

PERİYODİK DEĞİŞEN BİYOLOJİK AKIŞ ÖZELLİKLERİ VE BU AKIŞLARDA ETKİLİ OLAN BOYUTSUZ PARAMETRELER

*İrfan KARAGÖZ**

Özet: Periyodik olarak değişen tipik akışların bir örneği olarak biyolojik akışlar ele alınmış, dallanan bir boruda gerçekleşen böyle bir akışın temel özellikleri incelenmiştir. Akış sıkıştırılmaz ve cidarlar rijit kabul edilerek korunum denklemleri yazılmış, temel karakteristik büyüklükler yardımıyla denklemler boyutsuz forma sokulmuştur. Geometrik oranlara ve dallanma açılarına ilave olarak bu tip bir akışta etkili üç boyutsuz sayı elde edilmiştir. Bu boyutsuz sayıların solunum sistemindeki değişimi incelenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Periyodik akışlar, geçici rejim, biyolojik akışlar, dallanan borular.

Characteristics Of Periodic Biological Flows And Governing Dimensionless Numbers

Abstract: Main characteristics of a periodic flow which is a typical biological flow in branching pipes have been investigated in this study. After defining characteristic dimensions for this type of flow, governing equations have been put into dimensionless form under the assumptions of incompressible flow and rigid walls. Three different dimensionless numbers which dominate this flow have been obtained, in addition to geometrical ratios and branching angle. The variations of these parameters have been analyzed for the flow in a human respiratory system.

Key Words: Periodic flows, unsteady flows, biological flows, branching pipes.

1.GİRİŞ

Zamana bağlı akış ve ısı transferi olaylarıyla pratikte sıkça karşılaşılır. Ancak, gerek basitlik sağlamak gerekse sürekli durumu görmek amacıyla bu tür olayların çoğu sürekli rejim kabulü altında analiz edilirler. Bazı durumlarda da olay sürekli rejimde cereyan ederken belli şartlar altında olay kararsız ve zamana bağlı hale gelebilmektedir. Geçici rejim veya zamana bağlı olayların bir kısmı darbeli veya yönü periyodik olarak değişen sinüsoidal salınımlı akışlar içerir. Bu tür akışlara verilebilecek doğal bir örnek insanların solunum ve dolaşım sistemlerindeki biyolojik akışlardır. Bilindiği gibi solunum sistemindeki akış, dallanan borularda periyodik olarak iki yöne doğru olan akış iken damarlardaki akış pülsatif akış türündendir. Bu tip akışların önemli bir özelliği akış alanında oluşan girdap ve ikincil akımların transfer olaylarında sağladığı iyileşmedir.

Pülsatif veya periyodik yön değiştiren akışlarla ilgili ilk bilimsel çalışmalar düz boru ve kanallardaki laminer akışlar üzerinde olmuştur. Bir borudaki laminer, sıkıştırılmaz periyodik akışın analitik çözümü ile ilgili en önemli çalışmalardan biri Womersley (1955) tarafından yapılmış olup, zamanın periyodik fonksiyonu olarak basınç gradyanı verilmesi halinde hız ve debi değişimi Bessel fonksiyoları cinsinden bulunmuş ve akışın frekansı üzerinde, viskozite ve yarıçapa bağlı olan boyutsuz bir parametrenin önemli etkiye sahip olduğu belirtilmiştir. Ayrıca akışkan hareketi ile onu doğuran basınç gradyanı arasında bir faz farkı olduğu tespit edilmiştir. Bu konuda yapılan çalışmalarda, periyodik akışın giriş bölgesinde gelişimi (Gerrard ve Hughes,1971) yanında periyodik akışın kararlılığı da ele alınmış (Kerczek ve Davis, 1974; Yang ve Yih, 1977), incelenen akışların tüm frekans ve Reynolds sayılarında kararlı olduğu rapor edilmiştir. Periyodik değişen boru akışlarında türbülans ve türbülansa geçiş üzerinde de çalışmalar yapılmış, Hino ve ark. (1976) deneysel çalışmalarında zayıf, şarta bağlı ve tam türbülanslı rejim olarak adlandırdıkları üç tip türbülans rejimi gözlemlerken; Shemer ve ark (1985) türbülanslı pülsatif akışlar ile ilgili çalışmalarında hız, türbülans büyüklüklerini ve basınç kayıplarını incelemişlerdir. Bu

* U.Ü. Müh.-Mim. Fak. Makine Mühendisliği Bölümü 16059 Görükle-BURSA

çalışmada, hız salınımlarının gerek faz gerekse genlik dağılımlarının borudaki akış türüne kuvvetle bağlı olduğu belirtilmiştir.

Son zamanlarda, ısı transferinin iyileştirilmesine olan ihtiyaçtaki artışa paralel olarak osilasyonlu veya pülsatif akışın ısı transferine etkisini ve katkısını araştırmaya yönelik çalışmalar da artmıştır. Bu konuyla ilgili olarak, Faghri ve diğ. (1980), Kurzweg (1985), Kim ve diğ. (1993), Cooper ve diğ. (1994), Liao ve diğ. (1994), Li ve Yang (2000), Karagoz (2001) gibi çalışmalarda pülsatif akışın frekansı ve genliğinin ısı transferi karakteristikleri üzerindeki etkileri incelenmiştir.

Periyodik veya pülsatif akışlar ile ilgili yapılan çalışmaların önemli bir kısmı ise biyolojik akış modelleri olarak ele alınan dallanan boru ve kanallardaki akışlar üzerinedir. Bu tür akışlarda geometri ve sınır şartlarından kaynaklanan sayısal çözümün zorluğu nedeniyle mevcut çalışmaların büyük çoğunluğu deneysel ve basit analitik çözüm çalışmalarıdır. Ancak son zamanlarda bilgisayar ve sayısal çözüm tekniklerindeki gelişmeler bu tip akışların sayısal çözümlerini de gündeme getirmiştir. Dallanan boru ve kanallardaki periyodik akışlarla ilgili ilk çalışmalardan biri Pedley ve diğ. (1971) tarafından yapılmıştır. Bu deneysel çalışmada sabit açı ve çap oranlarına sahip iki jenerasyon içeren bir insan akciğeri modeli üzerinde akış gözlemi ve hız ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar, dallanma bölgesinde ikincil akışlar ve girdaplar oluştuğu, ikincil akışların gittikçe sönümlendiğini göstermiştir. İki boyutlu bir dallanmadaki pülsatif akış dinamiğinin detaylı bir analizi O'Brien ve diğ. (1976) tarafından yapılmıştır. Bu sayısal çalışmada zamana ve konuma bağlı olarak kayma gerilmeleri ve cıdardan ayrılma dağılımları elde edilmiş, bunların sürekli rejim akışlarına göre daha kuvvetli olduğu gösterilmiştir. Haselton ve Scherer (1982)'in akışı gözlemek üzere transparent ve Y şeklindeki bir tüpte yaptıkları deneylerde periyodik akışın dallanma bölgesindeki davranışı, akış partiküllerinin yer değiştirmesi ve sirkülasyon bölgelerinin değişimi incelenmiştir. Maksimum yer değiştirme uzunluğunun Reynolds sayısı ve frekansla belli bir noktaya kadar arttığı görülmüştür. Benzer bir sonuç Khodadadi ve diğ. (1988)'nin 90-derece dala sahip bir kanaldaki pülsatif laminer akışın deneysel ve nümerik çalışmasında elde edilmiştir. Karagöz (1993)'ün deneysel bir çalışmasında ise tek branşlı bir kanalda periyodik akış ele alınmış, bir periyod boyunca akışkanın dallanma bölgesindeki davranışı laser ışın demeti ile kullanılarak incelenmiştir. Asimetrik bir dallanma yapan bir sistemde havanın davranışı ve fizyolojik parametrelere bağlılığı ise Elad ve diğ. (1998) tarafından hesaplamalı olarak incelenmiştir.

Biyolojik akışlar konusunda yapılan çalışmaların bir kısmı ise iki fazlı akışları kapsamakta olup, akışın davranışı yanında aerosol transport ve partiküllerin dallanma bölgesindeki dağılımı ile bu dağılımı etkileyen faktörler üzerinedir (bkz. Heyder and Rudolph, 1985, Koblinger and Hofmann, 1990, Heistracher ve diğ., 1995, Balashazy ve diğ., 1999). Ancak burada dallanan borulardaki iki yönlü periyodik akışlar üzerinde durulacağından iki fazlı veya non-newtonien akışlar üzerinde durulmayacaktır.

Bu çalışmada insan solunum sistemindeki akış olayını tanımlayan denklemler yazılarak boyutsuzlaştırılmış ve bu tür akış olaylarında etkili olan boyutsuz parametreler elde edilmiştir. Model çalışmalarında, deneysel veya sayısal çalışmalarda kullanılabilecek olan bu boyutsuz sayıların solunum sisteminde ne mertebelerde olduğu ve sistem boyunca nasıl değiştiği ayrıca incelenmiştir.

1.1. Biyolojik Akış Özellikleri

Biyolojik akışlara en önemli örneklerden biri solunum sistemindeki hava veya gaz akışıdır. Bu sadece gaz alışverişi değil aynı zamanda havadaki kirleticiler açısından da önemlidir. Yetişkin bir insan günde ortalama 15 kg hava solumakta olup bu günde tüketilen ortalama 2 kg su ve 2 kg yiyecek ile mukayese edildiğinde solunan havanın insan için en büyük kirletici kaynak olduğu anlaşılır. Yetişkinlerde ortalama 100-140 m² olan geniş yüzey alanı, tipik morfolojik yapısı, kılcal dolaşım ile hava dolaşımı arasındaki ince ayırım nedeniyle kirli hava ile ilgili araştırmalar akciğerler üzerinde yoğunlaşmıştır.

Matematik modeller kullanarak difüzyon olayları ve kirleticilerin muhtemel zararlarının önceden tahmin edilmesi insanlar üzerinde doğrudan ölçümleri minimuma indirecektir. Ancak her halükarda teorik çalışmaların doğruluğunu kontrol için deneysel çalışmalara ihtiyaç vardır.

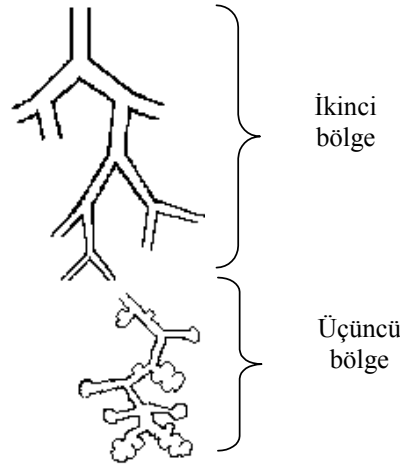
Bir hava akışından gaz bileşenlerinin absorpsiyonunda fizikokimyasal faktörlerin etkileri, endüstriyel gaz ayırma üniteleri dizayn eden kimya mühendislerinin temel ilgi alanlarındandır. Burada akciğer anatomisi ve aerodinamik üzerine olan etkiler yanında, difüzyon ve kimyasal reaksiyonların esasları ile kütle transferi katsayıları cinsinden özellikleri incelenebilir.

1.2 İnsan Solunum Sisteminin Anatomisi ve Fizyolojisi

Aerodinamik ve hemodinamik üzerine etkilerini inceleyebilmek için insan solunum sisteminin anatomisi bilinmesi gerekir. Solunum sistemi, temel olarak, oksijenin alınıp karbondioksitin atılması için görev yapan kompleks yapıda organlar topluluğudur. Sakin solunumda bir defada alınan hava hacmi yaklaşık 500 ml olup 20 nefes/ dak.'lık bir frekans söz konusudur. Bu da 10 lt/dak.'lık bir debiye karşılık gelir. Üç bölgeye ayrılabilen solunum sisteminde birinci bölge olan üst solunum yolları ağız veya burundan başlayıp gırtlığa kadar uzanır. Bu kısım sadece koku alma değil, alınan havanın filtrelendiği, nem ve sıcaklık bakımından vücut şartlarına uygun hale getirildiği esas bölgedir. Burundaki kıvrımlı ve yüksek özgül alanlı kanallar çözünabilir gazların absorpsiyonu için idealdir. Normal şartlar altında solunum burun yoluyla olurken yorgunluk veya özel şartlar altında ağız yoluyla solunum olabilmektedir.

İkinci kısım gırtlaktan sonraki ana solunum yolu (trachea) ile başlayıp ince kanallarının (alveole) başladığı yere kadar devam eden dallanmış kanallardan (bronşlar) oluşur. Bu bölgede ana kıkırdak halkalardan oluşan ana hava borusu (trachea) yaklaşık 1.8 cm çapında olup 12 cm kadar sonra sağ ve sol akciğerlere ulaşmak üzere iki dala ayrılır. Bu şekilde dallanmalar sağ ve sol akciğerlerde asimetrik bir yapıda devam eder. Her dallanma bir jenerasyon olarak adlandırılır. Bir jenerasyonda oluşan iki dal yaklaşık aynı çapta olup açıkları farklı olabilmektedir. Bahse konu ara bölgede 10-15 civarında jenerasyon olup kıkırdaklı yapı yaklaşık 10 jenerasyona kadar devam eder (Hughes ve diğ., 1972). Gittikçe çapları ve uzunlukları azalan bu hava kanalları uç kısımda 0.1 cm çapa kadar incelik. Böylece başlangıçta 2.54 cm² olan akış kesit alanı bölge sonunda 180 cm² ye ulaşır.

Bu kısımda, solunan hava bir takım ani kesit daralması veya genişlemesine maruz kalır. Bu da hava akışında hızlanma ve yavaşlamalara neden olur. Bu bölgede akış genelde laminer olup radyal transport ancak moleküler difüzyon yoluyla olur. Türbülanslı akışın meydana geldiği özel durumlarda ise türbülans eddy hareketleri maddenin radyal taşınımını ve cidara ulaşmasını kolaylaştırır ki bu gaz absorpsiyonu için olumlu bir durumdur.



Şekil 1.
Solunum sisteminin yapısı

Geometrik düzensizliklerin oluşturduğu etkiler nedeniyle üst solunum yollarındaki akış tam gelişmiş hale gelemmez. Geometriye ve akış şartlarına bağlı olarak oluşan lokal jetlerden kaynaklanan yüksek hız gradientleri düşük Reynolds sayılarında bile türbülans edilerinin oluşmasına neden olur (Simone and Ultman, 1082). Dolayısıyla üst solunum yollarından gelen eddy hareketlerinin tam sönmelenememesi solunum sistemi bronş kanallarında tesadüfi (random) hız salınımlarına neden olur bu da radyal gaz karışımını kolaylaştırır. Ayrıca bronşlarda laminer bölgede, nefes almada çift vorteks, nefes vermede ise dörtlü vortekse sahip düzenli bir akış yapısı görülür (Schroter and Sudlow, 1969). Bu ikincil akış sirkülasyonlarının oluşturduğu radyal karışım kanal cidarlarına doğru gaz transportuna yardımcı olur.

Üçüncü bölge olan alt solunum bölgesi (pulmonary veya respiratory bölge) esas gaz alışverişinin meydana geldiği yani kandaki CO₂'nin atılıp oksijenlendirme işleminin gerçekleştirildiği bölgedir.

Yaklaşık 0.1 cm çapında ve 0.1 cm uzunluğunda kanallarla başlayan bu bölgede dallanmalar devam eder ve en uçta ince hava kanalları alveoli denilen hava kesecikleri ile son bulur. 0.200-0.3 mm civarında çapa sahip bu keseciklerin sayısı 300 milyon civarındadır. Akciğerlerde alveoli altıgen bir yapı görüntüsüne sahip olup hava hacminin mililitresi başına 200 cm²'den fazla bir yüzey alanına sahiptir. Alveoli bölgesinin bu yapısı ve gayet ince olan zar gaz alışverişi için olduğu kadar havadaki muhtemel kirleticilerin absorpsiyonu için de uygun bir ortam oluşturur (Weibel, 1963).

2. TEORİK ANALİZ

Tipik olarak solunum sisteminde görülen genel bir dallanan boru sistemindeki (Şekil 1) periyodik akış zamana bağlı olmak yanında, özellikle dallanma nedeniyle oluşan akış ayrılması ve ikincil akımlar dolayısıyla üç boyutlu bir yapıya sahiptir. Cidarların elastik olması yanında akış sıkıştırılabilir akış veya non-Newtonien akış olabilir. Ayrıca belli şartlarda akışın türbülanslı olacağı da açıktır. Bütün bu nedenlerden dolayı akışı karakterize eden korunum denklemlerinin tam analitik çözümleri yoktur. Diğer yandan bu tür bir karmaşık yapıdaki akışın nümerik çözümü, özellikle sınır şartlarının uygulanmasındaki zorluk ve bilgisayar hafıza ihtiyacı nedeniyle ancak son yıllarda ele alınmaya başlanmıştır.

Boru cidarlarını rijit, akışı sıkıştırılmaz kabul ederek üç boyutlu zamana bağlı korunum denklemlerini silindirik koordinatlarda aşağıdaki gibi yazmak mümkündür.

$$\frac{\partial V_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial V_\theta}{\partial \theta} + \frac{V_r}{r} + \frac{\partial V_z}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial V_r}{\partial t} + V_r \frac{\partial V_r}{\partial r} + \frac{V_\theta}{r} \frac{\partial V_r}{\partial \theta} - \frac{V_\theta^2}{r} + V_z \frac{\partial V_r}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial r} \\ + \nu \left(\frac{\partial^2 V_r}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial V_r}{\partial r} - \frac{V_r}{r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 V_r}{\partial \theta^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial V_\theta}{\partial \theta} + \frac{\partial^2 V_r}{\partial z^2} \right) \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial V_\theta}{\partial t} + V_r \frac{\partial V_\theta}{\partial r} + \frac{V_\theta}{r} \frac{\partial V_\theta}{\partial \theta} + \frac{V_r V_\theta}{r} + V_z \frac{\partial V_\theta}{\partial z} = -\frac{1}{r\rho} \frac{\partial p}{\partial \theta} \\ + \nu \left(\frac{\partial^2 V_\theta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial V_\theta}{\partial r} - \frac{V_\theta}{r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 V_\theta}{\partial \theta^2} + \frac{2}{r^2} \frac{\partial V_r}{\partial \theta} + \frac{\partial^2 V_\theta}{\partial z^2} \right) \end{aligned} \quad (3)$$

$$\frac{\partial V_z}{\partial t} + V_r \frac{\partial V_z}{\partial r} + \frac{V_\theta}{r} \frac{\partial V_z}{\partial \theta} + V_z \frac{\partial V_z}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \left(\frac{\partial^2 V_z}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial V_z}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 V_z}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 V_z}{\partial z^2} \right) \quad (4)$$

Bu akışa ait boyutsuz parametreleri ortaya koymak için karakteristik büyüklükler aşağıdaki gibi seçilmiştir. Karakteristik boyut olarak ana boru çapı D , karakteristik hız olarak ortalama hız V_m , karakteristik zaman olarak ise periyodik olayın periyodu veya açısal hızın (ω) tersi alınabilir. Buna göre boyutsuz büyüklükler

$$x_i^* = \frac{x_i}{D} \quad u_i^* = \frac{u_i}{V_m} \quad t^* = \omega t \quad p^* = \frac{p}{\rho V_m^2} \quad (5)$$

olacaktır. Burada x_i koordinat eksenleri için, u_i ise hız bileşenleri için kullanılmıştır. Bu boyutsuz büyüklüklerin kullanılması ile süreklilik denklemi (Eş.1) kısaca

$$\nabla \cdot \mathbf{V}^* = 0 \quad (6)$$

haline dönüşürken momentum denklemleri (Eş. 2, 3 ve 4) vektörel eşitlik olarak kısaca

$$\frac{\omega D}{V_m} \left(\frac{\partial V^*}{\partial t^*} + V^* \nabla V^* \right) = -\nabla p^* + \frac{\nu}{V_m D} \nabla^2 V^* \quad (7)$$

forma dönüşür. Bu boyutsuz denklemlerde iki önemli boyutsuz parametre ortaya çıkmıştır. Bunlar Reynolds sayısı ve Strouhal sayısıdır. Yani

$$\text{Re}_m = \frac{D V_m}{\nu} \quad \text{St} = \frac{D \omega}{V_m} \quad (8)$$

olup konum ve zaman ortalaması olarak tanımlanan V_m

$$V_m = \frac{2}{A \tau} \int_0^{\tau/2} \left(\int u \, dt \right) dA \quad (9)$$

şeklinde ifade edilebilir. Burada akışa dik kesit alanı A , akış periyodu $\tau=2\pi/\omega$ ve akış doğrultusundaki hız bileşeni u olup ortalama yarım periyot üzerinden alınmıştır.

Buradaki boyutsuz sayılar, hesaplaması zor ve öncelikle bilinmeyen bir ortalama hıza bağlıdır. Ayrıca ortalama hızlar daha farklı şekillerde de tanımlanabilir. Bu yüzden ortalama hıza bağlı olmayan boyutsuz sayılar tanımlamak daha kullanışlı olacaktır. Strouhal sayısı yerine kullanılacak, ortalama hızdan bağımsız bir parametre elde etmek üzere, Strouhal ve Reynolds sayılarının çarpımı teşkil edilirse

$$\text{St} \text{Re}_m = \frac{D \omega}{V_m} \frac{D V_m}{\nu} = D^2 \frac{\omega}{\nu} \quad (10)$$

ifadesi elde edilir. Sağ taraf terimi boyutsuz ve ortalama hızdan bağımsız olup yeni bir boyutsuz sayı olarak

$$\alpha = D^2 \frac{\omega}{\nu} \quad (11)$$

şeklinde tanımlanabilir.

Bu parametrelerden başka periyodik olarak yön değiştiren akışlarda bir başka önemli parametre ortaya çıkmaktadır. Bu parametre akışkan partiküllerinin yarım periyot esnasında uğradığı ortalama maksimum yer değiştirme uzunluğudur. Bu tanıma göre ortalama yer değiştirme uzunluğu

$$\Delta x = V_m \tau / 2 = V_m / 2f \quad (12)$$

olup burada f akışın frekansıdır.

Viskozite ile olan ilgisi açısından, düşük α sayılarında akış laminar olur denilebilse bile, bir akışın türünü tayin etmekte kullanılan Reynolds sayısı burada da kullanılabilir. Ancak periyodik akış durumunda akışın davranışı zamanla değişebilir. Yani akış belli anlarda türbülanslı, belli anlarda ise laminar olabilmektedir. Dolayısıyla bu tür akışta akışın kararsızlığını veya türbülansa geçişini belirlemede kullanılacak daha etkin bir parametreye ihtiyaç vardır. Bu amaçla başvurulmuş bir yol Reynolds sayısını farklı şekillerde yazmaktır. Örneğin ortalama hız yerine, kesit boyunca alınan maksimum ortalama hız, bir başka ifadeyle hız genliği V_0 kullanılarak tanımlanan $\text{Re}_0 = D V_0 / \nu$ daha anlamlı olabilir. Benzer şekilde Reynolds sayısı, yer değiştirme uzunluğunun etkisini de içerecek şekilde

$$\text{Re}_{\Delta x} = \frac{\Delta x V_m}{\nu} \quad (13)$$

dikkate alınabilir. Değişik hız tanımları kullanma yerine hızdan bağımsız bir parametrenin kullanımı uygun olacaktır. Bu amaçla Eş.8, 11 ve 12'den

$$\pi \frac{\text{Re}_m}{\sqrt{\alpha}} = \Delta x \sqrt{\frac{\omega}{\nu}} \quad (14)$$

elde edilebilir. Bu ifadenin sağ tarafı yeni bir boyutsuz sayı olarak

$$\beta = \Delta x \sqrt{\frac{\omega}{\nu}} \quad (15)$$

şeklinde tanımlanabilir. Geçiş sayısı olarak adlandırılacak bu parametre türbülansa geçişin bir göstergesi olarak kullanılabilir.

Bu açıklamalar altında periyodik olarak yön değiştiren sıkıştırılmaz bir akış için en önemli parametreler olarak α sayısı, Reynolds sayısı veya geçiş sayısı ile yer değiştirme uzunluğu sayılabilir. Ancak akışın geometrisi ve sınır şartları açısından ilave parametreler olarak, dallanma açıları ve dal çaplarının ana boru çaplarına oranı yanında dallanmalar arası mesafelerin de önemli rol oynadığını belirtmek gerekir. Ayrıca biyolojik akışlar açısından cidarların elastikiyeti de, akış tedirginliklerinin yayılma hızı açısından önemli olacaktır. Bu çalışmada yapılan analizde ısı ve kütle transferi dikkate alınmamıştır. Bunların olması durumunda ilave boyutsuz sayıların ortaya çıkacağı açıktır.

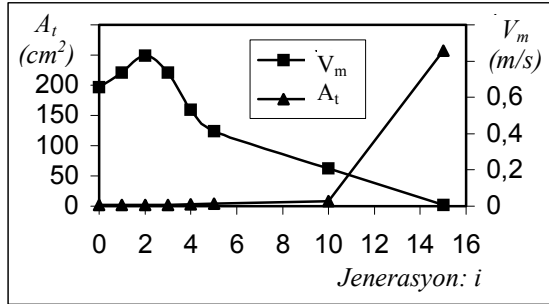
3. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Dallanan borularda periyodik akış örneği olarak ele alınan solunum sistemindeki akış için korunum denklemleri yazılmış, karakteristik büyüklükler tanımlanarak boyutsuz sayılar elde edilmiştir. Bu bölümde, ortaya çıkan üç önemli parametrenin değişimini incelemek üzere insan solunum sistemine ait veriler kullanılacaktır.

Solunum sisteminde her jenerasyonda bir dal ikiye ayrıldığı düşünülürse i .ci jenerasyondaki toplam dal sayısı 2^i olacaktır. Buna göre solunum sistemi boyunca toplam akış kesit alanının ve ortalama hızın değişimi Şekil 2’de verilmiştir. Bu değişimin hesabında, normal solunum değerleri olarak solunum periyodu 3 s, solunan hava debisi 10 lt/dak alınmıştır. Görüldüğü gibi kesit alanındaki artış yaklaşık 10. jenerasyona kadar çok düşük iken daha sonra hızlı bir şekilde artmaktadır. Buna paralel olarak ortalama hız da belli bir değerden sonra hızlı bir şekilde düşmektedir.

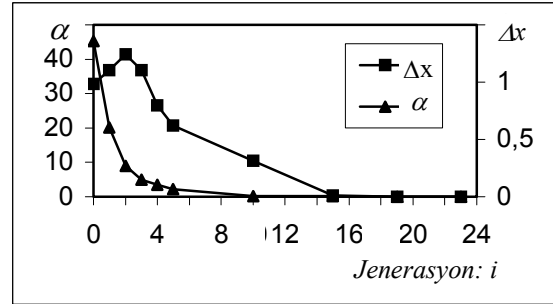
Aynı değerlerle elde edilen α sayısının ve yer değiştirme uzunluğunun değişimleri Şekil 3’te verilmiştir. α sayısı solunum sistemi boyunca yaklaşık 45’ten 0,02’ye kadar sürekli azalırken yer değiştirme uzunluğu önce bir miktar artıp daha sonra belirgin bir şekilde azalmaktadır.

Şekil 4 ise Reynolds sayısı ile geçiş sayısının solunum sistemi boyunca değişimlerini göstermektedir. Ortalama hıza göre hesaplanan Reynolds sayısı bu akış şartlarında yaklaşık 800’den 0.005’e düşmektedir. Geçiş sayısı ise, yer değiştirme uzunluğundan kaynaklanan bir artıştan sonra benzer bir değişim göstermektedir. Bu değerlerden akışın laminar olduğu anlaşılmaktadır.



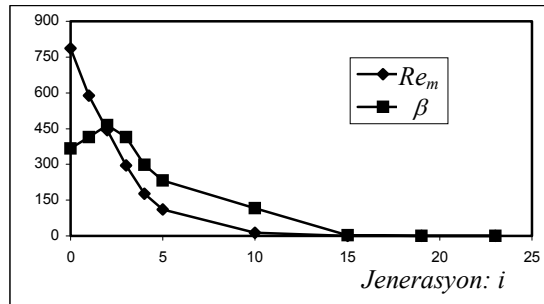
Şekil 2.

Solunum sistemi boyunca toplam akış kesit alanı ile ortalama hızın değişimi



Şekil 3.

α sayısı ve yer değiştirme uzunluğunun değişimi



Şekil 4.

Reynolds ve geçiş sayılarının değişimi

Bu sonuçlara göre başlangıçtan itibaren birinci jenerasyondan en uç kısma kadar dalların çapları azalırken belli bir jenerasyondan sonra, özellikle respirator bölgesinde dalların kesit alanları toplamı hızlı bir şekilde artmakta ve bunun neticesi olarak eksenel akış hızı ile Reynolds sayısı aynı oranda azalmaktadır. Bu yüzden normal solunumlarda hiçbir dalda ortalama Reynolds sayısı laminar sınır değerini aşmamaktadır.

Respirator bölgesinde akış kesit alanının çok fazla olması izafi olarak eksenel difüzyon boyunun çok kısa olması anlamına gelir. Dolayısıyla taze solunan havanın artık gaz ile eksenel karışımı önemli ölçüde respirator bölgesinde gerçekleşir. Ayrıca akış kesit alanı yanında cidar yüzey alanının da çok artması ve yer değiştirme uzunluğunun düşük olması gaz absorpsiyonu açısından oldukça önemlidir.

Yapılacak bir model çalışmasında, burada ortaya konan boyutsuz parametreler yanında geometrik oranların da sağlanması gerektiği açıktır. Geometrik parametreler olarak dallanma açıları ile dal çaplarının ana dal çapına oranları sayılabilir.

4. KAYNAKLAR

1. Balashazy, I., Hofmann, W., Heistracher, T. (1999) Computation of local enhancement factors for the quantification of particle deposition patterns in airway bifurcations, *J. Aerosol Sci.*, 30(2), 185-203.
2. Cooper, W.L., Nee, V.W. and Yang, K.T. (1994) An experimental investigation of convective heat transfer from the heated floor of a rectangular duct to a low frequency, large tidal displacement oscillatory flow, *Int. J. Heat Mass Transfer*, 37(4), 581-592.
3. Elad, D., Shochat, A. and Shiner, R.J. (1998) Computational model of oscillatory airflow in a bronchial bifurcation, *Respiration Physiology*, 112(1), 95-111.
4. Faghri, A., Faghri, M. and Javdani, K. (1980) Effect of flow pulsation on laminar heat transfer between two parallel plate, *Warme-und Stoffübertragung*, 13, 97-103.
5. Gerrard, J.H. (1971) The flow due to an oscillating piston in a cylindrical tube, *J. Fluid Mech.*, 50(1), 97-106.
6. Haselton, F.R. and Scherer, P.W. (1982) Flow visualization of steady streaming in oscillatory flow through a bifurcation tube, *J. Fluid Mech.*, 123, 315-333.
7. Heistracher, T., Balashazy, I. and Hofmann, W. (1995) The significance of secondary flows for localized particle deposition in bronchial airway bifurcations, *J. Aerosol Sci.*, 26(1), 515-516.
8. Heyder, J. and Rudolph, G. (1984) Mathematical models of particle deposition in the human respiratory tract. *Journal of Aerosol Science*, 15, 697-707.
9. Hino, M., Sawamoto, M. and Takasu, S. (1976) Experiments on transition to turbulence in an oscillatory pipe flow, *J. Fluid Mech.*, 75(2), 193-207.
10. Hughes, J.M., Hoppin, F.G. and Mead, J. (1972) Effects of lung inflation on bronchial length and diameter in excised lungs, *J. Appl. Physiol.*, 32, 23-35.
11. Karagoz, I (1993) Experimental investigation of periodic flow in branching pipes, *Flow Measurement and Instrumentation*, 4(3), 163-169.
12. Karagoz, I (2001) Variation of momentum and thermal boundary layers for oscillatory flows in a channel, *Int. Commun. Heat And Mass Transfer*, 4(3), 163-169.
13. Kerczek, C. von and Davis, S.H. (1974) Linear stability theory of oscillatory Stokes layers, *J. Fluid Mech.*, 62(4), 753-773.
14. Khodadadi, J.M., Vlachos, N.S., Liepsch, D. and Moravec, S. (1988) LDA measurements and numerical prediction of pulsatile laminar flow in a plane 90-degree bifurcation, *J. Biomechanical Eng.*, 110, 129-136.
15. Kim, S.Y., Kang, B.H. and Hyun, J.M., (1993) Heat transfer in the thermally developing region of a pulsating channel flow, *Int. J. Heat Mass Transfer*, 36(17), 4257-4266.
16. Koblinger, L. and Hofmann, W. (1990) Monte Carlo modeling of aerosol deposition in the human lungs: Part I: Simulation of particle transport in a stochastic lung structure. *Journal of Aerosol Science*, 21, 661-674.

17. Kurzweg, U.H. (1985) Enhanced heat conduction in oscillating viscous flows within parallel-plate channels, *J. Fluid Mech.*, 156, 291-300.
18. Li, P. and Yang, K.T. (2000) Mechanisms for heat transfer enhancement in zero-mean oscillatory flows in short channels, *Int. J. Heat Mass Transfer*, 43, 3551-3566.
19. Liao, Q.D., Yang, K.T. and Nee, V.W., (1994) An analysis of conjugate heat transfer from a heated wall in a channel with zero-mean oscillatory flow for small oscillatory flow Reynolds numbers, *Int. J. Heat Mass Transfer*, 37(1), 415-423.
20. O'Brien V., Ehrlich, L.W. and Friedman, M.H. (1976) Unsteady flow in a branch, *J. Fluid Mechanics*, 75(2):315-336.
21. Pedley, T.J., Schroter, R.C. and Sudlow, M.F. (1971) Flow and pressure drop in systems of repeatedly branching tubes, *J. Fluid Mech.*, 46(2), 365-383.
22. Shemer, L., Wygnanski, I. and Kit, E. (1985) Pulsating flow in a pipe, *J. Fluid Mech.*, 153, 313-337.
23. Schroter, R.C. and Sudlow, M.F. (1969) Flow patterns in models of the human bronchial airways, *Respir. Physiol.*, 7, 341-353.
24. Simone, A.F. and Ultman, J.S. (1982) Longitudinal mixing by the human larynx, *Respir. Physiol.*, 49, 187-203.
25. Weibel, E. (1963) Morphology of the lung, *Academic Press*, New York.
26. Womersley, J.R. (1955) Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known, *J. Physiol.*, 127, 553-563.
27. Yang, W.H. and Yih, C.-S. (1977) Stability of time periodic flows in circular pipe, *J. Fluid Mech.*, 82(3), 497-505.