

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/251888415>

Analyzing strain rate in echocardiography images by using MATLAB

Conference Paper · May 2009

DOI: 10.1109/BIYOMUT.2009.5130359

CITATIONS

0

READS

226

4 authors:



Aykut Eken

TOBB University of Economics and Technology

33 PUBLICATIONS 55 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Kemal Şerbetçi

Izmir Democracy University

16 PUBLICATIONS 395 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Omac Tüfekcioglu

Ankara City Hospital, Health Sciences University, Ankara, Turkey.

178 PUBLICATIONS 1,081 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Bülent Yılmaz

Abdullah Gul University

64 PUBLICATIONS 526 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



EEG and Eye Gaze Controlled Patient Bed Design [View project](#)



Brain Computer Interface [View project](#)

Ekokardiyografi Görüntülerindeki Gerginlik Oranının MATLAB kullanılarak İncelenmesi

Analyzing Strain Rate in Echocardiography Images by Using MATLAB

Aykut Eken¹, Kemal Şerbetçi¹, Omac Tüfekcioğlu², Bülent Yılmaz¹

1. Biyomedikal Mühendisliği Bölümü
Başkent Üniversitesi Ankara / Türkiye
aykuteken@gmx.it
([@baskent.edu.tr](mailto:kemals,byilmaz))

2. Kardiyoloji Ana Bilim Dalı
Türkiye Yüksek İhtisas Hastanesi Ankara / Türkiye
otufekcioglu@tyih.gov.tr

Özetçe

Kalbin ekokardiyografi görüntüleri üzerinde gerginlik ve gerginlik oranı ölçümünün amacı; kardiyomiyopati, anevrizma, ve miyokardiyal enfarktüs gibi hastalıklar sonucu oluşabilen herhangi bir hipokinezik alanı tespit etmektir. Bu çalışmada; hastalardan alınan ekokardiyografik kalp görüntülerindeki gerginlik ve gerginlik oranları MATLAB tabanlı bir izleme (speckle tracking) algoritması kullanılarak incelenmiştir. Algoritma; genel olarak ekokardiyografi görüntülerinin filtrelenmesi ve keskinleştirilmesinden sonra işaretlenen hareketli bölgelerin bir video dosyası boyunca takip edilip koordinatlarının hesaplanması sonucu dokunun gerginlik oranının ölçülmesi prensibi ile çalışmaktadır. Bu çalışmanın sonunda elde edilen gerginlik ve gerginlik oranı değerleri görüntülerin alındığı ekokardiyografi cihazından elde edilen değerlerle karşılaştırılmıştır. Sonuçlar; kullanılan MATLAB algoritmasının ekokardiyografi görüntülerinde gerginlik ve gerginlik oranı ölçümünde kullanılabilirliğini göstermektedir.

Abstract

The purpose of measuring strain and strain rate on echocardiographic images of the heart is to detect any hypokinetic region that may be caused by diseases like cardiomyopathy, aneurysm and myocardial infarction. In this study, strain and strain rates in echocardiographic images were examined by using a MATLAB based speckle tracking algorithm. The algorithm consists of filtering and sharpening the images, tagging some specific areas, tracking the moving parts and calculating the strain and strain rate by using

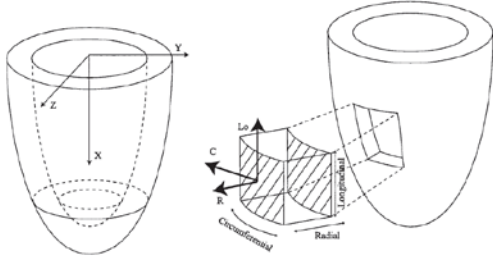
coordinates, sequentially. After calculations, results of the algorithm have been compared with the results taken from the echocardiography device that the same images had been taken from. Results showed that the MATLAB algorithm could be used in measuring strain and strain rates in echocardiographic images.

1. Giriş

Ekokardiyografi ses dalgalarından kalbin görüntüsünü yaratmak için kullanılan bir testtir. Kalp ultrasonu olarak da bilinir. Bu test klinikte kalbin hareketi, büyüklüğü, kapakçıkların uygun çalışıp çalışmadığı ve genel olarak kalpte yapısal bir problem olup olmadığı hakkında bilgi verir. Aynı zamanda kalp kasındaki kasılmanın problemleri olduğu alanların tespiti hakkında da klinik bilgiler verebileceği için muhtemel bir kalp krizine karşı önlem alınmasını da sağlar. Özellikle EKG'nin yeterli gelmediği noktalarda ve klinisyenin şüphelendiği durumlarda sorunlu bölgenin tespiti için en ideal yöntemlerden birisidir.

Kalp hastalıklarının teşhisinde bu kadar önemli olan ekokardiyografi cihazında son zamanlarda kantitatif analizler de yapılmaktadır. Bu analizlerin en önemlileri fırlatma kesiri (Ejection Fraction – EF), gerginlik (strain) ve gerginlik oranı (strain rate) ölçümleridir. Kalpteki elektromekanik hareketleri takiben, miyokart sistol boyunca sarkomer kısalmasından dolayı deformasyona uğrar. Bu deformasyon intrakaviter şekilde bir küçülmeye sebep olur. Kanın ventrikülden çıkışı bu küçülmenin sonucudur. Diastol zamanında dinlenme durumuna geçmesi ve sol atriumdan kanın dolumu sebebiyle ventrikül tekrar orijinal boyutuna döner. Miyokart dokusu neredeyse sıkıştırılmaz olduğundan, ventriküler duvarın hacmi kardiyak

siklus boyunca aynı kalmaktadır ve böylece 3 boyutlu olarak deforme olmaktadır. Şekil 1’de görüldüğü üzere sistol boyunca üç ventriküler koordinat olarak gösterilen üç boyutlu deformasyon gerçekleşmektedir. Bunlar longitudinal kısalma, çevresel kısalma ve radyal daralmadır. Longitudinal kalp hareketi ve transmural kalp hareketi birbirlerine zıt hareketlerdir.[1]



Şekil 1. Kalbin koordinat sistemi. [1]’den alınmıştır.

Ekokardiyografi çalışmalarında gerginlik oranı uygulaması son zamanlarda kalbin kasılma sonucu oluşan gerginliği hastalıkların tanısı ve lokalizasyonu açısından büyük önem kazanmıştır. Bu konuda en bilinen tekniklerden birisi doku doppleri görüntülenmesi (Doppler Tissue Imaging – DTI) ile gerginlik oranı tespitidir. Ancak doku doppler görüntüleme tekniği açı bağımlı bir teknik olduğundan dolayı klinikte karşılaşılan sorunları azaltmak için açı bağımsız bir yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemin en büyük avantajlarından birisi ekokardiyografi cihazından bağımsız bir ortamda elde edilen görüntülerin ham veri formatında işlenerek gerginlik oranı ölçümlerinin yapılmasıdır.

Bu çalışmada MATLAB tabanlı bir nokta izleme (speckle tracking) algoritması oluşturulmuştur ve oluşturulan bu algoritma ile sol ventriküldeki işaretlenen dokuların izlenmesi sağlanmıştır. Bunun için öncelikle kullanıcıdan kalpte septal veya lateral duvar üzerinde iki doku seçilmesi istenmektedir. Bu seçilen dokular etraflarında daha geniş başka bir alan içinde şablon eşleştirme (template matching) yöntemi ile arattırılarak noktanın bir sonraki çerçevede bulunduğu yerin tespiti yapılmıştır. Çalışmada 4’ü kontrol 4’ü farklı hastalıklara sahip kişilerden elde edilen ekokardiyografi görüntüleri kullanılmıştır.

2. Materyaller ve Yöntemler

2.1. Gerginlik ve Gerginlik Oranı

Gerginlik (strain), günlük dilde gerinim anlamına gelmektedir. Bilimsel anlamda ise bir malzemenin esneme göstermesinden sonra, uzama miktarının ilk boyuna oranı olarak bilinmektedir. Gerginlik aslında karmaşık bir içeriğe sahiptir. Ama doğrusal gerginlik Lagrangian formülü (1) ile tanımlanır. Gerginlik kavramı birimsiz olup % ile gösterilmektedir.[2]

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (1)$$

Gerginlik oranı; gerginlik değerinin zamana karşı türevidir. Miyokart deformasyonunun tespiti ve bununla beraber EF tespitinde de kullanılır. Denklem (2) ile hesaplanır.

$$SR = \frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{d(\Delta L / L_0)}{dt} = \frac{(\Delta L / dt)}{L_0} = \frac{V_a - V_b}{L_0} \quad (2)$$

Burada V_a ve V_b değeri işaretlenen dokuların anlık hızlarını, L değeri de anlık hız değerleri esnasında dokuların arasındaki mesafe olarak tanımlanır. Bu formülde ölçülen gerginlik oranının birimi 1/s dir. Bu da Hz birimini temsil etmektedir. Ama Hz genellikle periyodik sinyallerin gösteriminde kullanıldığı ve gerginlik oranı değeri de sürekli değişken bir değer gösterdiğinden dolayı 1/s birimi daha çok kullanılır. Klinikte ise % değerinin birim zamandaki değeri olarak değerlendirilir.[3]

Gerginlik değerleri ölçülürken iki doku arasındaki mesafeyi her çerçeve hesapladıktan sonra uzunluğun i’nci değeri L_0 , i+1’inci değeri de L kabul edildiği takdirde (1) formülüne göre gerginlik değeri % cinsinden elde edilir.[4]

2.2. Görüntülerin Filtrelenmesi

Kullanılan görüntüler üzerinde elde edilmesi esnasında cihazdan kaynaklanan dağınık gürültüler için sırasıyla Gaussian ve median filtre kullanılmış olup, diyaframdan kaynaklanan gürültülerin yok edilmesi için Wiener filtresi kullanılmıştır.[5]

2.3. Mutlak Farkların Toplamı Yöntemi ile Doku Arattırma

Şekil 2’de gösterildiği gibi filtrelenmiş ve keskinleştirilmiş ekokardiyografi görüntüleri üzerinde incelenmek istenen dokular iki küçük kutucuk içine alınarak işlem başlamaktadır. Bu çalışmada mutlak farkların toplamı (Sum of Absolute Differences – SAD) yöntemi dokuyu belirlenen alan içerisinde arattırmak için kullanılmıştır. Mutlak farkların toplamı yönteminde eğer belirlenen dokunun etrafındaki alana I şablona da (seçilen doku) T ve bunların boyutlarına M ve N denilecek olunursa,

$$C(i, j) = \sum_{m=1}^{M_x} \sum_{n=1}^{N_y} |I(m+i, n+j) - T(m, n)| \quad (3)$$

$$0 \leq i \leq M_i - M_t + 1$$

$$0 \leq j \leq N_i - N_t + 1$$

Elde edilen mutlak farkların toplamının en küçük değerini alarak ve bu değeri ofset doğrulama yöntemi ile alt indislere ayırarak koordinat tespiti yapılmıştır.

2.4. Hız Sınır Algoritması

Dokuların anlık hızlarının tespitinde koordinatların i'nci çerçeve ile i+1'inci çerçeve arasındaki hareketleri hesaplanmıştır. Bununla beraber oluşabilecek gürültü ve kalp kapakçığının

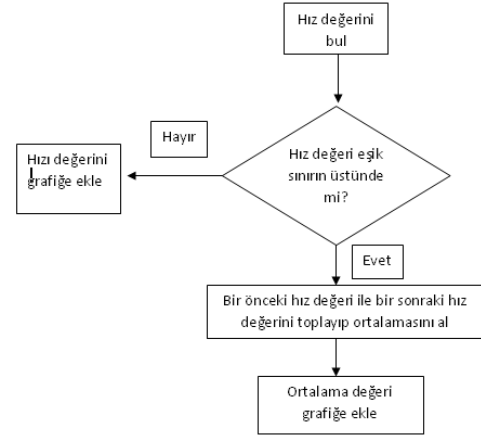


Şekil 2. Ekokardiyografi görüntüsü ve nokta izleme

hareketlerinin belirlenen hız miktarını etkilememesi için bir üst sınır algoritması geliştirilmiştir. Bu algoritmada, elde edilen değerlerin eşik sınırın üstünde olması durumunda bu değerlere ortalama bir rakam atanması suretiyle oluşturulmuştur. Bu değer, hız gradiyenti değerini de etkilediği için gerginlik oranı hesaplamalarının daha yüksek doğrulukta çıkmasını sağlamıştır. Bu algoritmanın uygulanmasının sebebi, başka kaynaklardaki çalışmalarda da [6] benzer yöntemlerle saptanmış olan anormal hızlardır. Şekil 3'teki akış diyagramında görüldüğü üzere bu hareketler sonucu oluşabilecek ekstra hızlara bir üst sınır belirleyip bu sınırı aşması durumunda önceden kaydedilen matristeki bir önceki hız ile bir sonraki hızın aritmetik ortalamasını alarak oluşabilecek piklere karşı bir sınırlama getirilmiştir.

2.5. Sonuçların Karşılaştırılması

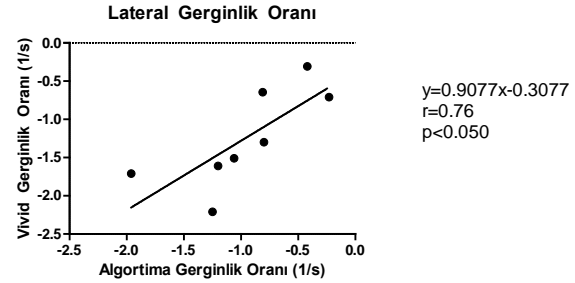
Burada kullanılan görüntüler Ankara Yüksek İhtisas Hastanesi Kardiyoloji Kliniğindeki GE Vivid 7 4-Dimension isimli cihazla alınmıştır. Yarıları sağlıklı, yarıları da dilate kardiyomiopati (DCM), kalp yetmezliği, aterosklerotik kalp hastalığı ve kalp transplantasyonu geçirmiş hastalar olmak üzere toplam 8 kişiden alınmıştır. Görüntüleme esnasında cihazdan da gerginlik ve gerginlik oranı değerleri elde edilmiştir. Görüntüleme sonrasında DICOM olarak kaydedilen videolar MATLAB ortamına aktarılmış ve geliştirilen algoritma ile analiz edilmiştir. Sonrasında da cihazdan alınan değerler ile algoritma sonuçları regresyon analizi yöntemiyle karşılaştırılmıştır. Regresyon analizi için Graph Pad Prism 5 programı kullanılmıştır ve tek bir kardiyak siklus için alınmıştır. Elde edilen değerlerde $p < 0.05$ alındaki değerler anlamlı kabul edilmiştir.



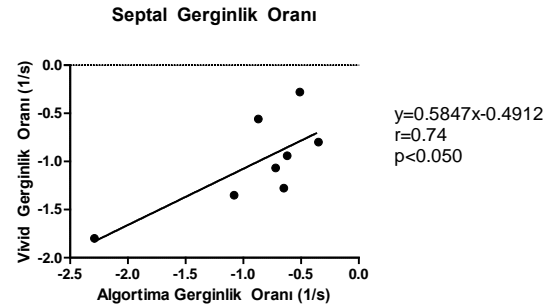
Şekil 3. Hız sınır algoritması akış diyagramı.

3. Sonuçlar

Çalışma sonucunda elde edilen sonuçların regresyon analizleri şekil 4 ve 5'te görülmektedir. Elde edilen değerlerin ortalama ve standart sapma değerleri tablo 1'de verilmiştir. Geliştirilen algoritma ile elde edilen değerler ile ekokardiyografi cihazından elde edilen değerler karşılaştırıldığında birbirlerine çok yakın oldukları görülmüştür. Bu değerlerin hastadan hastaya çeşitli değişiklikler göstermesi; hastalıkların çeşitliliği, yaş ve diğer faktörlerle ilintilidir.



Şekil 4. Lateral gerginlik oranı regresyon analizi sonucu.



Şekil 5. Septal gerginlik oranı regresyon analizi sonucu.

Tablo 1. Gerginlik ve gerginlik oranı değerlerinin karşılaştırılması

	Gerginlik	Gerginlik Oranı
Vivid	Lateral: -11.48 ± 4.50 Septal: -13.32 ± 4.41	Lateral: -0.96 ± 0.53 Septal: -0.88 ± 0.60
Algoritma	Lateral: -13.02 ± 4.58 Septal: -13.81 ± 3.65	Lateral: -1.25 ± 0.64 Septal: -1.01 ± 0.47

4. Tartışma

Gerginlik oranının hesaplanmasında kullanılan görüntüler 2 boyutlu olduğundan dolayı longitudinal ve transversal gerginlik ölçümleri yapılmıştır. Ancak kalbin bükülme (torsion) hareketinden dolayı ultrason görüntülerinde oluşan piksel bazındaki değişiklikler belirlenen örüntünün çok zaman dokunun uzağına gitmesine neden olmuştur. Bunun yanı sıra görüntülerin alındığı prob ve ortamdaki ışık yoğunluğundan kaynaklanan sebeplerden dolayı görüntülerde oluşan gürültüler yapılan ölçümlerde kısmi hatalar oluşmasına sebep olmuştur. Gerginlik oranı ölçümü konusunda bilinen en genel kural çalışılacak görüntülerin kalitesinin ortalamanın üstünde olması gerektiğidir [7]. Bununla beraber nokta izleme yöntemi kullanıldığından dolayı, kalp duvarı üzerindeki beyaz noktaların en fazla olduğu yerlerin seçilmesi gerekmektedir. Bu da gerginlik oranı tekniğinin görüntüler üzerindeki gürültüye ne kadar duyarlı olduğunu göstermektedir. Aynı zamanda düşük bir çerçeve oranı (frame rate) ile çalışılması nokta izleme konusundaki en büyük dezavantajlardan birisidir.

Bu çalışma ile gerginlik ve gerginlik oranı değerlerinin hastadan görüntü alındıktan sonra ölçüm yapılmasına olanak sağlamak ve hastaya klinik bir tanı koymak amaçlanmıştır. Ancak örüntünün ilk tanımlandığından bu yana sürekli, gerek sinyal kayıpları, gerek kalbin bükülme hareketi, gerekte hasta ve cihazdan kaynaklanan çeşitli gürültülerden ve kalp kapakçıklarının hareketinden kaynaklanan sürekli değişmesinden dolayı bazı noktalarda ölçüm hataları olmaktadır. Bu sebepten, bu çalışmada en ideale yakın sonuç elde edilmesi için aynı işlem birkaç kez yapılmak durumunda kalmıştır. Özellikle bazı hastaların lateral bölgelerinde nokta bulunamadığından bazal bölgesinde oluşan en parlak bölge bir şablon doku olarak alınmıştır. Çünkü, bu durum özellikle DTI uygulamalarında görülen en büyük problemlerden birisidir dolayısı ile artefaktların oluşması, gerek görüntü kalitesi açısından gerek görüntü kalitesizliğinin yol açtığı hareket izleme problemi ve yapılacak olan klinik analizin tam doğrulukta olmaması açısından büyük bir sorun teşkil etmektedir. Mutlak farkların toplamı yöntemi bu hareket hesaplaması konusunda kullanılan en bilindik yöntem olması ile birlikte önceden kullanılan çapraz korelasyon ve normalize edilmiş iki boyutlu çapraz korelasyon yöntemlerinde elde edilen izleme ve klinik analiz doğruluğu ile karşılaştırıldığı zaman daha başarılı sonuçlar vermektedir.

Lateral ve septal bazal bölgelerde bulunan gerginlik ve gerginlik oranı değerleri genel olarak birbirleri ile yaklaşık aynı

çıkması hem teoride hem de pratikte olmasını beklenen bir sonuçtur. Çalışılan septal bölgede aynı zamanda mitral ve aort kapağının bulunması sebebiyle bazı durumlarda belirlenen dokunun kapakçıklardan birisini duvar dokusu olarak tanınması ayrı bir problem olarak ortaya çıkmıştır. Bu sorun belirlenen dokunun etrafını +k piksel kadar ($5 < k < 15$) genişleterek çözülmüştür.

Bazı durumlarda doku hareket hızının çok yüksek sınırlara gittiği görülmüştür. Bu sorun, kardiyologların sıklıkla kullandığı bir hız sınır algoritması koyarak engellenmiştir. Bu algoritmanın temelinde belirlediğimiz eşik hızın üstünde bir hız ile karşı karşıya kalınması durumunda bir önceki hız ile bir sonraki hızın ortalamasını alarak elde edilen değer hız değeri olarak kaydedilmiştir. Çünkü hız ölçümü kapakçıkların septal bazal bölgede kapakçıkların hareketinden dolayı çok yüksek değerlere çıkmakta ve bu değerlerin daha doğru ve hassas gerginlik oranı ölçümü için sınırlandırılması gerekmektedir.

Sol ventrikül görüntülerindeki gerginlik oranı, normal şartlarda açı bağımlı bir yöntem olan DTI yönteminin aksine açı bağımsız bir şekilde nokta izleme algoritması ile incelenmiştir. Gerginlik ve gerginlik oranı ölçümlerinde en önemli hususlardan birisi karşılaştırma yapılacak değerlerin yüksek doğrulukta cihazlardan alınmasıdır. Ekokardiyografi bu konuda en bilinen yöntemdir. Ancak en kesin sonuç dünyada da altın standart olarak da bilinen kardiyak MR veya açık göğüs operasyonlarında kullanılan yöntemlerdir. Literatürde bu yöntemlerden elde edilen sonuçlar kesin sonuçlar olarak ifade edilmektedir.

5. Kaynaklar

- [1] <http://folk.ntnu.no/stoylen/strainrate>
- [2] A.J. Teske, B.W.L. De Boeck, P.G. Melman, G.T. Sieswerda, P.A. Doevendans, M.J.M. Cramer, "Echocardiographic quantification of myocardial function using tissue deformation imaging, a guide to image acquisition and analysis using tissue Doppler and speckle tracking", *Cardiovascular Ultrasound*, vol.5, s.27, 2007
- [3] T.H. Marwick, C.M. Yu, J.P. Sun, "Myocardial Imaging and Speckle Tracking", s. 304-307, 2007.
- [4] S. Malm, S. Frigstad, A. Stoylen, H. Torp, E. Sagberg, T. Skjarpe. "Effects of ultrasound contrast during tissue velocity imaging on regional left ventricular velocity, strain, and strain rate measurements". *J. Am. Soc. Echocardiogr.* vol.19, no.1, s. 40-47, 2006.
- [5] G.A. Baxes, "Digital Image Processing. Principles & Applications", Wiley & Sons 1994.

[6] B.H. Amundsen, T. Helle-Valle, T. Edwardsen, H. Torp, J. Crosby, E. Lyseggen, A. Stoylen, H. Ihlen, J.A. Lima, O.A. Smiseth, S.A. Slordahl, "Noninvasive Myocardial Strain Measurement by Speckle Tracking Echocardiography: Validation Against Sonomicrometry and Tagged Magnetic Resonance Imaging." *J. Am. Coll. Cardiol.*, Vol.47, s. 789-793, 2006.

[7] H. Pavlopoulos, P. Nihoyannopoulos, "Strain and strain rate deformation parameters: from tissue Doppler to 2D speckle tracking" *Int J Cardiovasc Imaging*, vol.24, s. 479-491, 2008.