



Ultrasonik Tıbbi Görüntülemenin Temelleri ve Görüntü Analizinde Yeni Yaklaşımlar

Mine CÜNEYİTOĞLU ÖZKUL, Ünal Erkan MUMCUOĞLU

*Sağlık Bilişimi Anabilim Dalı, Enformatik Enstitüsü,
Orta Doğu Teknik Üniversitesi*

Ankara

1. Giriş

Ultrason, çağdaş tıpta insan içi dokuların görüntülenmesinde kullanılan pek çok modalite arasında (röntgen BT, MR vb.) yumuşak doku kontrastının iyi olması, dokuya zarar vermeme özelliği ve taşınabilir oluşu sebebiyle günümüzde öne çıkan bir görüntüleme tekniğidir. Bu bölümde, görüntüleme yönteminin temel fiziginden başlanarak, son 50 yılda öne çıkmış olan temel ultrasonografik görüntüleme yaklaşımları açıklanacaktır. Bunlar arasında, B-mode görüntüleme, dinamik odaklama, tıbbi ultrasonografiye has alacalı-gürültü (speckle) oluşumu ve bunun görüntülemeye etkileri, çoklu-hüzme (multi-beam) ve 3B görüntüleme gibi teknikler yer alacaktır. Son yıllarda, hacimsel özelliklere daha iyi hakim olmak için, 2 boyutlu (2B) kesitlerin yanı sıra, 3 boyutlu (3B) görüntüleme de ön plana çıkmaktadır. Hacimsel veriler, tıbbi ultrasonografi için 2B dizi şeklinde tasarlanmış algılayıcılarla elde edilebilir ancak bu algılayıcıların maliyeti yüksektir. Daha düşük maliyetli ve hemen her radyoloji servisinde bulunan 2B ultrasonografi cihazının çıktılarının da kullanılabileceği diğer bir yaklaşım da, elle veya mekanik bir düzenele alınan 2B görüntü dizilerinden, çıkıştırma suretiyle, 3B hacimsel görüntü üretmektir. İlerleyen kısımlarda bu yöntemden de bahsedilecektir. Ultrason sisteminin gerçekçi çözünürlük modeli kullanılarak, görüntü onarma (restoration), ters-evrişim (deconvolution) ve çözünürlük-üstü (super-resolution) gibi yaklaşımlar ile daha yüksek kalitede görüntüler elde edilmesi konusunda en son gelişmeler anlatılacaktır. Son olarak, ultrason görüntülerinin akıllı analizi ve bilgisayar destekli tanı uygulamalarına değinilecektir.

2. Ultrason Fiziği ve Görüntü Oluşumu

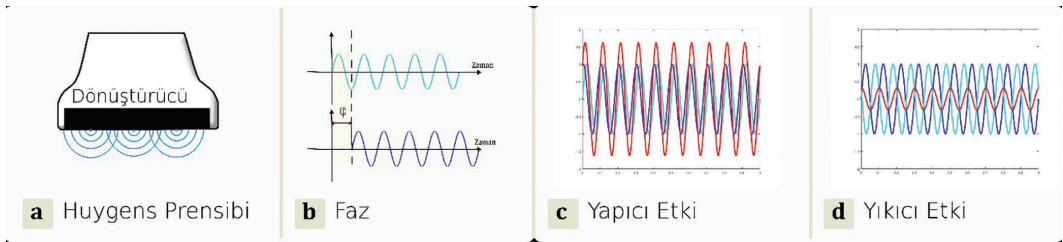
Tıbbi ultrason, yüksek frekanslı, doğrusal ses dalgalarının (plane waves) canlı dokusundaki davranışından istifade eden bir görüntüleme tekniğidir. Ses dalgaları, yumuşak dokuyu oluşturan yağ, kas gibi ortamlarda 1400-1600 m/s arasında değişen bir hıza sahiptir (Shung vd., 1992). Ses hızı (c), dalga boyu (λ) ve frekans (f) arası ilişkiyi ifade eden genel dalga denklemi aşağıdaki gibidir:

$$c = \lambda f \quad (1)$$

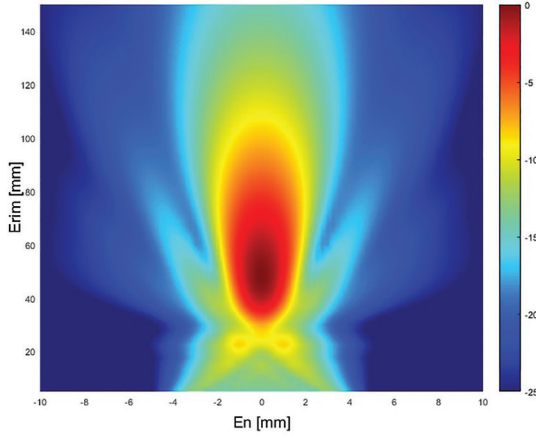
Bu denkleme göre, örneğin, ses hızının 1570 m/s olduğu karaciğer dokusunda (Shung vd., 1992), 1 Mhz frekansa sahip ses dalgası, $1570/1000000 = 1.57$ mm dalga boyuna sahip olacaktır. Bu sonuç, kuramsal olarak, bu çözünürlükte görüntü oluşumunun mümkün olabileceğini gösterir.

2.1 Sesin Dokudaki Davranışı

Huygens Prensibi'ne göre, sonlu kabul edilen bir yüzeyin basıncı, her bir sonsuz küçük (infinitesimal) noktasında oluşan basıncın üst üste bindirilmesi ile ifade edilebilir (Şekil 1-a). Bu, dalgaların toplandığı girişimsel bir modeldir ve bu durumda, dalgaların frekansının yanı sıra fazı da devreye girer. Faz, aynı frekanstaki iki dalga birbiriyle farklı noktalardan başlaması olarak açıklanabilir (Şekil 1-b). Dalgalar, şekil-1c ve d'deki gibi üst üste bindirilince, fazlarına bağlı olarak bazen yapıcı, bazen de yıkıcı etki yaratır. Bu fenomene 'girişim' (interference) adı verilir. Yüzeyden yayılan 3 boyutlu küresel dalgalar, 'kırınım' (diffraction) yaparak birbiriyle etkileşir ve açıklık yayılım örüntüsü oluşturur, bu örüntü açıklık geometrisine özgüdür. Açıklık yayılım örüntüsüne (Şekil 2) ile gösterilen örnek Field II benzetimcisi ile oluşturulmuştur (Jensen and Svendsen, 1992; Jensen, 1996).



Şekil 1. Bir Yüzeyden Yayılan Dalgaların Davranışları (c ve d'de mavi ve lacivert dalgalarının toplanarak oluşturduğu dalga kırmızıyla gösterilmiştir)



Şekil 2. Akustik Yayılım Orüntüsü – Field II Benzetimcisi ile Oluşturulmuştur (Jensen and Svendsen, 1992; Jensen, 1996) (0.25 mm aralıklara bölünmüş -10 ile 10 mm en, 2.45 mm aralıklı 145 mm erim için)

Sonlu yüzey olarak kabul edilen ultrason açıklığından gönderilen ses demeti (beam) yansıyabilir (reflection), kırılabilir (refraction), soğurulabilir (absorption) ve saçılabilir (scattering) (Şekil 3). Tıbbi ultrasonda, bu durumların her birisini göz önünde bulundurulması önemlidir. Ultrason açıklığından gönderilen dalgaların fayda sağlar sinyallerini oluşturan kısmı, ses hızının değişim gösterdiği doku arayüzlerinden yansıyanlardır. Görüntülemeye, mümkün olduğunca, yüzey normaline geliş ile aynı açıda olan 'aynasal yansıma'dan (specular reflection) faydalanılır. Ses demetinin kırılması ise, yansıma ile beraber, tıpkı optik prensiplerinde olduğu gibi, arasında yoğunluk farkı olan iki ortamın arayüzünde gerçekleşir (Shung vd., 1993).

Dokulardaki ortam yoğunluğu (ρ) ile ses hızı arasında 'karakteristik empedans' (Z) olarak ifade edilen aşağıdaki ilişki bulunur:

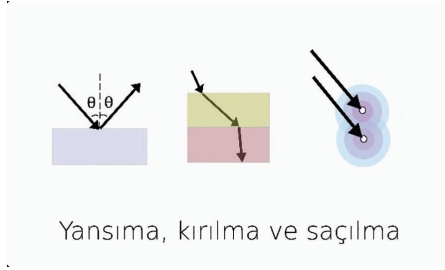
$$Z = \rho c \quad (2)$$

Ses demeti bir arayüzden diğerine geçerken, yüzeylerin karakteristik empedans değerlerine göre yansıma ve kırılma açıları yaratır.

Dokunun kabaca belli arayüzlerden oluştuğu kabul edilse de, aslında dokuları oluşturan benzer özellikteki küçük parçalar karakteristik empedans açısından türdeş (homojen) değildir. Bu ses dalgalarının saçılımına yol açar (her yöne yayılan). Saçılım, sesin dalga boyundan küçük yansıtıcılara çarpması sonucunda oluşur ve doku içerisini görmemizi sağlar.

Ultrason görüntülerinde, çok sayıdaki küçük saçıcının yol açtığı yapıcı ve yıkıcı girişimlerin sonucunda oluşan rasgele farklı parıltılı nokta olarak beliren gürültü oluşur (Burckhardt, 1978). Buna 'alacalı gürültü' veya 'benek örüntüsü' (speckle) adı verilir. Ultrason görüntülerde gürültüye sebep olan en büyük etmen budur. Benek örüntüsü ilerleyen bölümlerde istatistiksel detayları ile birlikte ele alınacaktır.

Ses demetinin karşılaştığı bir diğer durum olan soğurulma, ses dalgasının etkileştiği doku moleküllerinin titreşmesi sonucunda ortaya çıkar. Dalgalar ortamda ilerledikçe, gönderilen ses enerjisinin önemli kısmı hareket enerjisine dönüşür ve zaman içerisinde bu da ısı enerjisine dönüşerek doku içerisine dağılır. Oluşan fazla ısının dokulara zarar vermemesi için uygulanacak enerji miktarının belirli bir alan için standartlarla belirlenmiş olan güç (Watt/cm²) değerlerini geçmemesi gerekir (Shung vd., 1992). Soğurulma sonucunda, görüntüleme yapılan dokunun derinliklerinden gelen sinyal seviyesi düşer ve görüntü karanlıklaşır.

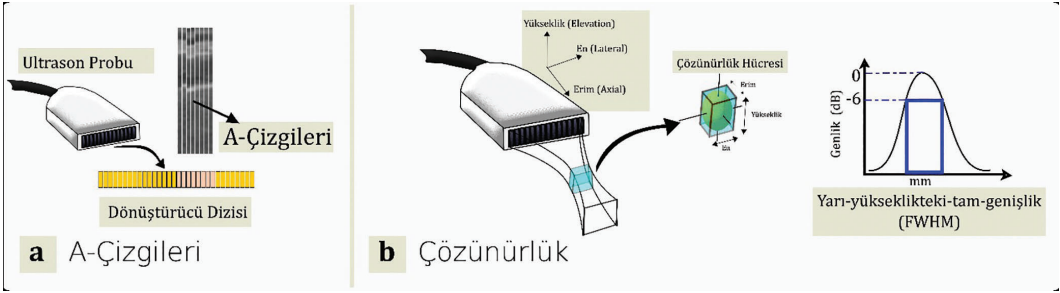


Şekil 3. Ses Demetinin Karşılaştığı Durumlar

Bir enerji türünü diğerine dönüştüren yapılara 'dönüştürücü' (transducer) adı verilir. Tıbbi ultrasonografide, görüntüleme yapılacak bölgeye ultrasonografi jeli uygulanır. Bunun sebebi, ses demetini oluşturan dönüştürücü ile doku arasında yüksek karakteristik empedans farkı oluşmaması içindir. Böylece empedansları uyumsuz olan sert dönüştürücü yüzey ile yumuşak doku yüzeyi arası istenmeyen yansımaların büyük ölçüde önüne geçilmiş olunur.

2.2 Ultrason Görüntü Modeli ve Çözünürlük

Tıbbi ultrasonda, görüntüleme yapılacak dokuya dönüştürücü aracılığıyla elektriksel sinyali mekanik titreşimlere çevirerek çok kısa süreli bir darbe gönderilir. Bu darbe dokunun derinliklerine ilerledikçe, akustik enerjinin bir kısmı saçılım yaratıcı yüzeylerinden yankı (echo) biçiminde geri döner. Bu yankılar, yine doku yüzeyindeki bir dönüştürücü aracılığıyla (genelde elektriksel sinyali mekanik titreşimlere çeviren aynı dönüştürücüyle) bu defa mekanik titreşimlerden elektriksel sinyale dönüştürülür. Elde edilen geri yansımış elektriksel sinyalin genliği (amplitude), dönüştürücü yüzeyindeki basınç salınımlarıyla doğrusal orantılıdır. 'Darbe-yankı' adı verilen bu yöntem ile oluşturulan, dokunun derinlemesine özelliklerini içeren ince demete A-çizgisi (Amplitude line) adı verilir (Şekil 4-a).

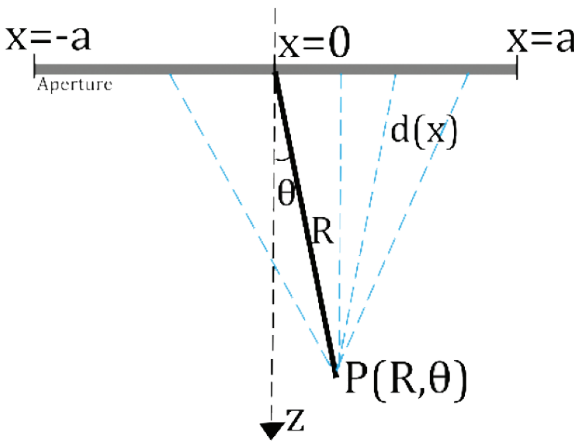


Şekil 4. Darbe-Yankı ile A-Çizgisi Oluşumu ve Dik Eksenlerde Çözünürlüğün Tanımı

Doku içindeki hedef yapıların yansıtıcı özelliğine 'ekojenite' (echogenicity) adı verilir. Yansımanın belli bir referans değerden yüksek olduğu bölgeler 'yüksek-yankılı' (hyperechoic), alçak olduğu bölgeler 'düşük-yankılı' (hypoechoic) ve hiç yansıma olmayan bölgeler 'yankısız' (anechoic) adını alır. Yüksek yankılı bölgeler daha parlak görünürken, düşük yankılı bölgeler daha karanlıktır.

Şekil 4-b'de görüldüğü gibi, görüntüye katkı veren üç boyut vardır. Bu boyutlara 'erim' (axial), 'en' (lateral) ve yükseklik (elevation) adı verilir. 'Görüntü bozulumu'nu (image degradation) ifade eden çözünürlük, her 3-boyut için farklı tanımlanabilir. Çözünürlük açısından görüntüleme sistemini tanımlamanın yollarından birisi, 'nokta yayılım fonksiyonu'dur (point spread function - PSF). Bu fonksiyon, noktasal hedeflerin ayırt edilebilme yeteneğini ölçer (Szabo, 2004). Yarı-yükseklikteki-tam-genişlik (full-width-half-maximum, FWHM), işaret yüksekliğinden 6 dB inildiğindeki genişlik miktarı olarak tanımlanır. 3 Boyutta merkezden her yöne 6 dB uzaklık küresel bir hacme dönüşür ve 'çözünürlük hücresi' (resolution cell) adını alır.

2.2.1 Enine (Lateral) Çözünürlük



Şekil 5. Dikdörtgen açıklık ve denklemlerdeki simgelemin şekil ile gösterimi

Dönüştürücü yüzeyindeki her nokta, her yöne ses dalgaları yayan noktasal kaynak olarak düşünülebilir. Bu ses dalgasının sabit bir frekansta olduğu varsayılırsa, $x=0$ noktasındaki tek bir kaynağın P noktasında oluşturduğu basınç

$$p(R, \theta) = \frac{e^{ikR}}{R} \cos\theta \quad (3)$$

olarak ifade edilebilir. Burada, $k=2\pi f_0/c$, c =ortamdaki ses yayılım hızı, f_0 =dalga frekansıdır. Paydadaki R terimi mesafeyle azalan basıncı temsil eder. Paydaki terimin karmaşık sayı olarak ifade edilmesi daha sonraki formulasyonda kolaylık oluşturması içindir. $\text{Re}\{e^{ikR}\}=\cos(kR)$, yani bu terim tek bir frekansdaki dalga için açık yazılımından başka bir şey değildir. (2) ifadesindeki $\cos\theta$ terimi noktasal kaynağın (dalga boyundan ne kadar küçük olsa da) önündeki alanda yarattığı basıncın normal yönden saptığı konumlardaki azalım faktörüdür. Sadece dönüştürücüye dik θ açıları düşünülerek, bu terim ihmal edilebilir.

Şekil 5'de gösterilen, -a'dan a'ya, 2a uzunlukta (D) dikdörtgen açıklık için, bir P noktasından dönüştürücünün yüzeyine olan mesafeler R, x ve θ cinsinden ifade edildiğinde ve R'nin D'ye oranı olan f sayısının ($f\#$) iki ve daha büyük olması durumunda, belirli sadeleştirme işlemleri yapılabilir (O'Donnell, 1999) ve dönüştürücü üzerindeki her x noktasının P noktasına olan mesafesi için aşağıdaki yaklaşık ilişki elde edilir:

$$d(x) = R - x \sin\theta + \frac{x^2 \cos^2\theta}{2R} \quad (4)$$

(3) numaralı denklemde R yerine d(x) ifadesi yerleştirilip [-a, a] aralığında bu ifadenin integrali alınarak tüm dönüştürücü yüzeyinin P noktasında oluşturduğu net basınç hesaplanabilir:

$$p(R, \theta) = \frac{e^{ikR}}{R} \int_{-a}^a e^{\frac{ikx^2}{2R}} e^{-ikx \sin\theta} dx \quad (5)$$

$k' = k \sin\theta$ olarak tanımlarsak ve dikdörtgen açıklık fonksiyonuna mesafeye bağımlı faz terimini katarsak $e^{\frac{ikx^2}{2R}}$, (bu terime 'odaklama terimi' de denir ve B-mod görüntüleme bölümünde açıklanacağı gibi, dönüştürücüde kullanılabilecek odaklamasayesinde etkisi ortadan kalkar), açıklık fonksiyonunu $A(x) = e^{\frac{ikx^2}{2R}} \text{rect}\left(\frac{x}{a}\right)$ biçiminde ifade edilebilir. Bu durumda (5) denklemi aşağıdaki şekilde yazılabilir:

$$p(R, \theta) = \frac{e^{ikR}}{R} \int_{-\infty}^{\infty} A(x) e^{-ik'x} dx = \frac{e^{ikR}}{R} B_R(k') \quad (6)$$

k' terimindeki $\sin\theta$ küçük açılar için θ 'ya eşit olduğundan, açılal etkiyi temsil eder. Bu



durumda, (6) denkleminde ifade edilen ve tüm açıklığın P noktasında oluşturduğu net basınç, $A(x)$ açıklık fonksiyonunun açısal tayfı (Fourier Dönüşümü), $B_R(k')$, ile açıklığın merkezindeki noktasal kaynağın çarpımı şeklinde olarak elde edilmiş olur.

(6) denklemini ultrason dönüştürücü dizilimine R uzaklıktaki 'darbe-yankı' (pulse-echo) tepkimesi (S_R) hesabı için kolayca kullanabiliriz. 'Gönderme' (transmit) ve 'alıcı' (receive) açısal spektrumları, $B_R^t(k')$, $B_R^r(k')$ ve akustik hedefin saçılım dağılımlarını, $\eta_R(k')$, olarak tanımlarsak (O'Donnell, 1999), 'darbe-yankı' tepkimesi şu şekilde ifade edilebilir:

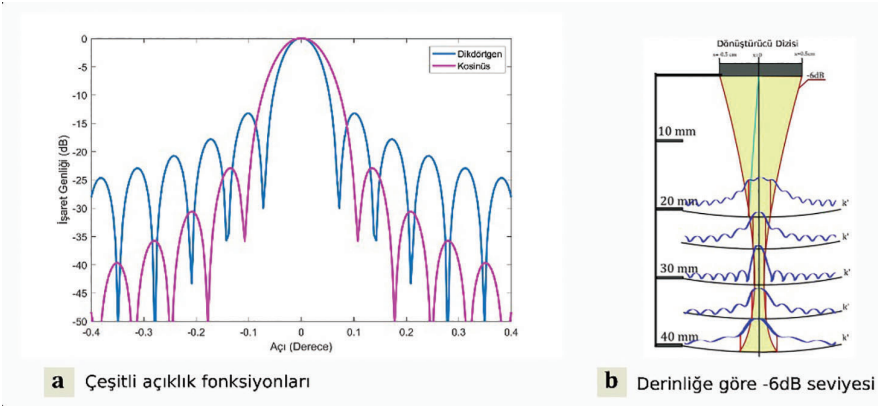
$$S_R = \frac{e^{2ikR}}{R^2} [B_R^t(k') * \eta_R(k')] B_R^r(k') \quad (7)$$

Burada "*" sembolü evrişim işlemi temsil eder. Evrişim işlemi ile ortama gönderilen ses dalgasının çok sayıda saçıcı ile etkileşimi ifade edilir. $B_R^t(k')$, $B_R^r(k')$ terimleriyle ifade edilen gönderme ve alıcı 'açısal tayfı' (angular spectrum) ise denklem (5) ve (6) ile elde edilen, ultrason dönüştürücü dizilimindeki 'açıklık fonksiyonları'nın (transmit and receive aperture functions) Fourier dönüşümüdür. Evrişim işleminin doğrusal olması nedeniyle, yukarıdaki ifade aşağıdaki gibi yazılabilir, (O'Donnell, 1999):

$$S_R = \frac{e^{2ikR}}{R^2} [B_R^t(k') B_R^r(k')] * \eta_R(k') \quad (8)$$

Yani, darbe-yankı tepkimesi gönderme ve alıcı açısal tayflarının çarpımından oluşur. Bu çarpım, gönderen ve alıcı açıklık fonksiyonlarının evrişiminin Fourier dönüşümüdür. Görüntülemeye açıklık fonksiyonları, $B_R^t(k')$, $B_R^r(k')$ 'birim itki fonksiyonu'na (impulse function) mümkün olduğunca yakın olacak biçimde ayarlanır. Bu şekilde, en iyi enine çözünürlük elde edilmeye çalışılır. Bu çözünürlük, 'detay çözünürlüğü' (detail resolution) olarak adlandırılır. Açıklık fonksiyonu ne kadar geniş ve dikdörtgene ne kadar yakın olursa 6 dB seviyesi o kadar daralır (Şekil 6-a). Ancak bu durumda 'yan loblar' (side lobes) artış gösterir. Yan lob seviyesinin yükselmesi ise 'kontrast çözünürlüğü'nü (contrast resolution) düşürür. Bu sebeple, en uygun açıklık fonksiyonu, detay ve kontrast çözünürlüğü arasındaki 'ödünleşim' (tradeoff) göz önünde bulundurularak seçilmelidir.

Şekil-6'da ultrason dönüştürücü dizilimine farklı uzaklıklardaki örnek bir tepkime (enine, açısal olarak) gösterilmiştir (30 mm'de tek akustik odak bulunması durumunda). Enine çözünürlük tepe değerin -6 dB azaldığı açı olarak belirlenir (sarı bölge). Görüldüğü gibi, enine çözünürlük odak derinliğinin ön ve arkasında azalır. Bu nedenle, farklı derinlik bölgelerini içeren birden fazla gönderim darbesi kullanılabilir (birim zamanda oluşan görüntü sayısı düşmek koşuluyla).



Şekil 6. Çeşitli açıklık fonksiyonları ve karşılık gelen açısız tayf, 1MHz'de, 128 elemanı 30 mm'ye odaklanmış bir A-çizgisinde enine tepkime sonucu

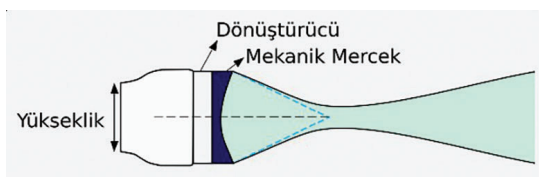
Yukarıda görüldüğü gibi, enine (açısız) çözünürlüğün değişkeni olan k' terimi frekansa bağlıdır. Darbede kullanılan 'merkez frekans' (central frequency) arttıkça enine çözünürlük doğrusal olarak iyileşir. Ancak, ultrason dalgalarının dokunun derinliklerine ilerledikçe soğrulma miktarı frekansla doğru yönde orantılıdır. Düşük frekanslar yüksek frekanslara göre daha derine ulaşabilirler. Bu nedenle, sistem tasarımında, enine çözünürlük ve derini görüntüleyebilme yeteneği arasında yine ödünleşim bulunur.

2.2.2 Erim (Axial) Çözünürlüğü

Erim çözünürlüğü gönderilen darbenin 'uzamsal uzunluğu'na (spatial length) (τc) bağlıdır. Burada τ darbe süresi, c ise ortamdaki ses hızıdır. Darbenin uzunluğu aynı zamanda dalga boyu ve döngü (cycle) sayısının çarpımıyla da ifade edilebilir. Genel olarak, daha kısa süreli bir darbe erim çözünürlüğü daha yüksek bir görüntüleme imkanı sağlar. Bu da 'geniş-bantlı' (broadband) bir darbe tasarımı gerektirir.

2.2.3 Yükseklik (Elevation) Çözünürlüğü

Yükseklik yönünde odaklama ultrason dönüştürücü kalınlığına bağlıdır. Bir boyutlu (1B) dizilimlerde dönüştürücü önündeki yüzeyde sabit bir katman akustik mercek görevi görür. Bu sayede mekanik olarak sabit bir derinlikte mekanik odaklama gerçekleştirilir. Bu derinliğin önünde ve arkasında yükseklik yönündeki bu çözünürlük gittikçe bozulur. Bu nedenle, değişik derinlik alanlarında çalışan değişik dönüştürücüler tasarlanır ve bu amaçla kullanılırlar.



Şekil 7. Yükseklik yönünde mekanik odaklama



2.3 B-Modu Görüntü Oluşumu

B-modu (Brightness Mode) görüntüleme, Şekil 4'de gösterilen A-çizgilerinin birleşiminden oluşur.

2.3.1 Odaklama

En yaygın görüntüleme yöntemi olan B-mod, yankının genliğini esas alır. Önceki kısımlarda da bahsedildiği üzere, çok sayıda A-çizgisi oluşturmak için bir dönüştürücü dizisi kullanılır. Bu dizi ile, yüksek frekanslı darbeler görüntülenecek ortama odaklama (focusing) prensibiyle gönderilir. Burada öncelikle dizi elemanlarının elektronik olarak kontrol edildiği hüzmleme (beamforming) işlemi yapılır. Günümüz teknolojisi ile gerçek zamanlı B-mod görüntüleme yapmak mümkündür. Hedef dokunun bulunduğu derinliğin d , dokudaki ortalama ses hızının c olduğu varsayılırsa,

$$t = \frac{2d}{c} \quad (9)$$

dalga'nın gidiş ve dönüşü hesaba katılınca gereken sürenin formülü yukarıdaki ilişki ile basitçe ifade edilebilir.

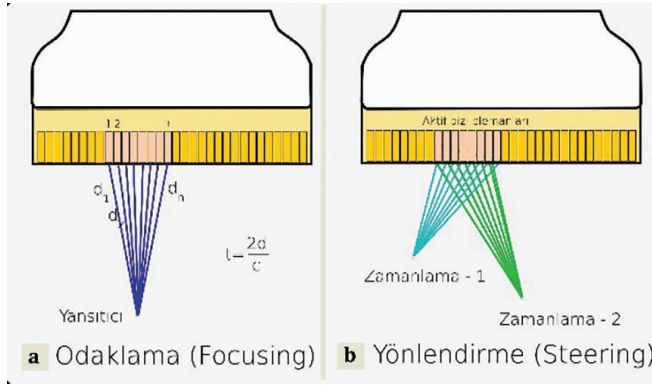
Bir dönüştürücü dizisinde ise geometriye bağlı olarak hedef dokuya uzaklık küçük miktarda farklılık gösterecektir (Şekil 8-a). Bu da aynı derinlikten gelen işaretin dizinin farklı bölgelerine farklı zamanlarda ulaşmasına neden olur. Odaklama ise bu dizi elemanları ile odak arasındaki mesafeleri hesap ederek gecikmeli (delay) uyarım yapılması ile sağlanır. Farklı gruplar halinde dizi elemanları uyarılarak istenen genişlikte aralık ve istenen şekilde açıklık fonksiyonu yaratılabilir (Şekil 6-a). Benzer şekilde, gecikme ile uyarım zamanları ayarlanarak dalgalar istenen herhangi bir yöne yönlendirilebilir (steering) (Şekil 8-b).

Modern ultrason sistemlerinde genellikle dalgaların gönderilme odağı sabit gecikmeler kullanılarak belirli bir derinlik seçilirken, dönüş odağı dinamik olarak taranır. Dinamik alım odaklama (dynamic receive focusing) adı verilen bu yöntem ile, dönüştürücü sistemin her derinlikten gelen yankıya odaklanması sağlanır. Bu şekilde gönderim sırasındaki sabit odaklama derinliğinin önünde ve arkasında daha geniş bir erimsel alanda kabul edilebilir çözünürlük elde edilir.

2.3.2 İşaretlerin Görüntüye Dönüştürülmesi

B-mod görüntü oluşum aşamaları Şekil 9'da şema olarak verilmiştir. B-mod görüntü üzerindeki her bir A-çizgisini oluşturmak için, bir gönderim-alım işlemi gereklidir. (Farklı derinlik bölgelerini oluşturmak için birden fazla gönderim-alım da kullanılmaktadır - birim zamanda oluşan görüntü sayısı düşmek koşuluyla.) Belli bir açıklık fonksiyonuna göre her kanalda genişliği ayarlanmış darbeler frekans kiplenir ve belirli bir derinliğe hüzmelenerek gönderildikten hemen sonra sistem alım moduna geçer. Ortamdan geri yansıyan işaretler, seviyelerinin yükseltilmesi

için, kuvvetlendirici (amplificator) devreye gönderilir. Yukarıda belirtildiği gibi, ses doku içerisinde soğurulur. Bunun telafisi için derinden gelen işaretlere daha yüksek kazanım uygulanır; bu işleme 'zaman kazanç kontrolü' (time-gain compensation) adı verilir. Alıcı hüzmleme (dinamik alım odaklama), kip çözme, zarf sezimi (envelope detection) ve harmonik süzme basamaklarından sonra, yüksek dinamik erimli bir analitik işaret elde edilir. Bunu takip eden logaritmik sıkıştırma (log compression) işlemi dinamik erimi (dynamic range) daha makul düzeye düşürmek için gereklidir. İşarete son olarak tarama çevirimi (scan conversion) uygulanır. Bu adım, ölçülen değerleri istenen ekran koordinatlarında karşılık gelen piksellere haritalamak için aradeğer bulmayı (interpolation) içerir. B-mod ultrasonda gri görüntü seviyeleri ile doku yansıtıcılığı doğrudan ilişkilidir (logaritmik sıkıştırmayı saymazsak).



Şekil 8. Odaklama ve Yönlendirme

2.3.3 B-modu Görüntüleme İçin Veri Modeli

Logaritmik sıkıştırmadan önceki (zarf sezimi basamağından sonra) gerçek yansıtıcı hedeflerin yarattığı sıkıştırılmamış orjinal işarete dersek, elektronik gürültünün ihmal edildiği durumda, oluşan B-modu görüntü aşağıdaki gibi modellenenebilir (Wagner vd., 1983):

$$\vec{y} = (h * \vec{x})\vec{n}_m \quad (10)$$

Burada, kayıt edilmiş işareti, h system nokta yayılım fonksiyonunu, $*$ ' sembolü evrişim işlemi (convolution) ve son olarak çarpımsal şekilde işarete eklenen gürültü terimini ifade eder (Wagner vd., 1983). Ortamda çok sayıda yansıtıcı bulunması durumunda, Rayleigh dağılımıyla modellenir (Wagner vd., 1983). Logaritmik sıkıştırmadan sonra görüntü modeli aşağıdaki gibi yazılabilir (Jensen vd., 1993):

$$\log(\vec{y}) = \log(h * \vec{x}) + \log(\vec{n}_m) \quad (11)$$



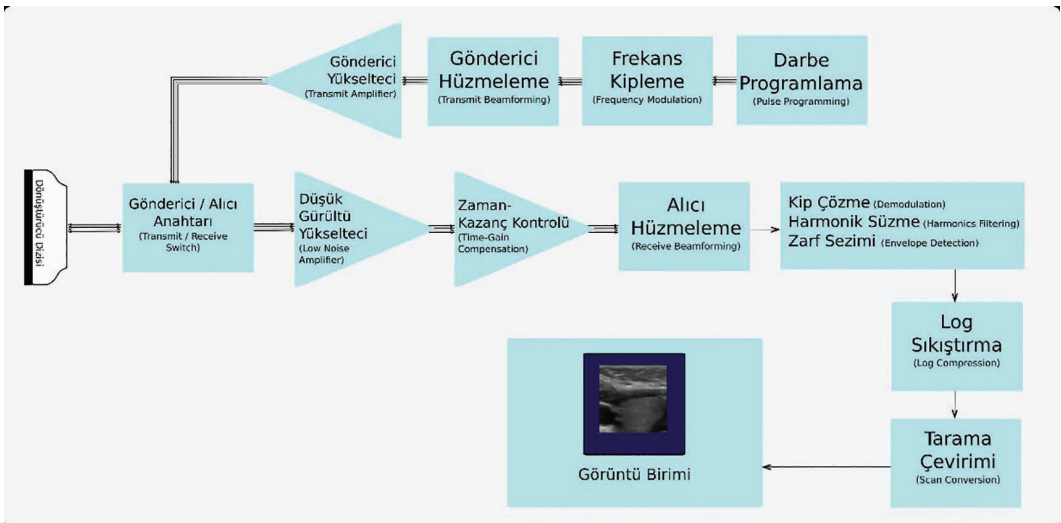
2.4 Dönüştürücü Özellikleri

Darbe-yankı veya diğer görüntüleme çeşitleri için hem alıcı, hem de verici özellik gösteren bir malzeme tercih sebebidir. Günümüz teknolojisinde buna en uygun piezoelektrik özellik gösteren malzemelerdir. Piezoelektrik etki, bir malzemenin elektrik alana maruz kalınca biçimini değiştirmesi veya üzerine uygulanan basınç sonucunda yaşadığı biçim değişikliği ile elektrik işareti üretmesidir. Seçilen malzemenin, gönderilen darbe frekansının yanı sıra geniş bir frekans bandını uyarabilmesi, yukarıda da belirtildiği üzere, erim çözünürlüğünün artırılması açısından önemlidir; bu özelliğe sahip dönüştürücülere geniş-bantlı dönüştürücüler adı verilir (Szabo, 2004).

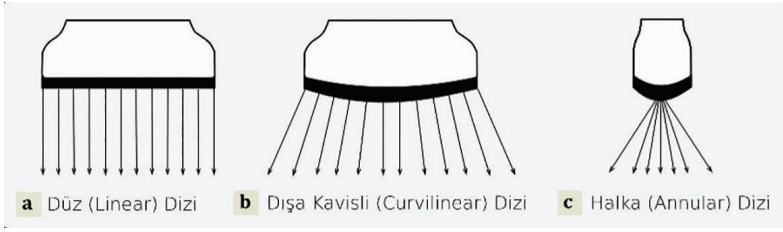
Görüntüleme yapılacak bölgeye göre dönüştürücü dizileri farklı geometrilerde oluşturulur. Yelpaze şeklinde dışı kavisli (curvilinear) dizilen dönüştürücülerin taradığı alan düz bir dizilime göre çok daha geniş olduğu için bunlar derin dokularda tercih edilirken, yüzeyel dokular için düz diziler kullanılır (Conkbayır, 2015) (Şekil 10-a ve Şekil 10-b). Ancak, geniş bir alana bakılırken enine çözünürlükten feda edilmiş olur. Halka (annular) dizilimde ise dönüştürücü elemanları iç içe halkalar şeklinde yer alır ve koni biçiminde bir görüntü oluşur (Şekil 10-c).

2.5 Diğer Ultrasonografi Modları

Yukarıda tanımlanan B-mod görüntülemeye, ultrasonik uyarım sırasında, dokulardaki doğrusal olmayan etkiler nedeniyle harmonik işaretler oluşur. Zarf sezimi esnasında genellikle harmonik işaretler ayklanır. Ancak, genliği genelde orta derinlikteki dokularda gürültü seviyesinden yüksek olan ikinci harmonikler de doku hakkında faydalı bilgi taşımaktadır (Szabo, 2004) ve bu işaretler birinci harmoniğe göre daha az ara çıktı ve 'bulanıklık' (blur) içerir (Text ve Jirik, 2004). Birinci ve ikinci harmonik görüntüleri üst üste bindirilerek veya ayrı ayrı kullanıcıya sunulabilir (Text ve Jirik, 2004).



Şekil 9. B-Mod görüntü oluşumu akış şeması



Şekil 10. Çeşitli B-Mod dönüştürücü dizilimleri

Doppler etkisi, frekans yayan bir kaynağın, kaynağı gözlemleyenine veya her ikisinin birden hareketli olması durumunda oluşan bir fiziksel fenomendir. Kaynağın ve gözlemcinin hızına bağlı olarak, ses hızı sabit kalmak üzere frekansta ve dalgaboyunda değişiklikler meydana gelir. Bunun sebebi, sesi yayan kaynağın hareketi ile birlikte dalgaların tepe noktalarının arasındaki mesafenin daralması veya genişlemesidir (Shung vd., 1992). Günümüzde kalp ve damarlar gibi, yoğun kan akışı olan bölgelerin görüntülenmesi, damar tıkanıklıklarının tespit edilmesi ve fetüs kalp atışı dinlemek için bu durumdan istifade edilir. Renkli doppler gibi uygulamalarda, hareketli yansıtıcıların ortalama hızı hesaplanıp, renk tonu biçiminde B-mod görüntü üzerine bindirilir. Böylece dokudan fonksiyonel ve anatomik görüntü üst üste gösterilebilir. Ayrıca, çeşitli klinik amaçlara yönelik; kontrast madde içeren aralıklı görüntüleme, tetiklemeli görüntüleme gibi ultrasonografi yöntemleri de mevcuttur (Conkbayır, 2015).

B-mod, Doppler ve harmonik görüntülemenin yanı sıra, girişimsel bir yöntem olan intravasküler ultrasonografi (IVUS) ile bir kateterin ucuna yerleştirilmiş dönüştürücü ile damar duvarı ve arkasındaki dokular görüntülenebilir. Doğrusal yerine sıkıştırıcı (compressive) dalgalar ile dokuların titreştirilmesine dayalı elastografi yöntemi ile dokunun mekanik özellikleri daha detaylı ölçülüp basınç gerinimi (deformation) normalden yüksek kist, tümör benzeri yapılar ortaya çıkartılabilir. Ayrıca, 3B ve 4B ultrasonografi ile hacimsel veriler elde etmek mümkündür. Hacimsel görüntüleme teknikleri bir sonraki bölümde detaylı ele alınacaktır.

2.6 Hacimsel Ultrasonografi

Ultrason görüntülemesinde hacimsel veri iki şekilde elde edilebilir: Voksel verisi almak için özel olarak tasarlanmış 2B dizilimli dönüştürücüler kullanarak (Shekhar ve Zagrodsky, 2002), veya standart 1B dizilimli dönüştürücülere izleyici algılayıcı takarak (Ijaz vd., 2010). Çoğu 1B dizi, 128-512 kadar gerçek zamanlı gönderim ve alım kanalına sahiptir. 2B dizilimli sistemlerde 1B dizilime benzer enine çözünürlük elde etmek için çok daha fazla kanal gerekmektedir (idealde 1B kanal sayısının karesi kadar). Bu da yüksek maliyet sebebiyle mümkün olmadığından, 2B dizilimli sistemlerde çözünürlük düşüktür. 2B dizilimli dönüştürücüler genellikle jinekoloji, obstetrik ve kardiyolojide kullanılır (Conkbayır, 2015). 4B görüntülemesinde hacmin zaman içinde değişimi de değerlendirilir, monitörde gerçek zamanlı hareketli görüntü elde edilir.



1B algılayıcılar ile hacimsel veri elde etme işlemine ise mekanik veya serbest el tarama ile hacimsel görüntüleme adı verilir. Mekanik taramada prob bir mekanik düzeneğe sabitlenir ve probun tarama ekseninde hareketini bu düzenek otomatik olarak sağlar (Ijaz vd., 2010). Bu şekilde probun pozisyonunun son derece hassas ölçümü ve kontrolü mümkündür ancak bu tür bir taramanın kullanım kolaylığı serbest el ile yapılan taramaya göre daha azdır.

2.6.1 Serbest El (Freehand) Görüntüleme

Serbest-el ultrason görüntüleme kavramı, ya uygun bir pozisyon algılayıcı kullanarak, ya benek örüntüsünü takip ederek, yada her ikisini birlikte uygulayarak, ultrason dönüştürücüyü takip etme üzerine kuruludur (Gee vd., 2003). Bu şekilde hacimsel 3B görüntüyü oluşturmak, sonrasında daha iyi görselleştirme ve çözünürlük artışına imkan sağlar. Pozisyon algılamaya dayalı serbest el görüntülemede elektromanyetik izleyiciye dayalı (Gee vd., 2003), optik veya kızılötesi izleyiciye dayalı (Blackall vd., 2005) yaklaşımlar mevcuttur. Bu tip izleyici içeren yöntemlerde, izleyici yerleşimi ve kalibrasyon basamakları ilave kullanım zorluğu getirmekle beraber, kalibrasyon işlemi uygulanmasının ardından hareketin kestirimi için izleyici verileri doğrudan kullanılır, ek hesaplama yapmaya gerek kalmaz.

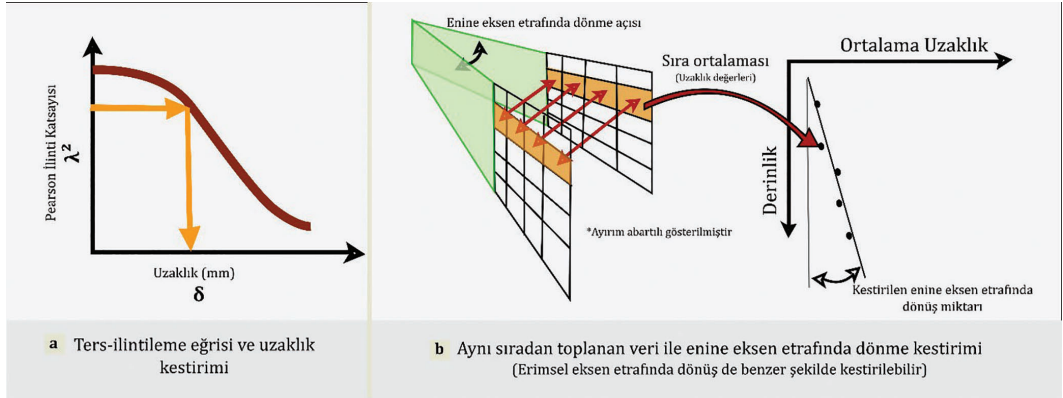
2.6.2 Benek Örüntüsü Takibi

Serbest-el görüntülemede, dönüştürücünün yükseklik yönünde takibinin benek örüntüsü 'ters-ilintileme' (decorrelation) yöntemi (Li, 1995) kullanarak yapılması artık kabul görmüş ve zaman zaman klinik uygulamalarda da kullanılmaya başlanmıştır (Rivaz vd., 2008). Bu aslında dönüştürücüyü kullanan elin tekdüze olmayan hareketi nedeniyle çok sayıda zorluk içeren bir problemdir. Bu yöntemin temeli, ardışık görüntülerdeki benek örüntüsü ilintisinin mesafeyle belli bir şekilde değişimine dayalıdır (Şekil 11-a). Bu ilintiyi ifade eden eğri, adım miktarı sabit ve belirli mekanik sistemler ile ölçülerek oluşturulur. Daha sonra bu eğri, serbest el ile yükseklik yönünde birbirine çok yakın ardışık B-modu görüntülerin arasındaki mesafeyi belirlemek için kullanılabilir (Chen vd., 1997). Her bir eksen etrafındaki dönme açısı görüntülerdeki sıra ve sütun ortalamaları üzerinde doğrusal eğri giydirme yöntemiyle kestirilebilir (Şekil 11-b).

3. Ultrason Görüntü Analizinde Öne Çıkan Yöntemler

Bu bölümde, B-mod ultrason için görüntü kalitesini arttırmada yaygın olarak kullanılan benek örüntüsü süzgeçleme, birleşik görüntüleme, bilgisayar destekli tanı gibi yöntemlerinin yanı sıra henüz klinik olarak yaygınlaşmamış onarma ve çözünürlük-üstü gibi yenilikçi yöntemlere de yer verilecektir. B-mod ultrason görüntülerinde pek çok elektronik sistemde bulunan rastgele beyaz gürültünün (white noise) yanı sıra, yukarıdaki bölümlerde bahsi sıklıkla geçen, görüntü kalitesini düşüren benek örüntüsü bulunur. Benek örüntüsü süzgeçlenmesi karmaşık bir süreçtir; örneğin yüksek frekanslar baskılanırsa, kenar keskinliğinde azalma oluşur. Ters-evrişim yöntemi ile kenar keskinliği artırılabilir ancak bu benek örüntüsünün de keskinleşmesine yol açar. Bu sebeple literatürde genellikle ters-evrişim ve

benek örüntüsü süzgeçleme miktarı arasındaki ödünleşimin eniyilenmesine dayalı yöntemler kullanılır.



Şekil 11. Benek örüntüsü örneği üzerinde mekanik bir sistem yardımıyla ilgili görüntüleme sistemine özgü ters-ilintileme eğrisi ölçülebilir ve görüntünün farklı parçalarının uzaklıkları kullanılarak doğrusal bir analiz yardımıyla iki kesitin açısı kestirilebilir.

3.1 Gürültü Azaltma

Bu bölümde görüntüdeki gürültüyü bastıran ve görüntüyü 'yumuşatıcı' (smoothing) etki yapan yöntemlerden bahsedilecektir. Benek örüntüsü, karmaşık bir fiziksel süreç ile oluşan ilintili bir gürültü olduğu için, bu tip gürültünün süzgeçlenmesi için çok çeşitli yaklaşımlar geliştirilmiştir. Bunlar 'benek örüntüsü azaltma' (speckle suppression), istatistiklere dayalı süzgeçler ve 'birleşik görüntüleme' (compound imaging) olarak gruplanmıştır.

3.1.1 Benek Örüntüsü Azaltma

Hiç süzgeçlenmemiş haldeki (ham) benek örüntüsü çok yoğun olduğu için, cihaz üreticileri kullanıcılara çoğunlukla benek örüntüsü azaltma seçeneği sunmaya çalışırlar. Örneğin GE Firmasının gerçek zamanlı benek örüntü süzgeci SRI (Speckle Reduction Imaging) ile granüler görüntünün azaltılması hedeflenir. Benek örüntüsünün bir kısmı B-mod görüntülemeye önceki aşamalarda süzgeçlense de, ilintili oluşumlar tamamen giderilemediği için B-mod görüntüde benek örüntüsü halen gözlemlenir. Çeşitli kesitlerde gözlemlenen benek örüntüsü ve istatistiği Şekil 12'de gösterilmiştir.

Çeşitli süzgeçleme yöntemleri (filtering algorithms) olarak 'ortanca süzgeçleme' (median filtering) (Loupas vd., 1989), 'dalgacık süzgeçleme' (wavelet filtering) (Achim vd. 2001; Pizurica vd., 2003), 'En küçük ortalama kareler kestiricisi tabanlı süzgeçleme' (minimum mean-square error, MMSE), 'uyarlamalı süzgeçleme' (adaptive filtering) (Lee, 1980; Kuan, 1985), 'yönbağımlı akış' (anisotropik akış) süzgeçleme (Perona-Malik, 1990) sayılabilir.

Ortanca filtresi, seçilen belirli bir büyüklükteki pencere içerisindeki piksel/voksel değerlerini küçükten büyüğe sıralayıp, ortadaki pikselin/vokselin değerini bunların

ortancasına eşitleyerek (Loupas vd., 1989) uygulanır. Şekil 13-b'de pencere büyüklüğü [3x3] olarak seçilmiş ve görüldüğü üzere, biraz yumuşamış ve ani değişimlerden arınmış bir görüntüye ulaşılmıştır. Pencere [5x5] olduğunda ise (Şekil 13-c), görüntüdeki değişim daha belirgin olmaktadır. Gürültü iyice bastırılırken kenar keskinliğinden ödün verilmiştir. Bu görüntülerin elde edildiği tiroid bölgesi Şekil 14'de şematize edilmiştir.



Şekil 12. Gerçekçi doku fantomundan mekanik bir düzenek yardımıyla alınmış homojen ve sadece benek örüntüsü olan bir bölgeye ait kesitler ve histogramı

En küçük ortalama kareler kestiricisi tabanlı süzgeçleme (MMSE), işaret ve görüntü işlemede en temel gürültü bastırıcı yaklaşımlardan birisidir. Gürültünün n ile ifade edildiği durumda, gürültünün 'beklenen değeri'ni (expected value), yani istatistiksel olarak ortalamasını en aza indirmek için aşağıdaki model kullanılır (Gonzalez ve Woods, 2001):

$$\vec{n}^2 = E[(\vec{y} - h * \vec{x})^2] \quad (12)$$

Gözlemlenen görüntü $\vec{y}$ olup, $\vec{x}$ bozunmamış (ideal) görüntü, $\vec{n}$ ise gürültüdür. Yukandaki bölümlerde de ele alındığı üzere, görüntüleme fiziğine bağlı bulanıklaşmayı nokta yayılım fonksiyonu (h) temsil eder. Burada tüm verilerin vektör formatına getirilmiş görüntü pikselleri olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Bu ifade çeşitli matematiksel 'eniyeleme' (optimization) yöntemleri ile mümkün olan en küçük değerine ulaştırılır.

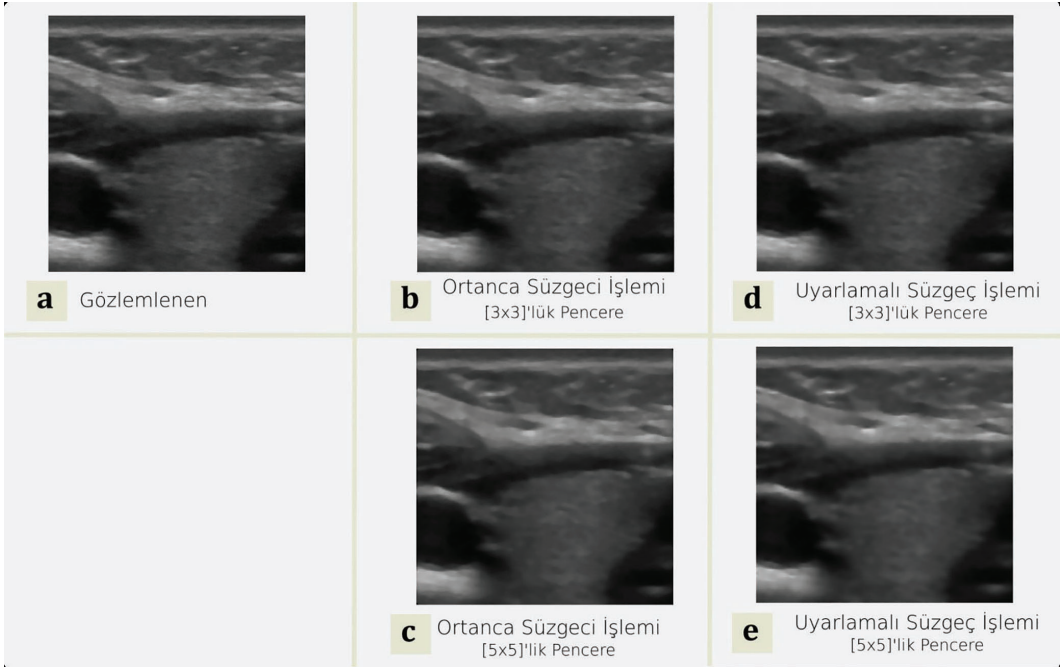
Lee'nin (1980) ortaya koyduğu, yaygın olarak kullanılan uyarlamalı süzgeçleme işleminde, gürültü ve işaretin bağımsız ve ilintisiz Gauss dağılımına sahip olduğu varsayıldığında, görüntünün her bir i, j pikseli için, etrafındaki $[m \times n]$ piksellik bir pencere için yerel ortalama (μ_l) ve yerel varyans (σ_l^2) hesaplanır. Piksel değeri x_{ij}^n , gürültü varyansı σ_n^2 ve pikselin eski değeri x_{ij} , kullanılarak aşağıdaki ifadeye

$$x_{i,j}^n = \mu_l + \frac{\sigma_n^2 + \sigma_l^2}{\sigma_n^2} x_{i,j} \quad (13)$$

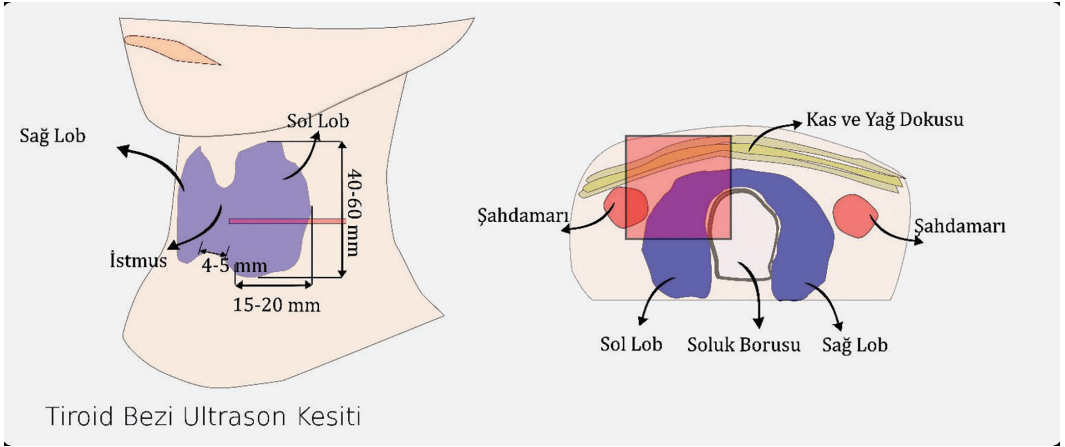
göre güncellenir. Şekil 13-d'de [3x3]'lük, Şekil 13-e'de [5x5]'lik pencere için Lee tipi uyarlamalı süzgecin çıktısına örnek sunulmuştur. Burada pencere boyutu büyüdükçe ortalama ve varyans tahmini daha anlamlı olmaktadır ancak yine pencere boyutu büyüdükçe keskinlikten verilen ödün miktarı artar.

3.1.2 Benek Örüntüsü İstatistiklerine Dayalı İşlemler

Belirli varsayımlar altında benek örüntüsünün Rayleigh dağılımı gösterdiği kabul edilse de (Burckhardt, 1978; Wagner vd., 1983), dokudaki yansıtıcıların farklılaşmasına bağlı olarak bazen bu istatistik değişim gösterebilmektedir. Farklı türde benek örüntüsü içeren bir işaretin genlik histogramını Rayleigh dağılımından daha iyi tanımlayabilen diğer dağılımlar ortaya atılmıştır. Bunlara örnek olarak Rician (Wagner vd., 1983), Nakagami (1960), Rician of Inverse Gaussian (Eltoft, 2005) verilebilir. Bu modeller çoğunlukla saçılımın yarattığı fiziksel mekanizmalardan yola çıkarak üretilmiştir ve bu modellerin parametrelerinin değişimleri benek örüntüsündeki farklılaşmaları etkin bir şekilde temsil edebilir. Bu tip modellerin doku karakterizasyonunda başarılı olduğu görülmüştür (Alessandirini vd., 2011). Ayrıca, yükseklik yönünde ilinti modeli Rician of Inverse Gaussian dağılımına göre geliştirilen bir çalışmada (Afsham vd., 2014) benek örüntüsü takibinde yüksek başarı elde edilmiştir. Ancak bu dağılımların çoğu, Gauss dağılımına göre daha karmaşık matematiksel ifadelerle sahip olduğu için parametre kestirimi, süzgeç tasarımı ve eniyileme süreçlerinde kullanımları zorluklar içerir.



Şekil 13. [3x3]'lük ve [5x5]'lik pencere için ortalama ve uyarlamalı süzgeç örnekleri



Şekil 14. Örnek işlemlerin yapıldığı tiroid kesiti (Kırmızı işaretli bölge)

3.1.3 Birleşik Görüntüleme

Benek örüntüsünü azaltmak için diğer bir yöntem ise 'birleşik görüntüleme'dir (compound imaging). Bu uzama veya frekansa bağlı olarak gerçekleştirilebilir. Uzamsal birleşik görüntülemeye birkaç farklı yönlendirme stratejisi (Burckhardt, 1978, Szabo 2004) veya probun hareket ettirilmesi (Yoshikawa, 2006) ile ilgili bölgeye farklı açılardan bakılarak bu görüntülerin ortalaması alınır. Farklı açılardan bakışla beraber benek örüntüsü arasındaki ilinti azalır yok olacağı için kuramsal olarak N tane görüntü için sinyalin gürültüye oranı $\sqrt{N}$ kadar artış gösterir (Burckhardt, 1978; Szabo 2004). Bu işlemi Siemens (Acuson) firması 'uzamsal birleştirme' (spatial compounding), GE firması 'çapraz demet' (cross beam) teknolojisi olarak kullanıcılara sunmaktadır. Frekans birleştirmede ise, farklı merkez frekanslar kullanılarak aynı bölgenin görüntüleri elde edilir (Wu vd., 2014; Yoon vd. 2013). Farklı frekanslarda benek örüntüsü yine farklılık gösterir ve bunlar birleştirilince ilinti azalacağı için sinyal gürültü oranı artar. Uzamsal ve frekans birleşik görüntüleme bir arada da uygulanabilir (Tsakalakis, 2015).

3.2 Koordinat Dönüşümü ve Çakıştırma

Serbest-el tarama görüntülerinden 3B hacimsel görüntü oluşturmak için bu bölümde anlatılan yöntemler gereklidir.

Görüntü koordinat dönüşümü aşağıdaki bağıntı ile ifade edilir:

$$\vec{v}_t = T \vec{v}_s \quad (14)$$

Burada, dönüşüme uğramamış kaynak görüntü, hedeflenen görüntüyü, T dönüşüm matriksini temsil eder. Bu dönüşüm sadece koordinat eksenlerine göre kayma ve kesit içerisinde dönmeyi içeren 'katı dönüşüm' (rigid transform) olabileceği gibi, 'büyüme-küçülme' (scaling) ve 'kayma' (shear) da içeren 'afin dönüşüm' de olabilir. 2 boyutlu katı dönüşüm, aşağıdaki $[3 \times 3]$ 'lük matris ile ifade edilebilir:

$$\begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & t_x \\ \sin\theta & \cos\theta & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

Bu matris görüntünün her bir $[x,y,1]^T$ elemanı ile çarpılır ve dönüşmüş $[x',y']^T$ değerleri elde edilir. Ancak bu elde edilen sonuçların tam piksel merkezlerine denk gelmesi mümkün olmaz. Bu sebeple, dönüşmüş piksellere değer atama işlemi, dönüşmüş görüntüdeki her bir $[x',y']$ pikseli için, T^{-1} matrisi kullanılarak yapılan geri-dönüşüm sonucu reel sayı değeri alan $[x,y]$ 'ler ile yapılır. En yakın komşu yöntemi, ara-değerlemeye göre oldukça basittir; dönüşümün denk geldiği pikselin en yakın komşusu bu pikselin değerini alır. Ara-değerleme ise doğrusal veya daha farklı stratejilerle uygulanabilir. Yaygın olarak kullanılan 'doğrusal ara-değerleme'de (linear interpolation), f parlaklık değerine sahip $[x,y]$ değerinin en yakınındaki 4 komşusunun değeri kullanılarak

$$r_1 = f_1 + \frac{x-x_1}{x_2-x_1} (f_2 - f_1) \quad (16)$$

$$r_2 = f_3 + \frac{x-x_1}{x_2-x_1} (f_4 - f_3) \quad (17)$$

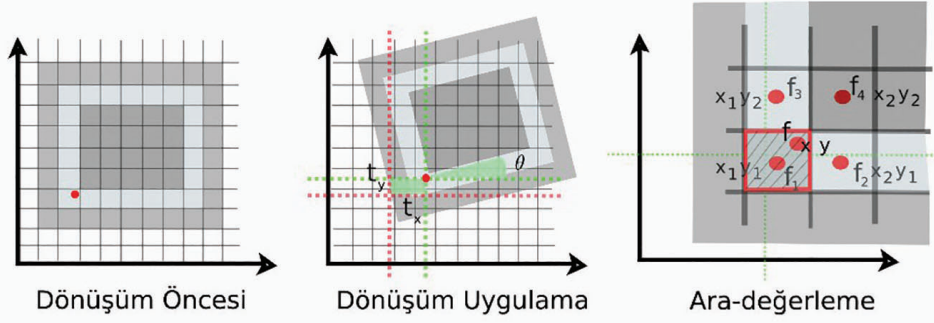
$$f = r_1 + \frac{y-y_1}{y_2-y_1} r_2 \quad (18)$$

formülü ile ağırlıklı ortalaması yansıtılır. Tüm bu süreç, Şekil 15'de ifade edilmiş, değeri hesaba katılan komşu piksellerin parlaklıkları f_1, f_2, f_3, f_4 ve koordinatları x_1, y_1, x_2, y_2 ile belirtilmiştir. İşlem sonucunda taralı bölge ile ifade edilen piksel f değerini alır. Aynı işlem 3 boyutta voksellere ve en yakın 8 komşunun ağırlıklı ortalamasına göre uygulanabilir. Daha yüksek dereceli ara-değerleme işlemlerinde ise daha fazla komşu piksel/voksel ağırlıklı ortalamaya katılır.

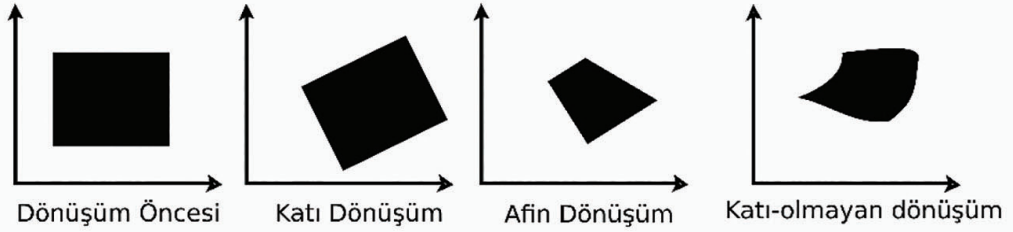
'Afin dönüşüm' ile ölçekleme (scaling) s_x, s_y ve kayma (shear) s_{hx}, s_{hy} parametreleri de aşağıdaki gibi eklenebilir.

$$\begin{bmatrix} s_x & s_{hx} & 0 \\ s_{hy} & s_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (19)$$

Bu durumda Şekil 16'daki gibi bir dönüşüm gerçekleşir.

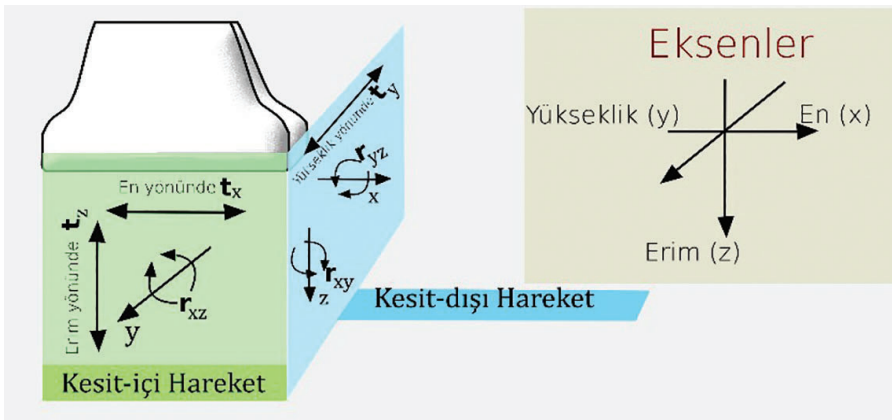


Şekil 15. Katı dönüşüm ve doğrusal ara-değerleme



Şekil 16. Katı, afin ve katı-olmayan dönüşüm

Ultrason hacim dönüşümünün iki ana bileşeni vardır (Gee vd., 2006): kesit-içerisine ve kesit-dışına hareket. Kesit-içerisi hareket üç elemandan oluşur (Şekil 17): enine (lateral) ve erimsel (axial) kayma ve yükseklik (elevation) ekseninde dönme (roll). Bu kayma miktarı, çakıştırmada kullanılan çeşitli yöntemlerle saptanabilir, örneğin: 'Parlaklık' (intensity) veya 'nirengi' (landmark) tabanlı, 'katı' (rigid) veya 'katı-olmayan' (non-rigid) yaklaşımlar. Kesit-dışı hareket yükseklik yönünde kayma, enine ve erimsel eksenler etrafında dönme (tilt and yaw) olarak tanımlanır (Gee vd., 2006).



Şekil 17. Ultrason Probuna Göre 6 Eksende Hareketin Çakışması

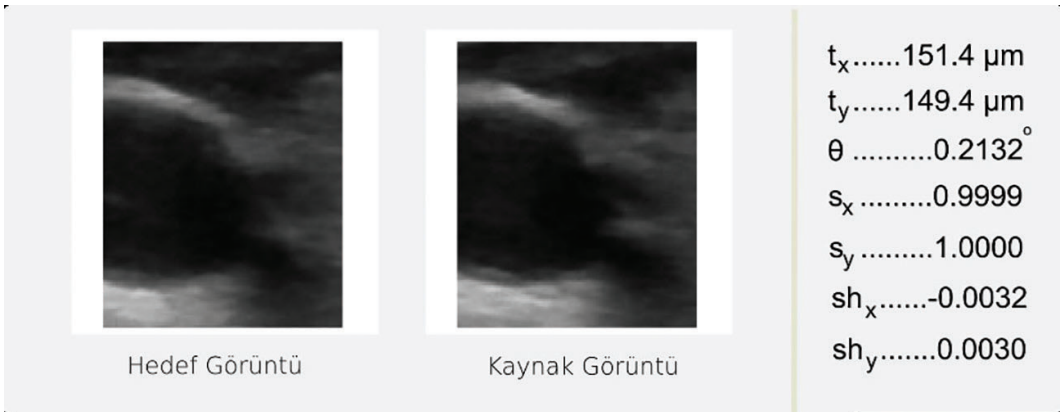
Ultrasonda kesit-içi hareketi hesaplamada, katı (Vandewalle, 2006) veya afin (Banerjee vd., 2015) yöntemlerin yanı sıra, katı olmayan çok sayıda dönüşüm modeli de sunulmuştur. Akışkan modeli içeren (Lu vd. 2010), ince-plaka eğrisi (thin plate spline) içeren (Fitzpatrick vd., 2008) farklı yaklaşımlar mevcuttur. Şekil 16'da bu tip bir dönüşüme uğrayan bir dikdörtgenin alabileceği şekil sunulmuştur.

Genellikle karşılaştırmada dönüşüm parametrelerinin miktarının belirlenmesi için değişkenlerin sırayla tarandığı yinelemeli bir eniyileme tekniği uygulanır. Katı olmayan dönüşümlerin eniyilemesinde de bazen öncelikle yaklaşık katı dönüşüm parametrelerinin kestirilmesi, ardından daha hassas karşılaştırma için katı-olmayan parametrelerin eniyilenmesi gibi yaklaşımlar izlenebilir (Fitzpatrick vd., 2008). Şekil 18'de örnek olarak yükseklik yönünde ardışık iki görüntünün birbiri ile parlaklık tabanlı afin karşılaştırılması gösterilmiştir. Burada, N piksele sahip iki görüntü için, en iyileme kriteri olarak parlaklık tabanlı 'parlaklık farkının kareleri toplamı' (sum of squares of intensity difference - SSD) ölçütü kullanılmıştır:

$$SSD = \frac{1}{N} \sum_i^N \|A_i - B'_i\|^2 \quad (20)$$

Burada A kaynak görüntü, B' ise dönüşümün ardından karşılaştırmaya eniyileneceği hedef görüntüdür.

Hacimsel ultrasonografi başlığı altında da bahsedildiği gibi, tıbbi ultrasonografi görüntülerinde kesit-dışı hareket saptaması ya ek bir konum algılayıcı vasıtasıyla veya olmadan yapılabilir. Kesit-dışı hareketi kestirmede konum algılayıcı verisinin hassasiyetini artırmak için optik takip edici kullanılmıştır (Gee vd., 2006). Herhangi bir dış algılayıcı olmadan yapılacak karşılaştırmalarda yukarıda açıklanmakta olan benek örüntüsünü ters-ilintilendirme yaklaşımı kullanılabilir. Bunların yanında, dış algılayıcı ve benek örüntüsü ilintisi yöntemlerini melez şekilde kullanan çalışmalar da vardır (İjaz vd., 2010).



Şekil 18. Şah damarı bölgesinde ardışık iki kesit için afin dönüşüm ve parametreleri

Her kesitsel görüntü olması gereken konuma çakıştırıldıktan sonra, birörnek (uniform) grid üzerinde hacimsel bir görüntü uygun bir ara-değerleme yöntemi kullanarak oluşturulabilir (Solberg vd., 2011). Hacimsel görüntünün kesit-içinde katı dönüşüm, kesit-dışında benek görüntüsü takibi ile geri-çatılmış hali Şekil 19'da gösterilmiştir. Burada 3 boyutta dönüşen görüntülerin denk düşmediği alanlar doğrusal ara-değerleme stratejisi ile doldurulmuştur. Görselleştirme işlemi için 'Tıbbi Görüntüleme Etkileşim Aracı' (Medical Imaging Interaction Toolkit – MITK, Wolf vd., 2005) kullanılmıştır.



MITK ile Görselleştirilmiştir

Şekil 19. MITK (Wolf vd., 2005) ile görselleştirilmiş geri çatılmış hacim

3.3 Ters Evrişim ve Onarma

Ters-evrişim görüntüleme sistemine bağlı bulanıklaşmanın geri alınması işlemidir. Onarma (restoration) ise genel olarak, sayısal örneklenmiş bir görüntünün uğradığı bozulma ve barındırdığı gürültüyü geri alma, içerdiği en yüksek uzamsal frekanslardaki bilginin biraz daha iyileştirilmesi, gürültünün azaltılması ve bozunmamış görüntüyü tahmin etmeye çalışma işlemine verilen addır (Gonzalez ve Woods, 2001). Örneğin, önceki bölümlerde açıklanan MMSE bir onarıcı süzgeçtir. Ultrason sistemi için ise, elde edilen ardışık pikseller belli bir çözünürlükte ve gürültü eklenmiş anatomik yapıyı temsil eder. Onarma başansı ne kadar yüksek olursa o ölçüde en iyilenmiş, yani düşük oranda gürültüye sahip ve yüksek frekanslarda önemli bilgiler barındırması sebebiyle, aynı zamanda köşeleri daha belirgin, alttaki anatomiye daha gerçeğe yakın ifade eden görüntüler elde edilir.

3.3.1 Ters Evrişim

Doğrusal görüntü denklemi, sistem bulanıklaşması $\vec{h}$, ideal görüntü $\vec{x}$, gözlemlenen görüntü $\vec{y}$ ve gürültü $\vec{n}$ için

$$\vec{y} = h * \vec{x} + \vec{n} \quad (21)$$

biçiminde yazılabilir (Gonzalez ve Woods, 2001). Bu denklem (11)'deki logaritmik sıkıştırma sonrası ifade ile son derece benzer özellik göstermektedir ve B-mod ultrason için bu model yaygın olarak kabul görmüştür (Jensen vd., 1993). Bu denklem Fourier dönüşümü ile aşağıdaki biçime getirilir,

$$Y(u, v) = H(u, v) X(u, v) + N(u, v) \quad (22)$$

ve ardından $X(u, v)$ için bir kestirici olarak

$$\hat{X}(u, v) = \frac{Y(u, v)}{H(u, v)} \quad (23)$$

'tersine süzgeçleme' (inverse filtering) ifadesi elde edilir (Gonzalez ve Woods, 2001). Bulanıklaşma $H(u, v)$ için gerçeğe yakın bir model yerleştirilerek $X(u, v)$ kestirimi mümkündür. Ancak, bu şekilde gürültü hesaba katılmadığından ortaya başarılı sonuçlar çıkmaz (Gonzalez ve Woods, 2001). Bu duruma yol açmayı engellemek için denklem (12) ile ifade edilen MMSE gibi istatistiksel veya Bayesçi yaklaşımlara başvurulabilir, ek bir 'düzenleyici terim' (regularization term) veya 'kısıt' (constraint) tanımlanarak eniyileme süreci uygulanabilir (Gonzalez ve Woods, 2001; Campisi ve Egzarian, 2007). Bulanıklaşma fonksiyonu h eniyileme sürecine dahil edilerek 'kör ters-evrişim' (blind deconvolution) da uygulanabilir (Campisi ve Egzarian, 2007).

Gürültü ile işaretin birbirinden bağımsız olduğu varsayımı, denklem (12)'de ifade edilen en küçük ortalama kareler kestiricisi tabanlı süzgeç, Fourier dönüşümü kullanılarak Wiener filtresi

$$\hat{X}(u, v) = \frac{1}{H(u, v)} \frac{H(u, v)^2}{H(u, v)^2 + \frac{N(u, v)^2}{X(u, v)^2}} Y(u, v) \quad (24)$$

biçiminde elde edilebilir. Burada $X(u, v)^2$ orijinal görüntünün güç spektrumuna denk gelir ve bunun kestirimi Wiener süzgecinin zorluk oluşturan noktasıdır. Bu durumun çözümü için gürültü ve orijinal gürültü güç spektrumları için istatistiksel verilere dayalı sabit değerler seçmek gibi yaklaşımlar kullanılabilir (Gonzalez ve Woods, 2001).

3.3.2 Onarma

Denklem (21)'deki doğrusal modelin en önemli özelliği, gürültünün Gauss dağılımına sahip olması durumunda, Bayesçi (Bayesian) modele göre ters evrişim işleminin sade bir şekilde ifade edilebilmesidir. Bu yaklaşıma göre, görüntülerin her bir pikseli veya hacmin her bir vokseli bir rasgele değişken (random variable) olarak kabul edilir. Bu rasgele değişkenlerin belirli parametreler ile ifade edilen bir istatistiksel dağılımdan çekildiği varsayılır. Bayes kanununa göre:

$$P(\vec{x}|\vec{y}) = \frac{P(\vec{y}|\vec{x})P(\vec{x})}{P(\vec{y})} \quad (25)$$

Burada, $P(\vec{x})$ bozulmamış, $P(\vec{y})$ gözlemlenen görüntüye ait piksellerin istatistiksel



dağılımını ifade eder. ise gözleme dayalı verileri değerlendirip en iyi sonuca varan 'ardıl olasılık' (posterior) değeri ifade eder. 'En büyük olabilirlik kestiricisine' (maximum likelihood) , $P(\vec{y}, \vec{\chi})$ rakip olarak, bu en büyük olabilirliği ve öncül değerleri kapsayan kestiriciye 'en yüksek ardıl olasılık (maximum a-posteriori, MAP) kestiricisi' adı verilir. Bu ifade aşağıdaki gibi en-büyüklenişinde,

$$\hat{x}_{MAP} = \operatorname{argmax}_{\vec{x}} P(\vec{y}|\vec{x})P(\vec{x}) \quad (26)$$

her rasgele değişkenin ait olduğu varsayılan dağılıma göre en olası değerine ulaştığı varsayılır. Denklem (26)'daki kestiricide denklem (25)'deki $P(\vec{y})$ 'nin dahil edilmesine gerek yoktur, çünkü en-iyileme işlemi $\vec{\chi}$ 'e göre yapılmaktadır.

Öncül değerler dağılımı $g(\vec{\chi})$ için, 'Markov rasgele alanı' (Markov Random Field) varsayımı yapılabilir (Rue ve Held, 2005). Bu durumda, öncül değer olarak kullanılması uygun olan Gibbs dağılımı aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$P(\vec{x}) = \frac{1}{Z} e^{-\gamma g(\vec{x})} \quad (27)$$

Gürültünün Gauss dağılımına sahip olduğu ve öncül dağılımın Gibbs olduğu durumda, eniyilenecek ifade aşağıdakine dönüşür:

$$\hat{\vec{x}}_{MAP} = \operatorname{argmin}_{\vec{x}} \left\{ \frac{1}{2\sigma_n^2} \|\vec{y} - h * \vec{x}\|_2^2 + \gamma g(\vec{x}) \right\} \quad (28)$$

Burada σ_n gürültünün standart sapması ve öncül katsayısıdır. Öncül katsayısının en uygun değeri, bir dizi eniyileme sonucu kıyaslanarak bulunur. $g(\vec{\chi})$ ifadesi ise 'klik potansiyellerinin' (clique potential) toplamı olarak adlandırılır ve piksel ve komşularının değerlerine göre farklı şekillerde hesaplanabilir. Bunlardan birisi,

$$g(\vec{x}) = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^8 \frac{|x_i - x_j|}{d_{i,j}} \quad (29)$$

şeklinde ifade edilen 1. normdur (Michailovich ve Adam, 2005; Michailovich ve Tannenbaum, 2007; Alessandrini, vd., 2010). Burada i indeksi tüm pikselleri, j indeksi ise komşuluğundaki pikselleri tanımlayan indekstir. $d_{i,j}$ terimi ise iki piksel arası uzaklığı ifade eder.

Bir diğer klik potansiyeli 2. norm biçiminde yazılabilir (Michailovich ve Adam, 2005; Michailovich ve Tannenbaum, 2007):

$$g(\vec{x}) = \sum_{i=1}^N \sqrt{\sum_{j=1}^8 \frac{(x_i - x_j)^2}{d_{i,j}}} \quad (30)$$

Denklem (28)'deki ifadenin eniyileme için 'gradyan inişi' (gradient descent) veya herhangi bir en-iyileme yöntemi kullanılabilir. Gradyan inişinde, $f(\vec{\chi})$ en-iyilenecek fonksiyon olarak tanımlandığında, her i. yinelemede

$$\vec{x}^{i+1} = \vec{x}^i - \alpha \nabla f(\vec{x}^i) \quad (31)$$

ifadenin türevi $\nabla f(\vec{\chi})$ yönünde ilerlenir (Campisi ve Egzarian, 2007). Türev analitik veya 'sayısal' (numeric) yöntemlerle alınabilir. Burada 'adım büyüklüğü'dür (step size) ve çeşitli stratejiler ile ideal adım büyüklüğü belirlenebilir. Adım büyüklüğü yineleme başına belirlenen bir değerdir ve Denklem (28)'deki öncül katsayısı γ ile karıştırılmamalıdır; bir en-iyileme işleminde sabit tutulur. Farklı bir en-iyileme işleminde ise farklı bir değere sabitlenir. Eniyileme için gradyan inişi yerine 'yinelemeli şartlı modlar' (iterated conditional modes – Besag, 1986) 'beklenti enyüksellemesi' (expectation maximization, Dempster vd., 1977) yöntemleri de kullanılabilir. Şekil 21'de öncül olmadan (enyüksel olabilirlik), 1. ve 2. norm öncülleri kullanılarak, gradyan inişi eniyilemesi ile onarma işlemi uygulanmıştır. Burada γ katsayısı, yapılan bir simulasyonda pek çok eniyileme sonucunda en düşük hatayı veren değer şeklinde seçilmiştir. En düşük hata ise, bilinen bir hedef görüntünün h ile bulanıklaştırılması ve üzerine gerçek benek örüntüsü eklenerek oluşturulan bir yapay görüntü üzerinden ölçülmüştür. Bilinen görüntü değeri ile onarma sonucu kestirilen görüntü değerlerinin farkının karesi hesaplanmıştır. 1. norm için 0.018 ve 2. norm için 0.03 olarak bulunmuştur. Daha sonra bu değerler kullanılarak gerçek ultrason görüntüleri onarılmıştır. Şekil 21'de bir sonraki bölümde anlatılan çözünürlük-üstü yöntem ile de kıyaslama yapılmıştır.

3.4 Çözünürlük-Üstü (Superresolution) Yöntemleri

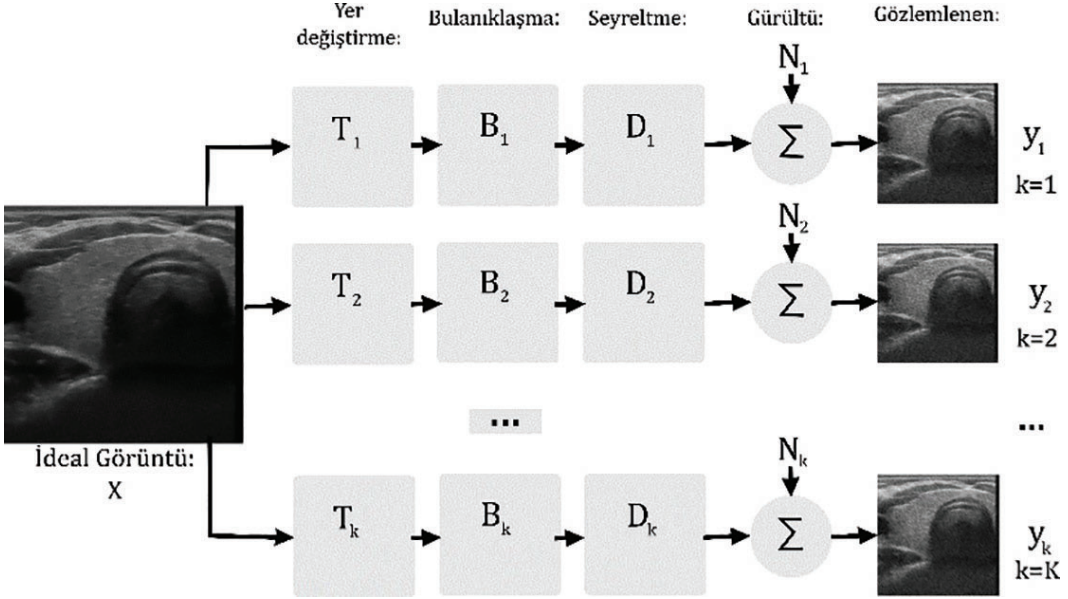
Çözünürlük-üstü yöntemler de bir tür onarma işlemidir ancak işlemin çıktısı girdi görüntüsüne göre daha yüksek çözünürlüğe sahiptir. Önceki bölümlerde de detaylı olarak anlatıldığı gibi, görüntünün kuramsal olarak ulaşabileceği en iyi çözünürlük görüntülemenin yapıldığı frekansa karşılık gelen dalga boyuna bağlıdır. Çözünürlük-üstü bir sonuç elde etmek ise birbirine göre hafif farklı kaymalarla elde edilmiş birden çok gürültülü ve düşük çözünürlükte görüntü kullanımıyla gerçekleştirilebilir (Elad and Feuer, 1997). Düşük çözünürlük ile yüksek çözünürlükteki veri arasındaki ilişki bir 'seyreltme' (decimation) matrisiyle tanımlanabilir.

Tüm bu yöntemler için, toplanan görüntü kümesinin modeli şu şekilde yazılabilir (Elad and Feuer, 1997):

$$\vec{y}_k = D_k B_k T_k \vec{X} + \vec{n}_k \quad 0 < k < K \quad (32)$$

Burada $\vec{y}_k$ gözlemlenmiş düşük çözünürlük görüntü vektörünü, D_k örnek seyreltme matrisini, B_k sistemin uzamsal olarak değişebilen nokta yayılım fonksiyonu nedeniyle oluşan bulanıklaşma matrisini, T_k farklı konumlarda alınmış görüntülerin katı veya

katı-olmayan uzamsal yer değiştirmeyi modelleyen matrisi, $\vec{n}_k$ k örneğindeki görüntü üzerine eklenmiş gürültüyü ve son olarak $\vec{X}$ de orjinal yüksek çözünürlük görüntüyü temsil eder. Çözünürlük-üstü işlem simgelemlerinde genellikle küçük küçük harfler düşük çözünürlükteki, büyük harfler ise yüksek çözünürlükteki görüntüyü temsil eder. Bu işlemler şematik olarak Şekil-20'de ifade edilmiştir.



Şekil 20. Çözünürlük-üstü yaklaşımdaki veri modeli

Yüksek çözünürlükteki görüntüyü kestirmek için, k tane düşük-çözünürlük görüntüyü uygulanan en yüksek ardıl olasılık yaklaşımı kullanılabilir (Elad and Feuer, 1997). (32) numaralı denklemdeki matrisler şu şekilde birleştirildiğinde, $A_k = D_k B_k T_k$ için, k-tane denklem genellikle aşağıdaki gibi yazılır:

$$\begin{bmatrix} \vec{y}_1 \\ \vec{y}_2 \\ \dots \\ \vec{y}_K \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_1 B_1 T_1 \\ D_2 B_2 T_2 \\ \dots \\ D_K B_K T_K \end{bmatrix} \vec{X} + \begin{bmatrix} \vec{n}_1 \\ \vec{n}_2 \\ \dots \\ \vec{n}_K \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_1 \\ A_2 \\ \dots \\ A_K \end{bmatrix} \vec{X} + \begin{bmatrix} \vec{n}_1 \\ \vec{n}_2 \\ \dots \\ \vec{n}_K \end{bmatrix} \quad 0 < k < K \quad (33)$$

Bu matrisler bir araya toplanırsa, aşağıdaki ifade elde edilir:

$$\vec{y} = A\vec{X} + \vec{n} \quad (34)$$

$P(y|x)$ 'nin Gauss dağılımına sahip olduğunun varsayıldığı durumda aşağıdaki gibi yazılarak, bir önceki bölümde belirtilen gradyan inişi vb. yöntemlerle eniyilenebilir:

$$\hat{\vec{x}}_{MAP} = \underset{\vec{x}}{argmin} \left\{ \frac{1}{2\sigma_n^2} \|\vec{y} - A\vec{X}\|_2^2 + \gamma g(\vec{x}) \right\} \quad (35)$$

Gradyan inişi kullanılarak elde edilmiş olan Bayesçi çözünürlük-üstü onarma sonucu Şekil-21'de gösterilmektedir. Genellikle uygulanan yöntemin başansı ele alınan probleme göre değişmektedir. Açıklanan Bayesçi yöntemin yanı sıra, ultrason görüntülerine 'dayanıklı çözünürlük-üstü' (robust superresolution) (Zomet vd., 2001), 'düzgelenmiş çözünürlük-üstü' (normalized superresolution) (Pham vd., 2006) gibi çeşitli yöntemler de uygulanmış ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

Şekil-21'de elde edilen çözünürlük-üstü sonuç, probun kesit-içinde en yönünde yana kaydırılarak elde edilen 5 görüntüden oluşturulmuştur. Her görüntü için, ilk görüntüye göre T matrisi katı dönüşüm ile kestirilmiştir ve seyreltme faktörü olarak 2 alınmıştır. Diğer bir deyişle Şekil 21-e'deki görüntünün piksel büyüklüğü diğer görüntülerin yarısıdır. Şekilde görüldüğü üzere, çözünürlük-üstü yöntem ile köşeler keskinleşmektedir daha iyi çözünürlükte ve gürültünün de makul düzeyde olduğu bir sonuç elde edilmiştir.

3.5 Görüntülerin Akıllı Analizi ve Bilgi Çıkarımı

Diğer modalitelerde olduğu gibi, ultrason görüntüleri ile 'bilgisayar destekli tanı destek sistemleri' (Computer Aided Diagnosis) geliştirmek son yıllarda önem kazanan bir diğer araştırma alanıdır. Bilgisayar destekli tanı destek sistemlerinin tamamen otomatik olarak tanı koyma gibi bir hedefi olmasa da, bu sistemler gözden kaçabilecek özelliklere sahip yapıları ortaya çıkararak, hekime tanı koymada fayda sağlamaya yöneliktir. Matematiksel yöntemlerle, nesnel ve istatistiksel verilere dayalı çıktılar üretilir ve nihai değerlendirme için hekime sunulur. Bunun etkin biçimde başarılabilmesi için görüntülerin akıllı analizi ve bilgi çıkarımı yapılması gerekir. Bu amaçla, sinyal ve görüntü işleme, örüntü tanımlama alanlarında yaygın kullanılan 'makine öğrenmesi' (machine learning) yöntemleri veya yakın zamanda son derece yaygınlaşmaya başlayan 'derin öğrenme' (deep learning) yöntemleri kullanılmaktadır.

Makine öğrenmesine dayalı başlıca 'öznitelikler' (features); 'özyapı' (texture) tabanlı, 'gri seviye birliktelik matrisi' (gray level cooccurrence matrix), 'yerel ikili örüntü' (local binary pattern), 'dalgacık öznitelikleri' (wavelet features); 'biçimbilim' (morphology) tabanlı, 'uzanım' (spiculation), 'derinlik-genişlik oranı' (depth-to-width ratio), 'eliptik-düzgelenmiş çevre' (elliptic-normalized circumference), 'eliptik-düzgelenmiş iskelet' (elliptic-normalized skeleton), 'uzun-kısa eksen oranı' (long axis-to-short axis ratio); 'gerisaçılım yankı-istatistikçi tabanlı' (statistical model of the backscattered echo); 'tanımlayıcı' (descriptor) tabanlı, biçim, 'kireç birikim' (calcification) durumu, 'yankı karakteristiği' (echo characteristics) olarak sıralanabilir (Huang vd., 2018). Tüm bu öznitelikler görüntünün piksel/voksel değerleri kullanılarak hesaplanır. Yaygın makine öğrenmesi yöntemlerinde, çıkarılan bu öznitelikler bir 'sınıflandırıcı' (classifier) yazılıma gönderilir. Başlıca sınıflandırıcı yöntemleri 'doğrusal' (linear), 'Bayesçi' (Bayesian), 'destek vektör makinesi' (support vector machine), 'karar ağacı' (decision tree), 'yapay sinir ağları' (artificial neural networks), 'uyarlamalı takviyeli sınıflandırma' (adaptive boosting) olarak sıralanabilir (Huang vd., 2018).

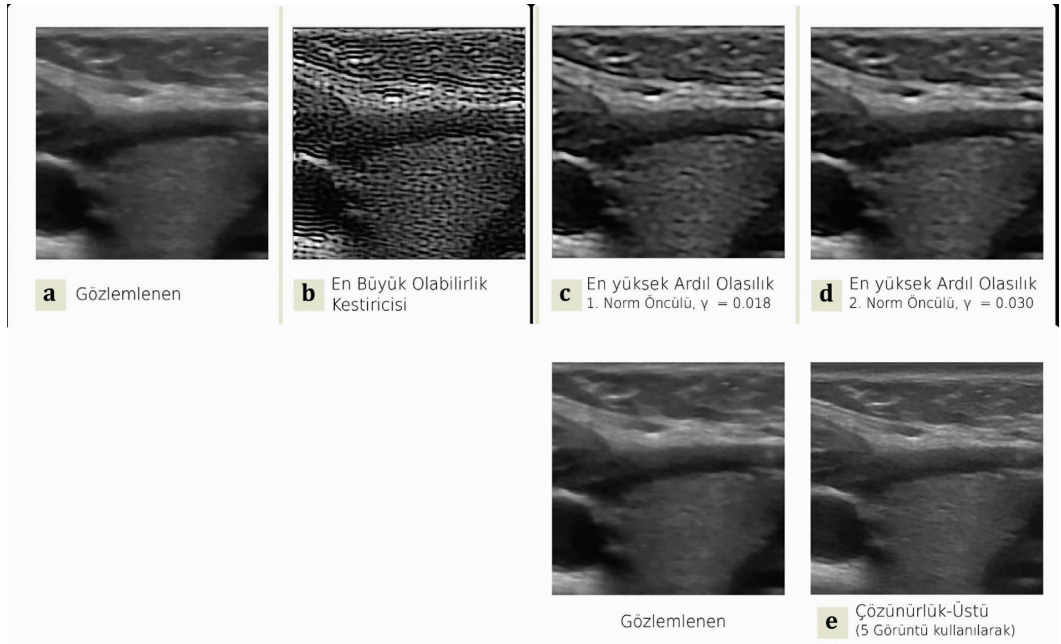
Yaygın makine öğrenmesi yöntemlerinin yanı sıra, daha yakın zamanda ortaya



atılmış (Hinton ve Salakhutdinov, 2006) öznitelik çıkarımının alan bağımsız ve otomatik olarak analiz yöntemi ile yapıldığı "derin öğrenme" yöntemleri de gün geçtikçe önem kazanmaktadır. Derin öğrenmede çok katmanlı bir yapay sinir ağı söz konusudur ve bu sinir ağındaki elemanların katsayıları, gradyan inişi ile probleme en uygun biçimde ayarlanabilir. Bu yöntem ile verinin 'boyutu indirgenebilir' (dimension reduction), 'anlamsal' (semantic) çıkarım yapılabilir. Makine öğrenmesi ve derin öğrenme, ultrason görüntülerinde meme, karaciğer gibi bölgelerdeki lezyonların, tiroid nodüllerinin sınıflandırılmasında, fetüs görüntülemesinde standart düzlem seçiminde ve damarlardaki tıkanıklık oranının anlaşılmasında kullanılmaktadır (Huang vd., 2018). Ameliyat öncesi planlama veya lezyon, nodül sınıflandırma gibi amaçlarla hekimler yoğunlukla görüntü ve hacim 'bölütme' (segmentation) işlemine ihtiyaç duymaktadır. Bölütlenen yapılar, makine öğrenmesi ile sınıflandırmada çıkarılması gereken öznitelikler için hazır hale gelir. Bu bağlamda, önceki bölümlerde bahsi geçen onarma yöntemleri sonucunda daha etkin bir bölütme işlemi yapılması da mümkün hale gelebilmektedir (Zhao vd., 2016).

3. Teşekkür

Ultrason görüntülerinin ve gerçekçi doku fantomunun sağlanması konusunda TOBB-ETÜ Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. İbrahim Tanzer Sancak'a teşekkürlerimizi sunarız. Ters-ilinti eğrisi oluşturmak için fantomu bir ekseninde hassas tarayan mekanik düzeneği sağladıkları için MODESİS Firması ve Onur Yarkınoglu'na, ultrason probunu mekanik düzeneğe sabitleyici plastik parçanın 3 boyutlu yazıcıda üretiminde emeği geçen ODTÜ Makine Mühendisliği Araştırma Görevlisi Hüseyin Enes Salman'a teşekkür ederiz.



Şekil 21. Gözlemlenen görüntüler, onarma sonuçları, Bayesçi çözünürlük-üstü yöntemi sonuçları

4. Kaynaklar

- Achim, A. Bezerianos, A. Tsakalides, P. (2001). *Novel Bayesian Multiscale Method for Speckle Removal in Medical Ultrasound Images*, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Cilt: 20, s. 772-783
- Afsham, N. Najafi, M. Abolmaesumi, P. Rohling, R. (2014). *A Generalized Correlation-Based Model for Out-of-Plane Motion Estimation in Freehand Ultrasound*, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Cilt: 33, s. 186-99
- Alessandrini, M., Maggio, S. Porée, J. De Marchi, L. Speciale, N. Franceschini, E. Bernard, O. Basset O. (2011). *A Restoration Framework for Ultrasonic Tissue Characterization*, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control*, Cilt: 58-11, s. 2344-2360
- Banerjee, J. Klink, C. Peters, E.D. Niessen, W.J. Moelker, A. Van Walsum, T. (2015). *Fast and robust 3D ultrasound registration – Block and game theoretic matching*, *Medical Image Analysis*, Cilt: 20, s. 173–183
- Besag, J. (1986) *On the statistical analysis of dirty pictures*, *Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological)*, Cilt: 48, No: 3, s. 259-302
- Blackall, J.M. Penney, G.P. King, A.P. Hawkes, D.J. (2005). *Alignment of sparse freehand 3-d ultrasound with preoperative images of the liver using models of respiratory motion and deformation*, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Cilt: 24, s. 1405-1416.
- Burckhardt, C.B. (1978). *Speckle in Ultrasound B-Mode Scans*, *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, Cilt: 25, s. 1-6.
- Campisi, P. Egiazarian, K. (2007). *Blind Image Deconvolution, Theory and Applications*. CRC Press, 978-0-8493-7367-1, Florida
- Chen, J.F. Fowlkes, J.B. Carson, P.L. Rubin, J.M. (1997). *Determination of scan-plane motion using speckle decorrelation: theoretical considerations and initial test*, *International Journal of Imaging Systems Technology*, Cilt: 8, s. 38-44.
- Conkbayır, I. (2015) *Ultrasonografi Fiziği, Temel Radyoloji*, Editör: Sancak, İ.T., s. 61-86, Güneş Tıp Kitabevleri, 978-975-277-561-9, Ankara.
- Dempster, A.P., Laird, N.M. and Rubin, D.B. (1977) *Maximum Likelihood from Incomplete Data via the EM Algorithm*, *Annals of Statistics*, Cilt: 39, s. 1-38
- Elad, M. Feuer, A. (1997). *Restoration of a single superresolution image from several blurred, noisy, and undersampled measured images*, *IEEE Transactions on Image Processing*, Cilt: 6, s. 1646-1658
- Eltoft, T. (2005). *The Rician inverse Gaussian distribution: a new model for non-Rayleigh signal amplitude statistics*, *IEEE Transactions on Image Processing*, Cite: 14, s. 1722-1735
- Fitzpatrick, J.M. Hill, D.L.G. Maurer Jr. C.R. (2008). *Chapter: 8, Image Registration, Handbook of medical imaging*, Editör: Fitzpatrick, J.M. Sonka, M. SPIE Press, 0819477605, Washington
- Flax, S.W. O'Donnel, M. (1988). *Phase-aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: basic principles*, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control*, Cilt: 35-6, s. 758-767
- Gee, A.H. Treece, G.M. Prager, R.W. Cash, C.J.C. Berman, L. (2003). *Rapid registration for wide field of view freehand three-dimensional ultrasound*, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Cilt: 22, s. 1344-1357
- Gee, A.H. James Housden, R. Hassenpflug, P. Treece, G.M. Prager, R.W. (2006). *Sensorless freehand 3D ultrasound in real tissue: speckle decorrelation without fully developed speckle*, *Medical Image Analysis*, Cilt: 10, s. 137-149
- Gonzalez, R.C. Woods, R.E. (2001). *Digital Image Processing (2. Baskı)*. Prentice Hall, 013168728X, New JerseyG.



- Hinton, E. Salakhutdinov, R. R. (2006). Reducing the dimensionality of data with neural networks, American Association for the Advancement of Science: Science, Cilt: 313 - 5786, s. 504–507
- Huang, Q. Zhang, F. Xuelong, Li. (2018). Machine Learning in Ultrasound Computer-Aided Diagnostic Systems: A Survey, Biomedical Research International, Cilt: 2018, makale no: 5137904
- Ijaz, U.Z. Prager, R.W. Gee, A.H. Treece, G.M. (2010). Optimization strategies for ultrasound volume registration, Measurement Science & Technology, Cilt: 21, s. 8
- Kuan, D. Sawchuck, A. Strand, T. Chavel, P. (1985). Adaptive noise smoothing filter for images with signal-dependent noise, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. Cite: PAMI-7-2, s. 165-177
- Jensen, J.A. Svendsen, N.B. (1992). Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control, 39, s. 262-267
- Jensen, J.A. Mathorne, J. Gravesen, T. & Stage, B. (1993) Deconvolution of In-Vivo Ultrasound B-Mode Images, Ultrasonic Imaging, Cilt No: 15(2), s. 122-133
- Jensen, J.A. (1996). Field: A Program for Simulating Ultrasound Systems, 10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging Published in Medical & Biological Engineering & Computing, Supplement 1, Part 1, 34, 351-353
- Lee, J.S. (1980). Digital image enhancement and noise filtering by use of local statistics, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. Cilt: PAMI-2, s. 165-168
- Li, M. (1995). System and method for 3-D medical imaging using 2-D scan data, Siemens Medical Systems, US Patent: 5582173 A.
- Loupas, T. McDicken, W. Allen, P. (1989). An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasound images, IEEE Transactions on Circuit Systems, Cilt: 36, s. 129-135
- Lu, X. Zhang, S. Yang, W. Chen, Y. (2010). SIFT and shape information incorporated into fluid model for non-rigid registration of ultrasound images, Computer Methods and Programs in Biomedicine, Cilt: 100, s. 123–131
- MATLAB, (2014). MATLAB 2014a, The MathWorks Inc., Natick, MA.
- Michailovich, O. Adam, D. (2005). A novel approach to the 2-d blind deconvolution problem in medical ultrasound, IEEE Transactions on Medical Imaging, Cilt: 24-1, s. 86–104
- Michailovich, O. Tannenbaum, (2007). A Blind deconvolution of medical ultrasound images: a parametric inverse filtering approach, IEEE Transactions on Image Processing, Cilt: 16-12, s. 3005–3019
- Nakagami, N. (1960). The m-distribution, a general formula for intensity distribution of rapid fadings. Statistical Methods in Radio Wave Propagation. Editör: Hoffman, W.G. Pergamon, 1483154157, Oxford
- O'Donnel, M. (1999). Ders Notları, University of Michigan.
- Perona, P. Malik, J. (1990). Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Cilt: 12, s. 629–639
- Pham, T.Q. Van Vliet, L.J. Schutte, K. (2006). Robust fusion of irregularly sampled data using adaptive normalized convolution, EURASIP Journal on Applied Signal Processing, s. 1-12.
- Pižurica, A. Philips, W. Lemahieu, I. Achero, M. (2003). A Versatile Wavelet Domain Noise Filtration Technique for Medical Imaging, IEEE Transactions on Medical Imaging, Cilt: 22, s. 323-331
- Rivaz, H. Boctor, E.M. Fichtinger, G. Hager, G. (2008). Robust and accurate freehand 3D ultrasound,

The Johns Hopkins University, US Patent: 8559685 B2.

- Rue, H. Held, L. (2005) *Gaussian Markov random fields: theory and applications*. CRC Press, 9781584884323, Boca Raton
- Shekhar, R. Zagrodsky, V. (2002). *Mutual information-based rigid and nonrigid registration of ultrasound volumes*, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Cilt: 21, s: 9-22
- Shung, K. Smith, M.B. Tsui, B.M.W. 1992. *Principles of Medical Imaging* (1. Baskı), 0-12640970-6, Academic Press, San Diego, California
- Solberg, O.V. Lindseth F. Bø, L.E. Muller, S. Bakeng, J.B. Tangen, G.A. Hernes, T.A. (2011). *3D ultrasound reconstruction algorithms from analog and digital data*, *Ultrasonics*, Cilt: 51, s. 405-419
- Szabo, T.L. 2004. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out* (1.Baskı), 0-12-680145-2 , Elsevier Academic Press, Londra.
- Taxt, T. Jirik, R. (2004). *Superresolution of ultrasound images using the first and second harmonic signal*, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Cilt: 51, s. 163 - 175
- Vandewalle, P. Susstrunk, S. Vetterli, M. (2006). *A frequency domain approach to registration of aliased images with application to super-resolution*, *Journal of Applied Signal Processing*, Cilt: 2006, s. 1-14
- Wagner, R.F. Stephen, W.S. Sandrik, J.M. Lopez, H. (1983). *Statistics of Speckle in Ultrasound B-Scans*, *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, Cilt: 30, s. 156-163
- Wolf, I. Vetter, M. Wegner, I. Bottger, T. Nolden, M. Schobinger, M. Hastenteufel, M. Kunert, T. Meinzer, H.P. (2005) *The medical imaging interaction toolkit*. *Medical Image Analysis*, Cilt: 9, s. 594-604
- Yoshikawa, H. Azuma, T. Hayashi, T. (2006). *Ultrasonic diagnostic apparatus*, *US Patent: 20090306505 A1*
- Zhao, N. Basarab, A. Kouamé, D. Tournet, J-Y. (2016). *Joint Segmentation and Deconvolution of Ultrasound Images Using a Hierarchical Bayesian Model based on Generalized Gaussian Priors*, *IEEE Transactions on Image Processing*, Cilt: 25-8, s. 3736-3750
- Zomet, A. Rav-Acha, A. Peleg, S. (2001). *Robust super-resolution*, *International Conference on CVPR*, 0-7695-1272-0, Kauai, 12-2001