.54. Model 6 kesitler-vektörel gösterim

Katı modellerin deplasman gösterimleri, tüm modelde kesitler halinde gösterilmiştir. Tüm kesitlerde deplasmanın büyüklüğü izlenmektedir.

Deplasmanın hangi yönde olduğunun görselleştirilmesi için de, vektörel sonuçlar kesitlerde izlenmektedir (Şekil 4.54).

5. BULGULAR

Birinci modeldeki standart bir hastanın soluk almasında dokuda oluşan maksimum yer değişikliği, dil kökü çevresinde gözlenmiştir. Yaklaşık olarak 0.037mm değerindedir. KL III hastaların hava yolu modeli olarak oluşturulan ikinci modelde maksimum yer değiştirme yine dil kökü çevresindedir ve yaklaşık 0.014mm değerindedir. 5mm mandibuler setback yapılan üçüncü modelde, 7mm mandibuler setback yapılan dördüncü modelde, 11mm mandibuler setback yapılan beşinci modelde ve 15mm mandibuler setback yapılan altıncı modelde sırasıyla yer değiştirme miktarları; 0.062, 0.067, 0.069 ve 0.40mm olarak hesaplanmış ve her birinde oluşan maksimum yer değiştirme yine dil kökü çevresinde bulunmuştur (Çizelge 5.1).

Modellerde, aksenal deplasman olarak ifade edilen 'y ekseninde'ki yer değiştirme miktarıdır. '+' ya da '-' olarak yazılması miktarı değil, 'y ekseninde'ki yönü belirler. Bu bilgiyi göz önünde bulundurarak sonuçlara bakılacak olunursa, yine en az yer değişimi ikinci modelde bulunmuştur. Diğer modellerin 'y ekseninde' gözlenen yer değişimi, mandibuler setback miktarlarına göre doğru orantılı olarak artmaktadır.

Yer değiştirme miktarları, dokudaki çökme miktarını tanımlar. Sonuçlar şematik olarak gösterilen Çizelge 5.1'de görüldüğü gibidir.

Hız ve basınç analizlerinin, yer değiştirmeye orantılı sonuçları Çizelge 5.2’de izlenebilir. Hızın arttığı durumda çepere gelen basınç oranı azalmakta ve hızın azaldığı durumlarda ise çepere gelen basınç oranı artmaktadır.

İlk modelde oluşan hava akış hızı max değeri 1500mm/sn olarak gözlenmiştir. KL III hasta modeli olan ikinci modelde 1110mm/sn’ye düşmüştür. 5mm mandibuler setback yapılan üçüncü modelde akış hızı max değeri 2155mm/sn, 7mm mandibuler setback yapılan dördüncü modelde akış hızı max değeri 2122mm/sn, 11mm mandibuler setback yapılan beşinci modelde akış hızı max değeri 2145mm/sn ve 15mm mandibuler setback yapılan altıncı modelde akış hızı max değeri 4140mm/sn olarak gözlenmiştir. Hava akışının maksimum hızda olduğu bölge tüm modellerde dil kökü çevresinde çıkmıştır.

Modellerin basınç birimi pascal cinsinden değerlendirilecek olursa ($1\text{mPa}=1000000\text{Pa}$), ilk modelde oluşan max basınç epiglottis çevresinde 0Pa değerinde, min basınç dil kökü çevresinde -0.9 Pa değerinde gözlenmiştir. KL III hasta modelinde oluşan max basınç nazal taban çevresinde 0,2 Pa değerinde, min basınç dil kökü çevresinde -0.5 Pa değerinde gözlenmiştir. 5mm mandibuler setback yapılan üçüncü modelde oluşan max basınç, epiglottis ve nazal taban çevresinde 0,2 Pa değerinde, min basınç dil kökü çevresinde -2.1 Pa değerinde gözlenmiştir. 7mm mandibuler setback yapılan dördüncü modelde oluşan max basınç, epiglottis ve nazal taban çevresinde 0,05 Pa değerinde, min basınç dil kökü çevresinde -2.3 Pa değerinde gözlenmiştir. 11mm mandibuler setback yapılan beşinci modelde oluşan max basınç, epiglottis ve nazal taban çevresinde 0,08 Pa değerinde, min basınç dil kökü çevresinde -2.4 Pa değerinde gözlenmiştir. 15mm mandibuler setback yapılan altıncı modelde oluşan max basınç, epiglottis çevresinde 0 Pa değerinde, min basınç dil kökü çevresinde -10 Pa değerinde gözlenmiştir.

Çizelge 5.2. Modeller ve hız-basınç oranlarının karşılaştırılması

	HIZ (mm/sn)	BASINÇ (Pa)	
	Max.	Max.	Min.
Model 1	1500	0	-0,9
Model 2	1110	0,2	-0,5
Model 3	2155	0,2	-2,1
Model 4	2122	0,05	-2,3
Model 5	2145	0,08	-2,4
Model 6	4140	0	-10

6. TARTIŞMA

Üst hava yolu, solunum sisteminin giriş kapısıdır. Tüm memeli hayvanlarda, alınan hava soluk alıp verirken bu yoldan geçer. Hava yolunun başlangıç bölgesi olan burun iç kısmında, hava akışı iki paralel yol aracılığıyla farenkse iletilir. Türler arasında bulunan nazal kavite farklılıkları internal hava akış hızının da farklı olmasına neden olur. Bu nedenle insan hava yolundaki akışın daha iyi anlaşılması ve değerlerin başka çalışmalara aktarılabilmesi için, yine insan üzerinden yapılmış çalışmaları baz almak gerekir [51].

Posterior hava yolu yumuşak dokuyla çevreli 3B bir alan olduğu için yapılacak incelemelerde daha detaylı sonuçlara ulaşılması ancak 3B bir görüntüleme yöntemiyle mümkün olabilir.

Son yıllarda hava yollarının incelenmesi gelişen teknoloji ile daha güvenilir bir hal almıştır. MRI, BT ve son olarak geliştirilen konik ışınli bilgisayarlı tomografi yöntemleri ile 3B görüntülerin ölçülmesi kolaylaşmıştır. MRI’da yumuşak doku ve diğer sınırların yüksek görüntü kalitesi ile ayrıştırılabilmesi büyük avantaj sağlar. Ancak maliyeti fazla olmasına rağmen, hem radyasyon içermediği hem de yumuşak dokuları ve kasları daha iyi görüntülediği için MR görüntülerinin kullanılması BT’ye göre avantaj sağlar [8, 9, 51, 67].

Üst hava yolunun yapısını daha iyi anlamak ve incelemek için modelleme teknikleri kullanılabilir. Fakat henüz bu karmaşık yapının geometrisini tam olarak kesin sınırlar altında aktarabilen rasyonel bir sistem oluşturulamamıştır. Hava yolu anatomik olarak ince bir mukus tabakasıyla sarılıdır ve temas duyusuna karşı biyolojik hassasiyeti vardır. Modellemede hava yolu duvarı rijit alınsa bile bu karmaşık yapının oluşturulması çok güçtür [51].

Modelleme kadavra çalışmaları sonuçlarına göre ex vivo olarak hazırlanabilir. Ancak dokuların post-mortem (ölüm sonrası) dönemde hacimce büzülmesi ve distorsiyona uğraması, hava yolunun normal değerlerinden geniş görünmesine neden olur ve modellemedeki hata payını artırır [51]. Von Hagens, plastinizasyon yöntemiyle bu büzülmenin %10’dan aza indirilebileceğini rapor etmiştir [68]. BT ve MRI ile alınan

görüntülerin verilerinin özel bir yazılım ile bilgisayar programına aktarılması, bu hata payını da ortadan kaldırdığı için daha güvenilir yöntemler olarak nitelendirilebilir.

Hava akışının hızı arttıkça 3B geometrik hava yolu sınırlarının kontraksiyona uğraması oranı da artar. Bu nedenle tüm model çalışmalarında, rezistans değerlerini ölçebilmek için, hava yolu girişinin sayısal değerlerinin bilinmesi gerekir [51].

Yapılan literatür taramasına göre, hava yolunun daralan ve kollaps olan kısımlarının daha çok nazal tabanın posterior sınırının farenksle birleştiği yerden başlayıp, epiglottisse kadar devam eden bölümde olduğu görülmüştür [44]. Kollapsın oluşumundaki en büyük etmenin de hava basıncının birincil olarak bu bölgede düşmesi olabileceği düşünülmüştür. Bu bölgenin basınca göre, yapısal olarak değişime uğrama kapasitesinin daha fazla olması, hava akış hızındaki artma ile kollaps olma ihtimalini de arttıracaktır [44]. Yapılan birçok çalışmada, maksimum daralmanın üç ve dördüncü vertebra hizasında olduğu gözlenmiştir [23, 69, 70], dördüncü servikal vertebranın altında kalan bölümde ise mandibuler setback operasyonu sonrası anlamlı bir değişim bulunamamıştır [23, 27, 69]. Bu faktörleri göz önünde bulundurarak, setback yapılan hastalardaki hava yolu değişimini inceleyebilmek için, modellerimiz nazal taban posterior sınırından, epiglottisse kadar olan bölgede hazırlanmıştır.

Birinci modelde, Uesugi ve ark yaptığı çalışmada kullanılan ortalama normal/standart birey posterior hava yolu değerleri kullanılmıştır . Çalışmada; 1.düzlem 'a değeri' yaklaşık 20mm , 'b değeri' yaklaşık 21mm, 2.düzlem 'a değeri' yaklaşık 10mm , 'b değeri' yaklaşık 18mm, 3.düzlem 'a değeri' yaklaşık 11mm , 'b değeri' yaklaşık 30mm olarak alınmıştır [71].

İkinci model, KL III bireylerdeki ortalama havayolunu gösteren çalışmalara göre hazırlanmıştır. Chen ve Jakobsone 'ın yaptığı iki ayrı çalışmadaki ortalama verilere göre 1.düzlem 'a değeri' yaklaşık 21mm , 'b değeri' yaklaşık 20mm olarak alınmıştır [29, 72]. Degerliyurt ve ark yaptığı çalışmadan alınan verilere göre de 2. ve 3. düzlem ortalama 'b değerleri' oluşturulmuştur. Degerliyurt ve ark yaptığı çalışmada 2.düzlem 'a değeri'

yaklaşık 13mm , ‘b değeri’ yaklaşık 23mm, 3.düzlem ‘a değeri’ yaklaşık 16mm , ‘b değeri’ yaklaşık 27mm’dir [23].

Diğer dört model hazırlanırken yapılan varsayımlar, Uesugi ve ark yaptığı çalışmadaki standart hava yolu değerleri üzerinden yani birinci modele göre yapılmıştır.

Muto ve ark yaptıkları çalışmada, 3.Vertebra-Menton arası mesafenin 10mm mandibuler ilerletme operasyonu sonrası PAS’a olan etkisinin 4mm artış olduğunu rapor etmişlerdir [1, 73]. Bu veri baz alınarak 10mm mandibuler setback’in PAS’a olan etkisinin 4mm azalma olacağı varsayılmıştır. Yani 3. Düzlemde 10mm ‘a değeri’ olan bir vakanın, setback operasyonu ile 10mm geri alındığı durumda, doğru orantı yoluyla, 6mm PAS kalmış olacağı varsayılmıştır.

Yukarıdaki çıkarıma göre bu çalışmada kullanılan üçüncü model elde edilmiştir. Yani, 3.düzlemde ‘a değeri’ 11mm olan sağlıklı bir bireyin alt çenesinin 5mm geri alındığı durumda geriye kalan hava yolunun bu düzlem için 2mm azalacağı ve 9mm olacağı hesaplanmıştır.

Üçüncü modelin ikinci düzlemi oluştururken Uesugi ve ark yaptığı çalışmada gösterilen standart/normal birey ortalama ölçümleri baz alınıp, Kawamata ve ark yaptığı çalışmaya göre lineer orantı kurma yöntemi ile sırasıyla yaklaşık %20 ve %10 oranında lateral ve frontal genişlikte azalma olduğu düşünülerek değerler **8mm** ve **16mm** olarak hesaplanmıştır [1, 22]. Bu orantı ile, 3.düzlem için ‘b değeri’ oluşturulup, ‘a değeri’nde de doğrulama sağlanmıştır ve iki ayrı çalışmanın birbiriyle tutarlılık gösterdiği anlaşılmıştır [1, 22, 71, 73]. Maksillaya yönelik bir girişimde bulunulmadığı için 1.düzleme ait değerler Uesugi ve ark yaptığı çalışma baz alınarak sabit bırakılmıştır.

Üçüncü modelde yapılan orantıya benzer şekilde dördüncü model elde edilmiştir. 3.düzlemde ‘a değeri’ 11mm olan sağlıklı bir bireyin alt çenesinin 7mm geri alındığı durumda geriye kalan hava yolunun bu düzlem için 2.8mm azalacağı ve 8.2mm olacağı hesaplanmıştır. İkinci düzlemi oluştururken Uesugi ve ark yaptığı çalışmada gösterilen standart/normal birey ortalama ölçümleri baz alınıp, Kawamata ve ark yaptığı çalışmaya göre lineer orantı kurma yöntemi ile %20 ve %10 oranında lateral ve frontal genişlikte

azalma olduğu düşünülerek değerler **8mm** ve **16mm** olarak hesaplanmıştır [1, 22]. Maksillaya yönelik bir girişimde bulunulmadığı için 1.düzleme ait değerler Uesugi ve ark yaptığı çalışma baz alınarak sabit bırakılmıştır. Ayrıca, yapılan diğer çalışmalarda da mandibuler setback operasyonu sonrası bu düzlemin stabil kaldığı görülmüştür [23, 69, 74]

10mm setback sonrasında yukarıda anlatılan bilgiler göz önünde bulundurularak, beşinci model hazırlanmıştır. Uesugi'nin 3.düzlem 'a değeri' 11mm olması nedeniyle lineer orantı yoluyla, alt çenenin 11mm geri alındığı durumda 4.4mm azalma gözleneceği ve geriye kalan hava yolunun bu düzlem için 6.6mm olacağı hesaplanmıştır. İkinci düzlemi oluştururken yine Uesugi ve ark yaptığı çalışmada gösterilen standart/normal birey ortalama ölçümleri baz alınıp, Kawamata ve ark yaptığı çalışmaya göre lineer orantı kurma yöntemi ile %20 ve %10 oranında lateral ve frontal genişlikte azalma olduğunu düşünülerek değerler **8mm** ve **16mm** olarak hesaplanmıştır [22]. Maksillaya yönelik bir girişimde bulunulmadığı için 1.düzleme ait değerler Uesugi ve ark yaptığı çalışma baz alınarak sabit bırakılmıştır.

Üçüncü modelde yapılan orantıya benzer şekilde altıncı model elde edilmiştir. 3.düzlemde 'a değeri' 11mm olan sağlıklı bir bireyin alt çenesinin 15mm geri alındığı durumda geriye kalan hava yolunun bu düzlem için 6mm azalacağı ve yaklaşık 5mm olacağı hesaplanmıştır. 2. Ve 3. düzlemlerde aşırı kısıtlılık halini yaratabilmek için yapılan çalışmalara göre, 3.düzleme 5mm'nin altında bir değer olan 4mm değeri verilmiştir [1, 66].

Altıncı modelde setback miktarı 15mm olarak değiştirilip maksimum setback operasyonunun yaratabileceği etkiler değerlendirilmek istenmiştir. Partinen ve ark yaptığı çalışmada, dil tabanı bölgesindeki PAS değerinin 5mm'den az olduğu durumlarda en yüksek solunum kısıtlılık indeksinin (respiratory disturbance index) görüldüğünü belirtmiştir [1, 66]. Klasik bilgiye göre alt çenenin maksimum setback operasyon sınırının 10mm olduğu bilinir. Bu çalışmada, yapılan önceki çalışmalar baz alınarak, maksimum risk yaratan durumu oluşturabilmek ve bunun sonuçlarının, akış üzerine etkisini değerlendirebilmek için sayısal değerler arttırılmış ve risk oluşturma ihtimali

değerlendirilmiştir. 2. ve 3. düzlemlerde aşırı kısıtlılık halini yaratabilmek için de, 3.düzleme 5mm'nin altında bir değer olan 4mm değeri verilmiştir.

Yapılan literatür taramasında modellemede alınan akış hızı oranlarının değişkenlik gösterdiği görülmüştür. Cheng 2013'de yaptığı bir çalışmada burundan giren hava akış hızı oranını 700ml/sn olarak kabul etmiş ve sağlıklı bir bireyin bir soluk almadaki ortalama hava hacmini kullanmıştır [3, 52].

Yine 2013 de Zhao'nun yaptığı çalışmaya göre ise inspirasyondaki akış hızı oranı 166ml/s olarak belirlenmiştir. Birçok çalışmada da yine bu değer kullanıldığı gözlemlenmiştir [75, 76]. Bu çalışmada diğer çalışmalardan farklı olarak ilk kez deforme olabilen yüzey özellikleri kullanılmış, bunun için de özelliği biyolojik dokuya yakın olan Young modülü 7.54kPa ve Poisson oranı 0.45 olan homojen elastik materyal tanımlanmıştır [76, 77]. Hava yolunun daralması ve çökmesini gözlemleyebilmek için ise 166ml/s akış hızı oranı kullanılmıştır [76].

Üst hava yolunun yapısının kompleks anatomisi, hastaya bağlı değişen özelliklerde geometrisinin olması, soluk alıp vermede oluşan akıştaki farklılıklar nedeniyle akış özelliklerinin tamamen anlaşılabilir bilgisayar sistemine aktarılması çok zordur [42].

Modelleme, Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği Analizi(HAD) ve Sonlu Eleman Stres Analizi(SES) yöntemlerine göre yapılır. HAD çalışmalarında Reynolds-Averaged Navier-Stokes(RANS), Large Eddy Simulation (LES) veya Direct Numerical Simulation (DNS) metodlarından biri kullanılır [78].

RANS'a nazaran diğer bir analiz yöntemi olan LES analiz sonuçları çok daha iyidir, ancak yüksek düzeyde bilgisayar özellikleri gerektirir, çünkü bu analizdeki keskinlik ve gridler ne kadar küçük olursa o kadar doğru sonuçlar getirir. DNS de kullanılan başka bir analiz yöntemidir ancak diğerlerine göre maliyeti fazladır [3]. Bu nedenlerden ötürü yapılan çalışmada RANS metodu kullanılmıştır.

Mylavarapu ve ark. LES ve RANS yöntemlerini RANS'ın kendi içinde de k-e ve k-w denklemlerini birbirleriyle karşılaştırmış ve statik basınç ölçümlerinde mekanik modelde

RANS'ın k-w modelinin %20 hata payı ile en iyi sonuçlar verdiğini rapor etmiştir. Çalışmasında, en fazla pozitif basıncın gözlendiği yer retroglossal bölge, en az negatif basıncın gözlendiği yer ise retropalatinal bölge olarak izlenmiştir. En fazla basınç düşüşü ise yumuşak damağın en alt noktasındaki kesit alanında meydana gelmiştir [79]. Yapılan çalışmada ise, en fazla pozitif basıncın gözlendiği yer epiglottis çevresi olurken, en az negatif basıncın gözlendiği bölge ise dil kökü çevresi olmuştur.

HAD analizlerinde alınan akış özelliğinin laminar ya da türbülent olarak belirlenmesi de bir başka tartışma konusudur. Herhangi birini tek tek ele alan modellerde geçiş akışı oluşması mümkün değildir. Kompleks hava akışını gösterebilmek için daha ileri düzeyde hazırlanan türbülent akış modelleri gereklidir [3].

Hava akış hızı soluk alıp vermede hava yolu boyunca farklı bölgelerde farklı değerler gösterir. Laminer olarak başlayan akım türbülent akıma değişebilir. Üst solunum yolundaki hava akışı laminer ve türbülent akım arasında bir geçiş gösterir [3]. Bu karmaşık sistemli yapıda modelin kesin sonuçlar verebilmesi için düşük Reynold sayıları kullanılmalıdır [42].

Jeong velofarengal bölgedeki hava akışının laminar akıştan türbülent akışa geçtiğini gösterebilmek için düşük Reynold sayılı k-e analizini kullanmayı tercih etmiştir. Sonuç olarak velofarenks bölgesinde oluşan türbülent akımın yüksek basınç ve makaslama gerilimi yaratmasından ötürü bu bölgenin kollaps olma ihtimalinin de arttığını göstermiştir [80]. Bu çalışmada laminar geçiş akışı kullanılmış ve RANS analizi yapılmıştır.

Solunum bozukluğu kaynaklı hastalıklardan biri de OSAS'dır. OSAS'ın en çok gözlendiği aralık uyku evresidir. Solunumda, posterior hava yolunda oluşan tıkanıklık, episodlar halinde meydana gelen apne durumunun oluşmasına neden olur. Bu tıkanıklık genellikle orofarenks ve velofarenks bölgelerinde cereyan eder. OSAS hipertansiyon, iskemik miyokardiyal hastalık ve serebral-vasküler hastalıkların gelişmesindeki en önemli risk faktörlerinden biri olarak kabul edilmektedir [22, 23, 81, 82].

OSAS'ı olan hastalarla sağlıklı bireylerin hava yolları karşılaştırıldığında, anteroposterior yönde anlamlı bir farkın olmadığı belirlenmiş, OSAS olan hastalarda görülen hava yolunun lateral duvarındaki yağlanmanın hava yolu obstrüksiyonuna daha fazla yol açabileceği

rapor edilmiştir [45, 47]. Bu çalışmalar ışığı altında, mandibuler setback operasyonları sonrasında 2B sefalometrik filmlerde herhangi anlamlı bir değişim gözlenmese de, OSAS riski taşıyan lateral duvar kalınlığı fazla olan bireylerde havayolunun kollabe olma oranının daha yüksek olabileceği düşünülebilir.

Li ve ark OSAS'lı hastalarla normal bireylerin hava yollarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, AP yönde anlamlı bir fark olmadığını ancak LAT yönde OSAS hastalarında anlamlı daralma olduğunu rapor etmişlerdir (bkz Şekil 2.9) [45].

Schwab ve ark OSAS'lı bireylerde yaptıkları araştırmada, hava yolunda lateral yönde her 1mm'lik farenks duvarı artışının, havayolu alanında 2.94 mm²lik bir azalma yarattığını; 1mm'lik yağ dokusu artışının ise havayolu alanında 2.76 mm²lik bir azalma yarattığını göstermişlerdir [45].

Bu sonuçlara göre OSAS'lı hastalarla normal bireylerin mevcut AP havayolunda farkın çok fazla olmadığı, OSAS seviyesinin daha çok havayolunun LAT boyutundaki yumuşak doku kalınlaşmalarından etkilendiği kanısına varılmıştır.

Bu nedenle bu çalışmada, OSA riski olmayan sağlıklı bireyleri baz alarak, LAT boyuttaki yumuşak doku farklılıkları çalışma dışında tutulmuş ve sağlıklı hastada ortognatik cerrahi sonrası oluşabilecek negatif etkileri değerlendirmek istenilmiştir. Mandibuler setback operasyonu gereksinimi olan hastalarda AP boyutta havayolunda oluşan anatomik değişimin, hava akışındaki oluşturduğu dinamik etkiler ve sonuçlar incelenmiştir.

Bimaksiller cerrahinin hava yoluna olan pozitif etkileri birçok çalışmada rapor edilmiştir [23, 46]. Sadece alt çenenin geriye alındığı operasyonlar ile oluşabilecek risk faktörleri ortadadır. Bu nedenle bu konuyla ilgili detaylı çalışmaların yapılması da önem kazanmaktadır.

Ortognatik cerrahi yapılan ve özellikle tek çene setback operasyonu geçiren hastalarda operasyon sonrası havayolunda kollapsın oluşması ve apne vakalarının rapor edilmesi, bu konu üzerinde daha çok durulmasına neden olmuştur. Hava akışının yarattığı sistemik etkiler bu nedenle akılda tutulmalıdır.

Birçok araştırmacı mandibuler setback operasyonunun, uyku bozukluğuna yol açan solunum hastalığını tetiklediğini rapor etmiştir [32, 33, 83]. Hochban ise mandibuler setback operasyonları sonrasında farengeal hava yolunda daralma gözlenmesine rağmen, uyku bozukluğuna yol açan solunum hastalığına sebep olacak bir kanıt olmadığını göstermiştir [21].

Park'ın yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre, mandibuler setback operasyonu sonrası posterior hava yolunda anlamlı bir daralma bulunamamıştır. Hava yolunun mevcut olan kapasitesini korumak için, kendiliğinden çevresel olarak değişip gelişebileceği öne sürülmüştür [69].

Saitoh, mandibuler setback yapılan OSA riski bulunmayan sağlıklı hastalarda ilk 3-6 ay içinde havayolu daralması gözlemlemiş, ancak bu daralmanın 2 yıl sonra yumuşak dokunun adaptasyonu ile operasyon öncesi haline geldiğini rapor etmiştir [45].

Hasebe ve ark yaptığı bir çalışmada, mandibulada prognatisi olan 22 hastanın pre-op ve post-op PSG sonuçları gözlemlenmiştir. Mandibulanın ileri seviyede (12.6mm ve 13.7mm) geri alındığı iki hastada apne hipopne indeksinin(AHI'nın) değişmemesine rağmen, ameliyat sonrasında orta düzeyde OSAS geliştiği tespit edilmiştir [84].

Yine birçok araştırma, ileri derecede yapılan mandibuler setback operasyonları sonrası OSAS oluşma riskinin arttığını göstermiştir [82, 83, 85]. Bu nedenle mandibuler setback operasyonlarından sonra OSAS oluşumundan kaçınılması için risklerin göz önünde bulundurulup, ortognatik cerrahinin detaylı bir şekilde planlanmasında fayda vardır.

Klas III profili olan hastaların tedavisinde, eskiden yalnızca mandibuler cerrahi prosedürler uygulanmakta iken, yapılan araştırmalar sonucunda izole iskeletsel mandibuler fazlalığın sadece %20-25 vakada olduğu ortaya çıkmış ve Klas III görünümüne %75 oranda maksiller yetersizliğin neden olduğu saptanmıştır [7].

2002 yılında Busby'nin yaptığı araştırmanın sonuçlarına göre ise, çift çene operasyonlarının oranının %40'a çıktığı, izole mandibuler osteotomi oranının ise %10'a düştüğü, geri kalanların ise sadece maksiller ilerletme ile tedavi edildiği belirtilmiştir [8].

İleri derecede mandibuler prognatisi olan hastalarda, mandibuler setback miktarını azaltmak için maksiller ilerletme ile kombine cerrahi planlanması, hava yolunun daralmasını ve olası hastalıkların ortaya çıkmasını önleyebildiği için önemle tavsiye edilmektedir [23, 71].

Bu çalışmada analizi yapılan modellerde, en fazla çökme oranı, alt çenenin maksimum miktarda, yani 15mm geriye alındığı simülasyon modelinde gözlemlenmiştir. Diğer modellerdeki çökme miktarları ise operasyon ile geri alınma miktarlarına göre orantılı bir şekilde seyretmiştir. En az çökme KL III hastaların modelinde ortaya çıkmıştır. Bu sonuçlara göre, doğal hasta anatomileri ve olası senaryolar gerçekte uyum göstermektedir. Ancak çıkan sayısal değerler biyomekanik olarak anlamlı değildir. Dokusal değişim ve yaratabileceği etkiler açısından daha detaylı çalışmalar yapmak gereklidir.

Hava akış hızının artmasıyla, havanın doku çeperine yaptığı basınç da düşer. Bu çalışmadaki ilk standart modelde gözlenen maksimum akış hızı 1500mm/sn olup, dil kökü çevresinde izlenmiş ve dokuya gelen basınç miktarı da -0.9 Pa olarak belirlenmiştir. KL III modelde maksimum akış hızı 2155mm/sn olup, yine dil kökü çevresinde gözlenmiş ve dokuya gelen basınç miktarı da -0.5 Pa olarak belirlenmiştir. Bu verilere göre KL I normal bireylerin hava yolunun dil kökü çevresinde maruz kaldığı basınç oranı KL III hastaya oranla daha düşük çıkmıştır. Sonuçlar biyomekanik olarak anlamlı değişiklik yaratacak miktarda olmasa da gerçekte korelasyon göstermektedir. Diğer modellerde görülen ufak orantısızlıklar anlamlı miktarlarda bulunmamış ve matematiksel sapmalar olarak değerlendirilmiştir. Yine de sonuçlar, mandibuler setback miktarları göz önünde bulundurulduğunda geri alım miktarı ile doğru orantılı olarak değişmiştir.

Geçen havanın hızı arttıkça çepere gelen basınç azalır, hava yolunun kollabe olma ihtimali arttığı için, modellerde en yüksek hava akış hızı ve en düşük basınç miktarı gözlenen 6. modelde kollaps görülme oranı diğerlerine göre daha fazladır. Ancak sonuçlarda çıkan sayısal değerlerin anlamlı bir çökme yarattığı söylenemez.



7. SONUÇ

Bu çalışmada elde edilmiş olan değerler modelin şekline, kurvatür durumuna, girilen hız değerlerine ve sınır şartlarına göre belirlenmiştir. Yapılacak olan başka çalışmalarda farklı çıkarımlar söz konusu olabilir. Ancak bu çalışmada literatürden alınan ortalama değerler sonucu elde edilen altı modelde her ne kadar biyomekanik anlamda anlamlı değişimler elde edilmese de, sonuçlar gerçekte uyumlu şekilde ve orantılı olmuştur. Sistemin geliştirilmesi ve gelecekte yapılacak simülasyonların gerçeğe daha yakın olması ve anatomik şartları tam olarak yerine getirebilmesiyle daha net sonuçlara ulaşılabilir. Bu çalışma ileride yapılacak olan çalışmalar için temel bir ön bilgi niteliğindedir.





KAYNAKLAR

1. Lye, K.W. (2008). Effect of orthognathic surgery on the posterior airway space (PAS). *Annals Academy of Medicine Singapore*, 37(8), 677-82.
2. Aydemir H. (2009). *Klass III Hastalarda Ortognatik Cerrahi Sonrası Faringeal Hava Yolunun Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1-18.
3. Burzdzius V. (2013). *Effect of Orthognathic Surgery on the Upper Airway System*, Master's Thesis, Tampere University of Technology, Finland, 1-48.
4. Radhakrishnan, H., and Kassinos, S. (2009). CFD modeling of turbulent flow and particle deposition in human lungs. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2867-70.
5. Popat, H., Richmond, S., Marshall, D., and Rosin, P.L. (2012). Three-dimensional assessment of functional change following Class 3 orthognathic correction--a preliminary report. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 40(1), 36-42.
6. Stearns, J.W., Fonseca, R.J., and Saker, M. (2000). Revascularization and healing of orthognathic surgical procedures. In R.J. Fonseca, N.J. Betts, T.A. Turvey(Eds). *Oral and Maxillofacial Surgery Volume 2*. Philadelphia: Saunders, pp 151-168.
7. Rosen, H.M. (1988). Lip-nasal aesthetics following Le Fort I osteotomy. *Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 81(2), 171-82.
8. Turnbull, N.R., and Battagel, J.M. (2000). The effects of orthognathic surgery on pharyngeal airway dimensions and quality of sleep. *Journal of Orthodontics*, 27(3), 235-47.
9. Hernandez-Alfaro, F., Guijarro-Martinez, R., and Mareque-Bueno, J. (2011). Effect of mono- and bimaxillary advancement on pharyngeal airway volume: cone-beam computed tomography evaluation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(11), 395-400.
10. Kobayashi, T., Ueda, K., Honma, K., Sasakura, H., Hanada, K., and Nakajima, T. (1990). Three-dimensional analysis of facial morphology before and after orthognathic surgery, *Journal of Cranio-maxillofacial Surgery*, 18(2), 68-73.
11. Day, C.J., and Robert, T. (2006). Three-dimensional assessment of the facial soft tissue changes that occur postoperatively in orthognathic patients. *World Journal of Orthodontics*, 7(1), 15-26.
12. Chou, J.I., Fong, H.J., Kuang, S.H., Gi, L.Y., Hwang, FY., Lai, Y.C., Chang, R.C., and Kao, S.Y. (2005). A retrospective analysis of the stability and relapse of soft and hard tissue change after bilateral sagittal split osteotomy for mandibular setback of 64 Taiwanese patients. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(3), 355-61.

13. Chew, M.T. (2005). Soft and hard tissue changes after bimaxillary surgery in Chinese Class III patients. *The Angle Orthodontist*, 75(6), 959-63.
14. Koh, C.H., and Chew, M.T. (2004). Predictability of soft tissue profile changes following bimaxillary surgery in skeletal class III Chinese patients. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62(12), 1505-9.
15. Robinson, S.W., Speidel, T.M., Isaacson, R.J., and Worms, F.W. (1972). Soft tissue profile change produced by reduction of mandibular prognathism. *The Angle Orthodontist*, 42(3), 227-35.
16. Lew, K.K., Loh, F.C., Yeo, J.F., and Loh, H.S. (1990). Evaluation of soft tissue profile following intraoral ramus osteotomy in Chinese adults with mandibular prognathism. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*, 5(3), 189-97.
17. Jensen, A.C., Sinclair, P.M., and Wolford, L.M. (1992). Soft tissue changes associated with double jaw surgery. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(3), 266-75.
18. Wenzel, A., Williams, S., and Ritzau, M. (1989). Changes in head posture and nasopharyngeal airway following surgical correction of mandibular prognathism. *European Journal of Orthodontics*, 11(1), 37-42.
19. Wenzel, A., Williams, S., and Ritzau, M. (1989). Relationships of changes in craniofacial morphology, head posture, and nasopharyngeal airway size following mandibular osteotomy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96(2), 138-43.
20. Greco, J.M., Froberg, U., and Van Sickels, J.E. (1990). Cephalometric analysis of long-term airway space changes with maxillary osteotomies. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology*, 70(5), 552-4.
21. Hochban, W., Schürmann, R., Brandenburg, U., and Conradt, R. (1996). Mandibular setback for surgical correction of mandibular hyperplasia--does it provoke sleep-related breathing disorders?. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 25(5), 333-8.
22. Kawamata, A., Fujishita, M., Arijji, Y., and Arijji, E. (2000). Three-dimensional computed tomographic evaluation of morphologic airway changes after mandibular setback osteotomy for prognathism. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology*, 89(3), 278-87.
23. Degerliyurt, K., Ueki, K., Hashiba, Y., Marukawa, K., Nakagawa, K., and Yamamoto, E. (2008). A comparative CT evaluation of pharyngeal airway changes in class III patients receiving bimaxillary surgery or mandibular setback surgery. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology*, 105(4), 495-502.

24. Eggensperger, N., Smolka, W., and Lizuka, T. (2005). Long-term changes of hyoid bone position and pharyngeal airway size following mandibular setback by sagittal split ramus osteotomy. *Journal of Cranio-maxillofacial Surgery*, 33(2), 111-7.
25. Kawakami, M., Yamamoto, K., Fujimoto, M., Ohgi, K., Inoue, M., and Kirita, T. (2005). Changes in tongue and hyoid positions, and posterior airway space following mandibular setback surgery. *Journal of Cranio-maxillofacial Surgery*, 33(2), 107-10.
26. Marsan, G., Vasfi Kuvat, S., Oztas, E., Cura, N., Süsal, Z., and Emekli, U. (2009). Oropharyngeal airway changes following bimaxillary surgery in Class III female adult. *Journal of Cranio-maxillofacial Surgery*, 37(2), 69-73.
27. Hong, J.S., Park, Y.H., Kim, Y.J., Hong, S.M., and Oh, K.M. (2011). Three-dimensional changes in pharyngeal airway in skeletal class III patients undergoing orthognathic surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(11), 401-8.
28. Guijarro-Martinez, R., and Swennen, G.R. (2011). Cone-beam computerized tomography imaging and analysis of the upper airway: a systematic review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(11), 1227-37.
29. Jakobsone, G., Stenvik, A., and Espeland, L. (2011). The effect of maxillary advancement and impaction on the upper airway after bimaxillary surgery to correct Class III malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4), 369-76.
30. Becker, O.E., Avelar, R.L., Göelzer, J.G., Dolzan, Ado N., Haas, OL.Jr., De Oliveira, R.B. (2012). Pharyngeal airway changes in Class III patients treated with double jaw orthognathic surgery--maxillary advancement and mandibular setback. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70(11), 639-47.
31. Huynh, J.M. (2009). *Pharyngeal airflow analysis in obstructive sleep apnea patients pre- and post-maxillomandibular advancement surgery*, Master of Science in Dentistry, Saint Louis University. MO, USA, 1-83.
32. Demetriades, N., Chang, D.J., Laskarides, C., and Papageorge, M. (2010). Effects of mandibular repositioning, with or without maxillary advancement, on the oro-naso-pharyngeal airway and development of sleep-related breathing disorders. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(10), 2431-6.
33. Riley, R.W., Powell, N.B., Guilleminault, C., and Ware, W. (1987). Obstructive sleep apnea syndrome following surgery for mandibular prognathism. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 45(5), 450-2.
34. Proffit, W.R., and Phillips, C. (2003). Physiologic responses to treatment and post surgical stability. In: W.R. Proffit, R.P.Jr. White, D.M. Sarver. *Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity*. St. Louis: Mosby, pp 646-676.

35. Türkoğlu K. (2011). *Sınıf III Hastalarda Ortognatik Cerrahi Sonrası Sert ve Yumuşak Doku Değişikliklerinin Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1-18.
36. Lupori, J.P., Kewitt, G.F., and Van Sickels, J.E. (2000). Bilateral sagittal split osteotomy advancement and setback. In: R.J. Fonseca, N.J. Betts, T.A. Turvey (Eds). *Oral and Maxillofacial Surgery Volume 2*. Philadelphia: Saunders, pp 297-310.
37. İnternet: Mango, S.E. The C. elegans pharynx: a model for organogenesis. URL:http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.wormbook.org%2Fchapters%2Fwww_organinformation%2Forganinformation.html&date=2015-09-17, Son Erişim Tarihi: 17.09.2015.
38. Ceylan, I., and Oktay, H. (1995). A study on the pharyngeal size in different skeletal patterns. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(1), 69-75.
39. Bear, S.E., and Priest, J.H. (1980). Sleep apnea syndrome: correction with surgical advancement of the mandible. *Journal of Oral Surgery*, 38(7), 543-9.
40. Kuo, P.C., West, R.A., Bloomquist, D.S., and McNeil, R.W. (1979). The effect of mandibular osteotomy in three patients with hypersomnia sleep apnea. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology*, 48(5), 385-92.
41. Hoffstein, V., and Wright, S. (1991). Improvement in upper airway structure and function in a snoring patient following orthognathic surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 49(6), 656-8.
42. Riley, R.W., Powell, N.B., Guilleminault, C., and Nino-Murcia, G. (1986). Maxillary, mandibular, and hyoid advancement: an alternative to tracheostomy in obstructive sleep apnea syndrome. *Journal of Otolaryngology Head and Neck Surgery*, 94(5), 584-8.
43. Chen, F., Terada, K., Hanada, K., and Saito, I. (2005). Predicting the pharyngeal airway space after mandibular setback surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(10), 1509-14.
44. Xu C. (2005). *Computational Mechanics Models for Studying the Pathogenesis of Obstructive Sleep Apnea (OSA)*, Ph.D Thesis, Drexel University, Philadelphia, 1-60.
45. Arman M.S. (2008). *Three Dimensional Changes in Pharyngeal Airways of Patients with Skeletal Class III Malocclusion After Mandibuler Setback Surgery*, Doktora Tezi, Istanbul University Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 1-45.
46. Gokce, S.M., Gorgulu, S., Gokce H.S., Bengi, A.O., Karacayli U., and Ors, F. (2014). Evaluation of pharyngeal airway space changes after bimaxillary orthognathic surgery with a 3-dimensional simulation and modeling program. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 146(4), 477-92.

47. Kokturk, O.(1998). Obstrüktif Uyku Apne Sendromu Fizyopatolojisi. *Tüberküloz ve Toraks Dergisi*, 46(3), 288-300.
48. Kokturk, O. (2002). Obstrüktif Uyku Apne Sendromu İlişkili Hastalıklar ve Ayırıcı Tanı. *Tüberküloz ve Toraks Dergisi*, 50(1), 104-118.
49. Muto, T., Yamazaki, A., and Takeda, S. (2008). A cephalometric evaluation of the pharyngeal airway space in patients with mandibular retrognathia and prognathia, and normal subjects. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37(3), 228-31.
50. Muto, T., Yamazaki, A., Takeda, S., Kawakami, J., Tsuji, Y., Shibata, T., and Mizoguchi, I. (2006). Relationship between the pharyngeal airway space and craniofacial morphology, taking into account head posture. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 35(2), 132-6.
51. Doorly, D.J., Taylor, D.J., and Schroter, R.C. (2008). Mechanics of airflow in the human nasal airways. *Journal of Respiratory Physiology and Neurobiology*, 163(1-3), 100-10.
52. Cheng, G.C., Koomullil, R.P., Ito, Y., Shih, A.M., Sittitavornwong, S., and Waite, P.D. (2014). Assessment of Surgical Effects on Patients with Obstructive Sleep Apnea Syndrome Using Computational Fluid Dynamics Simulations. *Journal of Mathematics and Computational Simulations*, 106, 44-59.
53. İnternet: Yavuz, T. (September, 2015). Web: http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.baskent.edu.tr%2F%7Etyavuz%2FDENEY-FOYU%2FMAK_307_Deney_3.doc. adresinden 17 Eylül 2015 tarihinde alınmıştır.
54. Holsbeke C.V. (2009). *Numerical modeling of patient-specific airways*, Master's Thesis, Department of Mechanics, Ghent University, Belgium, 43-93.
55. İnternet: Encyclopedia, T.F. *Navier–Stokes equations*. 2015, June 4; Available from: URL:https://en.wikipedia.org/wiki/Navier%E2%80%93Stokes_equations, Son Erişim Tarihi: 17.09.2015.
56. De Backer, J.W., Vos, W.G., Verhulst, S.L., and De Backer, W. (2008). Novel imaging techniques using computer methods for the evaluation of the upper airway in patients with sleep-disordered breathing: a comprehensive review. *Journal of Sleep Medicine Reviews*, 12(6), 437-47.
57. Zikanov, O.(2011). *Essential Computational Fluid Dynamics*, New Jersey: Published by John Wiley and Sons, 1-310.
58. Grau, V., Alcañiz, M., Knoll, C., Juan, M.C., and Monserrat, C. (2000). Multiresolution segmentation of three-dimensional medical images using mathematical morphology techniques. *Studies in Health Technology and Informatics*, 70, 110-2.

59. Özkurt A. (2001). *Three Dimensional Medical Visualization for Surgical Operations*, Doctorate Thesis, in The Graduate School of Natural and Applied Science, Dokuz Eylül University, İzmir, 1-54.
60. Grauer, D., Cevdanes, L.S., Styner, M.A., Ackerman, J.L., and Proffit, W.R. (2009). Pharyngeal airway volume and shape from cone-beam computed tomography: relationship to facial morphology. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(6), 805-14.
61. Celenk, M., Farrell, M.L., Eren, H., Kumar, K., Singh, G.D., and Lozanoff, S. (2010). Upper airway detection and visualization from cone beam image slices. *Journal of Xray and Science Technology*, 18(2), 121-35.
62. Tortop K. (2013). *Computational Fluid Dynamic Analysis Of Axial-Flow Left-Ventricular Assist Device*, Master Thesis, Bahcesehir University, Istanbul, 1-124.
63. Adigüzel, Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Diş Hekimliği Dergisi*, 11(1), 18-23.
64. Huang, R., Li, X., and Rong, Q. (2013). Control mechanism for the upper airway collapse in patients with obstructive sleep apnea syndrome: a finite element study. *Science China Life Sciences*, 56(4), 366-72.
65. Zhu, J.H., Lee, H.P., Lim, K.M., Lee, S.J., Teo, L.S., and Wang, de Y. (2012). Passive movement of human soft palate during respiration: A simulation of 3D fluid/structure interaction. *Journal of Biomechanics*, 45(11), 1992-2000.
66. Partinen, M., Guilleminault, C., Quera-Salva, M.A., and Jamieson, A. (1988). Obstructive sleep apnea and cephalometric roentgenograms. The role of anatomic upper airway abnormalities in the definition of abnormal breathing during sleep. *Chest Journal*, 93(6), 1199-205.
67. Aboudara, C., Nielsen, I., Huang, J.C., Maki, K., Miller, A.J., and Hatcher, D. (2009). Comparison of airway space with conventional lateral headfilms and 3-dimensional reconstruction from cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(4), 468-79.
68. von Hagens, G., Tiedemann, K. and Kriz, W. (1987). The current potential of plastination. *Anatomy and Embryology*. In T. Kenny Fountain, *Rhetoric in the Flesh*. Berlin, 175(4), pp 411-21.
69. Park, S.B., Kim, Y.I., Son, W.S., Hwang, D.S., and Cho, B.H. (2012). Cone-beam computed tomography evaluation of short- and long-term airway change and stability after orthognathic surgery in patients with Class III skeletal deformities: bimaxillary surgery and mandibular setback surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(1), 87-93.

70. Fernandez-Ferrer, L., Montiel-Company, J. M., Pinho, T., Almerich-Silla, J. M., Bellot-Arcis, C.
(2015). Effects of mandibular setback surgery on upper airway dimensions and their influence on obstructive sleep apnoea - a systematic review. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43(2), 248-53.
71. Uesugi, T., Kobayashi, T., Hasebe, D., Tanaka, R., Ike, M., and Saito, C. (2014). Effects of orthognathic surgery on pharyngeal airway and respiratory function during sleep in patients with mandibular prognathism. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(9), 1082-90.
72. Chen, F., Terada, K., Hua, Y., and Saito, I. (2007). Effects of bimaxillary surgery and mandibular setback surgery on pharyngeal airway measurements in patients with Class III skeletal deformities. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(3), 372-7.
73. Muto, T., Takeda, S., Kanazawa, M., Yamazaki, A., Fujiwara, Y., and Mizoguchi, I. (2002). The effect of head posture on the pharyngeal airway space (PAS). *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 31(6), 579-83.
74. Jakobsone, G., Neimane, L., Krumina, G. (2010). Two- and three-dimensional evaluation of the upper airway after bimaxillary correction of Class III malocclusion. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, 110(2), 234-42.
75. Chouly, F., Hirtum, A., Lagrée, P.Y., Paoli, J.R., Pelorson, X., and Payan, Y. (2006). Simulation of the retroglossal fluid-structure interaction during obstructive sleep apnea. *Lecture Notes in Computer Science*, 4072, 48-57.
76. Zhao, M., Barber, T., Cistulli, P.A., Sutherland, K., and Rosengarten, G. (2013). Simulation of upper airway occlusion without and with mandibular advancement in obstructive sleep apnea using fluid-structure interaction. *Journal of Biomechanics*, 46(15), 2586-92.
77. Cheng, S., Gandevia, S.C., Green, M., Sinkus, R., and Bilston, L.E. (2011). Viscoelastic properties of the tongue and soft palate using MR elastography. *Journal of Biomechanics*, 44(3), 450-4.
78. Wang, Y., and Elghobashi, S. (2014). On locating the obstruction in the upper airway via numerical simulation. *Journal of Respiratory Physiology and Neurobiology*, 193, 1-10.
79. Mylavarapu, G., Murugappan, S., Mihaescu, M., Kalra, M., Khosla, S., and Gutmark, E. (2009). Validation of computational fluid dynamics methodology used for human upper airway flow simulations. *Journal of Biomechanics*, 42(10), 1553-9.
80. Jeong, S.J., Kim, W.S., and Sung, S.J. (2007). Numerical investigation on the flow characteristics and aerodynamic force of the upper airway of patient with

obstructive sleep apnea using computational fluid dynamics. *Medical Engineering and Physics*, 29(6), 637-51.

81. Ishiguro, K., Kobayashi, T., Kitamura, N., and Saito, C. (2009). Relationship between severity of sleep-disordered breathing and craniofacial morphology in Japanese male patients. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology*, 107(3), 343-9.
82. Ohdaira, F., Nakamura, K., Nakayama, H., Satoh, M., Ohdaira, T., Nakamata, M., Kohno, M., Iwashima, A., Onda, A., Kobayashi, Y., Fujimori, K., Kiguchi, T., Izumi, S., Kobayashi, T., Shinoda, H., Takahashi, S., Gejyo, F., and Yamamoto, M. (2007). Demographic characteristics of 3,659 Japanese patients with obstructive sleep apnea-hypopnea syndrome diagnosed by full polysomnography: associations with apnea-hypopnea index. *Sleep Breath*, 11(2), 93-101.
83. Kobayashi, T., Funayama, A., Hasebe, D., Kato, Y., Yoshizawa, M., and Saito, C. (2013). Changes in overnight arterial oxygen saturation after mandibular setback. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 51(4), 312-8.
84. Hasebe, D., Kobayashi, T., Hasegawa, M., Iwamoto, T., Kato, K., Izumi, N., Takata, Y., and Saito, C. (2011). Changes in oropharyngeal airway and respiratory function during sleep after orthognathic surgery in patients with mandibular prognathism. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 40(6), 584-92.
85. Enciso, R., Nguyen, M., Shigeta, Y., Ogawa, T., and Clark, G.T. (2010). Comparison of cone-beam CT parameters and sleep questionnaires in sleep apnea patients and control subjects. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology*, 109(2), 285-93.

ÖZGEÇMİŞ**Kişisel Bilgiler**

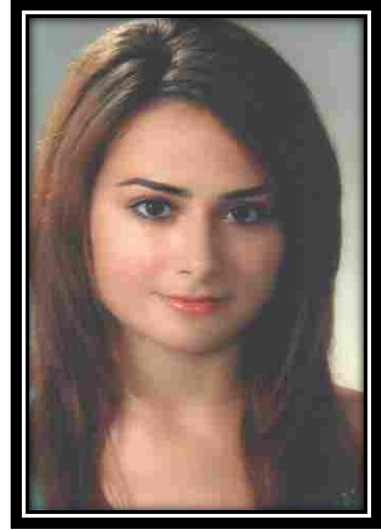
Soyadı, adı : KARAN, Nazife Begüm

Uyruğu : TC

Doğum tarihi ve yeri : 18/02/1985 Ankara

Telefon : 0312 483 89 68

E-posta : begumkaran@hotmail.com



Eğitim Derecesi	Okul/ Program	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	Gazi Üniv/ Ağız,Diş ve Çene Cerrahisi A.B.D.	Devam ediyor
Lisans	Ankara Üniv/ Diş Hekimliği Fakültesi	2007
Lise	Hacı Ömer Tarman Anadolu Lisesi	2002

Yabancı Dili

İngilizce



GAZİ GELECEKTİR..