



XVII. ULUSAL MEKANİK KONGRESİ
5-9 Eylül 2011, Fırat Üniversitesi, Elazığ

DAMAR DUVARINDAKİ ÖN BİRİM ŞEKİL DEĞİŞTİRMELERİN OPTİK YÖNTEMLER KULLANILARAK İNCELENMESİ

Gökhan BAYSAL* ve Emin SÜNBÜLOĞLU†
İstanbul Teknik Üniversitesi
İstanbul

Ergün BOZDAĞ‡ ve Tuncer TOPRAK§
İstanbul Teknik Üniversitesi
İstanbul

ÖZET

Özellikle gelişmiş toplumlarda kalp ve damar hastalıkları insan hayatını tehdit eden en önemli unsurlardan biridir. Bu sebeple günümüzde araştırmacılar dolaşım sisteminin sağlıklı ve patolojik vaka durumları üzerine araştırmalarını arttırarak sürdürmektedirler. Bu çalışmanın amacı, damarın kendini yeniden modellemesi ve gelişim sürecinin bir göstergesi olduğu belirtilen ön birim şekil değiştirmelerin üzerinde durularak literatürde bulunan teorik ön birim şekil değiştirme kabulünün doğrudan gelişmiş optik ölçümler ile ortaya çıkan sonuçların karşılaştırılması ve değerlendirilmesidir. Çalışma kapsamında öncelikle damar duvarının anatomik yapısı hakkında temel bilgiler verilmiş, damar kinematigi tanıtılmış ve ileri yöndeki şekil değiştirmeler için matematik ifadeler verilmiştir. Bu ifadelere ek olarak tersine denklemler de elde edilmiştir. Daha sonra deneysel çalışmalar bölümünde ise damar duvarının ön birim şekil değiştirmelerinin ölçülebilmesi için bir deney düzeni oluşturulmuş ve deneyler gerçekleştirilmiştir. Deneyler sonucunda doğrudan ölçüm sonuçlarıyla teorik sonuçlar arasında belirgin bir fark ortaya çıkmıştır. Bu fark ve çalışmanın çıktıları gelecekteki çalışmaları tetikleyecek ve katkı sağlayacak unsurlar olarak görülmektedir.

GİRİŞ

Ön gerilmeler, yapı yüksüz denge konumundayken yapı tarafından taşınan iç gerilmelerdir. Ön gerilmeler bileşenlerin mekanik davranışlarını açık şekilde etkilediğinden bu gerilmelerin ölçülmesi ve mekanik davranış üzerindeki etkilerinin kestirilmesi birçok mühendislik problemi açısından önemli konulardır.

Ön gerilmelerin varlığı yapının mekanik davranışı üzerinde önemli rol oynamaktadır. Biyolojik dokular üzerindeki ön gerilmeler büyüme ile gelişir ve biyolojik dokuların mekanik davranışında önemli rol oynar. [1]

Bu çalışmanın amacı, damarın kendini yeniden modellemesi ve gelişim sürecinin bir göstergesi olduğu belirtilen ön birim şekil değiştirmelerin üzerinde durularak literatürde bulunan teorik ön birim şekil değiştirme kabulünün doğrudan gelişmiş optik ölçümler ile ortaya çıkan bulgular ile karşılaştırılması ve sonuçların değerlendirilmesidir.

Damar duvarından kesilerek halka olarak alınan bir numunenin radyal olarak kesilmesi durumunda saat yayı gibi açılacağı elli yıldır bilinen bir olgudur. 1983 yılında Vaishnav ve Vossoughi ile

* Ar. Gör., Makina Fakültesi, Makina Müh. Böl., E-posta: baysalg@itu.edu.tr

† Öğr. Gör. Dr., Makina Fakültesi, Makina Müh. Böl., E-posta: sunbuloglu@itu.edu.tr

‡ Öğr. Gör. Dr., Makina Fakültesi, Makina Müh. Böl., E-posta: bozdager@itu.edu.tr

§ Prof. Dr., Makina Fakültesi, Makina Müh. Böl., E-posta: topraktu@itu.edu.tr

Chuong ve Fung bu durumun yüksüz damar duvarı üzerinde teğetsel ön şekil değiştirmelerin ve dolayısıyla gerilmelerin göstergesi olduğunu ifade etmişlerdir. [2,3,4]

Domuz damar numuneleri üzerinde yapılan bir çalışmada, damarın iç ve dış katmanlarının aşamalı olarak kaldırılarak damarı duvarının tam yüksüz durumunun ancak damarın farklı katmanlarının kısmi olarak kesilmesiyle elde edilebileceği ve her katmanın ayrı bir yüksüz hali olduğu gösterilmiştir. Ayrıca elastin miktarının azaltılmasıyla ön birim şekil değiştirmelerin azaldığı fakat kolajen veya kas miktarının azaltılmasının daha az etkili olduğu belirtilmiştir. Bu bulgular değerlendirilerek damarın konumunun, elastin içeriğinin ve açılma açısının damarın homojen olmayan yapısı ve/veya bileşimiyle ilgili olabileceği çıkarımında bulunulmuştur. [5]

Yakın zamanda, Stergiopulos ve arkadaşları, domuz aort mediasının elastik özellikleri üzerinde çalışarak medianın iç ve dış yarısındaki açılma açılarının farklı olduğunu dondurulmuş media numunelerini tornalayıp ayırarak göstermiştir. Her ikisi de yüksüz durumda olan katmanları bir araya getirme sırasında ortaya çıkacak olan birim şekil değiştirmeler, sadece açılma açılarının farklılığından değil ayrıca ayrılmadan önce bitişik yüzeydeki yay uzunluğunun ayrıldıktan sonra farklı olmasıyla ilişkilidir [6].

TEMEL DOLAŞIM ANATOMİSİ VE HİSTOLOJİSİ

Atardamarlara Genel bir Bakış

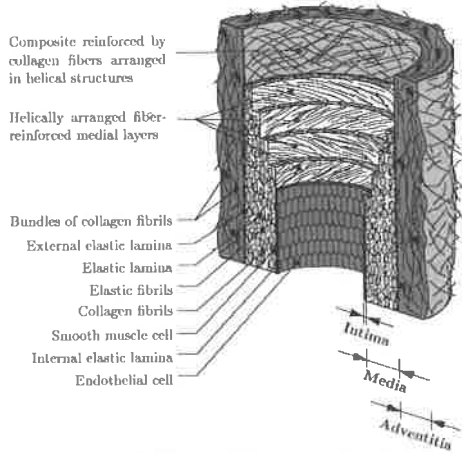
Vücudun farklı kısımlarına ve kısımlarından kanı taşıyan dolaşım sistemi kan damarlarının karmaşık sisteminden oluşur. Atar damarları, arterioller, kapillerler, venülleri ve toplar damarları kapsayan bu karmaşık sistem kalbe yakınlık ve geometrik özelliklerine bağlı olarak sınıflandırılabilir. Kalbe olan uzaklık arttıkça damar duvarının histolojisindeki değişikliklere ek olarak kanın akış hızı azalır ve düzgün bir akış halini alır. Kanın hızındaki bu azalma, atar damarların içerisinde bulunan elastik liflerin azalmasıyla ve düz kas hücrelerinin artmasıyla ilişkilidir.

Atardamar Histolojisi

Atardamarlar genellikle iki genel gruba ayrılabilirler: elastik ve kaslı atardamarlar. Elastik atardamarlar daha büyük çaplı davranış gösterip kalbe daha yakın konumda bulunurlarken kaslı atardamarlar daha küçük çaplı olup yüzeye yakın bulunurlar. Tipten bağımsız olarak, tüm atardamarlar 3 ayrı katmandan oluşurlar: intima, medya ve adventisya. Bu katmanların oranları damarın büyüklüğüne, konumuna ve işlevine göre farklılık gösterir. Örnek olarak büyük damarlarda lamellar katman medya, artan duvar kalınlığıyla birlikte artarken çap küçüldükçe azalır. Damarların histolojik yapısında üç katmandan söz edilebilir: İntima, medya ve adventisya.

İntima damar duvarının en iç tarafında yer alan katmandır. Damar iç duvarını örten bir endotel hücre tabakası ile ardında yer alan bazal laminadan oluşur. Ayrıca kalınlığı yer, yaş ve hastalık durumuna göre değişen bir alt endotel tabakası da vardır. Sağlıklı atardamarlarda alt endotel tabakası neredeyse görülmez. Sağlıklı genç bireylerde intima katmanı çok incedir ve atardamarın mekanik özelliklerine katkısı ihmal edilebilir. [7, 8, 9]

Damar duvarı ve kan arasında pıhtılaşmayı engelleyen bir yüzey görevi görmesine ek olarak endotel biyolojik olarak aktif bir katmandır. İntima tabakasındaki patolojik değişiklikler en yaygın damar hastalığı olan aterosklerozla ilişkili olduğu bilinen bir durumdur. Bu durum yağlı maddelerin, kalsiyumun, kolajen liflerin, hücre atıklarının ve fibrinin damar duvarında birikmesini içerir. Sonuç olarak aterosklerotik bir tabaka oluşur. Tabaka çok karmaşık bir geometride ve biyokimyasal bileşimde olabilir. İlerleyen safhalarda medya da etkilenir. Bu patolojik değişimler damar duvarının mekaniğinde belirgin değişikliklere sebep olur. Aterosklerotik bir damarın mekanik davranışı sağlıklı bir damarinkinden oldukça farklıdır. [8,10]



Şekil 2.1 : Sağlıklı bir elastik atardamar modelinin temel katmanları. [8].

Medya katmanı atardamar duvarının ortasında bulunup en kalın katmanı oluşturmaktadır. Düz kas hücrelerinin karmaşık üç boyutlu ağından, elastinden ve çeşitli tiplerdeki kolajen liflerden oluşur. Genellikle atardamar kalbe yaklaştıkça oransal olarak daha fazla elastin ve kaptan uzaklaştıkça daha fazla düz kas içerir [9]. Fiber destekli silindirik medya tabakaları arasında elastik lamina katmanları bulunur ve bu katmanlar yüzeye yaklaştıkça sayıca azalır ve kaslı atardamarlarda az görülür [11].

Medya katmanı intima ve adventisyadan iç elastik lamina ve dış elastik lamina katmanları ile ayrılır. Kaslı atardamarlarda bu katmanlar ayırt edilebilir katmanlardır ancak elastik atardamarlarda bu katmanlar medyadan kolay kolay ayırt edilemez. Elastik ve kolajen liflerin, elastik laminanın ve düz kasların dizilimi ve aralarındaki bağlantı sürekli bir lif helisini oluşturur. [12, 13].

Helis adımı ufaktır ve böylece medya katmanındaki lifler neredeyse çevresel olarak yer alırlar. Bu dizilim medyaya yüksek dayanım esneklik ve çevresel ve eksenel yüklere dayanma kabiliyeti sağlar. Düz kasların aşırı büyümesi, sayısının aşırı artması, ölmeleri ve yer değiştirmeleri aterosklerozda önemli rol oynar. Matris proteinlerinden elastinin azalması yaşlanmada ve anevrizma gibi rahatsızlıkların gelişmesini önemli derecede etkiler. Bununla beraber kolajen birikimi hipertansiyondan ateroskleroza birçok hastalıkta önemli rol oynar. Mekanik açısından bakıldığında medya damar duvarının sağlıklı fizyolojik şartlardaki en önemli katmanıdır [8, 9].

DAMAR DUVAR MEKANİĞİ

Atardamar Duvarındaki Ön Gerilme ve Birim Şekil Değiştirmeler

Bir yapı üzerindeki tüm dış yüklerin etkisinin ortadan kaldırılması sonrasında yapıda görülen etkiler ön birim şekil değiştirmeler ve gerilmelerdir. Bu ön gerilmeler yapı bileşenlerinin davranışını belirgin bir şekilde etkilediğinden bu gerilmelerin ölçülmesi ve mekanik davranış üzerindeki etkilerinin öngörülmesi, bünye denklemlerinin elde edilmesi ve gerilme analizi gibi birçok mühendislik problemlerinin önemli amaçlarından [1,15,16].

Ön gerilmeler birçok biyolojik doku ve organda bulunmaktadır ve dış yüklere karşı mekanik davranışta önemli rol oynarlar [17]. Ön gerilmenin varlığı üzerine ilk çalışmalar damar numuneleri üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Yakın zamanda yapılan çalışmalarda ateroskleroz ve hipertansiyon durumunda, ön gerilme ve birim şekil değiştirmelerin damar duvarının gerilme kaynaklı yeniden modellenmesini anlamada kilit nokta olacağı vurgulanmaktadır [18, 19]. Damar mekaniği konularında göreceli önemi belirtilen ön

gerilme ve birim şekil değiştirmelerin, belirlenmesi ve analizler sırasında uygun kabullerin yapılması gereklidir [20].

Yüksüz durumdayken damar duvarındaki ön gerilmelerin varlığı Fung'ın çalışmasında verilmiştir [21]. Damar duvarının boyuna kesilmesiyle yüksüz durumdaki damar numunesi açılarak bir yay halini alır. İlk anda mevcut olan ön gerilmenin kesilmeyle ani olarak rahatlamasından sonra ortaya çıkan damar duvarının açılma açısı, zamana bağlıdır. Bu durum damar duvarının yüksüz durumdayken bile gerilme taşıdığı ve viskoelastik davranış gösterdiğinin göstergesidir [3, 22]

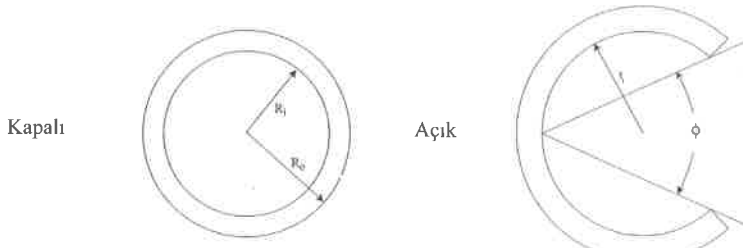
Ön gerilmelerin tanımlanmasında en çok kullanılan yöntem Chuong ve Fung tarafından sunulmuştur [23]. Bu yöntem, deneysel çalışmalarda yüksüz haldeki damar duvarının kesildikten sonra yay parçası gibi açılması üzerine kurulmuştur. Eğer açıldıktan sonraki halin geometrisi ve bünye denklemleri biliniyorsa kapalı ve yüksüz olarak adlandırılan ilk haldeki ön gerilmeler kapanma hareketinin sınır değer problemi çözülerek elde edilebilir.

Zhou kesme deneyinin damar duvarındaki ön gerilmelerin çalışılmasında en güvenilir yöntem olduğunu belirtmiştir. Eğer ilk ve son durumda damar duvarının silindirik olduğu ve kapanma hareketinin saf eğilme içerdiği kabulü yapılırsa kapalı durumdaki birim şekil değiştirmeler açılmış durumdaki geometrinin bir fonksiyonu olarak ifade edilebilir (Açılma açısı ve yarıçap kullanılarak) [22].

Bu çalışmada damarın mekanik davranışı sadece ön birim şekil değiştirmeler cinsinden ele alınacak ve değerlendirilecektir.

Açılma Açısı

Açılma açısı deneyi, halka şeklindeki bir damar numunesi üzerinde radyal doğrultuda yapılan bir kesim sonrasında damarın iki ucu arasındaki açısının ölçülmesidir. Deneyin ve açılma açısının şematik gösterimi Şekil 3.1 de görülmektedir.



Şekil 3.1 : Silindirik geometrideki biyolojik numunelerde ön birim şekil değiştirmelerin hesaplanmasında kullanılan açılma deneyinin şematik gösterimi [24]

Bu çalışmada başlangıç durumu damarın kesilmeden önceki kapalı hali olarak kabul edilecek ve denklemler bu kabule göre türetilecektir. Kesilmeden önceki hal kapalı hal, kesilmeden sonraki hal ise açılmış hal olarak adlandırılacaktır.

Genellikle kapalı halin geometrisinin ve bünye denklemlerinin, gerilmesiz malzeme için verildiği kabul edilir. Kapalı halin geometrisi iç ve dış yarıçaplar cinsinden belirtilir. Damar halkasını oluşturan numunenin sıkıştırılmaz, hiperelastik olduğu varsayımı yapılır. Eksenel simetriden faydalanılarak kayma bileşenlerinin olmadığı kabul edilir. [24].

Gerilme rahatlatıcı kesmenin kinematiği

Genelde yapılan kabulün aksine bu çalışmada referans durum olarak açık durum değil kapalı durum alınacaktır. Bu kabule göre; genelde (R, Θ, Z) eksen takımından (ρ, ϑ, ξ) eksen takımına tanımlanan hareket ve şekil değiştirme alanı bunun tam tersi şekilde ifade edilecektir.

Hareket alanı değişimi

$$(\rho, \vartheta, \zeta) \rightarrow (R, \Theta, Z) \quad (3.1)$$

dönüşümü ile ifade edilecek olursa;

$$R = R(\rho), \quad \Theta = \frac{(\pi - \Phi_0)}{\pi} \vartheta, \quad Z = \frac{\zeta}{\Lambda} \quad (3.2)$$

yazılabilir. Yüksekliği az olan numuneler için, Λ aksel birim uzama oranı $\Lambda=1$ alınabilir.

Bu ifadeler ve Denklem 3.1 de belirtilen dönüşüm kullanılacak olursa deformasyon gradyanının fiziksel bileşenleri silindirik koordinatlarda şu şekilde yazılabilir:

$$[\mathbf{F}_R] = \begin{bmatrix} \frac{\partial R}{\partial \rho} & \frac{\partial R}{\rho \partial \vartheta} & \frac{\partial R}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial \Theta}{\partial \rho} & \frac{R \partial \Theta}{\rho \partial \vartheta} & \frac{R \partial \Theta}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial Z}{\partial \rho} & \frac{\partial Z}{\rho \partial \vartheta} & \frac{\partial Z}{\partial \zeta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial R}{\partial \rho} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{(\pi - \Phi_0)R}{\pi \rho} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{\Lambda} \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

R indisi ters deformasyonun bir belirteci olmak üzere

$$[\mathbf{C}_R] = [\mathbf{F}_R]^T [\mathbf{F}_R] \quad (3.4)$$

sağ Cauchy-Green deformasyon tansörü ve

$$[\mathbf{E}_R] = \frac{1}{2} (\mathbf{C}_R - \mathbf{I}) \quad (3.5)$$

Lagrangian birim şekil değiştirme tansörü bulunur. Şekil 3.2de damar duvarına ait şekil değiştirme davranışının sembolik gösterimi ifade edilmiştir.

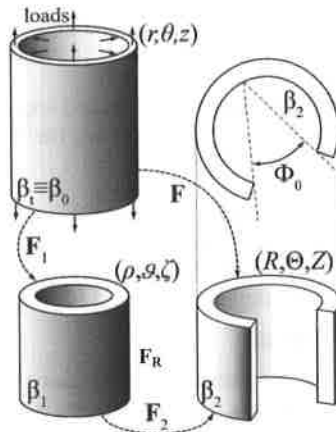
Şekil değiştirme bileşenleri yazılacak olursa;

$$E_{RR} = \frac{1}{2} \left[\left(\frac{\rho \pi \Lambda}{R(\pi - \Phi_0)} \right)^2 - 1 \right],$$

$$E_{\Theta\Theta} = \frac{1}{2} \left[\left(\frac{(\pi - \Phi_0)R}{\pi \rho} \right)^2 - 1 \right],$$

$$E_{ZZ} = \frac{1}{2} \left[\left(\frac{1}{\Lambda} \right)^2 - 1 \right] \quad (3.6)$$

elde edilir.



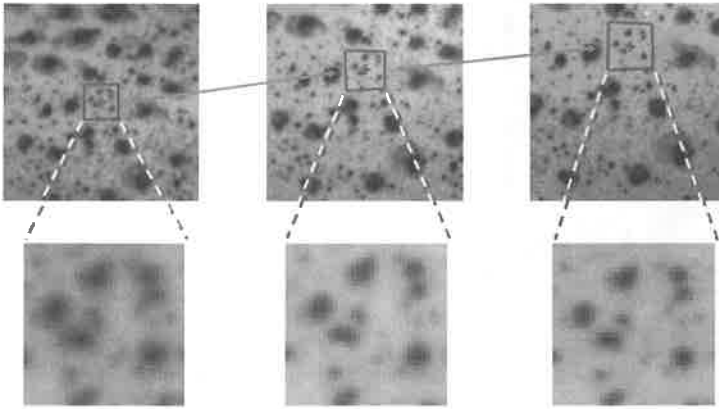
Şekil 3.2 : : Şekil değiştirme davranışının sembolik gösterimi [25]

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Temassız ölçüm yöntemleri arasında görüntü analizi yapılarak veri elde edilmesi en hızlı gelişen konulardan biridir. Günümüzde aşağıda belirtilen ölçüm alanlarında kullanılmaktadır:

- Üç boyutlu düzlemsel şekil değişimlerini mikronlar mertebesinde ölçülmesi
- İki boyutlu düzlemsel şekil değişimlerini nanometreler mertebesinde ölçülmesi
- Tomografi ve manyetik rezonans gibi hacimsel görüntüleme teknikleri kullanılarak yapının içerisinde meydana gelen şekil değiştirmeleri
- Malzemelerin dinamik/çarpma davranışı

Sayısal görüntü korelasyonu terimi temassız ölçüm yöntemlerinden; görüntülerin kaydedildiği ve bu görüntülerin analizi sonucu şekil değiştirme ve hareket alanının elde edildiği yöntemlere işaret eder. Yapı üzerindeki çizgi, kareler, noktalar ve raslantısal dizilimler kullanılabilir. Burada kullanılan yöntem rastgele beneklerin oluşturulması ve alt bölgelerin karşılaştırılarak ölçümlerin yapılması şeklindedir [26].



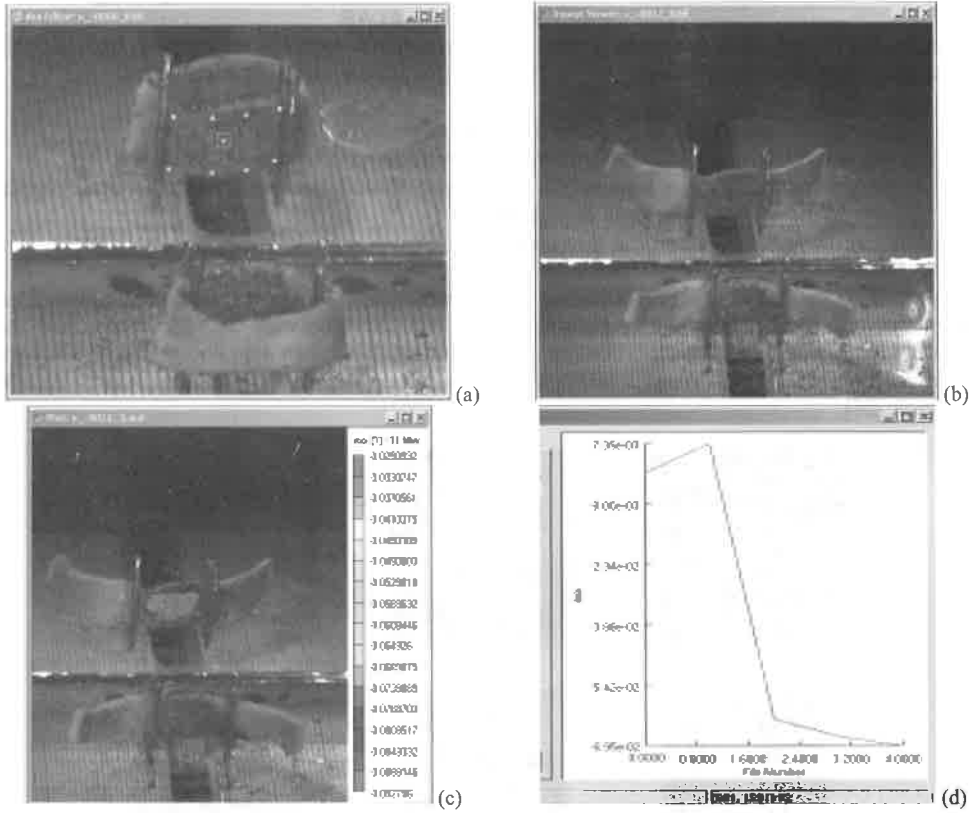
Şekil 4.1 : : Yapı üzerinden rastgele bir benek dokusu görüntüsü [27]

Robotik, fotogrametri ve diğer şekil-hareket ölçüm uygulamaları için geliştirilen stereo-görüntü prensipleri yeniden düzenlenerek iki kameralı stereo görüntü sistemlerinde düzlemsel ya da düzlemsel olmayan numunelerin üç boyutlu şekil ve şekil değiştirme alanlarının hassas bir şekilde ölçülmesinde kullanılmıştır. Görüntü analizi yazılımları; kamera sistemlerinin kalibrasyonu, deneyler ile elde edilen stereo görüntü çiftlerinin analiz edilerek yüzey şekil değiştirmelerinin elde edilmesinde kullanılmaktadır. Sutton'ın belirttiğine göre (ideal durumda) hassasiyetin ± 0.015 piksel ve düzlemsel birim şekil değiştirmeler için yaklaşık olarak $\pm 100 \mu\epsilon$ civarında olduğunu belirtmiştir [28].

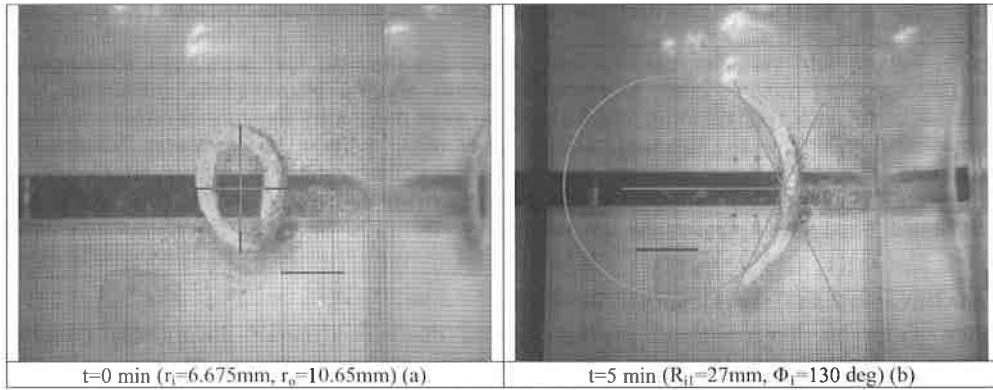
Damar Duvarlarında Gerçekleştirilen Deneyler

Bugüne kadar bir "basit eğilme" problemi olarak düşünülen damar duvarındaki ön-gerilme durumunun araştırılması günümüz sayısal görüntü işleme teknikleri ile karşılaştırılmıştır. Deneylerde halka şeklinde kesilmiş koyun ve domuz damar numuneleri (numune yüksekliği $5\text{mm} \pm 1\text{mm}$) kullanılmıştır. Rachev ve ark. bulgularına [29] dayanarak deneyler oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir.

Tüm testler izotonik havuzu içerisinde gerçekleştirilmiştir. Deneylerde, damarlar kesilerek halkasal halden gerilmesiz hallerine olan şekil değiştirme durumları incelenmiş, ve bu inceleme kesime en uzak noktada, halkanın iç ve dış yüzeylerinde eş zamanlı olarak gerçekleştirilmiştir. Zamana bağlı etkileri de görebilmek için, $t=0\text{min}$, $t=5\text{min}$, $t=10\text{min}$, $t=15\text{min}$ ve $t=30\text{min}$ zamanlarda ölçümler alınmıştır. Şekil 4.2 de deney esnasında görüntü korelasyonu amacı ile kaydedilen görüntüler ve bir numune için ham sonuçlar görülmektedir. Şekil 4.3'de ise, klasik yöntemle ön birim şekil değişimi hesabı için alınan görüntüler ve hesap yöntemi görülmektedir.



Şekil 4.2 : : Damar üzerinde sayısal görüntü korelasyonu



Şekil 4.3 : : Klasik yöntemle ön şekil değiştirme hesabı

SONUÇLAR VE TARTIŞMA

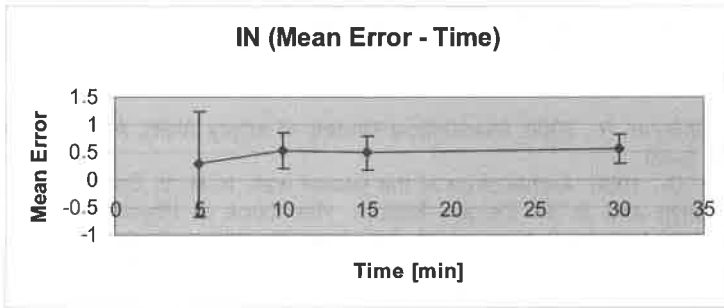
Bu çalışmanın temel amacı, klasik yöntemle elde edilen açılma birim şekil değişimleri ile, görüntü korelasyonu yöntemi ile elde edilen değerlerin halkasal damar numuneleri için karşılaştırılması olarak planlanmıştır. Elde edilen deney sonuçları, Tablo 5.1'de verilmiştir.

Sonuçta, klasik yöntemle elde edilen açılma birim şekil değişimleri ile, görüntü korelasyonu yöntemi ile elde edilen değerler ve klasik yöntem arasındaki belirgin bir fark (dış yüzey için yaklaşık

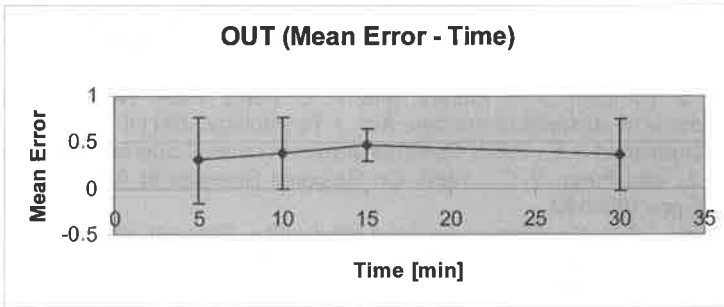
%50) gözlemlenmiştir. Ayrıca domuz ve koyun numuneleri arasında da belirgin bir fark gözlemlenmiştir

Tablo 5.1: Atardamar duvarındaki teorik ve deneysel birim şekil değiştirme sonuçları

KLASİK (t=5min)		OPTİK (t=5min)		KLASİK (t=10min)		OPTİK (t=10min)		KLASİK (t=15min)		OPTİK (t=15min)		KLASİK (t=30min)		OPTİK (t=30min)	
E_IN	E_OUT	E_IN	E_OUT	E_IN	E_OUT	E_IN	E_OUT	E_IN	E_OUT	E_IN	E_OUT	E_IN	E_OUT	E_IN	E_OUT
0.124	-0.174	0.036	-0.050	0.164	-0.164	0.038	-0.062	0.075	-0.210	0.041	-0.065	0.090	-0.207	0.042	-0.059
0.048	-0.130	0.024	-0.040	0.059	-0.127	0.026	-0.044	0.085	-0.117	0.030	-0.045	0.112	-0.111	0.033	-0.043
0.127	-0.080	0.015	-0.034	0.070	-0.117	0.027	-0.037	0.038	-0.139	0.027	-0.042	0.065	-0.129	0.025	-0.049
0.131	-0.035	0.017	-0.042	0.095	-0.067	0.018	-0.042	0.086	-0.076	0.018	-0.041	0.091	-0.085	0.019	-0.047
0.107	-0.122	0.054	-0.057	0.125	-0.116	0.050	-0.059	0.113	-0.129	0.049	-0.056	0.143	-0.122	0.047	-0.061
0.017	-0.105	0.047	-0.044	0.071	-0.079	0.053	-0.048	0.074	-0.080	0.052	-0.050	0.127	-0.054	0.054	-0.053
0.023	-0.100	0.053	-0.052	0.046	-0.089	0.055	-0.049	0.050	-0.092	0.057	-0.049	0.048	-0.100	0.051	-0.064
0.149	-0.036	0.016	-0.063	0.166	-0.033	0.014	-0.055	0.105	-0.067	0.015	-0.058	0.168	-0.038	0.022	-0.061
0.265	-0.081	0.045	-0.053	0.150	-0.145	0.058	-0.068	0.228	-0.104	0.046	-0.071	0.161	-0.148	0.067	-0.072
0.235	-0.067	0.091	-0.060	0.191	-0.094	0.100	-0.063	0.166	-0.112	0.111	-0.067	0.169	-0.116	0.119	-0.070



Şekil 5.1: Damar duvarının iç yüzeyi için Ortalama Hata– Zaman grafiği



Şekil 5.2 : Damar duvarının dış yüzeyi için Ortalama Hata– Zaman grafiği

%50 farklı sonuçlar, damarın katmanlı yapısından kaynaklanabileceği gibi, farklı tür ve damar konumları; hatta kesim bölgeleri açısından da ayrıca değerlendirme yapmak gerekebilir. Yine de, görüntü korelasyon yönteminin, biyomekanik çalışmalarda ve diğer su altındaki uygulamalarda başarı ile kullanılabileceği gözlemlenmiştir. Teorik formülasyonun sıkıştırılabilir bir model ile değiştirilmesi düşünülebilir. Her bir katmanın ayrı ayrı değerlendirilmesi de daha iyi sonuçlar verebilir, fakat pratik yönden kazanç/ugraşı oranı hakkında da yorum yapılması gerekmektedir.

Kaynaklar

- [1] Johnson, B. E., and Hoger, A., 1995, The Use of a Virtual Configuration in Formulating Constitutive Equations for Residually Stressed Elastic Materials, *J. Elast.*, 41, pp. 177–215.
- [2] Vaishnav, R.N., Vossoughi, J., 1987. Residual stress and strain in aortic segments. *Journal of Biomechanics* 20:235–239.
- [3] Chuong, C.J., Fung, Y.C., 1983. Three-dimensional stress distribution in arteries. *Journal of Biomechanical Engineering* 105:268–274.
- [4] Bergel, D.H., 1960 The viscoelastic properties of the arterial wall. Ph.D., University of London.
- [5] Greenwald, S.E., Moore, J.E., Rachev, A., Kane, T.C.P., Meister, J.-J., 1997. Experimental investigation of residual strains in the artery wall. *Journal of Biomechanical Engineering* 119, 438–444.
- [6] Stergiopulos, N., Vulliamoz, S., Rachev, A., Meister, J.J., Greenwald, S.E., 2001. Assessing the homogeneity of the elastic properties and composition of the pig aortic media. *Journal of Vascular Research* 38, 237–246.
- [7] Bronzino, J. D., 2006. *The Biomedical Engineering Handbook*, Taylor – Francis Group
- [8] Holzapfel, G.A., Gasser, T.C., Ogden, R.W., 2000. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models, *Institute for Structural Analysis, Computational Biomechanics Graz University of Technology, Schiesstattgasse 14B, A-8010 Graz, Austria.*
- [9] Humphrey, J.D., Na, S., 2002. Elastodynamics and Arterial Wall Stress, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 30, pp. 509–523
- [10] Kalita, P., Schaefer, R., 2008. Mechanical Models of Artery Walls, *Arch Comput Methods Eng* 15: 1–36
- [11] Rhodin, J. A. G., 1980. Architecture of the vessel wall. In H. V. Sparks Jr. D. F. Bohr, A. D. Somlyo and S. R. Geiger, Editors, *Handbook of Physiology, the Cardiovascular system*, Volume 2, pages 1-31. American Physiology Society, Bethesda, Maryland.
- [12] B.S. Schulze-Jane, 1939. Über die schraubenförmige Struktur der arterienwand. *Gegenbauers Morphol. Jahrbuch*, 83:230-246.
- [13] J. Staubesand, 1959. Anatomie der Blutgefäße, I. Funktionelle Morphologie der Arterien, Venen und arterio-venösen Anastomosen. In M. Ratschow, editor, *Anilogy*, chapter 2, pages 23-82. Thieme, Stuttgart
- [14] Holzapfel, G.A., 2003. Structural and numerical models for the (visco)elastic response of arterial walls with residual stresses. In: Holzapfel GA, Ogden RW (Eds) *Biomechanics of soft tissue in cardiovascular system*. Springer, New York, pp 109–184
- [15] S. X. Deng, J. Tomioka, J. C. Debes, and Y. C. Fung, 1994. New experiments on shear modulus of elasticity of arteries, *Am. J. Physiology*, 266:HI-H10.
- [16] Rachev A., Greenwald S.E., 2003. Residual strains in conduit arteries. *J Biomech* 36:661–670
- [17] Chuong, C. J., and Fung, Y. C., 1986. On Residual Stresses in Arteries, *J. Biomech. Eng.*, 108, pp. 189–192.
- [18] J. D. Humphrey, 2002. *Cardiovascular Solid Mechanics*, Springer-Verlag, New York, Inc.
- [19] Fung, Y. C., 1991. What are the residual stresses doing in our blood vessels? *Ann Biomed. Eng.* 19:237–249
- [20] Raghavan, M. L., Trivedi, S., Nagaraj, A., Mcpherson, D. D., Chandran, K. B., 2004. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Residual Stress in Arteries. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 2, pp. 257–263
- [21] Fung, Y. C., 1984, *Biodynamics: Circulation*, Springer-Verlag, New York, pp. 59-60.
- [22] Zhou, X., Lu, J., 2009. *Estimation of vascular open configuration using finite element inverse elastostatic method*, *Engineering with Computers* 25:49–59
- [23] Chuong CJ, Fung YC, 1986. Residual stress in arteries. In: Schmid-Schonbein GW, Woo SLY, Zweifach BW (eds) *Frontiers in biomechanics*. Springer, New York, pp 117–129
- [24] Dyke, T. J.V., Hoger, A., 2002, A New Method for Predicting the Opening Angle for Soft Tissues Vol. 124, 347-354

- [25] Cardamone, L., Valentín, A., Eberth, J. F., Humphrey, J. D., 2009. Biomech Model Mechanobiol (2009) 8:431–446
- [26] Sutton, M. A., Orteu, J. J., Schreier, H.W., 2009. Image Correlation for Shape, Motion and Deformation Measurements, Springer Science+Business Media
- [27] Url-1 <<http://www.correlatedsolutions.com/index.php/principle-of-digital-image-correlation>>, accessed at 10.02.2011.
- [28] Sutton, A.M., Digital image correlation for Shape and Deformation Measurements, 2008. In Springer Handbook of Experimental Solid Mechanics, Ed: William N. Sharpe, W. N. Jr.
- [29] Rachev, A., Greenwald, S.E., 2003. *Residual strains in conduit arteries*, Journal of Biomechanics 36:661–670