

Sonoelastografinin Temel İlkeleri

Canan Altay , Mustafa Seçil 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Sonoelastografinin temel fizik ilkeleri
- Sonoelastografi yöntemlerinin avantajları, sınırlılıkları ve sık görülen artefaktları

Altay C, Seçil M. Sonoelastografinin Temel İlkeleri. Trd Sem 2019; 7: 1-12.

Giriş

Palpasyon dokuyu değerlendirmek için kullanılan en temel ve en eski tanısal yöntemlerdendir. Palpasyon ile değerlendirilebilen organ sayısının kısıtlı olması, hasta kalınlığına bağımlı olması ve değerlendirmenin subjektif olması en temel kısıtlılıklardır. Elastografi, dokunun mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan non-invaziv bir görüntüleme yöntemidir. Elastografi kullanım alanları, tanı değeri ve kullanılan teknikler ile ilgili kılavuzlar yayınlamıştır [1,2].

Elastografi, dokuda lezyonların erken saptanmasına yardımcı olmakta, morfolojik değişiklikleri ortaya koyarak dokuda saptanan lezyonların ayırıcı tanısında gri-skala US inceleme bulgularına katkı sağlamaktadır. Bilinen bazı hastalıkların ilerleme şiddetini ortaya koyma ve medikal tedaviye yanıtı değerlendirme gibi ek yararları vardır [1]. Kullanımı giderek yaygınlaşan elastografi yönteminin klinik değeri günden güne artmakta yeni yöntem olması nedeniyle araştırma alanında büyük potansiyel taşımaktadır. Bu makalede, uygun ve etkin kul-

lanımı önem taşıyan sonoelastografi yönteminin temel ilkeleri ele alınmaktadır.

Elastografide Temel Kavramlar

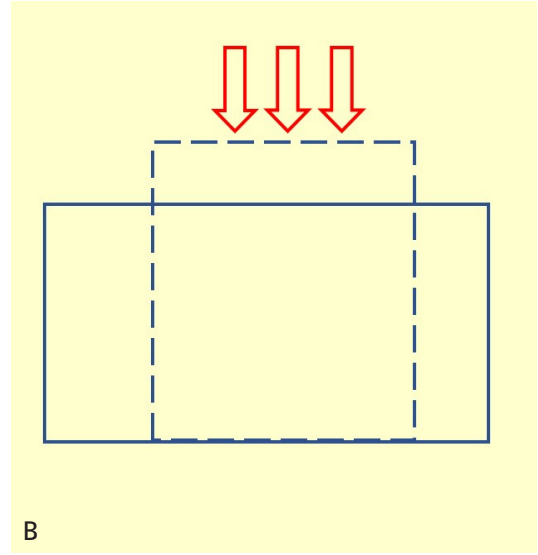
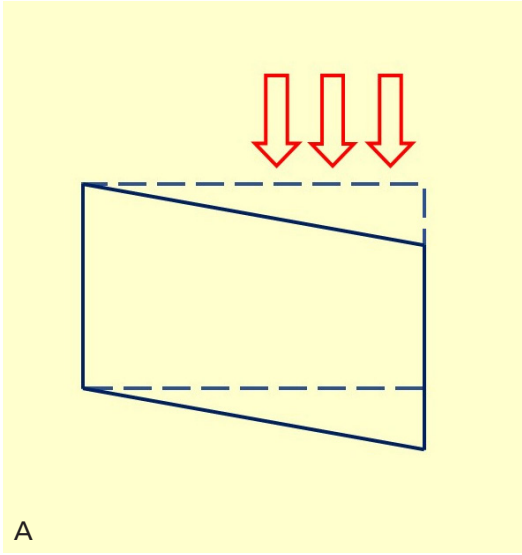
Palpasyonda dokunma duyusuyla hissedilen, dokunun kuvvete karşı gösterdiği deformasyonun (şekil değişikliğinin) derecesidir. Aynı durum sonoelastografi için de geçerlidir. “Shear” olarak tanımlanan kavram elastografide dokuda şekil değişikliği oluşturan kuvveti ifade eder. İki tip “shear” kuvvet tanımlanmıştır; “Basit shear” ile dokuda oluşan şekil değişikliği itilme- kompresyon şeklindedir, dokunun en-boy oranında büyük bir değişiklik oluşmaz (Resim 1A). “Saf shear” ile dokuda oluşan şekil değişikliği deformasyon şeklindedir, dokunun en-boy oranı kuvvet öncesine göre değişmiştir (Resim 1B). Gerçekte dokular içinde oluşan deformasyon bu iki tip şekil değişikliğinin karması şeklindedir [2]. Dokularda oluşan şekil değişikliği dokunun “Young modulus” (katsayısı) (E) ve “shear modulus” (katsayısına) (G) bağlı olarak da değişmektedir (Resim 2).

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

✉ Canan Altay, Mustafa Seçil • mustafa.secil@deu.edu.tr, canan.altay@deu.edu.tr

© 2019 Türk Radyoloji Derneği.
Tüm hakları saklıdır.

doi: 10.5152/trs.2019.749
turk radyolojiseminerleri.org



Resim 1. A, B. Basit shear (A) ve saf shear (B) ile dokuda oluşan deformasyon şekli

Young Modulus

$$E = 3\rho C_s^2$$

E = Young Modulus = Doku sertliği (kPa)

ρ = Doku dansitesi

C_s = Shearwave dalgasının hızı (m/sn)

Resim 2. Young modulus denklemi

US incelemede tanısal değerlendirmeyi yapmak için kullanılan temel dalgalar longitudinal düzlemde ilerler, bu dalgalar dokunun dış konturunda değişiklik oluşturmadan, dikey ekseninde partikül hareketi oluşturur. Bu ilerleme, ses dalgasının doku içindeki hızına (1540 m/sn), dokunun dansitesine ve dokunun elastisite katsayısına (K) bağlıdır. Buna karşın, dokunun dış konturunda şekil değişikliği oluşturan ses dalgaları longitudinal dalgalara dik, transvers düzlemde hareket eder. Transvers dalgaların doku içindeki hızı dokunun dansitesine ve “shear modulus” katsayısına (G) bağlıdır.

Dokuların “G” katsayısı, “K” katsayısından çok küçüktür ve transvers düzlemde ilerleyen “shear” dalgalar dikey düzlemde ilerleyen tanısal US dalgalarına kıyasla yaklaşık 1000 kez daha yavaş hareket ederler. “Shear” dalgaların ortalama hızı 1-10 m/sn, frekansı ise genellikle 1kHz’den daha küçüktür [2].

Dokuda oluşan şekil değişikliğini ölçmek amacıyla elastografinin ilk yıllarında prob ile dokuya ardışık olarak, birkaç kez uygulanan, dış bası hareketlerinin, incelenen bölgede oluşturduğu şekil değişikliği miktarı değerlendirilirken [3], ilerleyen yıllarda transvers dalga (“shear wave”) elastografi tekniği kullanıma girmiştir. Shear wave tekniği ile öncül ve güçlü bir ses dalgasının doku içinde yatay düzlemde oluşturduğu “shear” dalgaların yayılım hızı ölçülmektedir [1].

Elastografide Kullanılan Yöntemler

Dokunun sertliğinin ve elastisitesinin, US ile değerlendirilmesi için deneysel çalışmalar 1970’li yıllarda başlamıştır [4]. Klinik uygulamaların başlangıcı ise 1990’lı yıllardadır [5, 6]. Dokuya mekanik kuvvet uygulanarak elde edilen elastografi uygulamasına geçmiş dönemde “quasi-static” elastografi adı verilmekte iken yeni sınıflama sisteminde strain (gerinim) görüntüleme olarak isimlendirilmiştir. Kantitatif ölçüme ola-

Tablo 1: Sonoelastografide kullanılan temel yöntemler

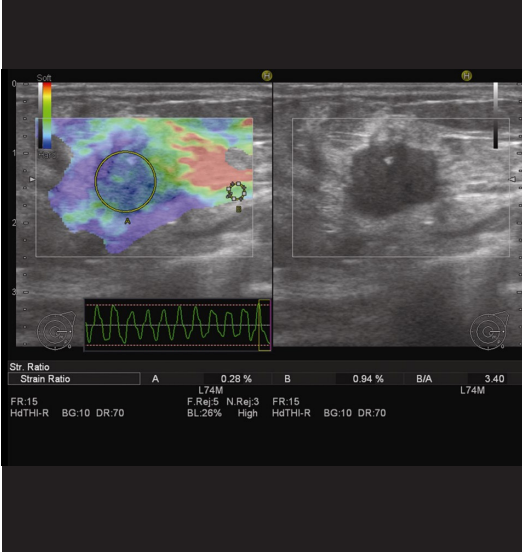
Dokuya uygulanan mekanik kuvvet şekli	Elastografi yöntemi	
	Strain görüntüleme	Shear dalga görüntüleme
Dokuya mekanik dış bası (Prob ile bası, kardiyovasküler pulsasyon, solunumun oluşturduğu doku pulsasyonu)	Strain elastografi *Renkli elastografi haritası *Strain indeks	-
“Acoustic radiation force impulse excitation” (ARFI dalgası ile dokuya bası)	ARFI görüntüleme “Virtual Touch imaging (VTI/ARFI)” *Gri skala görüntü haritası	Transient elastografi Kantitatif ölçüm Young modulus (kPa) Point shear wave elastography Tek küçük kutu içinde kantitatif veri Young modulus (kPa) / Shear dalga hızı (m/sn) 2D shear wave elastography Renkli kutu içinde çok noktadan kantitatif veri Young modulus (kPa) / Shear dalga hızı (m/sn) 3D shear wave elastography Gerçek zamanlı, her saniye yenilenen renkli kutu içinde çok noktadan kantitatif veri Young modulus (kPa) / Shear dalga hızı (m/sn)

nak tanıyan yöntemler, yeni sınıflama sisteminde dinamik elastografi yerine “shear” dalga görüntüleme olarak isimlendirilmiştir (Tablo 1) [1].

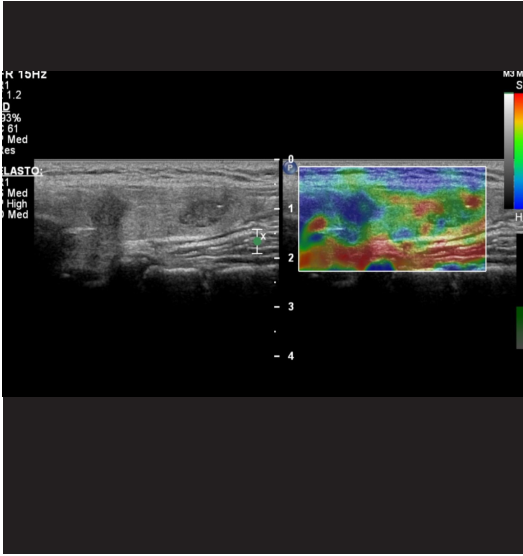
Transient Elastografi

“Shear” dalga yöntemini kullanan ilk ticari yöntem FibroScan™ (Echosens, Paris, France) ile sadece karaciğer parankimi değerlendirilmektedir [7]. Uygulama sırasında hasta supin pozisyonundadır, sağ kol inceleme alanından uzaklaştırılır. Bir prob aracılığı ile 9.-11. interkostal aralıktan yaklaşılarak karaciğere yönelik değerlendirme yapılmaktadır. Prob aracılığıyla mekanik kuvvet uygulanır, karaciğerin elastisite değeri kantitatif olarak kiloPascal (kPa) cinsinden ölçülür. Yeni jenerasyon cihazlarda ise ölçüm sonuçları dB/m olarak da elde edilebilmektedir [8]. Güvenilir bir ölçüm için dokudan en az 10 kez kantitatif ölçüm yapılmalıdır ve elde edilen ölçümlerin %60’ı kabul edilir limitler içinde yer

almalıdır. Ölçümlerin güvenilir kabul edilebilmesi için ölçüm değişkenliğini yansıtan IQR (“Interquartile range”) değeri karaciğer sertlik ölçümünün ortanca değerinin %30’undan küçük olmalıdır [9]. Transient elastografi ile elde edilen bilgi sadece dokunun elastisitesidir, gri skala görüntülemeye ait veri yoktur, inceleme tek boyutlu bir görüntülemedir [10]. En önemli sınırlılığı, bu yöntemle oluşturulan shear dalgaların sıvı içinde iletilmemesidir, bu nedenle assitli hastalarda uygulanamaz. Transient elastografi için 3 tip silindirik ticari prob kullanılmaktadır: S, M, XL [8]. S tip problemlerin frekansı 5 MHz’dir ve 1,5 – 5 cm derinlik arasında ölçüme olanak verir. Küçük çocuklarda kullanım için uygundur. Erişkinlerde kullanılan M tip problemlerin frekansı 3,5 MHz’dir ve deri yüzeyinden itibaren 2,5-6,5 cm arasında değerlendirme yapılmasına izin verir. Obez hastalarda tercih edilen XL tip problemler 2,5 MHz frekanstadır ve 3,5-7,5 cm aralıkta değerlendirme yapılmaktadır.



Resim 3. Cilt yüzeyinden prob aracılığı ile kontrollü bir basınç oluşturularak ile meme tümöründen elde edilen strain elastografi görüntüsü.



Resim 4. Karotid pulsasyonlarının oluşturduğu basınç sayesinde oluşan, dış kompresyon uygulanmadan elde edilmiş strain elastografide tiroid tümörü (mavi lezyon) ve benign bir nodül (yeşil-kırmızı karışık renkli lezyon) bir arada görülmektedir

Strain Elastografi

Günlük klinik uygulamada ilk uygulanan elastografi şeklidir. Strain elastografi ilk kez 1990'lı yıllarda Jonathan Ophir tarafından ge-

liştirilmiştir [5]. Görüntü oluşturulmasında iki yöntem vardır. Birincisinde incelenen dokuya, cilt yüzeyinden prob aracılığı ile kontrollü bir basınç oluşturularak dokuların yanıtı değerlendirilir (Resim 3). Diğerinde vasküler pulsasyonların veya solunumun dokularda oluşturduğu basınç değişikliklerinden yararlanılır (Resim 4) [1].

Doku içinde yer değişikliği (δ) gösteren her noktada kompresyon öncesi ve sonrasında gri skala eko sinyali (z) ölçülür. Strain (ϵ), iki nokta arasındaki deformasyonun intervaline (L) bağlıdır;

$$\epsilon = \frac{d\delta}{dz} = \frac{\delta_2 - \delta_1}{L}$$

Strain elastografisi ile meme ve tiroid bezi gibi yüzeysel dokular prob aracılığı ile uygulanan bası ile değerlendirilebilir, karaciğer gibi derin dokuların değerlendirilebilmesi için ise kardiyovasküler pulsasyon veya solunuma bağlı oluşan mekanik bası etkisinden yararlanılır [11]. İlk klinik kullanım meme kitlelerinin elastisitesinin değerlendirilmesi ile yapılmıştır [12].

Strain elastografide elde edilen doku sertliğine ait bilgiyi klinik olarak kullanmada iki yöntem bulunmaktadır. Bunlardan ilki, firmalara göre değişkenlik gösteren ancak gösterim seçenekleri değiştirilebilen renk haritaları veya gri-skala haritalardır. Renk haritalamalarında, doku sertliğini derecelleyen renk desen ve tonlarını görsel olarak tanımlayan farklı sınıflama sistemleri bulunmaktadır (Tablo 2, 3) [13]. Kullanılan cihaz üzerindeki renk skala sisteminin birbirinden farklı olduğu göz önünde bulundurularak değerlendirme yapılmalıdır. Doku sertliğine ait bilgiyi kullanmadaki ikinci yöntem kantitatif strain elastografidir. Renkli görüntü elastografi üzerinde ROI aracılığı ile normal doku ile patolojik dokunun renk skala değerleri birbirlerine oranlanır ve strain ratio (strain indeks) değeri elde edilir. Bu oran ile dokunun elastisitesi ile ilgili, elastografi tarihinde ilk yarı-kantitatif veri elde edilmiştir [14]. Strain elastografisi ile meme kitlelerinde çevre dokunun lezyona oranı ile pratik uygulamada kullanılan bir skorlama sistemi (Tsu-

Tablo 2: Strain elastografide kullanılan Ueno skorlama sistemi**UENO skorlama sistemi**

Skor 1	Saptanan lezyonda homojen, tümü ile yeşil renk kodlaması (Tümüyle esnek)
Skor 2	Saptanan lezyonda mavi- yeşil renk mozaiği ile oluşan renk kodlaması (Çoğu esnek)
Skor 3	Saptanan lezyonda santralde yeşil periferde mavi renk kodlaması (Çevresi sert)
Skor 4	Saptanan lezyonun tümünde mavi renk kodlaması (Çoğu sert)
Skor 5	Saptanan lezyonun tümünde ve çevre dokuda mavi renk kodlaması (Tümüyle sert)

Tablo 3: Meme kitleleri için, strain elastografide kullanılan Tsukuba skorlama sistemi**Tsukuba skorlama sistemi**

Skor 1	Saptanan lezyonda homojen, tümü ile yeşil renk kodlaması (Tümüyle esnek)
Skor 1	"BGR" ("blue-green-red") patern; kiste özgü üç tabakalı renk kodlamasından (mavi – yeşil – kırmızı) oluşan artefakt
Skor 2	Saptanan lezyonda çoğunluğu yeşilden oluşan, mavi- yeşil renk mozaiği ile oluşan renk kodlaması (Çoğu esnek)
Skor 3	Saptanan lezyonda santralde mavi periferde yeşil renk kodlaması (Merkezi sert, çevresi esnek)
Skor 4	Saptanan lezyonun tümünde mavi renk kodlaması (Çoğu sert)
Skor 5	Saptanan lezyonun tümünde ve çevre dokuda mavi renk kodlaması (Tümüyle sert)

kuba skor) tanımlanmıştır [13]. Uygulanan dış kuvvete bağlı itici güç şiddetinde değişkenlik olduğunda, özellikle dış bası şiddeti kabul edilebilir limitlerin üzerinde olacak sınırlarda arttığında karsinom gibi sert dokulara oranla yağ doku ya da fibroglandüler doku gibi normal dokularda çok daha fazla kompresyon gerçekleşmektedir. Bu da dokudan elde edilen elastografi yanıtının non-lineer olmasına neden olmaktadır. Dış bası şiddeti uygulayıcı bağımlıdır ve aynı dokuda uygulayıcıya göre değişen strain indeks değerleri elde edilebilmektedir. Bu da incelemenin kullanıcı bağımlı olmasına, elde edilen sayısal verilerin de subjektif olmasına neden olmaktadır.

ARFI Elastografi

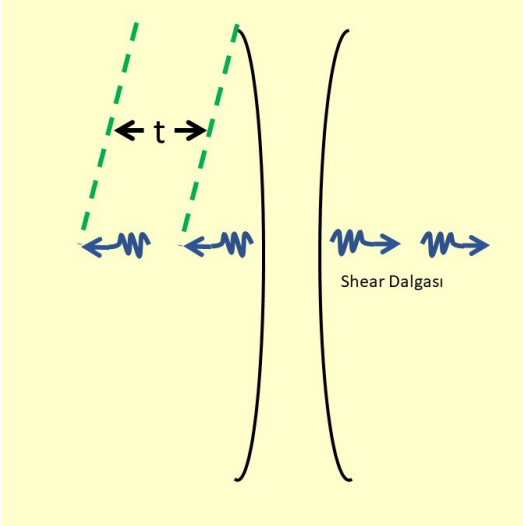
ARFI ("Acoustic radiation force impulse") elastografi incelemede, doku deformasyonu kolime edilmiş ve güçlendirilmiş US dalgaları ile oluşturulur [1]. ARFI ile dokuda yatay ilerleyen shear dalgalar oluşturulur, ARFI öncesi

elde edilen görüntü ve sonrası oluşan doku distorsiyonu görüntülenir ve gri skala harita oluşturulur. Oluşan doku yer değişikliği, uygulanan ARFI'nin kuvvet gücü ile direkt ilişkilidir.

ARFI dalgaları ile oluşan shear dalgalar, doku içinde ilerleyen tanısal gri-skala görüntülemeye sorumlu primer US dalgalarına dik, yatay ekseninde yayılım gösterirler (Resim 5). Yatay düzlemde shear dalgalarının yayılımı sırasında dokuda distorsiyon oluşturan güç (F), dokunun US dalgalarını absorpsiyon gücüne (\dot{a}), ses dalgasının doku içinde yayılım hızına ($c=1540$ m/sn) ve akustik dalganın temporal averaj intensitesine (I) bağımlıdır [1].

$$F = \frac{2\alpha I}{c}$$

Doku içinde mikron (10^{-6} m) düzeyinde yer değişikliği oluşturabilmek için kullanılan ARFI dalgaları (0,05 – 1 msn) tanısal görüntülemeye kullanılan ses dalgalarından (<0,02 msn) daha uzun süreli pulslar şeklinde uy-



Resim 5. ARFI dalgasına ikincil oluşan shear dalgasının belirli bir zaman içerisinde (t) bulunduğu farklı konumu yakalayıp zaman temelinden hız değerine ulaşılmasıdır. Hız değeri elde edildiğinde Young modülüs formülü ile dokunun sertlik değeri de hesaplanabilir.

gulanır [1]. ARFI dalgalarının oluşturulması sırasında, tanısal US dalgalarına kıyasla ultrason cihazının piezoelektrik kristallerinde artmış güç kullanımı ve ısınma gerçekleşmektedir. Yeni bir ARFI dalgasını oluşturabilmek için cihazın soğuma süresine (“cooling time”) ihtiyacı olmaktadır.

Shear dalgaları doku içinde ilerlerken, benzer frekansdaki tanısal US dalgalarına kıyasla yaklaşık 10^{14} kez daha hızlı atenüye olurlar. Buna bağlı olarak mekanik yöntemle (transient elastografideki gibi) oluşturulan shear dalgalar için uygulayıcının dokuyu sıkıştırma-gevşetme hareketinin sıklığı ve gücü çok yüksek olmalıdır. Bu yöntemle oluşan shear dalgaların frekans aralığı 10-99 Hz aralığındadır, dokuya penetrasyon için birkaç santimetrelilik mesafeye ihtiyaç duymaktadır. ARFI ile oluşturulan shear dalgaları ise 100-999 Hz aralığındadır, dokuya penetrasyon için mesafe gerektirmez ve dokunun yüzeyinden itibaren shear dalga oluşumu gerçekleşir [15].

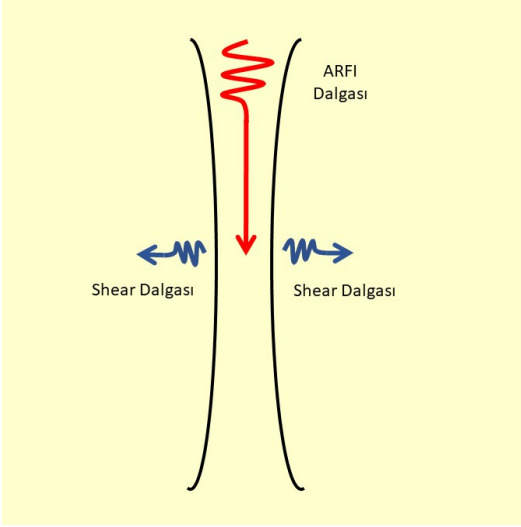
ARFI tek fokal bölgede (“point shear wave”) ya da eşzamanlı çoklu fokal zonlarda (“supersonic shear imaging”) uygulanabilir. Eşzamanlı çoklu fokal zonlar birbirine paralel silindirik ARFI uygulaması ile elde edilir ve ticari firma-

ya göre değişen boyuta sahip dış çerçeve içinde ROI aracılığı ile birden fazla noktada dokunun sertliğinin ölçülmesine izin vermektedir. Bu yöntem ile gri-skala US ile gerçek zamanlı elastografi inceleme elde edilebilmektedir.

Termal indeks (TI) dokuda oluşan ısınma, mekanik indeks (MI) ise dalganın dokuda oluşturabileceği potansiyel akustik kaviteasyon etkisini ifade eder ve US güvenliği için kullanılan temel parametrelerdir. ARFI dalgaları mikro-kabarcık ultrasonografisi için kullanılan eksitasyon pulsları ile benzer aralıkta ($1,0 < MI < 1,9$) yer alır ve tanısal US incelemede kullanılan dalgalardan (Doppler US ile 10-20 siklus) daha uzun süreli pulslardan (200 – 600 siklus) oluşmaktadır. ARFI dalgaları tanısal limitler içinde yer alır ve erişkinlerde bugüne kadar bildirilmiş biyolojik bir etkisi yoktur [1]. Gaz taşıyan dokular için (örn; akciğer) MI 0,4’den büyük US dalgaları ile akustik kaviteasyon oluştuğu bildirilmiştir [16]. Karaciğer için $1,0 < MI < 1,9$ aralığı biyoetkiler açısından güvenlidir. Gebelerde ARFI dalgalarının kullanımı, fetüs üzerindeki biyoetkileri ve güvenilirliği net değildir, endikasyonlarının ALARA prensiplerine göre hassas bir şekilde değerlendirilmesi gereklidir [17].

“Point shear wave” elastografi (pSWE)

ARFI dalgası dokuya uygulandığında aynı anda bu dalgaya yatay düzlemde shear dalgalar da oluşturulmuş olur. “pSWE” ile tek ARFI paketi ile fokal bir bölgede örnekleme yapılır (Resim 6). Doku içine ROI yerleştirildiğinde, ölçümleme kutucuğunun her iki kenar noktaları arasında shear dalgaların doku içinde yatay düzlemde hareket hızı ölçülebilir (Resim 7) [15]. İlk kez Nightingale tarafından geliştirilen bu yöntemde transient elastografide olduğu gibi renkli harita olmadan sadece kantitatif veri elde edilir [18]. Örnekleme sırasında hasta bağımlı doku hareketi ya da uygulayıcı bağımlı hareket, ölçümün başarısız olma olasılığını artırır. Transient elastografiden farklı olarak bu yöntemde gri skala inceleme kılavuzluğunda ölçüm yapılmaktadır. Konveks prob ile 8 cm derinliğe kadar ölçüm



Resim 6. “Point shear wave (pSW)” yöntemi için örneklenecek bölgeye gönderilen ARFI ses dalgası tek paket olarak uygulanır ve uygulandığı bölgede geliş yönüne dik shear dalgaları oluşturur. Elastografi değeri için tek ölçüm kutusu kullanılır.



Resim 7. “Point shear wave” örnekleme: Siroz hastasında konveks prob ile karaciğere yönelik pSW elastografi tekniği ile elde edilmiş görüntüde örnekleme kutucuğu (beyaz ok) ve örneklenen alanın hız üzerinden cihaz tarafından hesaplanmış doku sertliği değeri (kırmızı ok) kPa birimiyle veriliyor.

gerçekleştirilebilir ve karın içi asit varlığı ölçümün güvenilirliğini değiştirmez. Obez hastalarda ve dar interkostal aralığı olan hastalarda abdomene yönelik ölçümler için başarısız ölçüm oranı yüksektir.

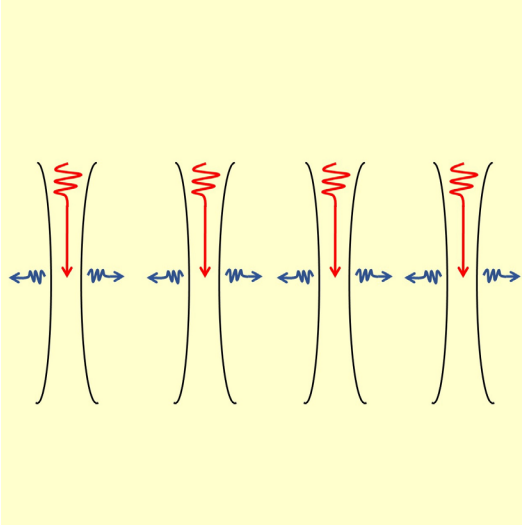
Shear dalga hız görüntüleme

“2D shear wave” elastografi (2D-SWE) ve “3D shear wave” elastografi (3D-SWE) eşzamanlı doku içine çoklu ARFI dalgası uygulanması ve buna bağlı oluşturulan çok sayıda shear dalganın ölçümü ile elde edilen görüntüleme yöntemidir (Resim 8). 2D-SWE’de doku içine pSWE’de kullanılan ROI’ye kıyasla daha büyük bir ROI yerleştirilir. ROI içinde renkli elastografi haritası da ticari firmaya bağlı olarak elde edilebilmektedir. Elastografi görüntü üzerinde çok sayıda noktadan, shear dalga hız ölçümü gerçekleştirilir (Resim 9). 3D-SWE ile tek bir ticari firmanın (SuperSonic Imagine Aixplorer™) sunduğu cihaz üzerinde gerçek zamanlı, 2D-SWE’ye benzer, kantitatif ölçüm imkânı sunan elastografi incelemeye olanak sağlamaktadır [15].

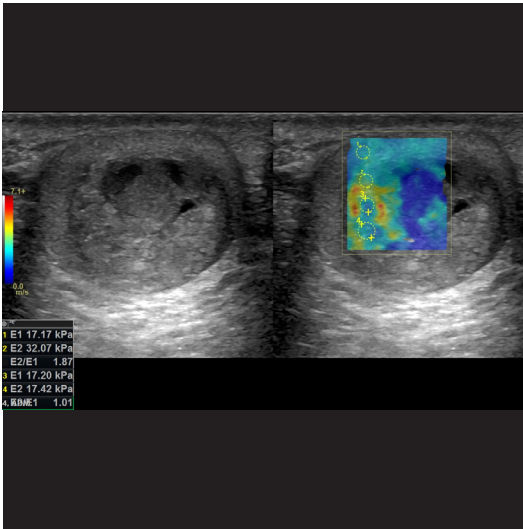
2D-SWE görüntülemeye; Canon, Philips ve Mindray firmalarının kullandığı teknoloji temelinde Siemens firmasının kullandığı teknoloji ile benzerdir [15]. Mindray firmasının kullandığı teknolojiye, birbirine oldukça paralel yönlendirilen ARFI dalgaları ile 4 cm genişlikte bir alanda saniyede 1000’den fazla ölçüm yaparak shear dalga ölçümünü gerçekleştirir [15]. Philips firması benzer teknolojiyi kullanır, alan genişliği 5-7 cm arasındadır ve 0,4 – 20 MHz arasında frekansa sahip problar ile görüntüleme imkânı sunar [15]. GE firması önceliklerden farklı olarak “comb push” adı verilen teknolojiyi kullanır [19]. Bu teknoloji ile eş zamanlı dokuya iletilen çok sayıdaki ARFI dalgası ve buna bağlı oluşan farklı yönlerdeki shear dalgaların ölçüm noktasına ulaşma sürelerini ayrı ayrı hesaplar ve Fourier analiz ile verileri işler. Bu sayede büyük 2D-SWE ROI’ye ait verileri 100 ms sürede oluşturur [15].

Elastografide Kullanılan Ölçüm Birimleri

Shear dalga hız ölçüm yöntemi ile elastografide kullanılan ölçüm birimleri Young modulus (kPa) ve shear dalga hızı (m/sn) olarak elde edilir. Ölçüm temel olarak hız ölçümü (m/sn) şeklinde yapılır ve cihazda birimler arası dönü-



Resim 8. "2D shear wave" yönteminde hedeflenen alan için seçilen örnekleme kutucuğu içerisinde çoklu ARFI uygulaması yapılır.



Resim 9. "2D shear wave (2D-SW)" örnekleme: Testis tümöründen elde 2D-SW elastografi görüntüsünde renkli örnekleme kutucuğu içerisinde yapılan çoklu sertlik ölçüm alanları görülüyor. Ölçümler yuvarlak ROI'ler olarak numaralandırılmış durumda ve karşılık gelen sertlik değerleri kPa birimi ile sol alttaki kutucukta sunuluyor.

şüm gerçekleştirilir. Bu dönüşüm bir program aracılığı ile bir denklem üzerinden matematiksel olarak gerçekleştirilir. Elde edilen Young modulus değerinin güvenilirliğini düşürecek durumlar aşağıda sıralanmıştır [15];

1. Cihazlarda doku dansitesi 1000 kg/m^3 değerinde sabit olarak kabul edilir, dokunun

dansitesini değiştirecek durumlar yanlış sonuçlara neden olabilir.

2. Dokunun özelliğine göre değişecek şekilde dokuya uygulanan gücün şiddeti arttıkça, dokunun gösterdiği elastisite non-lineer şekilde değişiklik gösterir. ARFI uygulamalarında prob ile dokuya hiç dış bası uygulanmamalıdır. Portal hipertansiyon gibi doku içinde basınç artışı oluşturan durumlarda shear dalgaların gücü potansiyalize olur.
3. Cihazlarda shear dalgaların frekansı ile elastik modulus arası bir bağlantı olmadığı kabul edilir, oysa bu kural tümüyle elastik dokular için geçerlidir. Sert dokularda ve yüksek frekanslı shear dalgalar ile yapılan ölçümlerde bu kural geçerli değildir.
4. Cihazlarda elastik modulusun her yönde aynı olduğu kabul edilir ancak dokularda her yönde eşit olmayan shear dalga iletim anizotropisi söz konusudur.
5. Dokuların içinde buldukları ortam ve komşuluk ilişkileri shear dalga yayılımında ve yayılım hızında değişikliğe sebep olabilir. Young modulus değerine gerçek bir dönüşüm için kompleks denklemler ve çok fazla parametreye ait ölçüm gerekmektedir ve pratikte uygulanması imkansızdır. "U.S. Food and Drug Administration" kuruluşunun shear dalga ölçümü için onayladığı ölçüm sistemi direkt shear dalga hız ölçüm yöntemidir.

Elastografide Artefaktlar

Strain elastografi artefaktları

Uygulanan mekanik kuvvetin homojen olmaması nedeniyle hem renkli harita hem de gri-skala parlaklık yöntemiyle elde edilen görüntüler çevresel faktörlere duyarlıdır. Cilt yüzeyi ve prob teması nedeniyle oluşan yüzey problemi bol sonografik jel kullanılarak giderilebilir [4].

Sert bir doku ile komşuluk gösteren elastik doku içinde, sert doku ile temas köşelerine uyan dört yöne uzanan, olduğundan daha sert değerlerde renk kodlaması olur. Buna Malta haçı artefaktı adı verilmiştir. Buna benzer şe-

kilde dokuların dış kenarlarında kenar güçlenmesi (“edge enhancement”) oluşur. Kaygan sınır özelliği olan dokularda, doku genelinden farklı olarak heterojen kenar elastisite özelliği izlenir ve bu durum dokunun kenarlarında santrale göre daha sert değerlerde renk kodlanmasına neden olur. Sert bir kabuk ile çevrili santrali elastik lezyonların santralinde yer alan dokunun değerlendirilmesi pek mümkün olmaz. Bu durum yumurta kabuğu (“egg shell”) etkisi olarak isimlendirilir ve gri-skala US incelemede periferi kalsifik lezyonların değerlendirme güçlüğüne eşdeğeridir. Kompresyon altında (örn: şiddetli palpasyon) dokular içinde yer alan kistler kollabe olur. Kollaps sonrası kistin periferinde düşük sertlik değeri gösteren renk kodlaması santralde ise strain elastografi görüntülerde gürültüyü işaret eden karışık renk kodlaması oluşur. Bu etkiye ise hedef (“target”) veya öküz gözü (“bull’s-eye”) görünümü ismi verilmektedir. Strain elastografi sırasında artefaktların azaltılması için özen gösterilmesi gereken durumlar aşağıda özetlenmiştir [4];

1. Hedef doku ile prob arası mesafenin kısa olmasından kaçınılarak, bölgeyi santralize eden ve tam kapatan prob tercih edilmelidir.
2. Çok yakın alanda homojen doku yapısı olan çevre organlardan (örn; karaciğer) kaçınılmalıdır.
3. Kayma hareketi olan bölgelerin değerlendirme alanı dışında kalmasına dikkat edilmelidir.
4. Doku kenarlarının ve komşu organ geçişlerinin inceleme alanı dışında kalmasına dikkat edilmelidir.
5. Büyük vasküler yapılar gibi dış güç aktarımını ve oluşacak deformiteyi azaltan komşu yapılar inceleme alanı dışında bırakılmalıdır.
6. Aynı anda çok fazla hedef doku inceleme alanında olmamalıdır.

Shear dalga elastografi artefaktları

Strain elastografiye göre artefaktlar daha azdır ve daha iyi uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Görüntüleme alanındaki kayma hareketi olan

yüzeylerden daha az etkilenir. Literatürde birkaç özel durum tanımlanmıştır; ARFI görüntüleme ile elde edilen gri skala renk haritasında, kistler oldukça parlak ve siyah bir halo ile çevrili olarak izlenirler. Kistin ön duvarında parlaklık arka duvara oranla fazladır [4]. pSWE yönteminde yanlış ve başarısız ölçümlerden kaçınmak için organ kapsülünden en az 2-3 cm uzakta ölçüm yapılması önerilmektedir. Yumuşak dokular viskoelastik yapıda mekanik gücün şiddeti ile non-lineer yanıt gösteren heterojen yapılardır. Sağlıklı doku ya da lezyon içindeki visküz bileşen oranı arttığında non-lineer yanıt artar ve buna bağlı olarak dokunun elastisitesi, doku içinde shear dalga iletim hızı ve oluşan shear dalga frekansı değişir. Bu fenomen dispersiyon olarak isimlendirilir. En önemli etkisi, visküz bileşenden zengin dokuların farklı firmaların ürettiği cihazlar ile shear dalga ölçüm hızları, visküz olmayan dokulara göre daha büyük oranda sapma ve farklılık gösterir [1]. Yapılan çalışmalarda, meme ve prostat dokusuna prob ile dokuya uygulanan mekanik kompresyon şiddeti arttırıldığında shear dalga hızlarının da arttığı gösterilmiştir [20]. Shear dalga ölçüm yöntemlerinin tümünde prob ile dokuya kompresyon yapılmamasına özen gösterilmelidir. Karaciğerde portal hipertansiyonlu hastalarda shear dalga hızının arttığı gösterilmiştir, bu da karaciğer dokusunun non-lineer özelliğini yansıtmaktadır [21, 22]. BI-RADS 5 meme lezyonlarında olduğu gibi, içinde çok sayıda yapısal arayüz taşıyan çok sert lezyonların santralinde yumuşak merkez (“soft-center”) artefaktı oluşur. Gri skala US incelemede bu arayüzlerin gösterilmesi bu artefaktın yorumlanmasında uygulayıcıya yardımcı olur [1].

Sonuç

Elastografinin etkin ve güvenilir bir şekilde kullanılması ve tanıya yardımcı bir yöntem olabilmesi için teknik kuralların ve sınırlılıkların bilinmesi, uygulayıcı bağımlı bir inceleme şekli olduğunun unutulmaması gereklidir. Elastografi ile, yeni teknik gelişmeler sayesinde, dokunun sertliğinin kantitatif olarak güvenilir bir şekilde ölçülmesi, komşu organ ya da dokular

ile kıyaslanması ve dokunun zaman içindeki değişiminin izlenmesi mümkün olmaktadır.

Kaynaklar

- [1]. Shiina T, Nightingale KR, Palmeri ML, Hall TJ, Bamber JC, Barr RG, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: basic principles and terminology. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 1126-47. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Bamber J, Cosgrove D, Dietrich CF, Fromageau J, Bojunga J, Calliada F, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall Med* 2013; 34: 169-84. [\[CrossRef\]](#)
- [3]. Itoh A, Ueno E, Tohno E, Kamma H, Takahashi H, Shiina T, et al. Breast Disease: Clinical Application of US Elastography for Diagnosis. *Radiology* 2006; 239: 341-50. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Bamber JC. Ultrasound elasticity imaging: definition and technology. *Eur Radiol* 1999; 9(Suppl 3): 327-30. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging* 1991; 13: 111-34. [\[CrossRef\]](#)
- [6]. Céspedes I, Ophir J, Ponnekanti H, Maklad N. Elastography: elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast in vivo. *Ultrason Imaging* 1993; 15: 73-88. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Sandrin L, Fourquet B, Hasquenoph JM, Yon S, Fournier C, Mal F, et al. Transient elastography: a new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis. *Ultrasound Med Biol* 2003; 29: 1705-13. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Ferraioli G, Wong VW, Castera L, Berzigotti A, Sporea I, Dietrich CF, et al. Liver Ultrasound Elastography: An Update to the World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology Guidelines and Recommendations. *Ultrasound Med Biol* 2018; 44: 2419-40. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Castera L. Non-invasive diagnosis of steatosis and fibrosis. *Diabetes Metab* 2008; 34: 674-9. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Ferraioli G, Filice C, Castera L, Choi BI, Sporea I, Wilson SR, et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 3: liver. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41: 1161-79. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Morikawa H, Kawada N. Non-invasive diagnosis of liver fibrosis. *Clin J Gastroenterol* 2011; 4: 283-91. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. Shiina T, Nitta N, Ueno E, Bamber JC. Real time tissue elasticity imaging using the combined autocorrelation method. *J Med Ultrason* 2002; 29: 119-28. [\[CrossRef\]](#)
- [13]. Itoh A, Ueno E, Tohno E, Kamma H, Takahashi H, Shiina T, et al. Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis. *Radiology* 2006; 239: 341-50. [\[CrossRef\]](#)
- [14]. Farrokh A, Wojcinski S, Degenhardt F. Diagnostic value of strain ratio measurement in the differentiation of malignant and benign breast lesions. *Ultraschall Med* 2011; 32: 400-5. [\[CrossRef\]](#)
- [15]. Dietrich CF, Bamber J, Berzigotti A, Bota S, Cantisani V, Castera L, et al. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Liver Ultrasound Elastography, Update 2017 (Long Version). *Ultraschall Med* 2017; 38: e16-e47. [\[CrossRef\]](#)
- [16]. Berry GP, Bamber JC, Mortimer PS, Bush NL, Miller NR, Barbone PE. The spatio-temporal strain response of oedematous and nonoedematous tissue to sustained compression in vivo. *Ultrasound Med Biol* 2008; 34: 617-29. [\[CrossRef\]](#)
- [17]. Cibull SL, Harris GR, Nell DM. Trends in diagnostic ultrasound acoustic output from data reported to the US Food and Drug Administration for device indications that include fetal applications. *J Ultrasound Med* 2013; 32: 1921-32. [\[CrossRef\]](#)
- [18]. Nightingale K, Soo MS, Nightingale R, Trahey G. Acoustic radiation force impulse imaging: in vivo demonstration of clinical feasibility. *Ultrasound Med Biol* 2002; 28: 227-35. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. Song P, Zhao H, Manduca A, Urban MW, Greenleaf JF, Chen S. Comb-push ultrasound shear elastography (CUSE): a novel method for two-dimensional shear elasticity imaging of soft tissues. *IEEE Trans Med Imaging* 2012; 31: 1821-32. [\[CrossRef\]](#)
- [20]. Barr RG, Zhang Z. Effects of precompression on elasticity imaging of the breast: development of a clinically useful semiquantitative method of precompression assessment. *J Ultrasound Med* 2012; 31: 895-902. [\[CrossRef\]](#)
- [21]. Suh CH, Kim KW, Park SH, Lee SS, Kim HS, Tirumani SH, et al. Shear Wave Elastography as a Quantitative Biomarker of Clinically Significant Portal Hypertension: A Systematic Review and Meta-Analysis. *AJR Am J Roentgenol* 2018; 210: W185-95. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Burak Özkan M, Bilgici MC, Eren E, Caltepe G. Diagnostic accuracy of point shear wave elastography in the detection of portal hypertension in pediatric patients. *Diagn Interv Imaging* 2018; 99: 151-6. [\[CrossRef\]](#)

Sonoelastografinin Temel İlkeleri

Canan Altay, Mustafa Seçil

Sayfa 4

Strain elastografide elde edilen doku sertliğine ait bilgiyi klinik olarak kullanmada iki yöntem bulunmaktadır. Bunlardan ilki, firmalara göre değişkenlik gösteren ancak gösterim seçenekleri değiştirilebilen renk haritaları veya gri-skala haritalardır. Renk haritalamalarında, doku sertliğini derecelleyen renk desen ve tonlarını görsel olarak tanımlayan farklı sınıflama sistemleri bulunmaktadır.

Sayfa 5

ARFI dalgaları ile oluşan shear dalgalar, doku içinde ilerleyen tanısıl gri-skala görüntülemeden sorumlu primer US dalgalarına dik, yatay ekseninde yayılım gösterirler.

Sayfa 6

ARFI dalgası dokuya uygulandığında aynı anda bu dalgaya yatay düzlemde shear dalgalar da oluşturulmuş olur. “pSWE” ile tek ARFI paketi ile fokal bir bölgede örnekleme yapılır.

Sayfa 7

“2D shear wave” elastografi (2D-SWE) ve “3D shear wave” elastografi (3D-SWE) eşzamanlı doku içine oklu ARFI dalgası uygulanması ve buna bağlı oluşturulan çok sayıda shear dalğanın ölçümü ile elde edilen görüntüleme yöntemidir.

Sonoelastografinin Temel İlkeleri

Canan Altay, Mustafa Seçil

1. ARFI dalgalarının tanısal ultrasonografi dalgalarından en önemli farklılığı nedir?
 - a Doku içinde ilerleme yönü
 - b Doku içinde ilerleme hızı
 - c Dokuya uygulanma sırasında puls süresi
 - d Dokudan geri dönüş hızı
 - e Dokudan geri dönüş süresi
2. Hangisi dokuda oluşan transvers dalgaların (“shear wave”) özelliklerinden birisi değildir?
 - a Benzer frekansdaki tanısal US dalgalara kıyasla çok daha hızlı atenuye olurlar.
 - b Mekanik yöntemle (transient elastografideki gibi) oluşturulan shear dalgalar dokunun yüzeyinden itibaren oluşmaya başlar.
 - c ARFI yöntemiyle oluşturulan shear dalgalar dokuya penetrasyon için mesafe gerektirmez.
 - d Mekanik yöntemle (transient elastografideki gibi) oluşturulan shear dalgaların frekans aralığı 10-99 Hz’dir.
 - e ARFI yöntemiyle oluşturulan shear dalgaların frekans aralığı 100-999 Hz’dir.
3. Elastografi ölçüm yöntem ve değerleri ile ilgili aşağıdaki bilgilerden hangisi yanlıştır?
 - a ARFI uygulamalarında prob ile dokuya hiç dış bası uygulanmamalıdır.
 - b Portal hipertansiyon gibi doku içinde basınç artışı oluşturan durumlarda shear dalgaların gücü potansiyalize olur.
 - c Dokuların içinde buldukları ortam ve komşuluk ilişkileri shear dalga yayılımında ve yayılım hızında değişikliğe sebep olabilir.
 - d En güvenilir shear dalga ölçüm yöntemi Young modulus (kPa) değeridir.
 - e Gerçek zamanlı incelemede dokularda her yönde eşit olmayan shear dalga iletim anizotropisi söz konusudur.
4. Hangisi strain elastografi sırasında artefaktların azaltılması için özen gösterilmesi gereken durumlardan biri değildir?
 - a Hedef doku ile prob arası mesafenin kısa olmasından kaçınılarak, bölgeyi santralize eden ve tam kapatan prob tercih edilmelidir.
 - b Kayma hareketi olan bölgelerin değerlendirme alanı dışında kalmasına dikkat edilmelidir.
 - c Doku kenarlarının ve komşu organ geçişlerinin inceleme alanı dışında kalmasına dikkat edilmelidir.
 - d Çok yakın alanda homojen doku yapısı olan çevre organların da değerlendirme alanına dahil olmasına dikkat edilmelidir.
 - e Aynı anda çok fazla hedef doku inceleme alanında olmamalıdır.
5. Hangisi strain elastografi artefaktlarından biri değildir?
 - a Yumurta kabuğu (“egg shell”) etkisi
 - b Kollapsa bağlı hedef (“target”) görünümü
 - c Yumuşak merkez (“soft-center”) artefaktı
 - d Dokuların dış kenarlarında kenar güçlenmesi (“edge enhancement”)
 - e Malta haçı artefaktı