



Renal Arter Dallarında Hız, Basınç ve Kayma Gerilmesi İncelemeleri Velocity, Pressure and Shear Stress Analysis in Renal Artery Branches

Erke Arıbaş¹, M. Serdar Çelebi¹

¹ Bilişim Enstitüsü
İstanbul Teknik Üniversitesi
{aribas, mscelebi}@itu.edu.tr

Özetçe

Çalışmada, İnsan vücudundaki renal arter dallarının kan akışı modellenmiş ve biomekanik etkileri incelenmiştir. Modellenen geometri renal arter ve iki ana dalını hedef almaktadır. Giriş modeli olarak Womersley hız profili renal arter bölgesine enterpole edilmiştir. Sistem, Renal arter bölgesine yakın diğer bölgelerin incelenmesiyle daha detaylı ve sağlıklı bir bilgi edinmemizi sağlamaktadır. Örnek olarak renal arter çatallanma bölgesinin hız, basınç ve kayma gerilmeleri araştırılmış ve çatallanmada oluşan olumsuz etkileri detaylı bir şekilde gözlemlenebilmiştir.

Abstract

In this study, blood flow of renal artery branches are modeled and biomechanical effects are investigated in human body. Modeled geometry targets renal artery and two major branches. Womersley Velocity profile is interpolated as an inlet model to renal artery region. With the help of investigating renal artery regions, more detailed and healthy information is gathered in the system. As an example, renal artery bifurcations are searched and negative effects of velocity, pressure and wall shear stress are observed in detail.

1. Giriş

Günümüzde tıbbi görüntüleme yöntemlerinin BT ve MRI gibi teknolojiler kullanılması etkinleşmiş ve yaygın hale gelmiş durumdadır. Özellikle görüntüleme ve modelleme analizleri için veri kullanımı önemini artırmış ve alternatif bir metod değil, ana neden haline gelmiş, kaçınılmaz bir mecburiyet olmuştur.

Çalışmanın konusu renal arter bölgesindeki ana renal arterin çatallanması ile kan akışı modellemesini incelemektir. Renal arter ve dallarını temel tüp borular olarak düşünerek biyomekanik etkilerini gözlemlenmemiz mümkündür. Bu faktörlerin renal arterler ve çatallanma üzerindeki etkileri aralarındaki bağlantı bir grup renal artere bağlı hastalıklar ile ilişkilendirilmektedir[1].

Burada hedef alınan kısım renal arter ve çatallanma bölgelerinin kan dolaşım sistemiyle birbirleriyle olan ilişkilerini

klirik yaklaşımlara yardımcı olacak çalışmalar yapmaktır[2]. Damar sistemindeki çatallanma genel olarak aorttan itibaren geniş çaplı olarak başlar, çapı küçülerek ve damar sayısı artarak devam eder[3]. Bu durum Renal arter dallanmaları için de geçerlidir. Damar fizyolojisi ve hemodinamik üzerine daha fazla analiz Nichols ve O'Rourke'un bilimsel yazılarında da[4] bulunabilir. Arteriyel sistemin karmaşık geometrilerle modellenebilmesiyle damardaki cidar mekaniğinin incelenmesi daha gelişmiş bir şekilde yapılmaya başlanmıştır[5,6]. Bu nedenle, kardiyovasküler hastalıkların ilerlemesi, klinik ve cerrahi müdahale mecburiyetinin gerekliliği cidarlardaki mekanikle ilişkilendirilmiştir. Daha önceki çalışmalarda üç boyutlu damar ağaç yapılarının simülasyonu bir boyutlu ortama modellenerek başlamıştır [2]. Ateroskleroz damarın intima bölgesinde yağlı maddenin birikmesiyle oluştuğundan, bir örnek olarak gösterilebilir. Ateroskleroz damarlarda localize olup damar yapılanmasına göre oynayabileceğinden, yüksek riskli bölgelerde vücuttaki bütün damarları etkileyebilir. Bu da genellikle lokal arterlerde ateroskleroz oluşumuna yol açar[7-9].

İnsana ait damarların görüntülenebilmesi için, çekilen MRI görüntülerindeki 2 boyutlu kesit görüntüleri 3 boyutlu haşé dönüştürmek için Mimics [10] yazılımı kullanılmıştır. Elde edilen 3 boyutlu görüntünün işlenebilir geometrik bir model haline getirebilmek için yüzey geometrinin ufak fakat üçgen hücrelerle kaplanması gerekir. Yaratılan bu üçgenlerin oluşturduğu yüzey meşin içi, sonradan hesaplamalı teknikler kullanılarak hacimsel meşlerle doldurulur.

Yumuşatma ve ayrıtılardırma yöntemleriyle oluşturulan geometri, renal arterin ve oluşturduğu damar geometrisinin daha iyi anlaşılmasına ve modellenmesine yol açmaktadır. bu yüzden değişik meş yapıları ve meş genişletilmeleri de incelenmiştir. Damar sistemi renal arter ve çatallanan damarları içermektedir. Önişleme yöntemlerinin uygulanmasından sonra HAM (Hesaplmalı Akışkanlar Mekaniği)[11] çözücüler simülasyon için kullanılır.

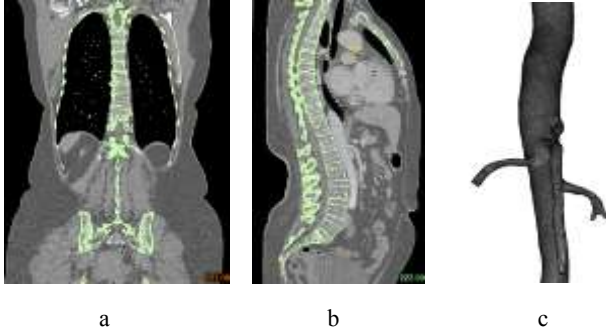
2. Modellenen Geometri

Tanı verileri 67 yaşında bir bayan hastasına aittir ve renal Arter Hastalığına teşhisi düşüncesiyle tanı amaçlı elde edilmiştir. Veri 128' ye 128 rezölüsyonlu BT (Bilgisayarlı Tomografi) verisidir ve her bir dilim arasında 0,61 milimetre

Hastalık Tespiti

uzaklık bulunmaktadır. Veri tarama ve hastadan uygun şekilde veri alınabilmesi için belirli protokollerin hazırlanması gerekmektedir. Örneğin, protez gibi tüm metal ve ilgili materyallerin vücudun üzerinden kaldırılması gerekir. Haricen daha önemli bir prosedür ise hastanın mümkün olduğunca az miktarda hareket etmesini sağlamaktır. Bunun hareket miktarının taranan görüntünü temizliğiyle ilişkilenmiş olması ve bunun hesaplama sırasında kullanılan veri için çok önemli olmasıdır.

Hounsfield denilen çevrim birimiyle görüntü tabanlı pikseller lineer dönüşüm kullanılarak nokta-düğüm haline getirilmektedir [12]. Bu, distile edilmiş suyun radyo-yoğunluğuna göre standart basınç ve sıcaklıkta sıfır Hounsfield birimi olarak tanımlanmasıdır. Damarları ve yumuşak dokuyu kemikten ayırt edebilmek için bu ölçekleme kullanılır ve figür 1a ve 1b de görülebilir. Kesitli görüntüleri vokseller olarak tanımladıktan sonra morfoloji ve alan büyüme gibi teknikler kullanılarak 3 boyutlu model elde edilmektedir. Verilerin ne kadar kaliteli modelleneceği ihtiyacına göre yöntemleri denemek ve oluşturmak uzun zaman almaktadır. Damarların ve yumuşak dokuların ayrıştırılması çeşitli numeric metodlar kullanılmamasını gerektirmiştir. Şekil 1c'de bu operasyonlar daha net görülebilir.



Şekil 1: Görüntü dosyalarından yeniden yapılandırılan kesitler STL formatı kullanılarak matematiksel işlenebilir üçgen meşlere dönüştürülür. a) giriş ve çıkışların nereler olacağını belirlenmesi b) iç hacim oluşturma c) sorumlu hücre işaretleme ve Hounsfield ölçeği kullanarak çatallı damarların elde edilmesi[13].

Renal arter çatallı geometri için yeniden meş işlemleri uygulanması gerekmiştir. İlk meş oluşturma işlemi kaba bir yöntemle yapıldığından meş kalitesinin kontrolü gerekir. Meş sürekliliğinin sağlanması için giriş ve çıkışlarda yoğun meşlerin oluşturulması gereklidir.

Geometri çok kesitli kapatmaların ve ince çaplı boru şeklinde damarların bulunduğu bir yapıya sahip olduğundan basınç düzeyleri arasındaki farklar büyümeye meyillidir. Bu bölümler arasındaki sonuçların incelenmesinde problem yaratmaktadır. Çift incelikli hesaplama yöntemleri kullanarak sadece akışı yönlendiren basınç farklılıkları değil, giriş ve çıkışlardaki akış hızlarının farklılığı görülebilir.

3. Simülasyon ve Kan Akışı Dinamiği

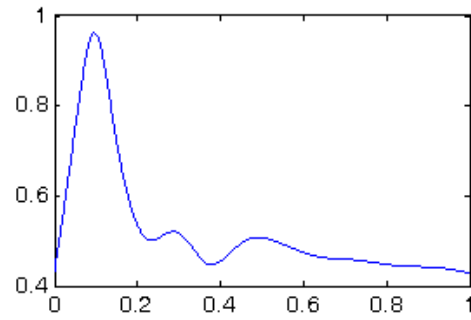
Öncü olan Perktold'un çalışmalarından beri [14], insan damarlarındaki kan akışı araştırmalarının ana hedefi 3 boyutlu denklemlerin sayısal çözümlerini özellikle sonlu elemanlarla incelemek olmuştur. vitro teknikler kullanarak olayların

3. Gün / 17 Ekim 2015, Cumartesi

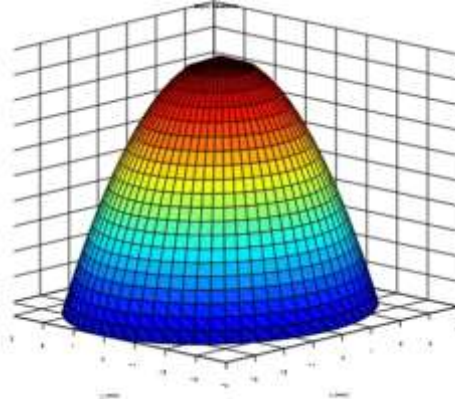
araştırılmasında cidardaki sürtünmeler, kütle taşınımı ve gerçekçi anatomik modeller, kısmen veya bazen hiç yeterli olmamaktadır [14-18]. Çağdaş deneysel ve sayısal yöntemlerin son yıllardaki genel bir bilgisi Taylor ve Draney' de [19] bulunabilir.

Navier-Stokes Denklemleri olarak ,

$$\begin{aligned} \rho \frac{Du}{Dt} &= -\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial p}{\partial x} \left[2\mu \left(\frac{\partial y}{\partial x} + \lambda \text{div}u \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[\mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{v}{x} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[\mu \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \right] + S_{M_x} \\ \rho \frac{Dv}{Dt} &= -\frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial p}{\partial x} \left[\mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[2\mu \left(\frac{\partial v}{\partial y} + \lambda \text{div}u \right) \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[\mu \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \right] \\ &\quad + S_{M_y} \\ \rho \frac{Dw}{Dt} &= -\frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial p}{\partial x} \left[\mu \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[\mu \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[2\mu \left(\frac{\partial w}{\partial z} + \lambda \text{div}u \right) \right] \\ &\quad + S_{M_z} \end{aligned}$$



Şekil 2: Womersley hız profilinin 2 boyutlu gösterimi



Şekil 3: Womersley hız profilinin 3 boyutlu gösterimi

Bu çalışmada uygulana sınır koşulları şunlardır: Duvara dik hızın sıfır olduğu, kayma olmadığı, basınç gradyeninin sıfır olarak uygulandığı kabulü yapılmıştır. Giriş hızı olarak Womersley hız profili uygulanmıştır. Burada transient (geçici) hız profile uygulanmıştır.

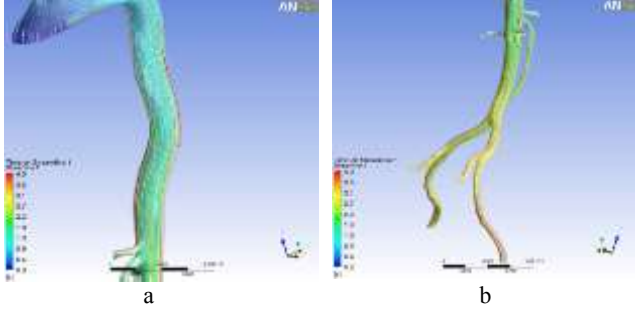
Çatallı damar geometrisinde kararlı olmayan bir simülasyon yapılmıştır. Damar sistemi renal arter ve çatallanma damarlarını içermektedir. Modelde bir giriş ve iki çıkış bulunmaktadır ve girişte laminar akış uygulanmıştır. Aşağıdaki şekil 4'te değişken ve ayırt edici renklerle hız profilleri görülebilir.

Womersley sayısı biyoakış mekaniğinde boyutsuz ve viskoz etkileri gösteren pulsatif akış frekansının bir göstergesidir.

Hastalık Tespiti

3. Gün / 17 Ekim 2015, Cumartesi

$$w(r, t) = \frac{2B_0}{\pi R^2} \left[1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right] + \sum_{n=1}^N \left[\frac{B_n}{\pi R^2} \left[\frac{1 - \frac{1}{a_n} \left(\frac{r}{R} \right)^{3/2}}{1 - \frac{1}{a_n} \left(\frac{r}{R} \right)^{3/2}} \right] \right] \quad (1)$$



Şekil 4: a) Abdominal arterde hız çizgileri. b) Yeşil çizgiler hızların yüksek olduğu yerleri, kırmızı çizgiler ise hızların en yüksek olduğu yerleri göstermektedir.

Womersley sayısı, doğrusallaştırılmış Navier Stokes denklemlerinin bir silindirik tüp içindeki salınımlı akış (laminar ve sıkıştırılmaz) için çözümünde önemli derecede ortaya çıkmaktadır [20]. Daha önceki çalışmamızda üç boyutlu sabit çaplı tüp şeklinde karotid arter simülasyonları transient olarak çözülmüş, sonuçları gösterilmiştir[21]. Bu çalışmada renal bölgesi dikkatli incelenmiştir. Geometrik modeller detaylı bir şekilde irdelenmiş olarak şekil 4 a ve b' de görülmektedir.

Simülasyon, sonuçlarını kesin olarak inceleyebilmek için hem üç boyutlu hem de bir boyutlu veriler kullanılarak çözülmüştür.

4. Sonuçlar

Renal arter damarlı çatallı geometrinin daha iyi bir şekilde incelenmesi bize akış karakteristikleri hakkında daha detaylı bilgiler vermekte ve biyomekanik etkilerin görülmesi hız, basınç ve kayma gerilmelerinin fazla olduğu ikinci çatallanmalarda daha farkedilir olur. Bu sonuçlar daha önceki çalışmada elde edilen sonuçlar ile de uyumludur[22]. Hız vektörlerinin değişkenliği cidarın çeşitli katmanlar şeklinde olduğuna işaret edebilir. Geometrik modelin taranmasındaki dönüştürme işlemi, hastanın original verisinden mümkün olduğu kadar noktasal veya hacimsel very üretmek yapılandırılmalıdır. Ona rağmen, hala, hastanın durumuyla ve verinin elde edilmesinde sayısız etken üretilen geometri yapılandırılmasını etkilemektedir.

İlerki çalışmalarda daha çok renal damarların eklenerek damar modelinin geliştirilmesi ve buradaki damarlarda stenoz durumunun eklenmesi düşünülmektedir.

4. Kaynakça

- [1] Olin JW. Renal artery disease: diagnosis and management. Mt Sinai J Med 2004;71:73-85.
- [2] A.R. Pries, T.W. Secomb, P. Gaetgens, Design principles of vascular beds, Circ. Res. 77 (5) (1995) 1017–1023.
- [3] 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.

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

[5] K.S. Burrows, P.J. Hunter, M.H. Tawhai, Anatomically based finite element models of the human pulmonary arterial and venous trees including supernumerary vessels, J. Appl. Physiol. 99 (2) (2005) 731–738.

[6] R.L. Spilker, J.A. Feinstein, D.W. Parker, V.M. Reddy, C.A. Taylor, Morphometry based impedance boundary conditions for patient-specific modeling of blood flow in pulmonary arteries, Ann. Biomed. Engrg. 35 (4) (2007) 546–559.

[7] 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.

[8] 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.

[9] C.K. Zarins, D.P. Giddens, B.K. Bharadvaj, V.S. Sottirai, 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.

[10] <http://www.materalise.com>, accessed at 29.01.2015.

[11] <http://www.fluent.com>, accessed at 13.03.2009.

[12] Hounsfield, G N, Computed Medical Imaging, Science/AAAS 3 science.6997993 October 1980: 22-28: 10.1126/

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

[14] 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.

[15] 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.

[16] 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.

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

[18] 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.



Hastalık Tespiti

3. Gün / 17 Ekim 2015, Cumartesi

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

[20] Womersley JR (March 1955). "Method for the calculation of velocity, rate flow, and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known". *J Physiol.* 127 (3): 553–563. PMID 14368548. PMC 1365740.

[21] Piskin, S, Celebi, MS, A Carotid Artery Bifurcation Modelling for Blood Flow, Seventh Triennial International Symposium on Fluid Control, Measurement and Visualization (FLUCOME'03), Sorrento, Italy, 2003.

[22] Aribas. E, Veeckmans. B, Celebi. MS, A Study on 3D Blood Flow Simulation in Human Carotid Artery Bifurcations Innovations in Computer Aided Engineering Mimics Mimics Innovation Awards 2008.