



3 Boyutlu Üretilmiş Analitik Arterde, Periyodik Kayma İndeksi, Zamansal Ortalama Kayma Gerilmesi ve Görelî Kalma Süresi İncelemeleri

Oscillating Shear Index, Time Averaged Wall Shear Index, Relative Residence Time Analysis in 3D Structured Analytical Artery

Erke Arıbaş¹, M. Serdar Çelebi²

¹Bilgisayar ve Bilişim Fakültesi ²Bilişim Enstitüsü
İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul, Türkiye
{aribas, mscelebi}@itu.edu.tr

Özetçe — Bu çalışmada, İnsan vücudundaki damar bilgileri alınarak analitik üç boyutlu silindirik oluşturulmuş yapıda sayısal olarak kan akışı modellenmiş ve biomekanik etkileri incelenmiştir. Modellenen geometri orta büyüklükte bir arterin (çölyak) incelenmesiyle oluşturulmuştur. Giriş modeli olarak sabit ve sinüs hız profili kullanarak ön giriş bölgesine enterpolasyon yöntemi uygulanmıştır. Newtoniyen olmayan Carreau viskozite modeli ve akış-yapı etkileşimi (AYE) sayısal simülasyonu uygulanarak, karşılaştırılmıştır. Temel hız, basınç ve kayma gerilmelerinin haricinde kayma gerilmelerine bağlı Periyodik Kayma İndeksi (PKİ), Zamansal Ortalama Kayma Gerilmesi İndeksi (ZOKGI) ve Görelî Kalma Süreleri (GKS) incelenmiştir. Örneğin stenozlu bölgeler tespit edilebilir. Sonrada bu değerlerin neyle ilişkili oldukları ve niye önem oluşturdukları irdelenmiştir.

Anahtar Kelimeler — HAM;Damar;Kan;AYE;PKİ;ZOKGI;GKS;

Abstract — This study investigates the bio-mechanics of one main artery model in a three dimensional analytical cylindrical generated geometry based on a real human artery. Structured geometry is a medium large (celiac) artery. Constant and sinus velocity profile is applied as an interpolated input. Non-Newtonian Carreau viscosity model and fluid-structure interaction (FSI) is applied numerically. Oscillating Shear Index (OSI), Time Averaged Wall Shear Stress Index (TAWSSI) and Relative Residence Time (RRE) as well as velocity, pressure and pressure are studied. As an example, stenosed areas can be studied with the help of the model. Then these values are compared and presented for their importance.

Keywords — CFD;Blood;Artery;FSI;OSI;TAWSSI;RRE

I. GİRİŞ

Günümüzde milyonlarca kişiyi etkileyen rahatsızlıkların en önemli olanlarından biride kardiyovasküler hastalıklar olduğu bilgisi kabul görmektedir. Hastalıkların modelleme ve simülasyonu için arterleri basit tüpler gibi düşünerek arterlerin biyomekaniksel etkileri daha kolay incelenebilir. Arterler ve damarların bu faktörler ile kardiyovasküler sağlık arasındaki ilişkileri yüzyıllardır damar hastalıklarıyla ilişkilendirilmekte fakat çok az bilinmektedir. Bugün, BT ve MRI gibi tıbbi görüntüleme yöntemlerinin tıbbi ilgili alanlarda yaygın ve güvenilir olduğunu bilmekteyiz. Teknolojik büyüme hızlı bir biçimde ilerlemekle birlikte, bu yöntemler hala nadiren ileri görüntüleme ve modelleme analizleri için veri elde etmek amacıyla kullanılmaktadır. Hemodinamik özellikleri dikkate alan örneği ile Young [1], ya da diğer örneklerle Roy [2] ve Davies [3] hemodinamiksel araştırmalarıyla damarlarla ilgili materyallerle kardiyovasküler çalışmaların kaynağı olmuşlardır.

Çalışmamızdaki temel amaç 3 boyutlu silindirik yapıdaki sayısal geometride hedeflenen Navier-Stokes denklemlerinin yanında yapısal faktörleri de göz alarak, ki buna akış-yapı etkileşimi de denir (AYE), temel arteriyel sistemi karmaşık olarak modelleyebilmektir. Temel bir geometrideki kullanılan metodların hemen hemen hepsinde ilk başlarda, çapı daha önceden tanımlanmış üç boyutlu damar ağaç yapılarının simülasyonu olarak bir boyutlu modelleme ile başlamıştır [4,5]. Bir boyutlu modellerin yeterli olmadığı anlaşıldıktan sonra ise üç boyutlu oluşturulmuş geometriler kullanılmıştır. Üretilen geometrilerin en bilinenlerinden biri ve benzetimlerden dolayı basit silindirik geometrilerin damarlara yapısal

Sistem Modelleme 2

1. Gün / 27 Ekim 2016, Perşembe

olarak daha yatkın oldukları bilinmektedir. Ateroskleroz hastalığının genelde damar cidarlarında ve damarın intima bölgesinde yağlı maddelerin birikmesiyle oluştuğu gözlenmiştir. Damarlardaki bu birikmenin damarın yapısını bozarak diğer damarları da etkilediği ve aterosgenesis oluşumuna yol açtığı görülmüştür [6,7]. Gerçek bir hastanın modellenmesinden önce oluşturulmuş geometrik yapı üzerinde simülasyon çalıştırılmıştır [8-10].

Gerçek bir hastanın damar geometrisine benzeyen silindirik yapıyı elde etmek için, var olan gerçek bir damarın ölçüleri alınır ve 3 boyutlu yüzey geometri üçgen hücrelerle oluşturulur. Sonra yüzey yapılar kullanarak simülasyon için 3 boyutlu hale bu yapının içi hücrelerle doldurulmak suretiyle oluşturulur. Hacimsel örgü üretme tekniği kullanılarak elde edilen bu adımda, önışleme yöntemlerinin uygulanmasından sonra HAM (Hesaplamalı Akışkanlar Mekaniği) çözücüler kullanılır.

II. MODELLENEN GEOMETRİ

Üretilmiş geometri ölçüleri, rutin olarak periyodik check-up sırasında elde edilen tanı veri bilgileri ile 56 yaşında bir bayan hastasının çölyak damarının ölçülerine benzer özellik gösterecek şekilde oluşturulmuştur.

Örgü oluşturma işlemi ilk olarak kaba bir yöntemle yapıldığından Örgü kalitesinin kontrolü gerekir. Örgü sürekliliğin sağlanması için giriş bölgesine yoğun örgülerin oluşturulması yapının mükemmel silindirik bir yapıda olduğundan gerekmemiştir. Yapının yüzeyinde ve hacminde ne kadar sıklıkla örgü oluşturulacağı kriteri simülasyon sırasında silindirik yapının matematiksel olarak analitik çözümlerine göre kontrollü bir şekilde ayarlanmıştır.

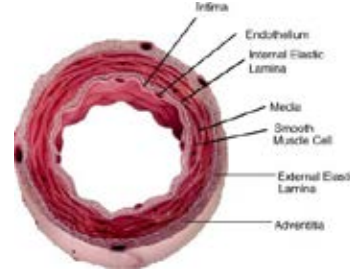
Simülasyonda çift incelikli hesaplama yöntemleri kullanarak sadece akışı yönlendiren basınç farklılıkları değil, giriş ve çıkıştaki akış hızlarının farklılığı izlenmiştir.

III. KAN DİNAMIĞI

Öncü olan Perktold'un çalışmalarından beri [12], insan damarlarındaki kan akışı araştırmalarının ana hedefi 3 boyutlu denklemlerin sayısal çözümlerini özellikle sonlu elemanlarla incelemek olmuştur. vitro teknikler kullanarak olayların araştırılmasında cidardaki sürtünmeler, kütle taşınımı ve gerçekçi anatomik modeller, kısmen veya bazen hiç yeterli olmamaktadır [13-16]. Çağdaş deneysel ve sayısal yöntemlerin son yıllardaki genel bir bilgisi Taylor ve Draney' de [17] bulunabilir.

Bu çalışmada, çok fazlı bir ortam oluşturulmuştur. Kan içerisindeki sırayla plazma p, alyuvarlar rbc, akyuvarlar wbc ve trombositler pl olarak gösterilmiştir. Çalışma temel

olarak plazma(p) olarak üzerine kurulmuş ve diğer kan içeriklerinin etkisi sıfır alınmıştır.



Şekil 1. Kan damarı yapısı

Kütle Korunumu Yasası:

$$\frac{\partial(\rho_p \varepsilon_p)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_p \varepsilon_p \vec{v}_p) = 0$$

ρ yoğunluğu, ε hacim bölünümü, t zamanı, ve v hızı göstermektedir. Ek olarak, her fazın hacim bölünümünün toplamı bire eşit olmalıdır.

$$\sum_{k=1}^{np} \varepsilon_k = 1.0$$

Toplam fazların sayısı np ve 4 olarak belirlenmiştir. Bir faza ait olan hacim bölünümü diğer fazlar tarafından kullanılması mümkün değildir. Bu çalışmada $p = 1$ alınmıştır.

Karışım Yoğunluğu:

Kan karışım yoğunluğu hacim-bölünümlü-ağırlıklı yoğunluk olarak diğer minör kan bileşenlerini içermeden dört faz olarak aşağıda ifade edilmiştir.

$$\rho_{mix} = \varepsilon_p \rho_p + \varepsilon_{rbc} \rho_{rbc} + \varepsilon_{wbc} \rho_{wbc} + \varepsilon_{pl} \rho_{pl} = 1$$

Momentum Korunumu Yasası:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho_p \varepsilon_p \vec{v}_p)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_p \varepsilon_p \vec{v}_p \vec{v}_p) \\ = -\varepsilon_p \nabla p + \nabla \cdot \bar{\tau}_p + \varepsilon_p \rho_p \vec{g} \\ + \sum_{i=rbc, wbc, pl} \beta_{pi} (\vec{v}_i - \vec{v}_p) + \vec{F}_p \end{aligned}$$

p basıncı, τ gerilme tensörünü, g yerçekimi, ve F ise zahiri kütle, rotasyonel ve kayma kaldırma kuvvetini içeren dış kuvvetleri ifade eder. kayma kuvvetinde, β_{ik} plazma, alyuvarlar, akyuvarlar ve trombositler arasındaki fazlar arası geçiş momentumunu gösterir. Korunum denklemlerini çözmek için uygun olarak değiştirilmiş konstitütif bağıntıları çözmek gerekmektedir. Buna örnek parçacık-parçacık ve akış parçacık etkileşimidir. Kayma gerilmeleri de her faz için ayrı ayrı ölçülmektedir. Kan için kayma kuvveti ve dış kuvvetler için aşağıdaki bağıntı kullanılır.



Sistem Modelleme 2

1. Gün / 27 Ekim 2016, Perşembe

Konstitütif Bağıntılar:

$$\bar{\tau}_p = \varepsilon_p \mu_p (\nabla \bar{v}_p + (\nabla \bar{v}_p)^T) + \varepsilon_p \left(k_p - \frac{2}{3} \mu_p \right) \nabla \cdot \bar{v}_p \bar{I}$$

Damar Duvarı Mekanığı:

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \equiv 2 \frac{\partial W}{\partial C_{ij}}$$

S_{ij} , ikinci Piola-Kirchoff gerilme tensörü; W , birim hacimde bozulmamış çekme-enerji fonksiyonu; E_{ij} , Lagrangian gerilme tensörü bileşenleri; C_{ij} , sağ Cauchy-Green deformasyon tensörünü ifade eder.

The Lagrangian gerilmesi aşağıdaki gibi gösterilebilir:

$$E_{ij} = \frac{1}{2} (C_{ij} - \delta_{ij})$$

δ_{ij} , Kronecker delta ($i=j$ iken $\delta_{ij}=1$; $i \neq j$ iken $\delta_{ij}=0$)

Deformasyon tensörü C_{ij} deformasyon gradyenleri F_{ij} lerin çarpımıyla oluşur.

$$C_{ij} = F_{ki} F_{kj}$$

F_{ij} = Deformasyon gradyen tensörünün bileşenleridir.

$$J = \det[F_{ij}]$$

J ise, malzemenin, bozulmamış referans hacmine bölünen deformasyon oranıdır (Ogden ve Crisfield).

Termal hacim çekmesi, hacim oranı J 'nin, elastik hacim oranı J_{el} 'i toplam hacim oranı J_{th} bölünmesiyle elde edilir;

$$J_{el} = J/J_{th}$$

Ve termal toplam oran J_{th} ise;

$$J_{th} = (1 + \alpha \Delta T)^3$$

α , termal genişleme katsayısı; ΔT , referans sıcaklık ile o anki sıcaklık farkını ifade eder.

Hiperelastisite geniş bir elastik çekilmesiyle tekrardan toparlanabilen malzemelere denmektedir. Kauçuk gibi Elastomer de diğer polimer materyalleri gibi bu kategoriye girerler. Hiperelastik malzemelerin belirleyici özellikleri çekme enerji potansiyellerinde türetilmiştir. Ayrıca hiperelastik malzemeler genelde çok küçük sıkıştırılmaz oranlarına sahiptirler. Buna da zaten sıkıştırılmaz malzeme denir. Hiperelastik malzeme modelleri malzeme tepkisini izoterma olarak kabul ederler. Bu kabul, çekme enerji potansiyellerinin çekme değişkenlerine ve temel çekme oranlarına bağlıdır. Belirtilmediyse kabul edilen malzeme sıkıştırılmaz alınmıştır. Malzeme termal genişlemesi her zaman izotropik kabul edilmiştir.

Hiperelastik malzeme modellerine örnek olarak Ogden Potensiyeli, Hookean, Neo-Hookean, Yeoh ve Mooney-

Rivlin gösterilebilir. Bu çalışmada alınan malzeme örneği 9 terimli Mooney-Rivlin malzeme modelidir.

Periyodik Kayma gerilimi İndeksi (PKİ):

PKİ, Duvar Kayma Gerilmesi (DKG) vektörünün periyodik olarak değişimini gösteren bir indekstir. PKİ değerleriyle arteriskleroz oluşumu arasında bir ilişki olduğu bilinmektedir.

PKİ değerleri 0 ile 0.5 arasında değişim gösterir. 0.5 değeri 180 derece yansımayı göstermektedir. Yüksek PKİ damar içi kalınlaşmayı işaret eder.-

$$PKI = 0.5 \left[1 - \frac{\left| \int_0^T DKG(s, t) dt \right|}{\int_0^T |DKG(s, t)| dt} \right]$$

Zamansal Ortalama Kayma Gerilmesi İndeksi (ZOKGİ):

ZOKGİ zamana bağlı DKG nin ortalaması tüm periyotta alınarak bulunabilir. ZOKGİ değerleri 0.4 ten küçükse bu atorejenik risk, 1.5'tan büyükse aterokoromalı bölge, 10 ile 15 arasındaysa endotel hasar anlamına gelmektedir.

$$ZOKGI = \frac{1}{T} \int_0^T |DKG(s, t)| dt$$

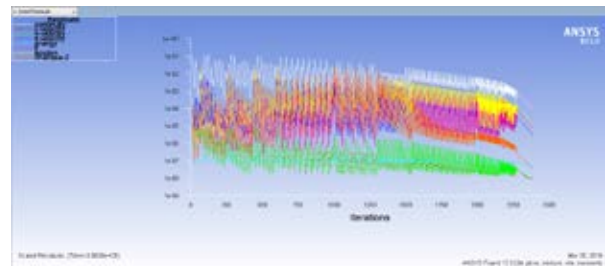
Görelî Kalma Süreleri (GKS):

$$GKS = \frac{1}{(1 - 2PKI)ZOKGI} = \frac{T}{\left| \int_0^T DKG(s, t) dt \right|}$$

Carreau modeline çok bağlı olan bu indekste aterohassasiyet ve aterokoromalı bölgeler tespit edilebilir.

Bu çalışmada uygulanan sınır koşulları şunlardır: Duvara dik hızın sıfır olduğu, kayma olmadığı, basınç gradyeninin sıfır olarak uygulandığı kabulü yapılmıştır. Giriş hızı olarak sinüs hız profili uygulanmıştır. Burada transiyent (geçici) hız profili uygulanmıştır. Modelde bir giriş ve bir çıkış bulunmaktadır ve girişte laminar akış uygulanmıştır [11]. Akış patternleri, orta gövdede olan ve geometrik farklılıkların çıkıştaki hızları fazlaca değiştirdiği silindirik arter modelinden alınmıştır [şekil 2, 3 ve 4]. Simülasyon, sonuçlarını kesin olarak inceleyebilmek için hem üç boyutlu hem de bir boyutlu veriler kullanılarak Ansys Fluent ticari programıyla çözülmüştür.

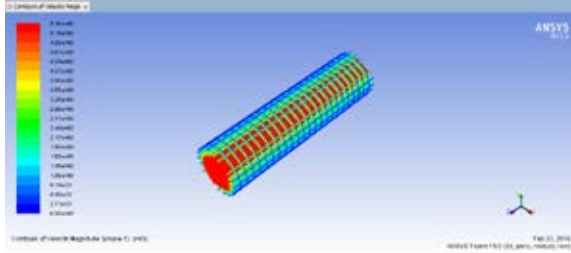
IV. SONUÇLAR



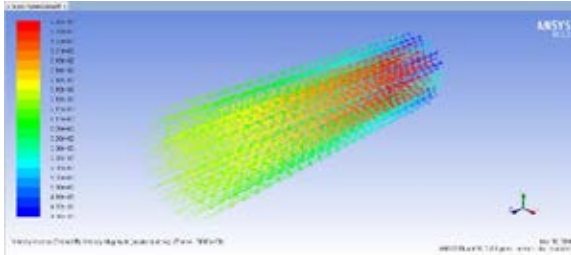
Sistem Modelleme 2

1. Gün / 27 Ekim 2016, Perşembe

Şekil 2. Simülasyon çözümü rezidüyelleri



Şekil 3. Simülasyon çözümü hız konturları



Şekil 4. Simülasyon çözümü hız konturları-parçacık metodu

Giriş Orta Nokta	Gerilim İndexleri değerleri		
	PKİ	ZOKGİ	GKS
Silindir Orta Nokta	0	1	0.9
Silindir Çıkış Orta Nokta	0.2	1.025	0.8887

Tablo 1. Gerilim İndexleri Değerleri

Karmaşık damar geometrilerinden önce temel silindirik yapıda bir geometrinin daha iyi fiziksel bir modelle incelenmesi bize akış karakteristikleri hakkında daha detaylı bilgiler vermektedir,

0.005 Saniye aralıklarla hesaplanan hız ve zamana bağlı değişimleri, sinüs dalga profilinin kan akışının hızla değiştiğini göstermektedir.

İlerki çalışmalarda bu geometrinin stenozlu bir bölge oluşturarak çözülmesi düşünülmektedir. Daha önceki çalışmalarda kullanılan[18] gerçek insan geometrisi ile bu modelin birleştirilmesi düşünülmüştür. Diğer kan içeriklerinde sırayla plazmanın yanında eklenilmesi düşünülmektedir ve Tablo 1 değerleri karşılaştırılacaktır.

KAYNAKÇA

[1] T. Young, Hydraulic investigations, subservient to an intended cronian lecture on the motion of the blood, Philos. Trans. Roy. Soc. (London) 98 (1808) 164–186.

[2] C.S. Roy, The elastic properties of the arterial wall, J. Physiol. 3 (1881) 125–159.

[3] P.F.Davies, “Spatial Hemodynamics, the Endothelium, and FocalAtherogenesis: A cell Cycle Link?” Circ. Res, vol 86, no.2, 2000, pp. 114-116.

[4] A.R. Pries, T.W. Secomb, P. Gaetgens, Design principles of vascular beds, Circ. Res. 77 (5) (1995) 1017–1023.

[5] M.S. Olufsen, Structured tree outflow condition for blood flow in larger systemic arteries, Am. J. Physiol. 276 (1 Pt 2) (1999) H257–H268.

[6] G.S. Kassab, C.A. Rider, N.J. Tang, Y.C. Fung, Morphometry of pig coronary arterial trees, Am. J. Physiol. 265 (1 Pt 2) (1993) H350–H365.

[7] W.W. Nichols, M.F. O’Rourke, McDonald’s Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles, fifth ed., Oxford University Press, 2005.

[8] C.G. Caro, J.M. Fitz-Gerald, R.C. Schroter, Atheroma arterial wall shear.Observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism for atherogenesis, Proc. Roy. Soc. London B: Biol. Sci. 177 (46) (1971) 109–159.

[9] M.H. Friedman, G.M. Hutchins, C.B. Barger, O.J. Deters, F.F. Mark, Correlation between intimal thickness and fluid shear in human arteries, Atherosclerosis 39 (3) (1981) 425–436.

[10] C.K. Zarins, D.P. Giddens, B.K. Bharadvaj, V.S. Sottiurai, R.F. Mabon, S. Glagov, Carotid bifurcation atherosclerosis. Quantitative correlation of plaque localization with flow velocity profiles and wall shear stress, Circ. Res. 53 (4) (1983) 502–514.

[11] <http://www.ansys.com>, accessed at 21.02.2016.

[12] K. Perktold, M. Resch, R.O. Peter, Three-dimensional numerical analysis of pulsatile flow and wall shear stress in the carotid artery bifurcation, J. Biomech. 24 (6) (1991) 409–420.

[13] C.A. Figueroa, I.E. Vignon-Clementel, K.C. Jansen, T.J.R. Hughes, C.A. Taylor, A coupled momentum method for modeling blood flow in three-dimensional deformable arteries, Comput. Methods Appl. Mech. Engrg. 195 (41–43) (2006) 5685–5706.

[14] K. Perktold, G. Rappitsch, Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model, J. Biomech. 28 (7) (1995) 845–856.

[15] C.R. Ethier, Computational modeling of mass transfer and links to atherosclerosis, Ann. Biomed. Engrg. 30 (4) (2002) 461–471.

[16] C.A. Taylor, T.J.R. Hughes, C.K. Zarins, Finite element modeling of blood flow in arteries, Comput. Methods Appl. Mech. Engrg. 158 (1998) 155–196.

[17] C.A. Taylor, M.T. Draney, Experimental and computational methods in cardiovascular fluid mechanics, Annu. Rev. Fluid Mech. 36 (2004) 197–231.

[18] Aribas, E. S.Piskin M.S. Celebi 3D Blood Flow Simulations in Human Arterial Tree Bifurcations BIYOMUT 2009. 14th National. 2009 İzmir, Turkey