

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN BURUN BOŞLUĞUNDAKİ HAVA AKIŞININ İNCELENMESİ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Müh. Berk ZALOĞLU**

Anabilim Dalı: DİSİPLİNLERARASI

Programı: UÇAK VE UZAY MÜHENDİSLİĞİ

OCAK 2008

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN BURUN BOŞLUĞUNDAKİ HAVA AKIŞININ İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Berk ZALOĞLU

511041034

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 24 Aralık 2007

Tezin Savunulduğu Tarih : 30 Ocak 2008

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Fırat Oğuz EDİS

Diğer Jüri Üyeleri : Doç. Dr. Okşan N.L. ÇETİNER YILDIRIM

Prof. Dr. İ. Bedii ÖZDEMİR

OCAK 2008

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	iv
ŞEKİL LİSTESİ	v
SEMBOL LİSTESİ	vii
İNSAN BURUN BOŞLUĞUNDAKİ HAVA AKIŞININ İNCELENMESİ	viii
ÖZET	viii
SUMMARY	ix
1. GİRİŞ	1
2. NAZAL ANATOMİ VE HAVA AKIŞI	2
2.1. Nazal Anatomi	2
2.2. Nazal Hava Akışı	5
2.2.1. Rinomanometri	7
2.2.2. Bilateral Nazal Kanül ve Basınç Duyargacı	8
2.2.3. Ölçekli Modelleme	9
2.2.4. Hesaplamalı Yöntemler	10
3. HESAPLAMALI YÖNTEMLERLE AKIŞIN İNCELENMESİ	11
3.1 Bilgisayarlı Tomografi Görüntülemesi	11
3.2 Üç Boyutlu Geometrinin Oluşturulması	12
3.3 Ağın Yapılandırılması	14
3.4 Problem Kurulumu	15
4. ÖLÇEKLİ MODELLE AKIŞIN İNCELENMESİ	16
4.1 Modelin Hazırlanması	16
4.2 Deney Düzeneginin Oluşturulması	17
4.2.1 Pompa ve Tesisat Sistemi	17
4.2.2 Kırılma İndisinin Eşitlenmesi	19
4.2.3 PIV Sistemi	20
4.3 Deney Kurulumu	21
4.3.1 Debinin Hesaplanması	21
4.3.2 PIV Sisteminin Kurulumu	22
5.1 Frekansın Hesaplanması	23
6. SONUÇ	25
6.1 Hesaplamalı Yöntemlerden Alınan Sonuçlar	25
6.2 Ölçekli Deney Modelinden Alınan Sonuçlar	28
6.2.1 Daimi Akışta Alınan Sonuçlar	28
6.2.2 Daimi-Olmayan Akışta Alınan Sonuçlar	31
6.3 Tartışma	32
7. DEĞERLENDİRME	33

KAYNAKLAR

34

ÖZGEÇMİŞ

36

KISALTMALAR

BT	: Bilgisayarlı Destekli Tomografi
CFD	: Computational Fluid Dynamics (Hesaplamalı Akışkanlar Mekanığı)
VI	: LabVIEW Virtual Instrument (Sanal Aygıt)
PIV	: Particle Image Velocimetry (Parçacık Görüntüsüyle Hız Ölçümleme)

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1 : Burun kanalının koronal kesiti.....	2
Şekil 2.2 : Sol burun kavitesinin sagittal görüntüsü.....	3
Şekil 2.3 : Sol burun kanalı boyunca koronal kesitler [22].....	3
Şekil 2.4 : Sağ burun kanalı ve diğer kraniyel kaviteler [6].....	4
Şekil 2.5 : Dinlenme halinde burun deliğinin 5mm önünden alınan hız ölçümleri [6].....	6
Şekil 2.6 : Rinomanometrik eğriler (Debi (cm ³ /s), Basınç farkı (Pa)) [6]..	7
Şekil 2.7 : Anterior rinomanometri (aksiyal kesit) [6].....	7
Şekil 2.8 : Sol panel zamana göre debi ve basınç eğrileri, Sağ panel debi-basınç eğrisi ve sağ-sol burun kanalı arasındaki basınç farkı eğrisi [15].....	9
Şekil 3.1 : Kafatasının sagittal görünümü ve görüntülenen koronal kesitlerin konumları [22].....	11
Şekil 3.2 : Koronal kesitlerin görüntüleri [22].....	12
Şekil 3.3 : Sol burun kanalının izometrik görüntüsü [22].....	12
Şekil 3.4 : Sol burun kanalının etiketlenmiş kesitleri.....	13
Şekil 3.5 : Elde edilen burun boşluğu geometrisinin (A) ön, (B) arka, (C) sağ ve (D) sol taraftan görünüşü [22].....	13
Şekil 3.6 : Burun geometrisinde giriş ve çıkış bölgelerinin işaretlenmesi [22].....	14
Şekil 3.7 : Burun boşluğunun sonlu hacim ağı [22].....	14
Şekil 4.1 : Hızlı Prototipleme Yöntemiyle Oluşturulan Katı Model.....	16
Şekil 4.2 : Kalıp Silikonunun Dökümü.....	17
Şekil 4.3 : Servo Motor Kontrolü için LabVIEW’de yazılan VI.....	18
Şekil 4.4 : Pompa ve Tesisatın Bağlanması.....	19
Şekil 4.5 : Kırılma İndisinin Eşitlenmesi [21].....	19
Şekil 4.6 : Gliserin-Su Karışımıyla Dolu Silikon Model.....	20
Şekil 4.7 : PIV Sisteminin Yerleşimi.....	21
Şekil 4.8 : Kalibrasyonlar Sonundaki PIV Görüş Alanı.....	22
Şekil 5.1 : Deneysel verilere göre zamana göre basınç farkı eğrisi ve bu verilere uydurulan Fourier serisi [22].....	23
Şekil 5.2 : Deneyde kullanılan debi zaman eğrisi.....	24
Şekil 6.1 : Burun kanalının hidrolik çapının z-ekseni boyunca değişimi [22].....	25
Şekil 6.2 : Burun kanalının koronal kesit alanının z-ekseni boyunca değişimi [22].....	26
Şekil 6.3 : Burun kanalındaki hızların değişimi [22].....	26
Şekil 6.4 : Koronal kesitlerdeki hız vektörleri (m/s) [22].....	27
Şekil 6.5 : Koronal kesitlerdeki eş-basınç eğrileri (Pa) [22].....	27
Şekil 6.6 : Burun kanalı boyunca Reynolds sayısının değişimi [22].....	28
Şekil 6.7 : Deneyde kullanılan sagittal kesitin izometrik görüntüsü.....	29

Şekil 6.8 : Daimi akışta vektör alanı.....	29
Şekil 6.9 : Daimi akıştaki girdap örtüsü (Hz).....	30
Şekil 6.10 : Hız Vektörleri ve Toplam Hız Eş-eğrileri.....	30
Şekil 6.11 : Daimi-olmayan akışta toplam hız eş-eğrileri (m/s).....	31
Şekil 6.12 : Daimi-olmayan akışta girdap frekansı eş-eğrileri (Hz).....	32

SEMBOL LİSTESİ

f_H	: Hava debisi frekansı
f_K	: Karışım debisi frekansı
l_H	: Hava geçen modelin boyu
l_K	: Karışım geçen modelin boyu
V_H	: Hava hızı
V_K	: Karışım hızı
Q_H	: Hava debisi
Q_K	: Karışım debisi
Q_V	: Debi
U_V	: Hız
u_i, u_j	: Hız bileşenleri
μ	: Dinamik Vizkozite
ν	: Kinematik Vizkozite
R	: Nazal direnç katsayısı
O	: Nazal engel katsayısı
K	: Basınç kayıp katsayısı
Re	: Reynolds sayısı
St	: Strouhal sayısı
p	: Basınç
ρ	: Yoğunluk

İNSAN BURUN BOŞLUĞUNDAKİ HAVA AKIŞININ İNCELENMESİ

ÖZET

Burun boşluğundaki hava akışı 50 seneyi aşkın süredir üzerinde çalışılan bir konudur. Ancak burun boşluğunun boyutlarının ufak oluşu, geometrinin zamanla büyük değişiklikler göstermesi, vücudun izlenmesi zor bir bölgesinde olması ve karmaşık geometrisi, bu organdaki hava akışının başarıyla incelenmesinde engel oluşturmuştur. Gelişen teknolojiyle beraber hem deneysel hem de hesaplamalı yöntemlerle bu konuda önemli ilerlemeler kaydedilmektedir.

Bu çalışmada bilgisayar destekli tomografi sayesinde sağlıklı bir erkeğin kafatasından 2 mm arayla koronal görüntü kesitleri alınmıştır. Bu kesitlerden yola çıkarak sol burun boşluğunun 3-boyutlu sayısal modeli yaratılmıştır. Modelin çıkışına (nazofarenks), girişe göre (nostril) sabit 50 Pa'lık basınç farkı uygulanarak nefes alma anındaki daimi akım oluşturulmuştur. Diğer çalışmalarda olduğu gibi düşük debiler için laminer akış kabulü yapılmıştır. Hızlar çok düşük olduğu için akım sıkıştırılmaz kabul edilmiştir. Geometri üzerinde sayısal ağ oluşturulmuş ve bu ağda, sıkıştırılmaz viskoz akışı idare eden Navier-Stokes ve süreklilik denklemleri hesaplamalı yöntemlerle çözülmüştür. Ortaya çıkan akım çizgileri ve hız dağılımları analiz edilmiştir. Diğer çalışmalarda akım sanki-daimi kabulü yapılarak çözdürülmüştür. Kompleks bir yapıya sahip burun boşluğunda daimi-olmayan akım etkilerinin incelenmesinde yarar vardır. Daimi-olmayan akım etkilerini görmek için çıkış yüzeyine klinik çalışmalarda elde edilen zamanla değişen sinüsoidal basınç eğrisi empoze edilebilir. Bunun sonucunda modelde nefes alma ve verme sırasında hava moleküllerinin hareketlerini kesintisiz bir şekilde izlemek mümkün olmuştur.

Daimi hal için sonuçlar incelendiğinde maksimum hızın nazal valf civarında 11,5 m/s olarak hesaplanmış olduğu görülür. Reynolds sayısının en yüksek değerinin ise yaklaşık 500 olması, yapılan laminer akış kabulünün doğruluğunu gösterir. Ancak daha yüksek debilerde nazal valf ve nazofarenks civarında türbülans görülmesi olasıdır. Ana burun kanalı boyunca en yüksek hızların orta meatüsde ve sonra da burun tabanında olduğu görülmektedir. Nazal valfin üst kısmında akım hızı sıfıra yakınken, koku alma yarığında 1–2m/s'lik hızlar gözlenir. Akım çizgilerine bakıldığında moleküllerin önce orta meatüsü, sonra da burun tabanını takip ettiği; koku alma yarına giden moleküllerin ise yarığın sonunda bir durma noktası oluşturdukları gözlenir.

Sonraki aşamada, burun boşluğunun 2 katı büyüklüğünde katı modeli yaratılmıştır. Bu modele silikon dökülerek kalıplama yapılmıştır. Elde edilen silikon model içerisinden gliserin-su karışımı geçirilerek PIV ile ölçümlene yapılmıştır. Deneyde, tek bir kesit üzerinde daimi ve daimi olmayan akışta hız ve girdap örtülerine bakılmıştır.

ANALYSIS OF AIR FLOW IN HUMAN NASAL CAVITY

SUMMARY

Nasal airflow has been an area of interest for researchers. Many experimental researches have been conducted on the subject for over 50 years. However, small size and complex geometry of the nasal cavity are the obstacles limiting detailed quantitative information of nasal aerodynamics. Fortunately, these drawbacks have been overcome by developments both computational and experimental methods.

In this study, consecutive coronal images of nasal cavity at 2 mm intervals is taken from a health man with computer aided tomography. From these images a 3 dimensional digital model of the left nasal cavity. In this digital model, 50Pa gauge pressure is imposed to the outlet of the nasal cavity (nasopharynx) to create a steady state air flow. As in other studies, for low flow rates laminar flow is assumed. Because of the low velocity incompressible flow is assumed. A finite volume mesh is generated from the nasal geometry and Navier-Stokes and continuity equations are solved with computational methods. Resulting streamlines and velocity field are analyzed. In other studies the flow is assumed as quasi-steady, but the unsteady flow effect of the complex nasal geometry must be investigated. From clinic researches, the sinusoidal pressure change over time can be induced to the outlet of the model. As a result, the movement of the air at inhaling and exhaling can be observed continuously.

For steady state flow, maximum velocity is observed at the nasal valve as 11,5 m/s. The greatest value of Re number is founded as 500 which validates the assumption of the laminar flow. But at higher flow rates, it is possible to observe turbulence at nasal valve and nasopharynx. At the main nasal corridor, the highest velocities are observed at the middle meatus and the nasal floor. The velocities at the top of the nasal valve are close to zero, in addition the velocities at the olfactory slit is around 1-2m/s. Streamlines mostly crowd middle meatus then the nasal floor, also a stagnation point is observed at the olfactory slit.

For the next sage of the study, a double scaled solid model of the nasal cavity is created. From by using molding a silicone model is created form the solid model. By using glycerol-water mixture PIV measurements are made on the silicone model. On a single cross section, vector fields and vorticities are investigated for steady and unsteady flows.

1. GİRİŞ

Nazal boşluk, solunum sisteminin önemli görevleri yerine getirir. Solunan havayı süzer, ısıtır, nemlendirir ve nefes alma konforunda büyük rol alır. Tüm bu fonksiyonlar aslen nazal koridordaki hava akımına bağlıdır. Hava akımının aerodinamiği incelemek, burun boşluğunun görevlerini nasıl yerine getirdiğini anlamamızı sağlar. Ayrıca nazal aerodinamik, yaygın nefes alma problemlerinin teşhisinde, cerrahi müdahalenin planlanmasında ve konforlu nefes almak için yeni teknolojilerin geliştirilmesinde yardımcı olabilir.

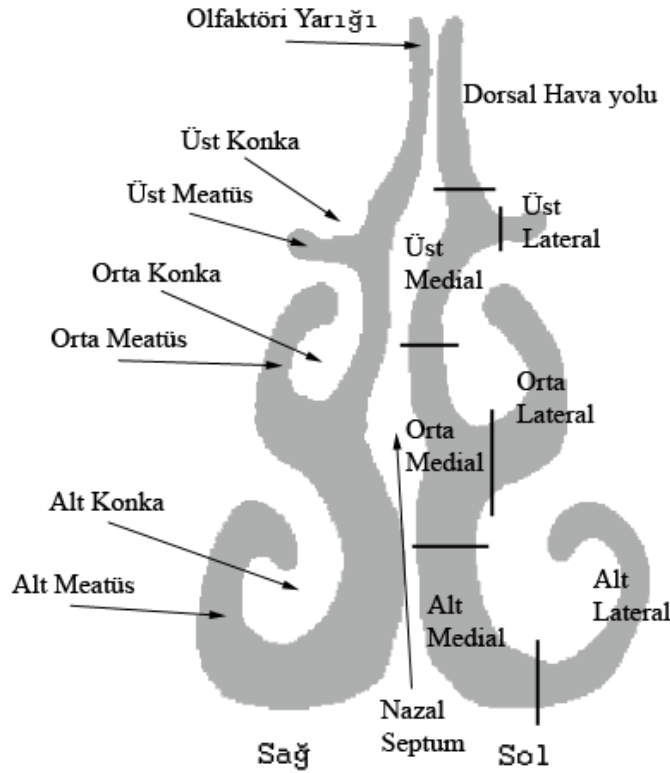
Nazal hava akışı, 50 yılı aşkın süredir ilgi çeken alanlardan biridir (ör. [1], 1983; [2], 1967; [3], 1951). Ancak nazal boşluğun kompleks geometrisi ve boyutlarının küçüklüğü, nazal aerodinamik hakkında detaylı bilgi birikimi elde edilmesine engel oluşturmuştur [4]. Yıllar içerisinde geliştirilen in vivo ve in vitro yöntemler sayesinde bu engellerin çoğu aşılmıştır. Özellikle son 10 yılda bilgisayarların işlem gücündeki artış sayesinde çok daha detaylı ve kompleks modellerin hesaplamalı yöntemlerle çözülmesi mümkün hale gelmiştir. Bunun yanı sıra tıbbi görüntüleme ve klinik izlemedeki gelişmeler, hesaplamalı yöntemler için güvenilir dayanaklar oluşturmuştur. Örneğin bilgisayarlı tomografiyle ve rinomanometrik yöntemlerle elde edilen veriler hava akışının hesaplamalı simülasyonu ve burun boşluğunun ölçekli katı modelinin geliştirilmesi için temel alınabilir

Bu çalışmada burun boşluğunun gerçeğe yakın hesaplamalı bir modelinin yaratılması ve nazal hava akışının aerodinamiğinin incelenmesi amaçlanmıştır. Sağlıklı bir erkeğin burun boşluğunun 3 boyutlu geometrisi, bilgisayarlı tomografi kesitlerinden yararlanılarak oluşturuldu. Bu geometriden geometri kullanılarak burun kanalındaki hava akışı hesaplamalı ve deneysel yöntemler kullanılarak analiz edildi.

2. NAZAL ANOTOMİ VE HAVA AKIŞI

2.1 Nazal Anatomi

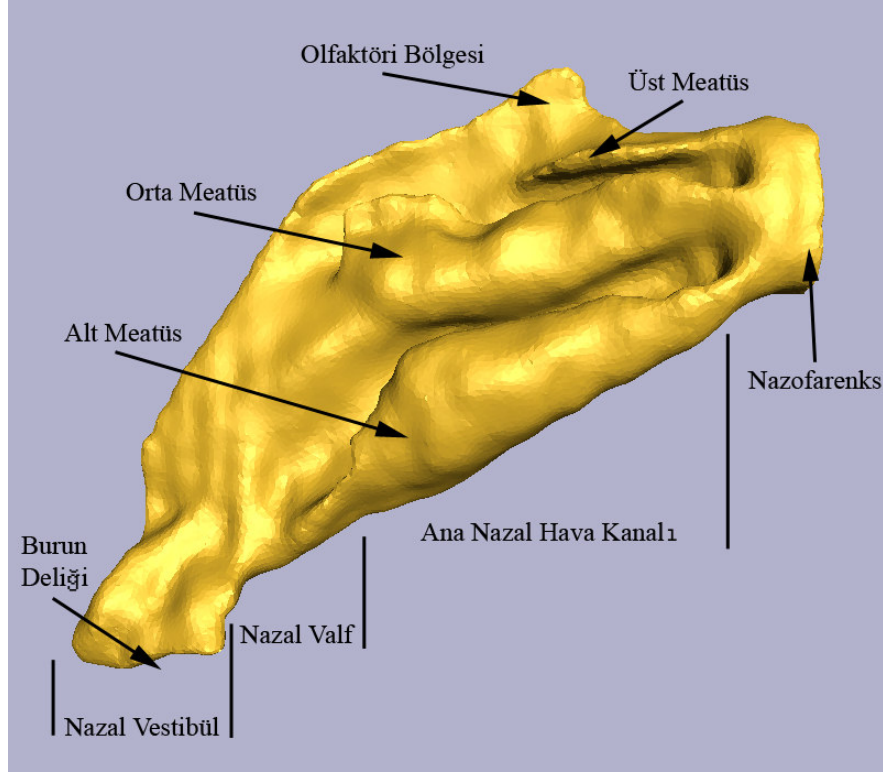
Nazal boşluk karmaşık bir geometriye sahiptir. Boşluğun anterior dörtte üçü, nazal septumla iki enantiomorfik parçaya ayrılır [5] (şekil 2.1). Hava, buruna oval şekilli burun deliklerinden giriş yapar, burada nazal kılar (vibrissae) ve mukus tarafından süzülür. Bu 10µm kalınlığındaki mukus, partikülleri yakalar ve nazal kılların hareketiyle burunun arkasına doğru hareket eder.



Şekil 2.1 : Burun kanalının koronal kesiti

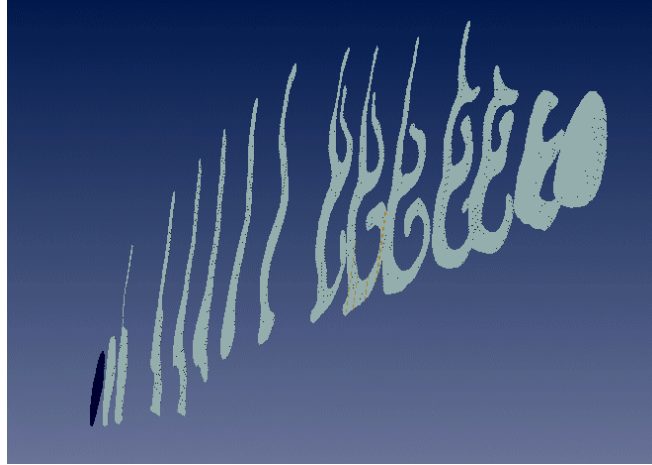
Nazal vestibül, burun ucundan başlayıp yaklaşık 1,5cm ileri uzanan ve burun deliklerinin de içinde bulunduğu Huni şeklinde genişleyen bölgedir (şekil 2.2). Vestibülün hemen arkasında daralan nazal valf bölgesi bulunur. Nazal valfin posterior sınırı, yaklaşık olarak alt konkanın anterior sınırına denk gelir [7]. Bununla birlikte nazal valfin kesin yeri ve oryantasyonu tartışmaya açıktır [8]. Nazal valfte,

hava dar bir yarıktan geçer ve dikeye yaklaşık 90 derecelik bir dönüş yapar. Nazal valften sonraki bölgede burun boşluğunun kesit alanı genişler.



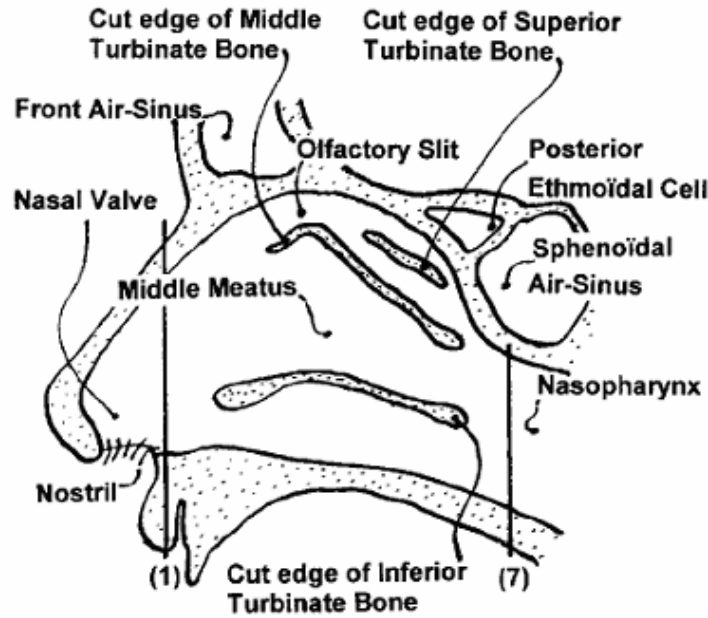
Şekil 2.2 : Sol burun kavitesinin sagital görüntüsü

Nazal valften nazofarenkse kadar yaklaşık 5cm uzanan bu bölgeye ana nazal hava kanalı adı verilir [5]. Burada hava kanalı yaklaşık 1-3mm genişliğindedir ve nazal tavanla taban arasındaki uzaklık yaklaşık 4cm'dir (şekil 2.2). [5]. Nazal koridor boyunca kanalın koronal kesitlerinde büyük şekil değişiklikleri görülür, özellikle ana nazal hava kanalında bükümlü şekiller artar (şekil 2.3).



Şekil 2.3 : Sol burun kanalı boyunca koronal kesitler [22]

Nazal koridorun lateral duvarında alt, orta ve üst konka (türbin) adı verilen üç adet kanat şekilli çıkıntı bulunur (şekil 2.1). Solunan hava, konkalar tarafından yönlendirilir, ısıtılır ve nemlendirilir [6]. Konkalar, ana nazal hava kanalını dikeyde dört farklı bölgeye ayırır; bunlara alt, orta ve üst meatüs ve dorsal hava yolu adı verilir. Bununla birlikte nazal kanalın septuma yakın kısmı medial bölüm, dış nazal sınıra yakın kısım ise lateral bölüm olarak adlandırılır (şekil 2.1) [4]. Dorsal hava yolunun posterior yarısında olfaktöri (koku alma) bölgesi bulunur. Nazal septumla lateral duvar arasında kalan bu yarık şekilli bölge olfaktör epitelyum ile kaplıdır [5]. Şekli itibariyle hava akışı bu bölge tarafından kolayca emilir [4]. Nazal kavitelerin diğer kraniyel kavitelerle de bağlantıları mevcuttur. Bunlar önden arkaya doğru şöyle sıralanabilir; frontal ve maksiller sinüsler, ön etmoid hücreler ve sfenoidal sinüsler (şekil 2.4).



Şekil 2.4 : Sağ burun kanalı ve diğer kraniyel kaviteler [6]

Sağ ve sol nazal koridorlar ancak septumun posterior ucunda birleşirler ve anterior nazofarenksin sınırını oluştururlar. Nazofarenks boyunca nazal kavitenin tavanı sert damak düzlemine 45 derecelik açıyla yükselirken, nazal taban 90 derecelik bir dönüşle aşağıya doğru döner. Hava yolu buradan itibaren kabaca dairesel bir kesitle farenkse doğru aşağı ilerler [4].

Bu belirgin tanımlamalara rağmen, nazal hava kanalı aslında sürekli şekil değiştiren bir yapıdır. Birçok bireyde doku şişmesi nedeniyle burunun bir tarafının belli periyotlarla tıkanıdığı nazal döngüler gözlemlenmiştir [11]. Bu fizyolojik etki,

burunun iki tarafının hava akışı profillerinde dinamik şekilde değişen farklar oluşturur. Bunun yanında septum deviyasyonu ve konka hipertropisi gibi nazal geometri değişimleri de hava akışı engelleyebilir [6].

2.2 Nazal Hava Akışı

Nazal hava akışı, alt solunum sistemindeki kaslar tarafından yaratılan basınç farkı ile yaratılır. Hava debisi ile basınç farkı ilişkisi, nazal hava akışının özelliklerini belirleyen parametredir. Nazofarenksle atmosfer arasında yaratılan 50 Pa'lık hava basıncının oluşturduğu debi 180 cm³/s iken, egzersiz sırasında 400 Pa yükselen basınç farkı yaklaşık 700 cm³/s bir debiye neden olur [6]. Ancak bu değerler kişiden kişiye ve deneğin ölçüm anındaki durumuna göre büyük farklar gösterebilir.

Nazal hava akışının özellikleri, basınç farkıyla debinin fonksiyonu olan katsayılar ile gösterilir. Nazal kavitenin geometrisi, direnç ve engel katsayılarının hesaplanmasında tek başına yeterlidir [6]. Laminer akış kabulüne dayanan nazal direnç “*R*” katsayısı,

$$R = \frac{\Delta p}{Q_v} \quad (2.1)$$

şeklinde hesaplanır [6]. Nazal engel “*O*” katsayısı,

$$O = \frac{\Delta p}{Q_v^2} \quad (2.2)$$

şeklinde ifade edilir. Nazal engel katsayısı “*O*”, hidrolik çap “*D*” ve basınç kaybı katsayısı “*K*”nın fonksiyonudur. Engel katsayısı türbülanslı akımda basınç kaybı katsayısına göre değişim gösterir.

$$K = \frac{\Delta p}{\frac{1}{2} \rho U_v^2} \quad (2.3)$$

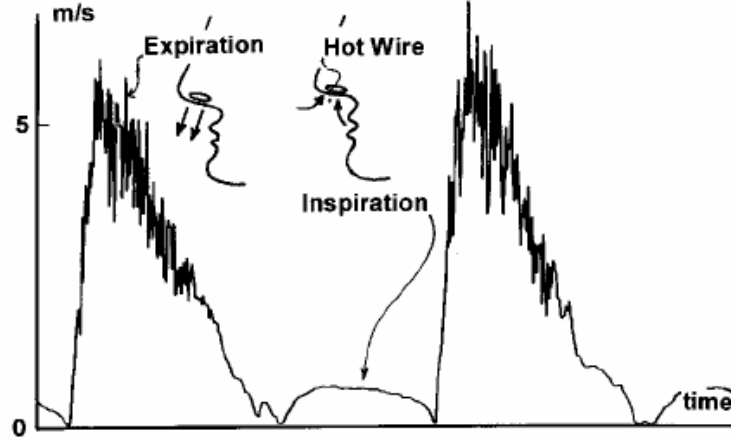
Kaynak [6]'ya göre soluma sırasında kullanılan güç “*P*”,

$$P = \Delta p \cdot Q_v \quad (2.4)$$

şeklinde hesaplanabilir.

Nazal hava akışı, boru içi akıslarda geçiş (transitional) akışı olarak kabul edilebilir [4] [6]. Sıcak tel anemometreisyle yapılan bir çalışmada nefes verme sırasında akışın

türbülanslı olduğu görülmektedir (şekil 2.5), ancak bu çalışma nefes alma için herhangi bir veri sağlanamamıştır [6].



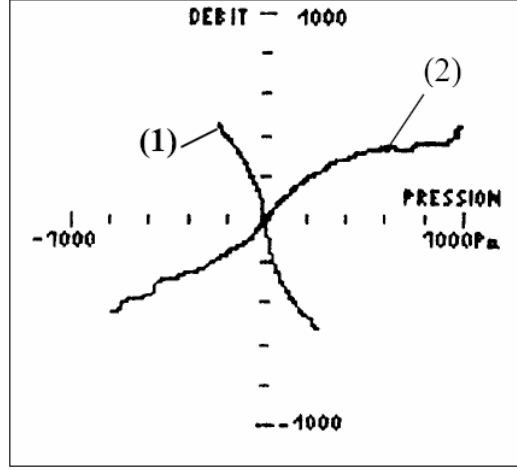
Şekil 2.5 : Dinlenme halinde burun deliğinin 5mm önünden alınan hız ölçümleri [6]

Nazal direncin yarısından fazlası, en dar koronal kesit alanına sahip bölge olan nazal valfde meydana gelmektedir [4]. Nazal valf bölgesindeki ani alan daralması bu bölgedeki hava akışının türbülanslı olmasına neden olur [11]. Nazofarenksle atmosfer arasındaki basınç farkının kritik bir değeri aşması halinde nazal vestibül ve valf bölgesinde çökme meydana gelir ve hava akımı sınırlanır. Bu fenomen, debinin $750 \text{ cm}^3/\text{s}$ üzerine çıktığı zaman gözlemlenir [4]. Ayrıca postur, nefes alma şekli, sıcaklık, nem, enfeksiyon, alerjik iltihap, hormonal durum, tahriş ve ilaçlar nazal dirençte hatırı sayılır değişikliklere neden olur [12] [13] [14]. Bu yüzden ki nazal direncin uzun zaman periyotları boyunca ölçülmesi zordur [15].

Septum deviyasyonu ve nazal polipler gibi anatomik deformasyonlar nazal direnç oluşumundaki diğer önemli etkenlerdir [5]. Bazı hastalar normal nazal dirence sahip olmalarına rağmen nazal kavimelerinde dolgunluk hissi duymuşlardır. Bu durum anormal bir hava akışı modeli ve duvar kayma gerilmesi nedeniyle nazal mukozadaki trigeminal algılayıcıların etkilenmesiyle açıklanabilir [5]. Bir başka açıklama ise anormal hava akışı nedeniyle mukozaya yüzeyindeki aşırı kurumanın tıkanma şeklinde algılanmasıdır [16]. Bununla beraber hava akışı modeli ve nazal direnç koku alma üzerinde önemli etkileri vardır [5].

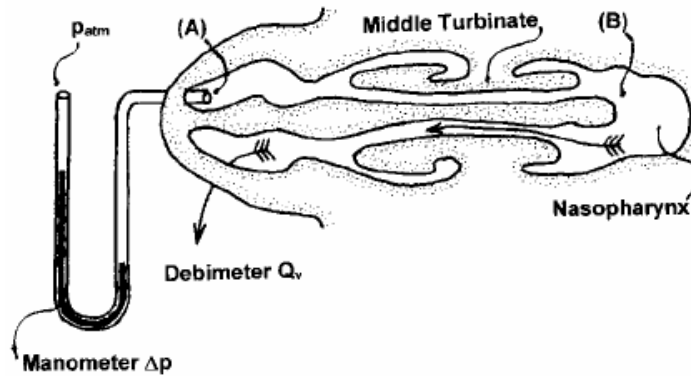
2.2.1 Rinomanometri

Rinomanometri, nazal hava akışının ve nazal direncin incelenmesinde standart metot olarak kabul edilmektedir [13] [17]. Rinomanometri nazal debi ve nazofarenks ile atmosfer arasındaki basınç farkının ölçülmesine dayanır. Sonuçlar genellikle rinomanometrik eğriler ile gösterilir (şekil 2.6). Bu eğriler nazal direncin hesaplanması için ve tıkanıklık teşhisinin konabilmesi için önemli kaynaklardır.



Şekil 2.6 : Rinomanometrik eğriler (Debi (cm³/s), Basınç farkı (Pa)) [6]

Farklı rinomanometri uygulamaları vardır. Bunlardan en yaygın ve hasta için en rahat olanı anterior rinomanometridir. Anterior rinomanometride burun deliklerinden birinden atmosferle nazofarenks arasındaki basınç farkı ölçülür (şekil 2.7). Kapatılan burun kanalı boyunca akış hızı sıfır olduğu için burun deliğinden ölçülen basınç nazofarenksdeki durma basıncına eşittir. Hava akış debisi ise diğer burun deliğinden bir debimetreyle yapılır. Posterior rinomanometri benzer olmakla beraber basınç ölçümü nazofarenksden yapılır. Bu yöntem tahrişe neden olmakla beraber nazal dirençte girişime neden olabilir [13].



Şekil 2.7 : Anterior rinomanometri (aksiyal kesit) [6]

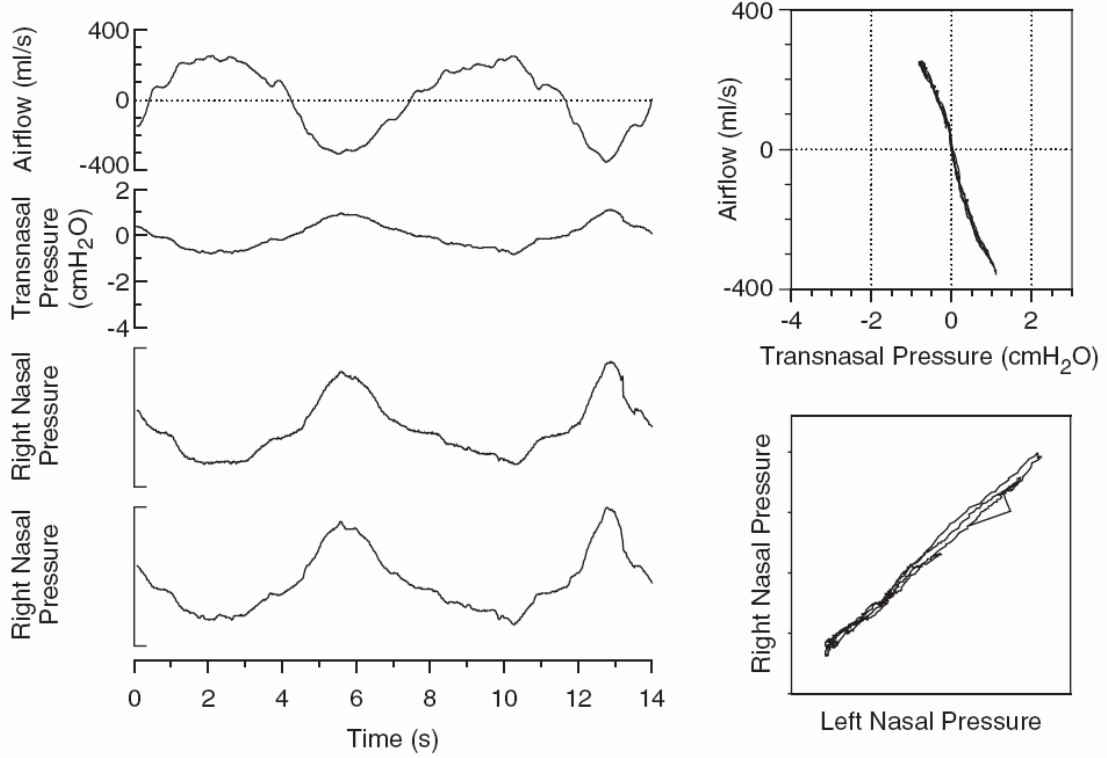
Diğer bir yöntem olan akustik rinometride ise debi-basınç ilişkisi ölçülmez. Bunun yerine nazal kesit alan ve nazal hacim, nazal koridor eksenine boyunca uzaklığa göre ölçülür [18]. Nazal kavitenin boylamsal alan profilleri, $A(x)$ iki mikrofonlu akustik yansıma metoduyla ölçülür [18]. Düzenek iki mikrofon ve bir korna sürücü takılmış dalga tübünden meydana gelmiştir. Tüpün bir ucu, nazal valfde deformasyona izin vermeyecek şekilde burun deliğine bağlı iken diğer ucu bir daimi negatif-basınç üreticisine bağlıdır. Korna sürücü tarafından üretilen ses dalgalarının burun kanalında yansıması iki mikrofon ile elektrik sinyaline çevrilir. Bu sinyallerden farklı uzaklıklar için nazal kesit alanları hesaplanır. Akustik rinometri nazal kavitenin sürekli izlenmesine uygun değildir [19].

2.2.2 Bilateral Nazal Kanül ve Basınç Duyargacı

Zamana bağlı basınç ölçümü yapabilme yeteneğine sahip olan bu yöntem, hastanın aktif katılımını gerektirmez ve nazal dirençteki değişimlerin sürekli takibi için elverişli bir yoldur [15]. Basınç ölçümü için ortasına tıkaç takılarak ayrılmış kanül burun deliklerine yerleştirilir. Küçük çaplı esnek bir kateter burun deliklerinin birinden sokularak ucu nazofarenkse gelinceye kadar ilerletilir. Kateterin diğer ucu, yüz maskının içine göre basınç farkı ölçen bir duyargaca bağlanmıştır. Kateterin tıkanmasını önlemek için bir sabit basınç kaynağı tarafından taraflı hava akımı yaratılır. Kanülde ise bu tip yatkın hava akımı oluşturulmaz. Tüm kabloların üzerine ağız ve burnu kaplayacak şekilde yüz maskesi takılır. Bu maskeye bağlanan bir debi ölçerle hava debisi ölçülür. Bu yöntem sayesinde elde edilen veriler, solumanın daimi-olmayan akışını açıkça gösterir ve rinomanometrik verilerle karşılaştırılabilecek eğriler sağlar (şekil 2.8). Transnazal basınç (2.5) nazofarenksle atmosfer arasındaki basınç farkını gösterir [15].

$$\text{Transnazal Basınç} = \text{Nazofarenjiyal Basınç} - \text{Maske Basıncı} \quad (2.5)$$

Tüm avantajlarının yanı sıra bu yöntem hastayı dengi yöntemler kadar rahatsız etmediğinden uyku sırasında nazal hava akışını izlemede kullanılabilir [15]. Diğer yandan bu yöntem nazal direnç için tek başına mutlak değerler sağlamaz. Rinomanometrik veriler kullanılarak yapılan ön kalibrasyon sayesinde mutlak değerler elde edilebilir [15].



Şekil 2.8 : Sol panel zamana göre debi ve basınç eğrileri, Sağ panel debi-basınç eğrisi ve sağ-sol burun kanalı arasındaki basınç farkı eğrisi [15]

2.2.3 Ölçekli Modelleme

Nazal hava akışının incelenmesindeki diğer bir yaklaşım da burun kanalının ölçekli modellerinin kullanılmasıdır. Böylece in vivo yöntemlerde karşılaşılan küçük boyut problemi çözülür [20]. Modelin dökümü için gerçek burun kanalından kalıp çıkarılması hem mukusun oluşturduğu bölgesel deformasyonlar, hem de modelin küçük boyut dezavantajı nedeniyle uygun değildir. Yapılan bir çalışmada [20], 3 kat büyütülmüş model, manyetik rezonans görüntülerinden yararlanılarak oluşturulmuştur. Akım için hava yerine su, akım çizgilerini görselleştirmek için de boya kullanılmıştır. Basınç dağılımı bulmak için basınçölçerden, sıcaklık değerlerini bulmak içinse sıcak-tel anemometresinden faydalanılmıştır. Burun kanalının ön tarafı (nazal vestibül ve valf) daralma-genişleme lülesi gibi davranmış; dolayısıyla basınç kayıpları, en küçük kesit alanın fonksiyonu haline gelmiştir [20]. Kanalın iç bölgelerinde basınç kayıpları ise boru akışındaki kayıplara benzemiştir [20]. Nazofarekens keskin dönemeçli dairesel boru şeklinde modellenmiştir. Böylece insan burnu, karakteristik nazal boyutların basit bir fonksiyonu halini alabilir [20].

2.2.4 Hesaplamalı Yöntemler

Hesaplamalı yöntemler, nazal akışın incelenmesinde birçok kez kullanılmıştır (Ör. [4], [6]). Ancak geçmişteki çalışmalarda bilgisayarların düşük işlem kapasitesi nedeniyle, modellerde basit tuğla elemanlar ve kaba ağ yapılar kullanılmıştır. Sınır şartları, hız girişi ve basınç çıkışı olarak belirlenmiş, girişe belli bir hız değeri empoze verilmiştir. Akış, dinlenme halinde debiler için daimi kabul edilmiştir. Çalışmaların sonuçları klinik ölçümlerin ve diğer deneysel yöntemlerin sonuçlarına uygun olduğu görülmüştür. Böylece hesaplamalı yöntemlerin bu problem için kullanılabilirliği ispat edilmiştir.

3. HESAPLAMALI YÖNTEMLERLE AKIŞIN İNCELENMESİ

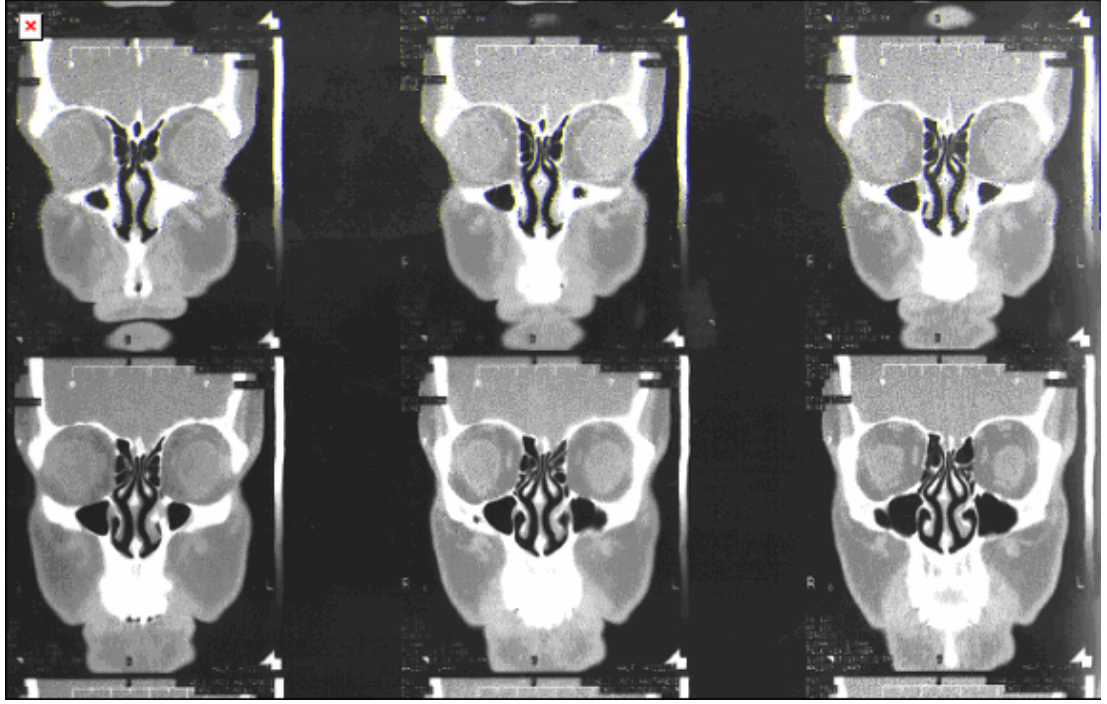
Hesaplamalı yöntemler, insan burun boşluğundaki akışın incelenmesinde daha önce başarılı şekilde kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan hesaplamalı yöntemler ve sonuçları Zaloğlu'nun referans [22]'deki çalışmasından alınmıştır.

3.1 Bilgisayarlı Tomografi Görüntülemesi

Modelin oluşturulması için 35 yaşında erkek bir hastadan alınan BT kesitleri kullanılmıştır. Burun kanalı nazal vestibülden nazofarenkse kadar 2mm arayla alınan 60 adet ardışık kesitle görüntülenmiştir (şekil 3.1 ve 3.2). Görüntüler taranarak sayısallaştırılmış ve bilgisayarda çeşitli işlemlerde geçirilerek temizlenmiştir.



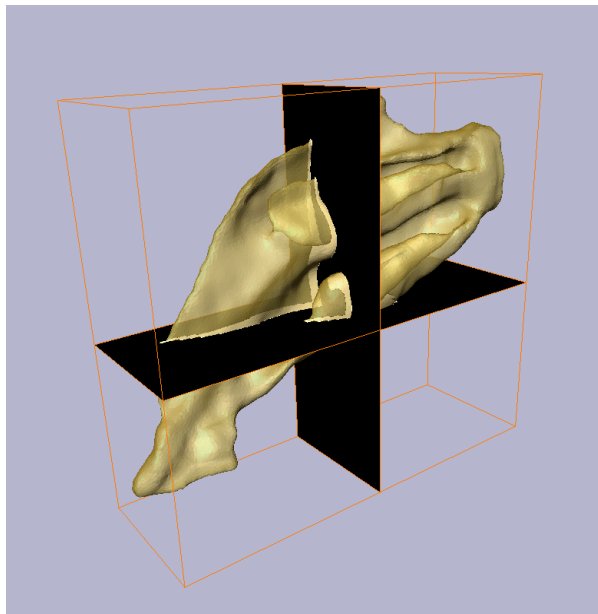
Şekil 3.1 : Kafatasının sagittal görünümü ve görüntülenen koronal kesitlerin konumları [22]



Şekil 3.2 : Koronal kesitlerin görüntüleri [22]

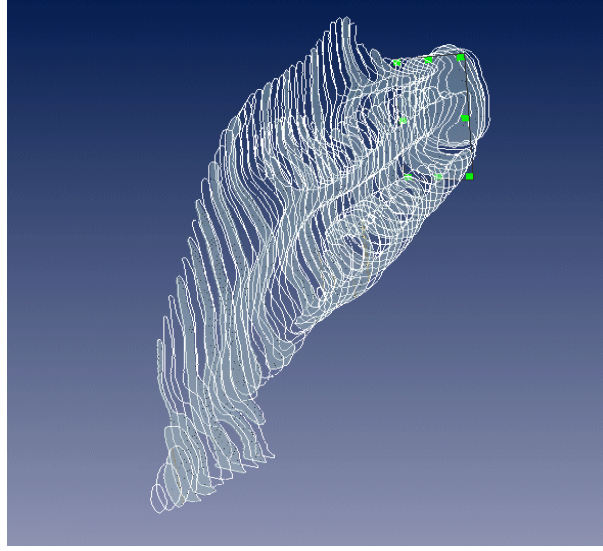
3.2 Üç Boyutlu Geometrinin Oluşturulması

Görüntüler ticari bir görselleştirme yazılımı kullanılarak burun kanalının 3 boyutlu yüzey geometrisi oluşturulmuştur. BT kesitlerinde bulunan ölçekten yaralanılarak görüntülerin boyutlandırılması yapılmış, piksellerden milimetreye dönüşüm yapılmıştır. Artık kısımlar elenerek sol burun kanalına odaklanılmıştır (şekil 3.3).

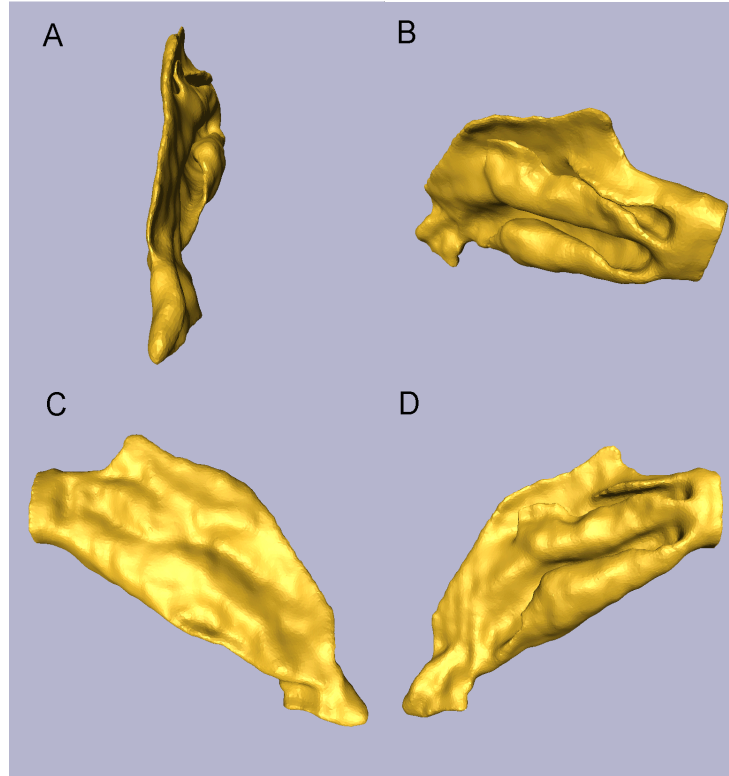


Şekil 3.3 : Sol burun kanalının izometrik görüntüsü [22]

Sol burun kanalı boyunca koronal kesitler sınır çizgileri işaretlenerek etiketlenmiştir (şekil 3.4). Etiketlenmiş kesitlerin sayısı interpolate edilerek artırılmış, böylece kesitler arasında daha yumuşak bir geçiş sağlanmıştır. Yazılım bu etiketlerden otomatik olarak 3 boyutlu yüzeyi çıkarmış sonradan gerekli düzenlemelerin yapılmasıyla geometriye son hali verilmiştir (şekil 3.5).

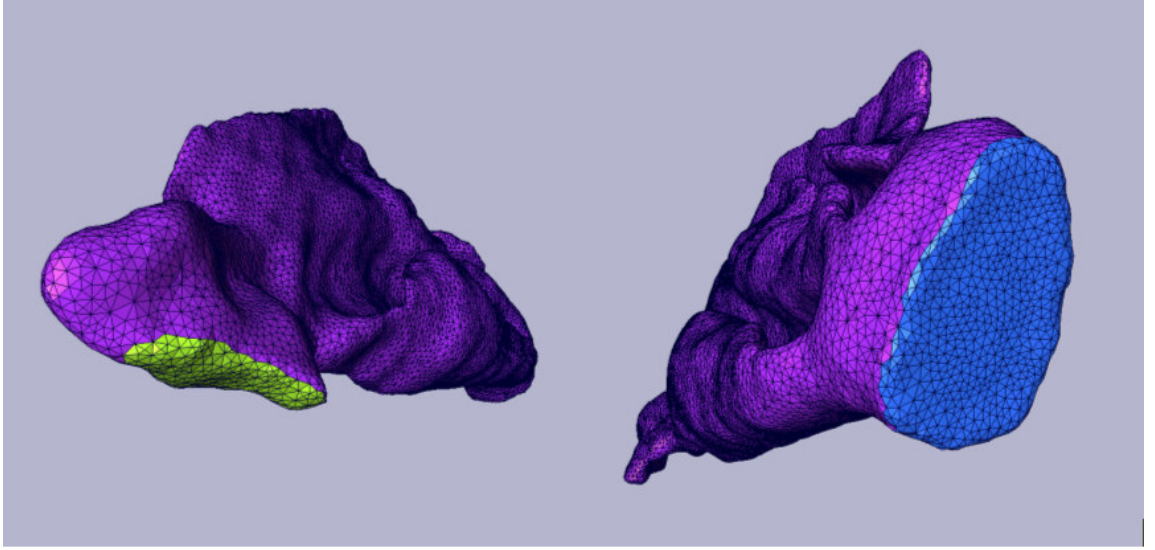


Şekil 3.4 : Sol burun kanalının etiketlenmiş kesitleri [22]



Şekil 3.5 : Elde edilen burun boşluğu geometrisinin (A) ön, (B) arka, (C) sağ ve (D) sol taraftan görünüşü [22]

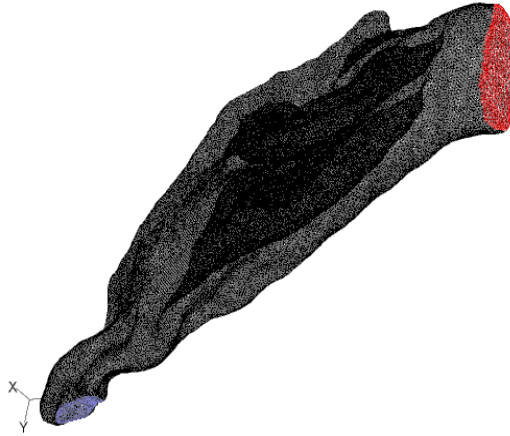
Son halini alan geometri, 22650 düğüm noktası ve 45296 üçgen yüzeyden oluşmaktadır. Ağ örgüsü oluşturulurken kullanılmak üzere burunun giriş ve çıkış yüzeyleri işaretlenmiştir (şekil 3.6)



Şekil 3.6 : Burun geometrisinde giriş ve çıkış bölgelerinin işaretlenmesi [22]

3.3 Ağın Yapılandırılması

Nazal kavitenin sonlu hacim ağ örgüsü, ticari bir yazılım kullanılarak yapılandırılmıştır. Yüzey geometrisi baz alınarak, kavitenin yüzey ve hacim ağı türetilmiştir. Hacim ağında, sınır tabakanın daha iyi hesaplanabilmesi için yüzey boyunca beş kat dikdörtgen prizma eleman kullanılmıştır. Sadece giriş ve çıkış yüzeylerinde dikdörtgen prizma eleman kullanılmamıştır. Hacmin içi ise tetrahedral elemanlar kullanılarak örülmüştür (şekil 3.7). Ağ toplamda 985048 hücresel elemandan oluşmaktadır.



Şekil 3.7 : Burun boşluğunun sonlu hacim ağı [22]

3.4 Problem Kurulumu

Nazal hava akışı ticari bir CFD (hesaplamalı akışkanlar dinamiği) yazılımında çözülmüştür. Önceden belirtildiği gibi, nazal hava akışı solunum kasları tarafından yaratılan negatif basınç sayesinde oluşur. Daha iyi benzeşim sağlanması amacıyla, modele girişine hız değeri vermek yerine, çıkışa basınç değeri verilerek akım yaratılmıştır. Dolayısıyla burun kanalındaki akış, iki ucu farklı basınca sahip olan bir boru içindeki akışa benzetilebilir. Yazılım, sonlu hacim ağındaki her hücre için Navier-Stokes (3.1) ve süreklilik (3.2) denklemlerini çözmüştür.

$$\rho u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_j} \quad (3.1)$$

$$\frac{\partial u_j}{\partial x_j} = 0 \quad (3.2)$$

Akış çözüldürken sıkıştırılamaz ve laminer akım kabulü yapılmıştır. Ortam basıncı, standart deniz seviyesi basıncı 101325 Pa olarak belirlenmiştir. Havanın yoğunluğu 1,225 kg/m³, viskozitesi 1,7894E-5 kg/m-s seçilmiştir.

Dinlenme halinde soluma temel alınarak çıkış yüzeyine ortam basıncına göre 50Pa düşük basınç uygulanmıştır. Giriş yüzeyindeki basınç ortam basıncıyla aynıdır. Burun deliğindeki engebeleri telafi etmek için giriş yüzeyindeki hızlar için uygun bir vektörle yön belirlenmiştir. Akım, çıkış yüzeyinden sonra nazofarenkse doğru devam edeceği için çıkışa z-ekseni yönünde hız vektörü verilmiştir. Yakınsama için süreklilik ve xyz momentum denklemlerindeki artıkların 10E-3 altına inmesi kriter olarak belirlenmiştir. Artık değerlerinin yanı sıra, giriş ve çıkış yüzeyleri arasındaki kütle debisi farkına bakılmıştır. Yaklaşık 300 iterasyondan sonra kriterler sağlanmıştır.

4. ÖLÇEKLİ MODELLE AKIŞIN İNCELENMESİ

4.1 Modelin Hazırlanması

Tomografilerden oluşturulan 3 boyutlu geometri ölçeklendirilerek 2 kat büyütüldü. Modelin giriş ve çıkışı modifiye edilerek tesisat bağlanabilir hale getirildi. Daha sonra Objekt hızlı prototipleme aleti kullanılarak burun boşluğunun katı modeli elde edildi (şekil 4.1). Katı model, hazırlanan cam fanus içine yerleştirildi ve kristal berraklığına sahip Wacker Elastosil 4647 kalıplama silikonu katı modelin üzerine döküldü (şekil 4.2). Fırınlanan silikon 12 saat kurumaya bırakıldıktan sonra cam fanus sökülerek çıkarıldı. Silikon kalıpta tek bir kesik açılarak içinden katı model çıkarıldı. Açılan kesik silikonla tekrar yapıştırıldı. Giriş ve çıkışlara metal nipeller yerleştirildi.



Şekil 4.1 : Hızlı prototipleme yöntemiyle oluşturulan katı model

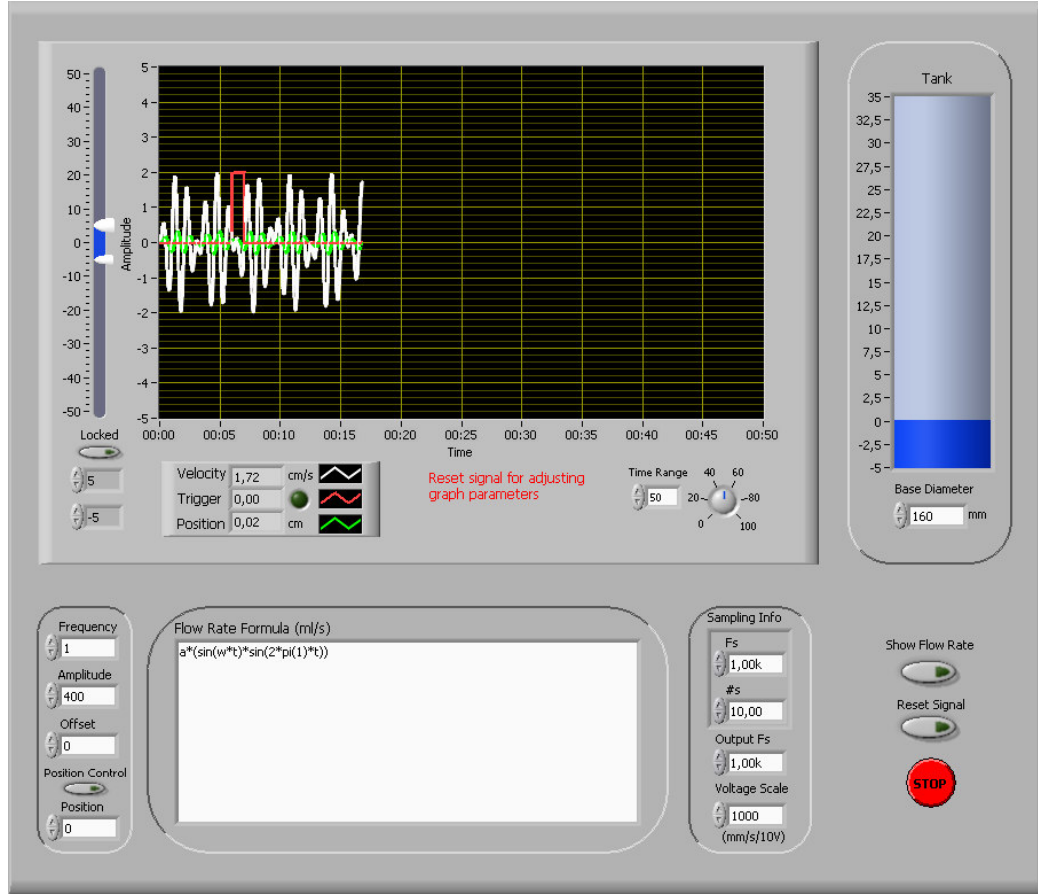


Şekil 4.2 : Kalıp silikonunun dökümü

4.2 Deney Düzeneginin Oluşturulması

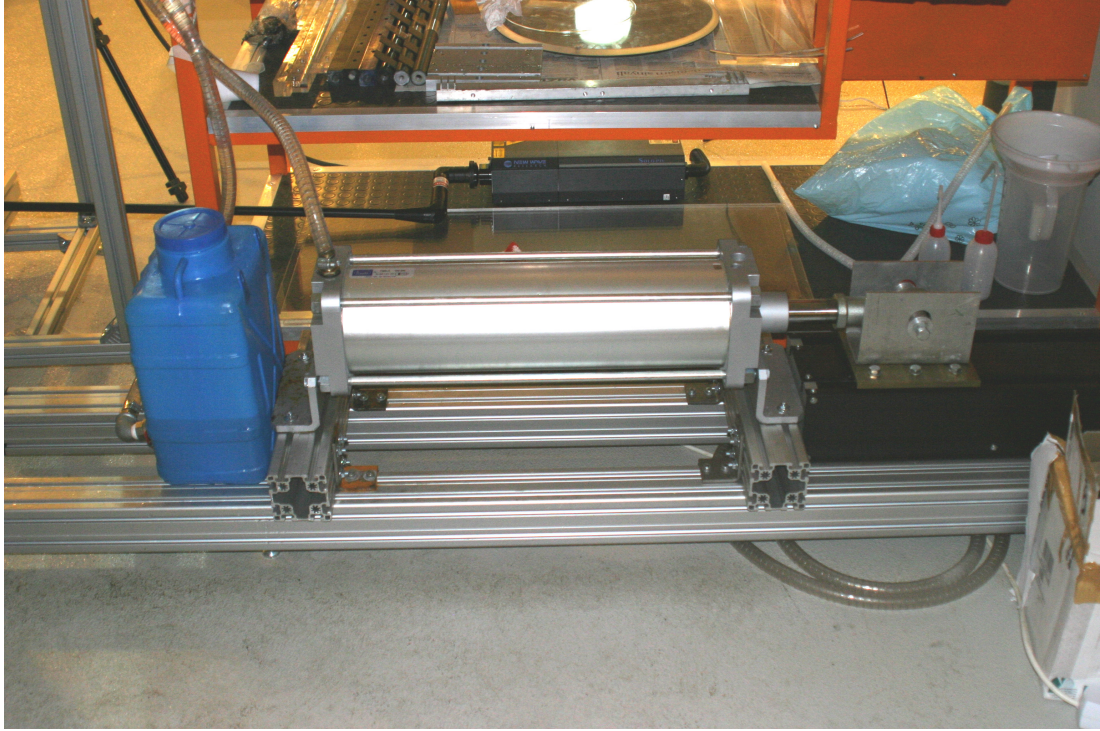
4.2.1 Pompa ve Tesisat Sistemi

Pompa ve tesisat sistemi, daimi olmayan akışları simüle edebilecek ve PIV tohumlamasına elverişli olabilecek şekilde tasarlandı. Pompa, doğrusal hareket yapan bir travers sistemiyle bir pnömatik silindirin birleştirilmesiyle elde edildi. 160mm çaplı, 500mm stroklu alüminyum bir pnömatik silindirin mili yapılan bir adaptör yardımıyla doğrusal hareket yapan bir traverse bağlandı. Traverse, hareketini elektronik kontrollü bir servo motordan aldı. LabVIEW’de yazılan bir VI’la istenilen matematik fonksiyonuna göre verilen debiye karşılık bir analog voltaj sinyali oluşturuldu (şekil 4.3). Bu sinyal servo motorun kontrolörüne yollandı. Bu yolla sabit veya armonik bir fonksiyona göre değişen debiler bilgisayar kontrollü olarak pompadan alınabildi.



Şekil 4.3 : Servo motor kontrolü için LabVIEW’de yazılan VI

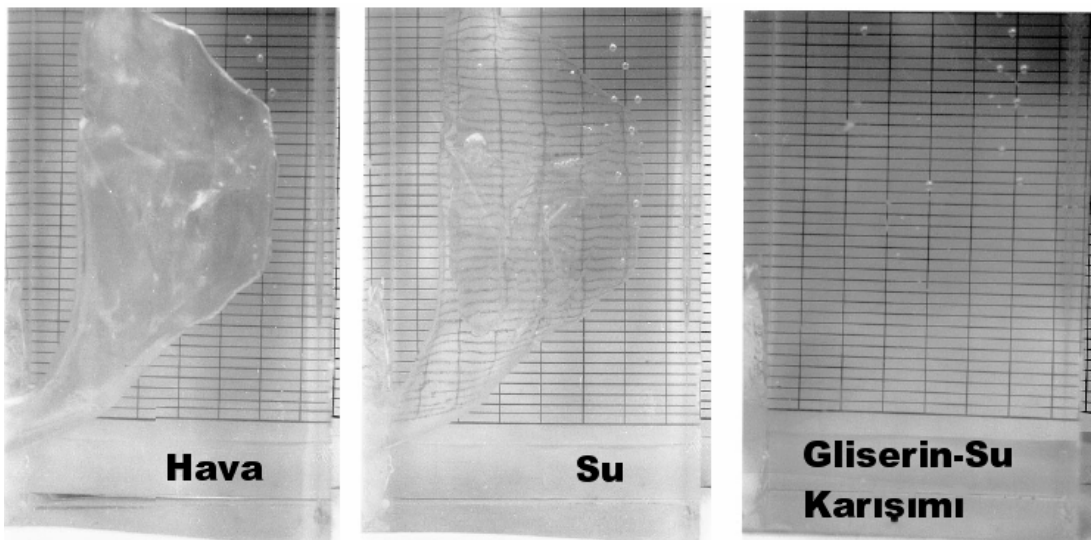
Pompa çıkışı 20mm hortum kullanılarak model çıkışına bağlandı. Model girişi ise yine hortumla rezervuar görevi gören bir kaba bağlandı (şekil 4.4). Rezervuarın üstü açık bırakılarak sistem atmosfer basıncına maruz bırakıldı. Rezervuar ve pnömomatik silindir yaklaşık olarak aynı yükseklikte konumlandırıldı.



Şekil 4.4 : Pompa ve tesisatın bağlanması

4.2.2 Kırılma İndisinin Eşitlenmesi

Silikon modelin içinden geçirilecek olan sıvının kırılma indisinin silikonla aynı olması gerekmektedir böylece modelin içindeki boşluk sanki yokmuş gibi algılanacak ve istenen kesitten ölçüm yapılabilecektir. Bunun için gliserin ve su karışımı kullanıldı. Boşluk görülemeyecek hale gelene kadar gliserinin üzerine yavaş yavaş su ilave ederek modelin içerisinden geçirildi. Karışımın oranı yaklaşık %52 gliserin %48 su olarak bulundu (şekil 4.5 ve 4.6).



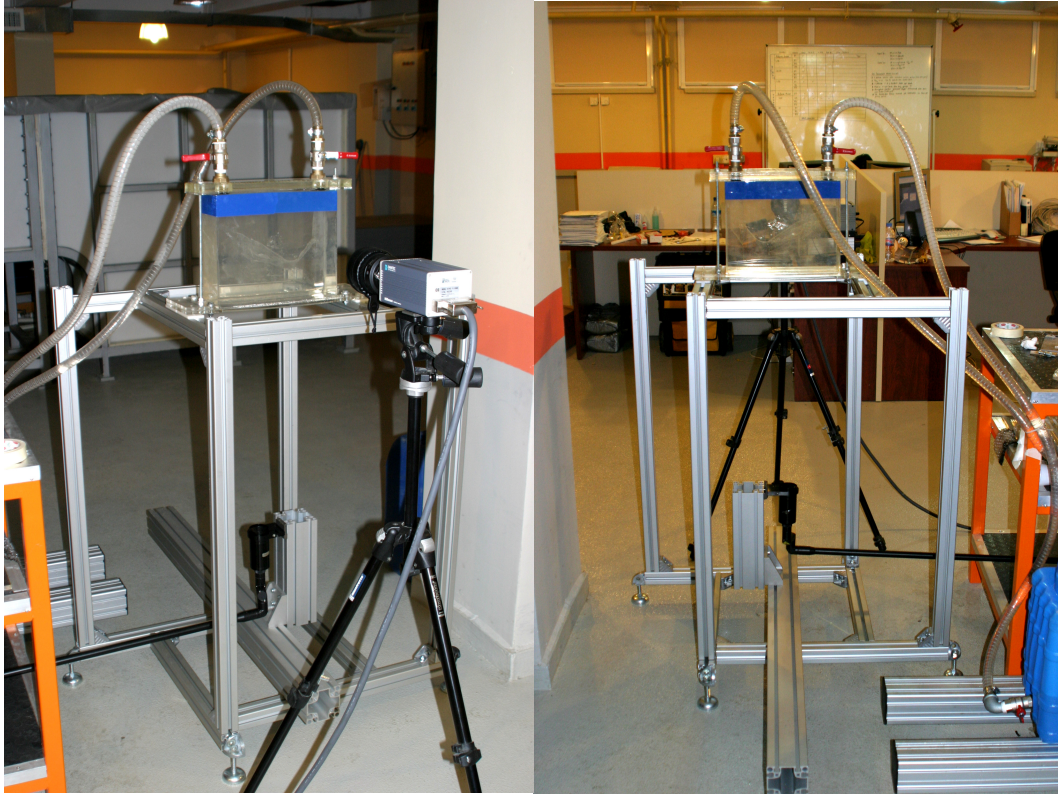
Şekil 4.5 : Kırılma İndisinin Eşitlenmesi [21]



Şekil 4.6 : Gliserin-Su Karışımıyla Dolu Silikon Model

4.2.3 PIV Sistemi

PIV (parçacık görüntüsüyle hız ölçümleme) sistemi akışın görüntülenmesinde kullanıldı. Lazer kesitini oluşturmak için 120mJ maksimum enerji çıkışı olan, 532nm dalga boyunda çalışan ve maksimum 15Hz çift atım yapabilen New Wave Solo 120XT Nd:YAG lazer kullanıldı. Görüntü almak için maksimum 4Hz frekansta çift kare resim alabilen, 1280x1024 piksel çözünürlüklü, 12bit görüntü derinliğine sahip MegaPlus Highsense CCD kamera kullanıldı. Senkronizasyon, veri kaydetme ve kontrol sistemi olarak Dantec Dynamics'in hub donanımı ve yazılımları kullanıldı. Silikon model, lazer kesitinin boyunun yeterince genişleyebileceği kadar yükseğe ve kameraya dik açıyla yerleştirildi ve kalibrasyonları yapıldı (şekil 4.7).



Şekil 4.7 : PIV Sisteminin Yerleşimi

4.3 Deney Kurulumu

4.3.1 Debinin Hesaplanması

Deney modeli içindeki akış, gerçekte solunan hava yerine gliserin-su karışımıyla yapılacağından hava debisiyle karışımın debisi arasındaki oran Reynolds sayısı (4.1) benzeşiminden bulundu.

$$\text{Re} = \frac{V_H l_H}{\nu_H} = \frac{V_K l_K}{\nu_K} \quad (4.1)$$

$$\text{Re} = \frac{Q_H}{l_H \nu_H} = \frac{Q_K}{l_K \nu_K} \quad (4.2)$$

$$Q_K = \left(\frac{l_K}{l_H} \right) \left(\frac{\nu_K}{\nu_H} \right) Q_H \quad (4.3)$$

Karışımın kinematik viskozitesi $6,44 \times 10^{-6} \text{ m}^2 / \text{ s}$ olarak hesaplandı. Havanın kinematik viskozitesi olan $16 \times 10^{-6} \text{ m}^2 / \text{ s}$ ile arasındaki oran ise $(\nu_K / \nu_H) = 0,40$

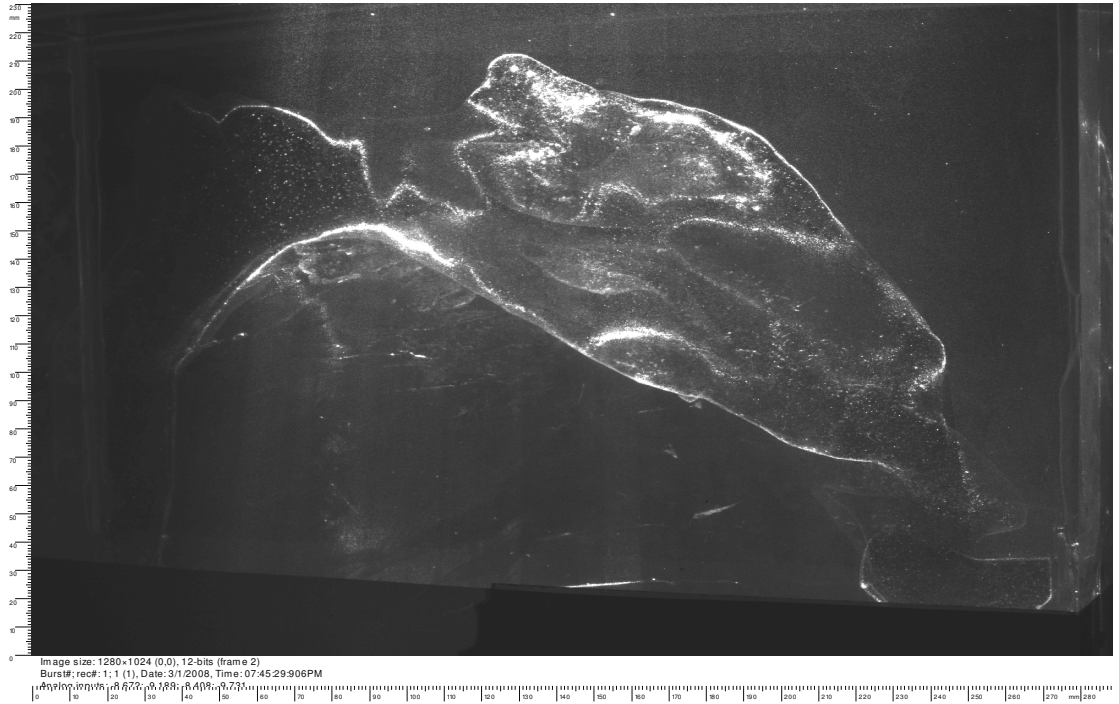
olarak hesaplandı. Model boyutu gerçeğinin iki katı olarak belirlenmişti. Dolayısıyla debi oranları $Q_K = 0,8Q_H$ olarak bulundu.

Hedeflenen hava debisi normal sayılabilecek 250m/s'idi. Buna karşılık gelen karışım debisi 200m/s olarak hesaplandı. Pompa düzeneği 200ml/s debi ile çalışacak şekilde kuruldu.

4.3.2 PIV Sisteminin Kurulumu

Sistemin gerekli kalibrasyonları yapıldıktan sonra görüş alanı 288mm x 230mm olarak bulundu ve ölçekleme oranı 33,622 olarak hesaplandı (şekil 4.8). Kamera frekansı olarak 0.5Hz kullanıldı. Lazer çift kavitesi arasındaki zaman farkı 2000µs verildi. Lazer yüksek modda %15 çıkış gücüyle kullanıldı. Tohumlama için akışa 50µm'lik poliyamit parçacıklar karıştırıldı.

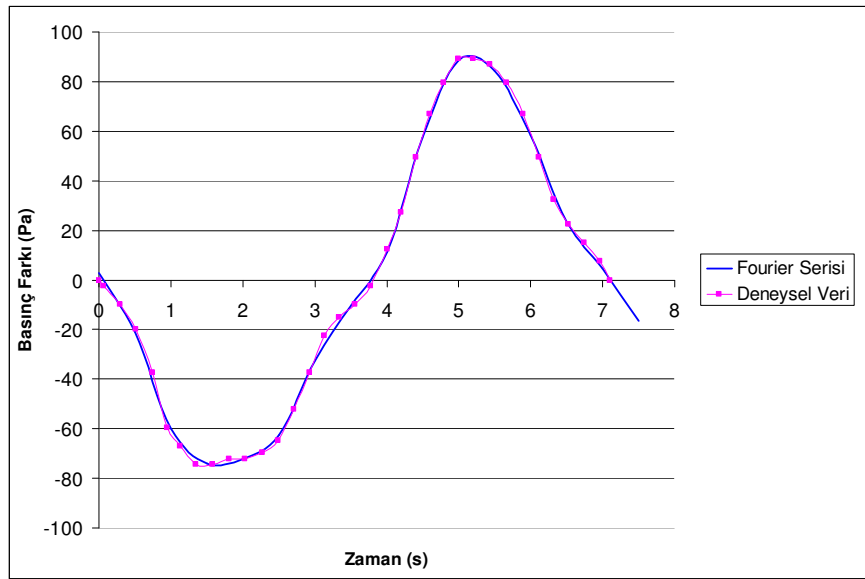
Resim verilerine maskeleme yapılarak istenmeyen alanlar ve yansımalar temizlenmeye çalışıldı. Resim çiftlerinden çapraz korelasyonla hesaplanan vektörler 32x32piksellik alanlardan çıkarıldı. Hatalı vektörler elendikten sonra daimi akış için farklı zamanlardaki vektör alanlarının ortalaması alındı.



Şekil 4.8 : Kalibrasyonlar Sonundaki PIV Görüş Alanı

5. DAİMİ-OLMAYAN AKIM

Nazal hava akış gerçekte daimi-olmayan bir akımdır. Nefes alma ve nefes verme döngüsünde hava akımının yön ve hızı değişir. Kaynak [15]'deki dinlenme halindeki basınç-zaman ve debi-zaman eğrilerine, modelde kullanmak üzere 10 armonikli bir Fourier serisi uydurulmuştur (şekil 5.1).



Şekil 5.1 : Deneysel verilere göre zamana göre basınç farkı eğrisi ve bu verilere uydurulan Fourier serisi [22]

5.1 Frekansın Hesaplanması

Ölçekli modelde daimi-olmayan akış deneyi yapabilmek için gerçek soluma debisi frekansının, gliserin-su karışımı debisinin frekansına oranı Strouhal sayısı (5.1) benzeşimiyle bulunmuştur.

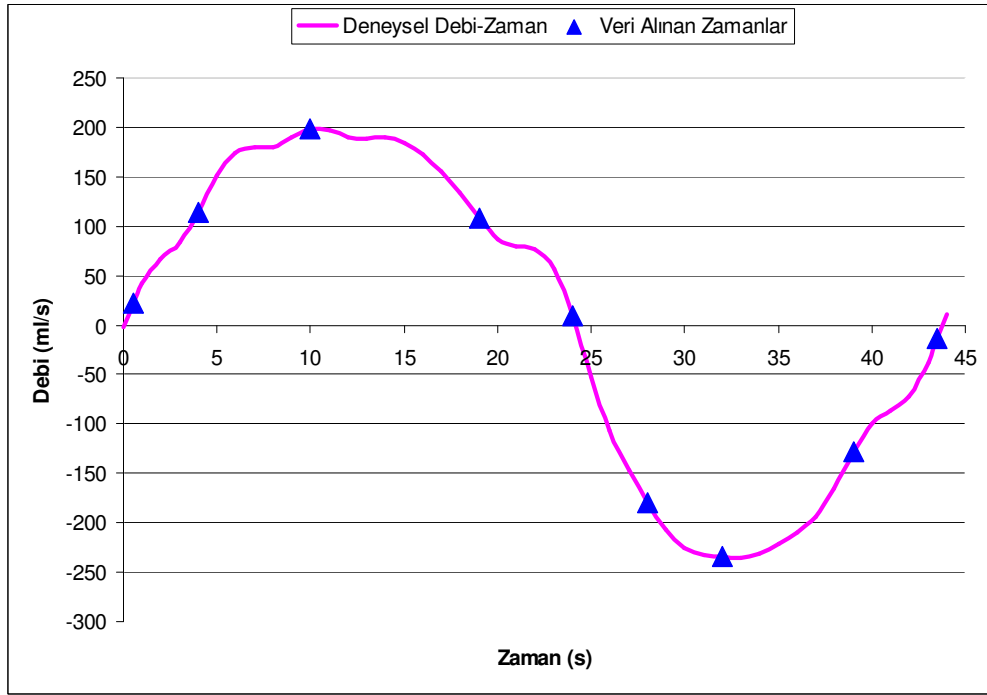
$$St = \frac{f_H l_H}{V_H} = \frac{f_K l_K}{V_K} \quad (5.1)$$

$$St = \frac{f_H l_H^3}{Q_H} = \frac{f_K l_K^3}{Q_K} \quad (5.2)$$

$$f_K = \left(\frac{Q_K}{Q_H} \right) \left(\frac{l_H}{l_K} \right)^3 f_H \quad (5.3)$$

Elde edilen denklem kullanıldığında frekans oranı $f_K = 0,1f_H$ olarak bulunur. Yaklaşık 7saniyelik periyoda sahip nefes alma, nefes verme döngüsü, deney sırasında 70saniyeye çıkmaktadır. Buna göre hava debisi frekansı $f_H = 1/7 Hz$ ise karışım debisinin frekansı $f_K = 0,0133 Hz$ olarak bulunur.

Deneysel modelde ise imkanlar izin vermediğinden akış ancak $0,0228 Hz$ 'lik frekansla sağlanabilmiştir. Bu da yaklaşık 44 saniyelik bir periyoda denk gelir. Şekil 5.2'de deneyde kullanılan debi zaman eğrisini ve veri alınan zamanlar görülmektedir.

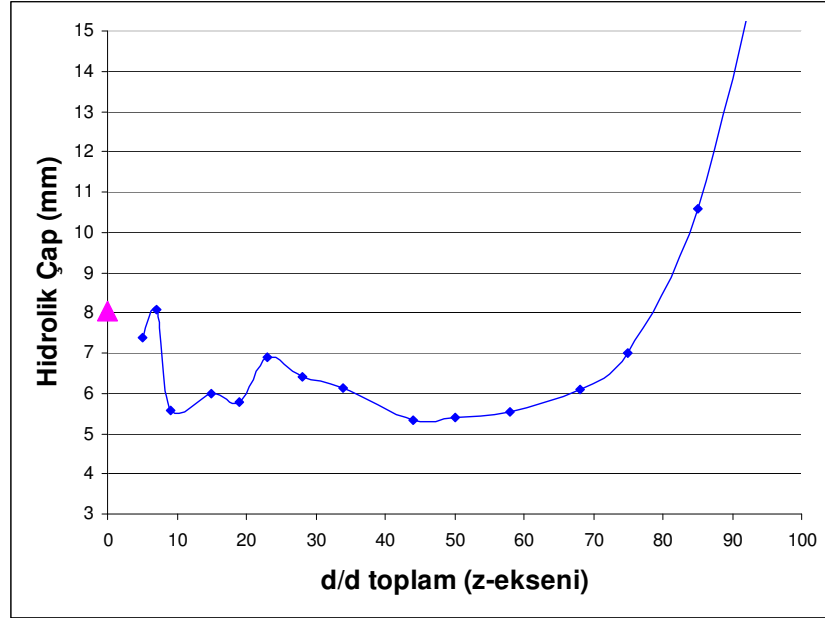


Şekil 5.2 : Deneyde kullanılan debi zaman eğrisi

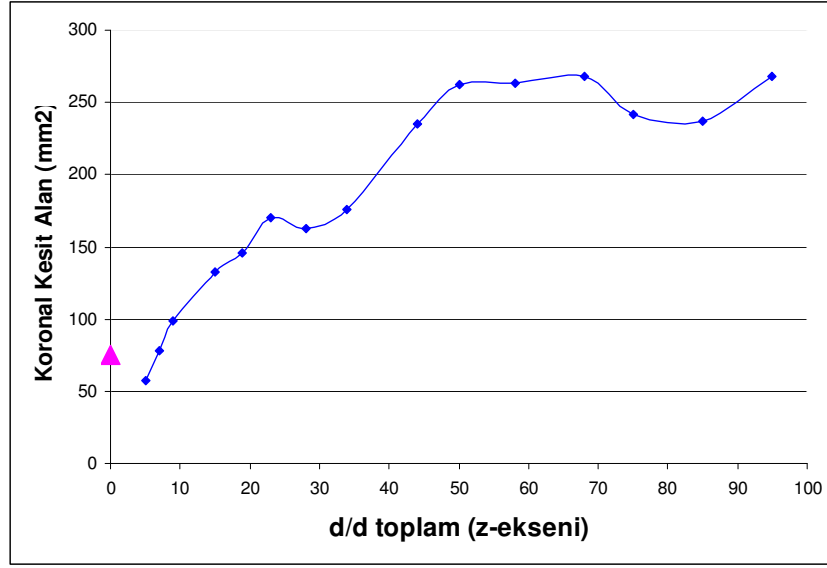
6. SONUÇ

6.1 Hesaplamalı Yöntemlerden Alınan Sonuçlar

Uygulanan 50Pa basınç farkı, burun kanalında 496,856 ml/s debi yaratmıştır. Hava kütle debisi ise $6,086488E-4$ kg/s, giriş ile çıkış arasındaki kütle debisi farkı ise $1,10711E-7$ kg/s olarak bulunmuştur. Bu farkı hata analizi için kullanılırsa hata değeri $\%1,8189E-2$ elde edilir.

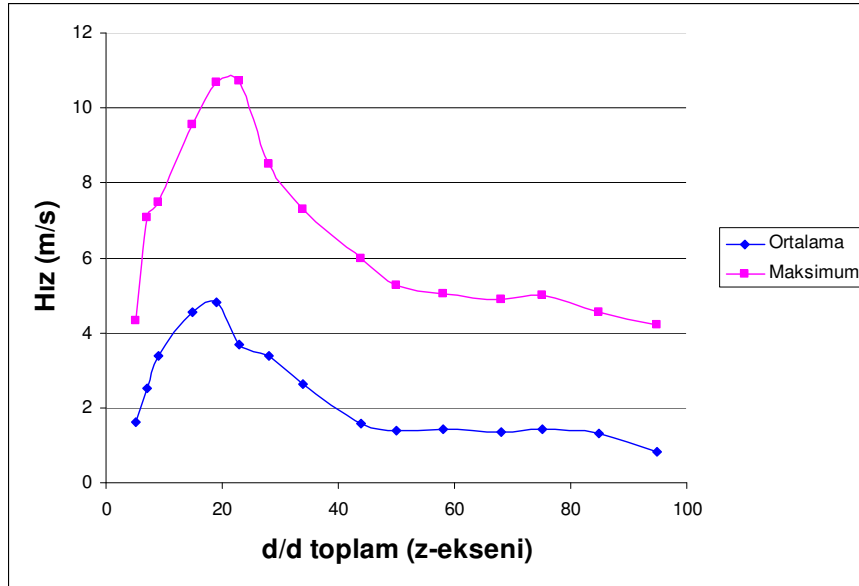


Şekil 6.1 : Burun kanalının hidrolik çapının z-ekseni boyunca değişimi [22]



Şekil 6.2 : Burun kanalının koronal kesit alanının z-ekseni boyunca değişimi [22]

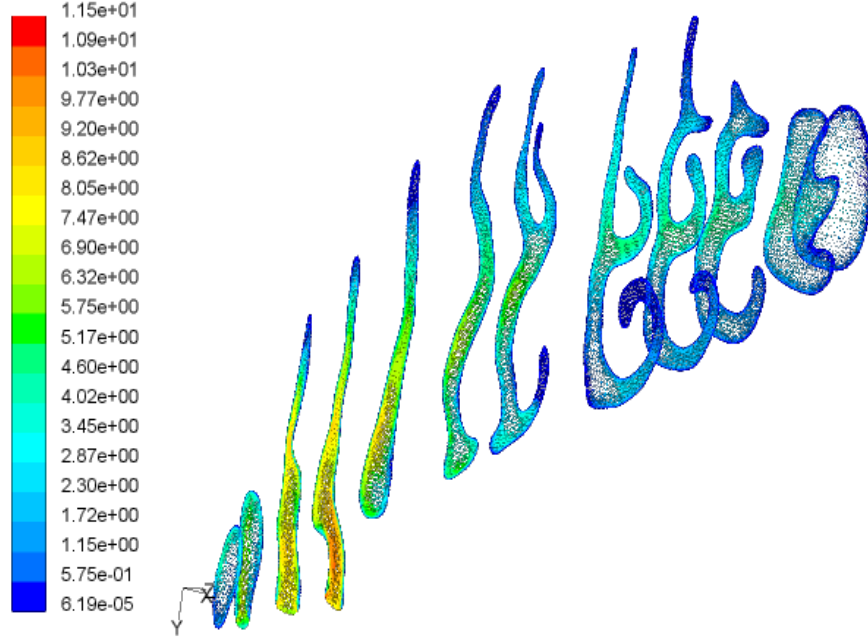
Burun kanalı boyunca hidrolik çap, koronal kesit alan ve hız değerleri hesaplanmıştır (şekil 6.1, 6.2, 6.3). Burun kanalının z-ekseni boyunca toplam uzunluğunun %20'si civarına denk gelen nazal valf bölgesinin hemen arkasında hidrolik çap yerel bir tepe noktası yapmıştır (şekil 6.1). Burun kanalındaki en yüksek hız değeri yine aynı noktada 11,49469 m/s olarak bulunmuştur (şekil 6.3).



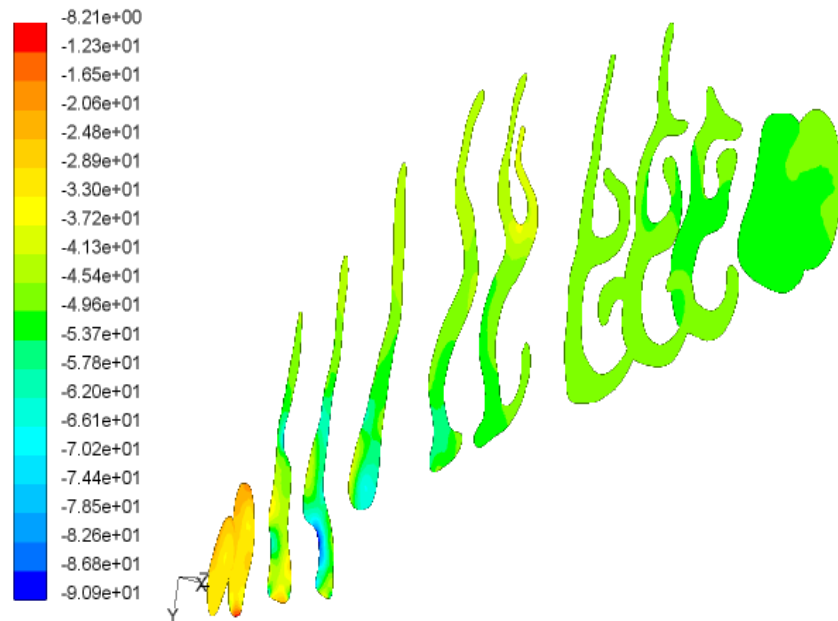
Şekil 6.3 : Burun kanalındaki hızların değişimi [22]

Kesit alanlar boyunca hız ve basınç dağılımları incelenmiştir (şekil 6.4, 6.5). Ana nazal hava kanalını boyunca havanın büyük kısmı orta ve alt meatüsten akmıştır. Ancak lateral alt meatüde neredeyse hiç akış yoktur. Bunun yerine akış nazal tabanı

takip etmiştir. Anterior nazal tavanda çok yavaş bir akım ve çok az hava taneciği taşınımı görülmektedir. Tam aksine posterior nazal tavanda koku alma yarığı havayı emerek hava taneciklerini 1–2m/s civarı hızlarla üst meatüse doğru çekmektedir. Bu fenomen koku almanın sağlıklı gerçekleşebilmesi için gereklidir. Buradan düşük hızlarla geçen partiküller ayrılmak ve olfaktöri reseptörler tarafın algılanmak için gerekli zamanı bulur. Nazal vestibül ve valfdeki büyük değişimlere dışında ana nazal hava kanalı boyuca basınç dağılımları neredeyse üniformdur (şekil 6.5).

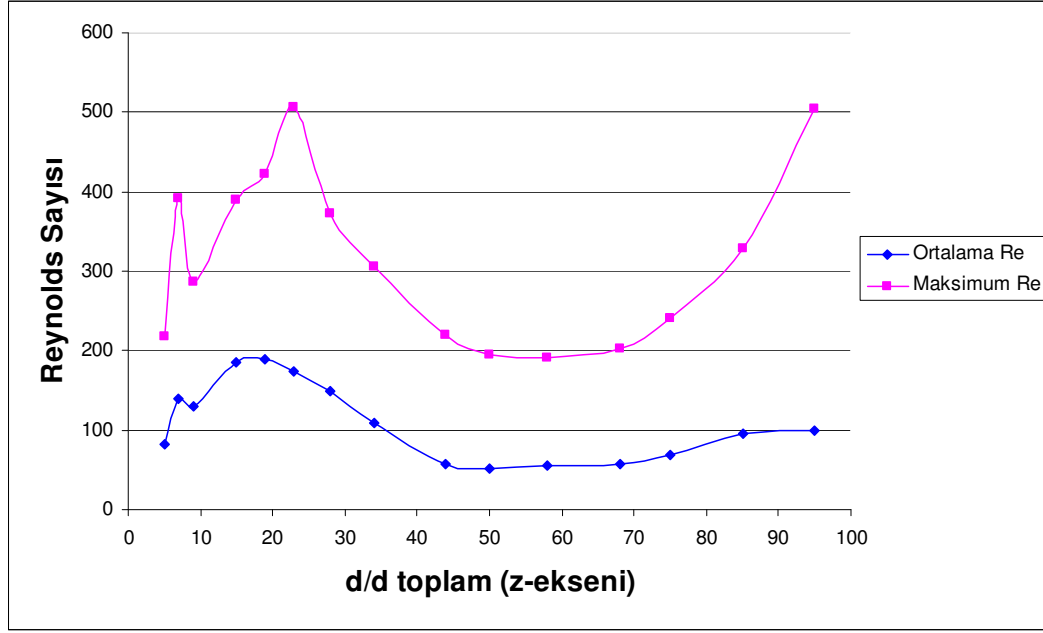


Şekil 6.4 : Koronal kesitlerdeki hız vektörleri (m/s) [22]



Şekil 6.5 : Koronal kesitlerdeki eş-basınç eğrileri (Pa) [22]

Akış karakteristiklerinin daha iyi anlaşılması için burun kanalı boyunca farklı kesitlerde Reynolds sayısı hesaplanmıştır. Maksimum Reynolds sayısı 500 civarında bulunmuştur. Bu değere nazal valfde ve nazofarenksin başlangıcında ulaşılmıştır (şekil 6.6). Dolayısıyla burun kanalındaki akış laminar gözükmemektedir, ancak hava debisi daha yüksek değerlere çıkarsa nazal valfde ve nazofarenksde türbülans gözlenmesi olasıdır.



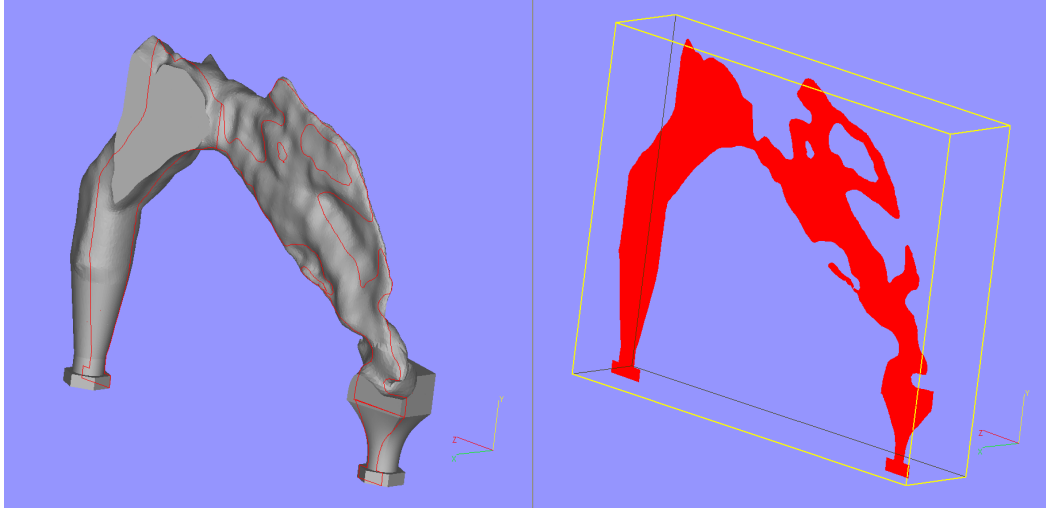
Şekil 6.6 : Burun kanalı boyunca Reynolds sayısının değişimi [22]

Nazal direnç katsayısı $100,632E-3 \text{ Pa.s/cm}^3$, nazal engel katsayısı $202,539E-6 \text{ Pa.s}^2/\text{cm}^6$ olarak hesaplanmıştır. Nefes alma sırasında kullanılan güç ise $24,8428E-3 \text{ Watt}$ bulunmuştur. Kaynak [6]'daki rinomanometri sonuçlarıyla karşılaştırılacak olursa deneğin düşük nazal engel ve direnç katsayılarına sahip olduğu görülür.

6.2 Ölçekli Deney Modelinden Alınan Sonuçlar

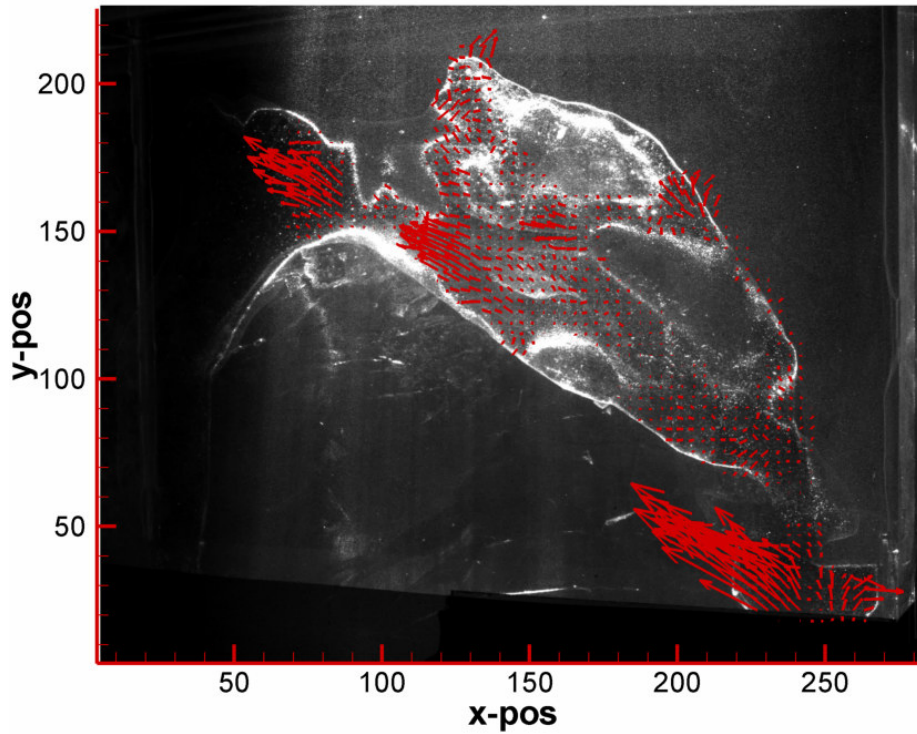
6.2.1 Daimi Akışta Alınan Sonuçlar

Yapılan deneyde burun kanalının sagittal düzlemi aksial ekseninde küçük bir açıyla kesen tek bir kesiti kullanılmıştır (şekil 6.7). Bu kesit, koku alma yarığını, nazofarenksi ve ana burun kanalının bir kısmını içine alacak şekilde seçilmiştir. Ancak nasal valf bu kesitte tümüyle gözükmemektedir. Deney 250ml/s hava debisine denk 200ml/s sıvı debisinde gerçekleştirilmiştir.

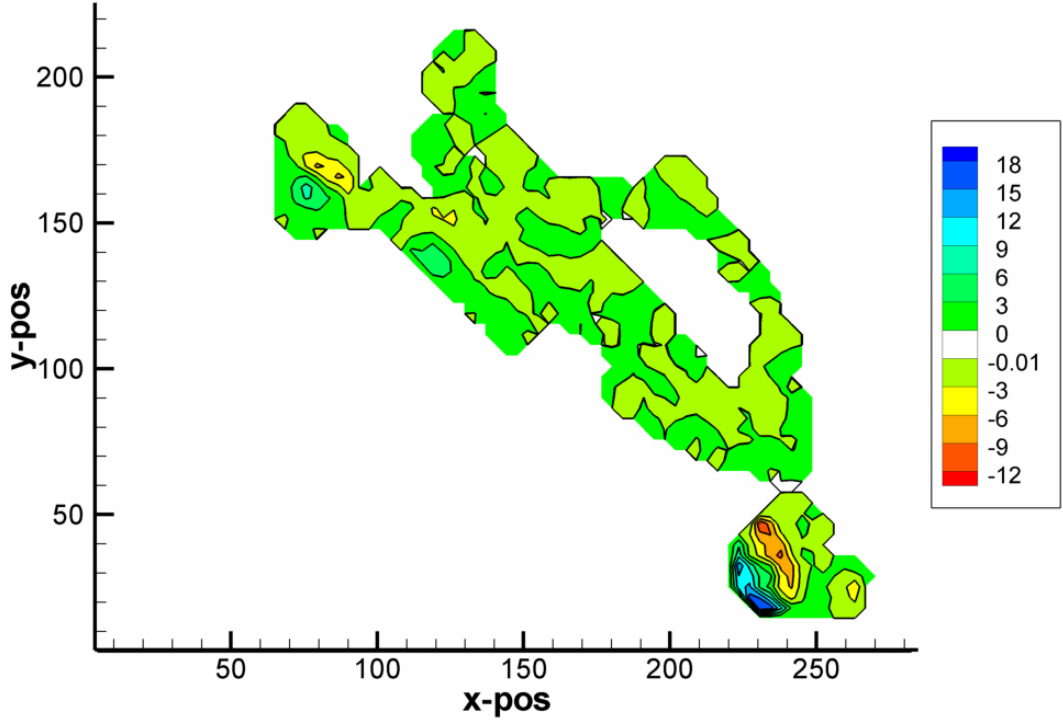


Şekil 6.7 : Deneyde kullanılan sagittal kesitin izometrik görüntüsü

Burun kanalındaki maksimum hız büyüklüğü nasofarenkste $0,0234\text{m/s}$ olarak gözlemlenmiştir (şekil 6.8). Bu değer Reynolds sayısı benzeşimi kullanarak burun içinde $0,117\text{m/s}$ hava hızı olarak hesaplanır. Bu bölgede görülen girdap frekansı ise yaklaşık 7Hz 'dir (şekil 6.9). Modelin burun kanalı dışında kalan bölgesinde ise $0,0454\text{m/s}$ 'lik sıvı hızı ve 18Hz girdap frekansı gözlemlenmiştir.

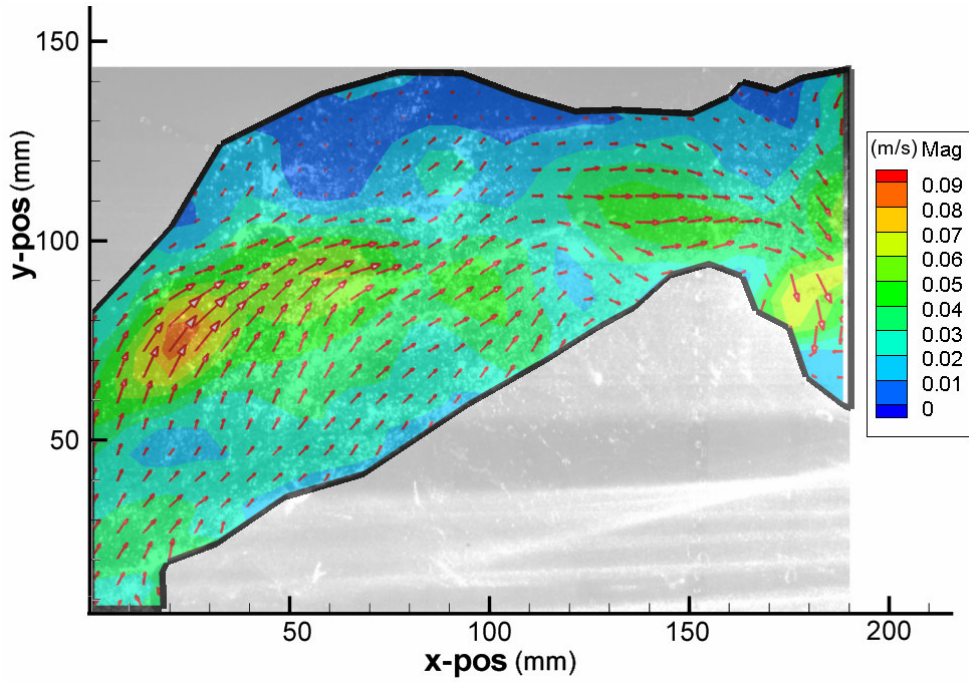


Şekil 6.8 : Daimi akışta vektör alanı



Şekil 6.9 : Daimi akıştaki girdap örtüsü (Hz)

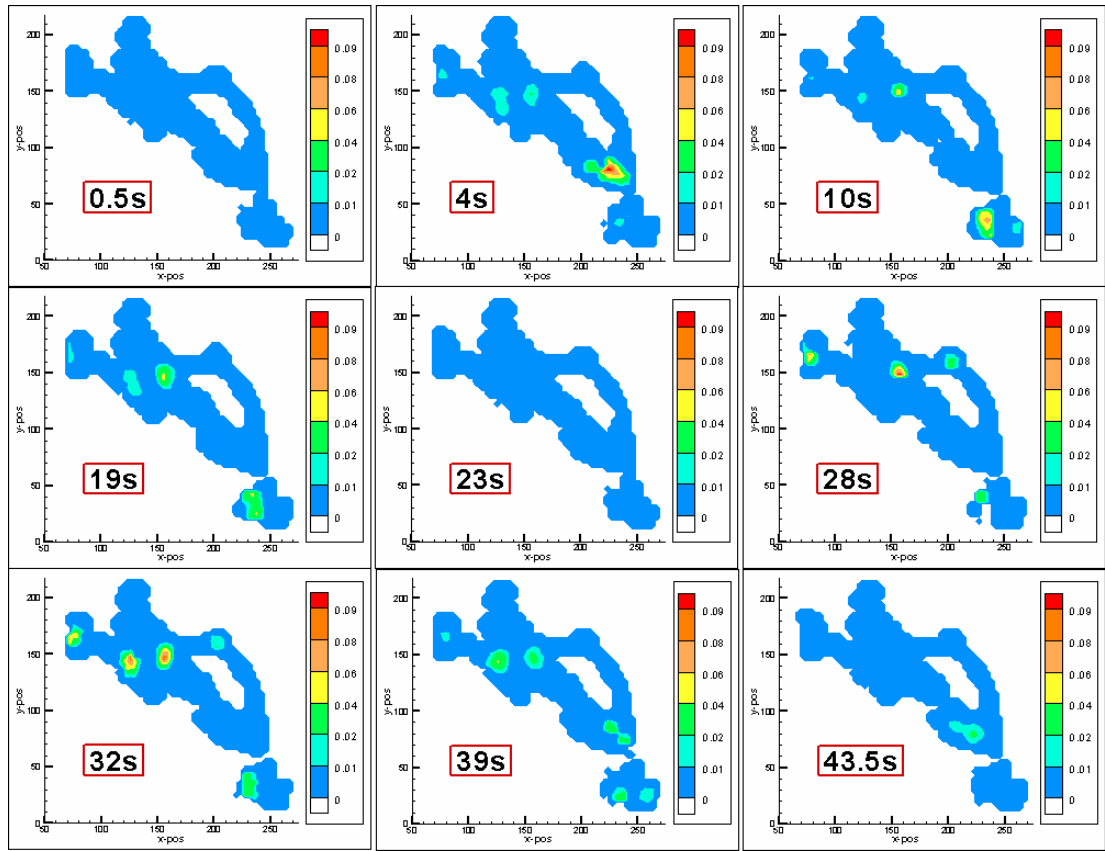
Daha önce yapılan bir deneyde, 200ml/s sıvı debisinde nasal valfdeki hız değeri 0,0857m/s olarak gözlemlenmiştir (şekil 6.10).



Şekil 6.10 : Hız vektörleri ve toplam hız eş-çizgileri

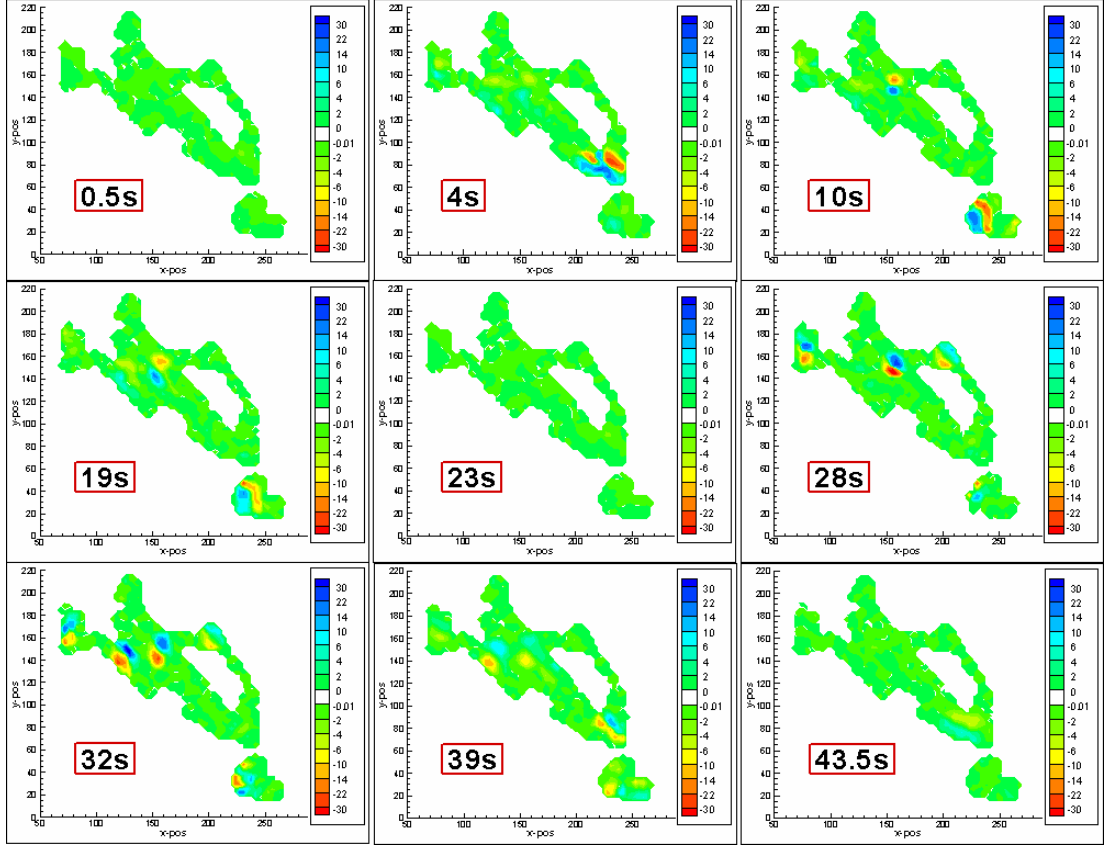
6.2.2 Daimi-Olmayan Akışta Alınan Sonuçlar

Daimi akış deneyinde kullanılan sagital kesit kullanılmıştır. Pompa düzeneğine şekil 5.2’de görülen debi-zaman eğrisi verilmiştir. 2 periyot boyunca 2Hz frekansla veri alınmış, şekil 5.2’de gösterilen zamanlardaki veriler seçilmiştir. Nefes alma sırasındaki en yüksek hız, nasal valfin altında, debinin artışı 4. saniyede 0,0918m/s olarak görülmüştür. Nefes verme sırasındaki en yüksek hız ise ana burun kanalının arka tarafında, debinin en yüksek olduğu 32. saniyede 0,0853m/s olarak görülmüştür (şekil 6.11).



Şekil 6.11 : Daimi-olmayan akışta toplam hız eş-eğrileri (m/s)

Girdap örtüsünü bakıldığında, 4. saniyede, nasal valfin altında, yaklaşık 29Hz’lik güçlü bir girdabın oluştuğunu, maksimum debiye sahip 10. saniyede ise yok olduğunu görüyoruz. Bunun yerinde nasal boşluğun dışında modelin girişinde 30Hz’lik bir girdap oluştuğunu gözlemleniyor. Nefes verme sırasında ise debinin maksimum olduğu 32. saniyede, nasal kanalın arka tarafında 34Hz’lik girdaplar görülmektedir (şekil 6.12).



Şekil 6.12 : Daimi-olmayan akışta girdap frekansı eş-eğrileri (Hz)

6.3 Tartışma

Yapılan deneyler bir ön çalışma olup, daha geliştirilmeleri gerekmektedir. İmal edilen silikon kalıbın ve üzerine yapışan poliyamit parçacıklarının sebep olduğu lazer yansımaları veri alınmasını zorlaştırmaktadır. Ayrıca, modelin burun deliğinin önünde bulunan girişi, türbülans yaratmayacak şekilde tekrar tasarlanması gerekmektedir. Daimi olmayan akışta ise deney olması gereken frekansın üzerinde bir değerde yapılmak zorunda kalmıştır.

7. DEĞERLENDİRME

Daha önce yapılan çalışmalarda, insan burun boşluğundaki akım sanki-daimi akış kabulü yapılarak incelenmiştir. Nefes alma frekansı dikkate alındığında bu yaklaşım doğru varsayılabilir. Ancak burun boşluğunun kompleks yapısı göz önüne alındığında oluşması muhtemel girdaplar akışı daimi-olmayan akışa çevirecektir. Daimi-olmayan nefes alıp verme hareketi, taklit edilerek yapılan bu deneyle girdapların oluşumu ve akışa etkileri incelenmiştir.

Nefes alma sırasında oluşan maksimum hız nasal valfde debi hala artma eğiliminde iken görülmüştür. İncelenen kesitte akış maksimum debiye ulaştığında görülen hızlar daha düşüktür, bunun sebebi diğer kesitler de incelenerek belirlenmelidir. Nefes verme sırasında ise maksimum hız, maksimum debi anına denk gelmiştir. Bu hızların ve girdapların görüldükleri yer ise nasal kanalın arkasında meatüslerin civarındadır. Koku alma yarığı civarında ise hiçbir zaman yüksek hızlar gözlemlenmemiştir. Bu durum koku alma bölgesinin işleviyle uyumludur.

Model imalatı ve ölçme tekniklerinde yaşanan zorluklara rağmen deneyden alınan sonuçlar, özellikle daimi-olmayan akışlarda burun içi akışa ışık tutmaktadır. Elde edilen sonuçlar, insan burun boşluğu içerisindeki zamanla değişen hava akışının önerilen test düzeneği ve yöntemlerle incelenebileceğini göstermektedir. Nazal boşluğun tüm hacmini kapsayan ileriki çalışmalar, ayrılma ve dönme bölgelerinin nasıl oluştuğunu ve akıma nasıl etki ettiğini daha iyi açıklayabilecektir.

KAYNAKLAR

- [1] **Girardin, M., Bilgen, E., and Arbour, P.**, 1983. “Experimental studies of velocity fields in a human nasal fossa by laser anemometry”, *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* **92**, 231–236.
- [2] **Masing, H.**, 1967. “Experimentelle untersuchungen über den strömungsverlauf im nasenmodell”, *Arch. Klin. Exp. Ohren. Nasen Kehlkopfheilk* **189**, 371–381.
- [3] **Proetz, A. W.**, 1951. “Air currents in the upper respiratory tract and their clinical importance”, *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* **60**, 439–467.
- [4] **Subramaniam, R. P., Richardson, R. B., Morgan, K. T., Kimbell, J. S., and Guilmette, R. A.**, 1998. “Computational fluid dynamics simulations of inspiratory airflow in the human nose and nasopharynx”, *Inhal. Toxicol.* **10**, 91–120.
- [5] **Keyhani, K., Scherer, P. W., and Mozell, M. M.**, 1995. “Numerical simulation of airflow in the human nasal cavity”, *J. Biomech. Eng.* **117**, 429–441.
- [6] **Chometon F., Gillieron P., Laurent J., Ebbo D., Koifman P., Lecomte F., Sorrel-Dejerine N.**, 2000. “Aerodynamics of Nasal Airways with Application to Obstruction”, In Sixth Triennial International Symposium on Fluid Control, Measurement and Visualization.
- [7] **Proctor, D. F.**, 1982. “The upper airway”, In: eds. D. F. **Proctor** and I. **Andersen**, “The nose, upper airway physiology and the atmospheric environment”, New York: Elsevier Biomedical Press, pp. 23–43.
- [8] **Cole, P.**, 1993. “The respiratory role of the upper airways”, St. Louis, MO: Mosby Year Book.
- [9] **Lang, J.**, 1989. “Clinical anatomy of the nose, nasal cavity and paranasal sinuses”, New York: Thieme Medical.
- [10] **Kelly J.T., Prasad A.K., and Wexler A.S.**, 2000. “Detailed Flow Patterns in the Nasal Cavity”, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 89, No. 1, pp. 323–337.

- [11] **Cole, P.**, 1982. "Upper respiratory airflow", In: eds. **D. F. Proctor** and **I. Andersen**, "The nose, upper airway physiology and the atmospheric environment", New York: Elsevier Biomedical Press, pp. 163–183.
- [12] **Cole, P. and Haight J. S.**, 1986. "Posture and the nasal cycle", *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* **95**, 233–7,
- [13] **Cole, P.**, 1989. "Stability of nasal airflow resistance", *Clin. Otolaryngol.* **14**, 177–82.
- [14] **Eccles, R.**, 2000. "Nasal airflow in health and disease", *Acta Otolaryngol* **120**, 580–95.
- [15] **Thurnheer, R. & Bloch, K.E.**, 2004. "Monitoring nasal conductance by bilateral nasal cannula pressure transducers, Inst. of Physics Publishing, Physiological Measurement", vol. 25, iss. 2, pp.577–584(8),
- [16] **Lund, V. J.**, 1989. "Objective assessment of nasal obstruction", *Otolaryngol Clin. North Am.*, **22(2)**, 279-290.
- [17] **Clement, P. A.**, 1984. "Committee report on standardization of rhinomanometry", *Rhinology*, **22**, 151–5.
- [18] **Brugel-Ribere L., Fodil R., Coste A., Larger C., Isabey D., Harf A., Louis B.**, 2002. "Segmental analysis of nasal cavity compliance by acoustic rhinometry", *J. Appl. Physiol.*, **93**, 304-10.
- [19] **Hilberg O., Jackson A. C., Swift D. L., and Pedersen O. F.**, 1989. "Acoustic rhinometry: evaluation of nasal cavity geometry by acoustic reflection", *J Appl Physiol*, **66**, 295–303.
- [20] **Schreck, S., Sullivan, K. J., Ho, C. M., and Chang, H. K.**, 1993. "Correlations between flow resistance and geometry in a model of the human nose", *J. Appl. Physiol.* **75**, 1767–1775.
- [21] **Hopkins, L. M., Kelly, J. T., Wexler, A. S., Prasad A. K.**, 2000. "Particle image velocimetry measurements in complex geometries", *Experiments in Fluids* **29**, 91-95
- [22] **Zaloğlu, B.**, 2004. Computational analysis of air flow in human nasal cavity, *Lisans Bitirme Çalışması*, İ.T.Ü. Uçak ve Uzay Bilimleri Fakültesi, İstanbul.

ÖZGEÇMİŞ

Berk Zaloğlu İstanbul'da, 1981 yılında doğmuştur. Lise eğitimini Doğuş Koleji'nde tamamlamıştır. Ardından İ.T.Ü Uçak Mühendisliğini lisans programını bitirmiştir. Halen İ.T.Ü.'de Uçak ve Uzay Mühendisliği disiplinlerarası yüksek lisans öğrencisidir.