

ÜLTRASESİN TIPTAKİ UYGULAMALARI*

Ferit Pehlivan**

Frekansı insanın işitebildiği frekanslardan (yaklaşık 16 kHz) daha yüksek ses dalgalarına ültrases (ultrasound), bu dalgalarla ilgili inceleme ve uygulamalara ise ultrasonik (ultrasonics) adı verilmektedir. Ültrases tıbbı 35 yıl kadar önce girmiş, tıbbın iyileştirme (fizik tedavi), cerrahi ve tanısal alanlarında kullanılmak üzere geliştirilen ültrasese dayalı birçok yöntem bugün tıbbın konvansiyonel yöntemleri arasına katılmıştır. Yeni yöntemler geliştirilmesi konusundaki çalışmalar da yoğun bir biçimde sürdürülmektedir. Bu derlemede, ilgili temel kavramlar verilerek, karmaşık tekniklerin girdiği tanısal uygulama alanları başta olmak üzere, ültrasesin tıptaki uygulamalarına temel olan ilkeler özetlenmiştir.

DALGA HAREKETİ İLE İLGİLİ TEMEL KAVRAMLAR VE OLAYLAR

Maddesel bir ortam içinde oluşturulan sarsıntının ortam içinde yayılmasına dalga olayı diyoruz. Ortamın bir bölgesindeki atom veya molekül grubu aldığı titreşim enerjisini komşu atom veya molekül gruplarına aktarmakta, böylece ortamda madde aktarımı olmaksızın enerji yayılabilmektedir. Titreşen elemanların titreşim doğrultuları enerjinin yayılma doğrultusuna dik ise dalgalara enine, titreşim doğrultusu enerji yayılma doğrultusunda ise dalgalara boyuna dalgalar denir. Viskozluğu önemsiz olan sıvı ve gazlarda yalnızca boyuna dalgalar yayılabilirken, katılarda her iki tür dalga da yayılabilmektedir.

Dalgasal enerji yayılması, uzaysal ve zamansal periyodik değişimleri birlikte içerir. Dalgasal enerjinin ulaştığı noktalarda ortamı oluşturan öğelerin bir tam titreşim süresine periyot (T:sn), saniyedeki titreşim sayısına frekans (f:Hz), dalganın bir periyotluk sürede aldığı yola dalga boyu (λ :m), titreşen noktaların denge durumundan maksimum uzaklığına ise genlik (A:m) denir. Bir tür dalganın, homojen ve izotropik bir ortam içindeki yayılma hızı sabittir. Boyuna dalgalar şeklinde ilerleyen

* Bu derleme kısmen, 25 Haziran - 7 Temmuz 1979 tarihleri arasında Varenna'da (İtalya), International School of Physics «Enrico Fermi» de düzenlenen ve yazarının da katıldığı Uluslararası Medikal Fizik Kursunda, P.N.T. WELLS tarafından sunulan henüz yayınlanmamış kurs notlarına dayalıdır.

** A. Ü. Tıp Fakültesi, Medikal Fizik Kürsüsü Asistanı, Bilim Doktoru

ses (ve ültrases) dalgalarının gaz veya sıvı ortamdaki yayılma hızı, ortamın esneklik özellikleri ve yoğunluğuna bağlıdır ve,

$$v = \sqrt{\frac{B}{d}} \quad (\text{m/sn}) \quad [1]$$

şeklinde ifade edilebileceği gösterilmiştir. Bağıntıda B (n/m^2) ortamın sıkışma esnekliği modülü (bulk modulus), d (kg/m^3) ise yoğunluğudur. Dalga yayılma hızı ile diğer dalga parametreleri arasında,

$$v = \lambda f = \lambda/T \quad (\text{m/sn}) \quad [2]$$

şeklinde bir ilişki vardır. Birim yüzeyden birim zamanda geçen dalgasal enerji miktarına dalgasal enerjinin şiddeti (I Watt/m^2) denir ve dalga parametreleri cinsinden,

$$I = 2\pi^2 f^2 d v A^2 \quad (\text{Watt/m}^2) \quad [3]$$

bağıntısı ile ifade edilir. Bağıntıdaki simgelerin anlamları daha önce belirtilmiştir. Bir ortamda ses ve ültrases biçiminde dalgasal enerji yayılırken, ortam içinde sıkışma ve gevşemeler şeklinde periyodik basınç ve yoğunluk değişimleri ile karşılaşılır.

Şiddetli I_i olan dalgasal enerji özellikleri farklı iki ortamı ayıran bir arayüze rastladığında, enerjinin bir kısmı yansıma yasasına uyarak geldiği ortama dönerken, bir kısmı kırılma yasasına uyarak Şek. 1 de görüldüğü gibi, ikinci ortama geçer. Arayüzden yansımış enerjinin şiddeti I_r , ikinci ortama geçen dalgasal enerjinin şiddeti I_t ise,

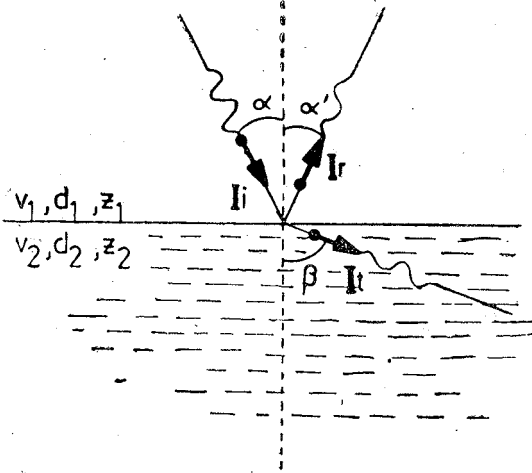
$$r = I_r/I_i \quad ; \quad t = I_t/I_i \quad [4]$$

bağıntıları ile tanımlanan r ve t niceliklerine, sıra ile, şiddet yansıma katsayısı ve şiddet geçme katsayısı denir. Tanımlardan, $r + t = 1$ olacağı açıktır. Bir ortam içindeki dalganın yayılma hızı ile ortam yoğunluğu çarpımına ortamın karakteristik empedansı denir ve Z ile gösterilir ($Z = v.d$). Dalgasal enerjinin iki ortamı ayıran arayüze dik düşmesi halinde, şiddet yansıma katsayısının, ortamların karakteristik empedansları cinsinden,

$$r = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad [5]$$

şeklinde ifade edilebileceği gösterilmiştir. Bağıntudan, karakteristik empedansların birbirinden çok farklı olması halinde, enerjinin hemen tümünün yansımaya uğrayacağı ($r \approx 1$), birbirine eşit olması halinde ise tümünün ikinci ortama geçeceği ($r \approx 0$, $t \approx 1$) anlaşılır. Havanın karakteristik empedansı biyolojik materyalinkin-

den çok farklı olduğundan, ültrasen enerjisi hava aracılığı ile biyolojik materyale aktarılamaz, çevireçle (transducer) doku arasında havadan tam arındırılmış yağ, su vb. bir ortam bulunmalıdır. Bazı ortamlar için karakteristik empedanslar Tablo-1 de verilmiştir.



Yansıma Yasası:

$$\alpha = \alpha'$$

Kırılma Yasası:

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{\sin \alpha}{\sin \beta}$$

Enerjinin korunumu:

$$I_i = I_r + I_t$$

Şekli 1 : Dalgasal enerjinin yansıması ve kırılması

Ültrasen enerjisi bir ortamdan diğerine bir tabakayı geçerek aktarılıyorsa, şiddet geçme katsayısı t , ara tabakanın karakterisik empedansı ve kalınlığına da bağlıdır (2,9).

Ültrasen dalgaları kırınım (diffraction), girişim (interference) vb. dalgalarla ilgili temel olayları gösterirler, kararlı dalgalar (standing waves) oluşturabilirler. Ses veya ültrasen kaynağının, veya gözlemcinin hareketli olması sonucu dalga frekansının değişmesine Doppler olayı denir. Hareketli yansıtıcı bir yüzeyden yansıyan dalgaların frekansı da benzer şekilde değişime uğrar.

Dalgasal enerji yayılması ve ültrasenle ilgili temel kavram ve olaylar için GÜNER'in «Fizik-II» kitabına (12), derinliğine bilgi için özel yayınlara başvurulabilir (1,2,9,28).

ÜLTRASESİN ELDE EDİLMESİ VE DETEKSİYONU

Bazı doğal kristallerin ve yapma metal alaşımların basınç etkisi altında elektriksel kutuplanmaya uğramasına piezoelektrik olay denir. Doğal (kuvars) veya yapma (baryum titanat, kurşun zirkonyum titanat) piezoelektrik kristaller ültrasen alanı içinde bulununca basınç değişimlerini elektriksel gerilime dönüştürürler ve alıcı çevireç (transducer) olarak işlev görürler. Aynı kristaller yüksek frekanslı bir elektriksel alan içine konulunca, alanla aynı frekansta mekanik titreşime geçerler, ült-

rases verici çevireci olarak işlev görürler. Bir piezoelektrik kristalin kalınlığı $d = \lambda/2$ koşulunu sağlıyorsa rezonansa gelir.

Piezoelektrik çevireçler ve diğer ültrases üretme yolları (mekanik, magnetostriktif) ile ültrases deteksiyon ve enerji ölçüm yöntemleri (termoelektrik, optik vb.) hakkında ayrıntılı bilgi için bu konularda özel yayınlara başvurulabilir (2,9,17,28).

ÜLTRASES ALANI

Disk şeklinde bir ültrases vericisi, kararlı durumda bir ortama sürekli enerji salarken, kaynağın her bir noktasından yayılan dalgalar girişim yapmakta ve ültrases dalga boyuna bağlı özel bir girişim deseni ortaya çıkmaktadır. Homojen olmayan bu şiddet dağılımını betimlenirken ültrases alanı (field) terimi kullanılmaktadır.

Yarıçapı r olan silindirik plak şeklindeki vericinin ekseni doğrultusunda, vericiden uzaklaşırken, gittikçe seyrekleşen şiddet maksimum ve minimumları ile karşılaşılır. Ültrasesin ortamdaki dalga boyu λ ise, $\lambda \ll r$ için,

$$D = r^2/\lambda \quad [6]$$

ile belirli bir D uzaklığında şiddet son kez maksimumdan geçer (Şekil. 2). Verici ile bu nokta arasına yakın alan (veya Fresnel bölgesi), bu noktanın dışında şiddetin sürekli azaldığı bölgeye ise uzak alan (veya Fraunhofer bölgesi) denir. Şiddetin demet doğrultusuna dik her bir kesitteki dağılımı da farklılıklar gösterir. Yakın alanda demet homojen olmamakla birlikte, dış sınırları silindirik görünümündedir. Uzak alan bölgesinde ise, demet merkez eksenenden ıraksayarak gider ve ıraksama açısı θ ,

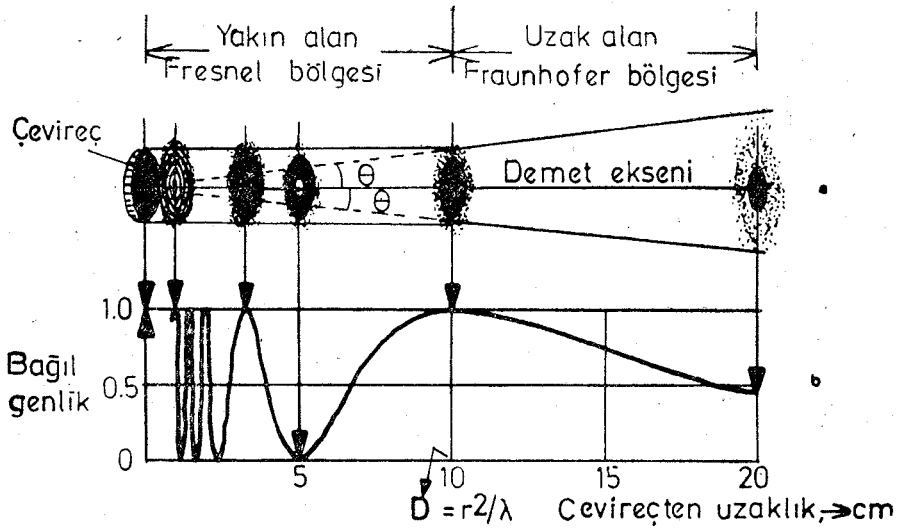
$$\sin \theta = 0,61\lambda/r \quad [7]$$

bağıntısı ile verilir (26).

Odaklama sistemleri yapılarak ültrases alan biçimini değiştirmek, şiddeti bölgesel olarak artırmak olanaklıdır. Odaklama için verici kristalin kendisi içbükey (concave) biçimde yapılabilir veya düzlem yüzeyli vericiye içbükey yapıda katı bir mercek yapıştırılabilir (16).

ÜLTRASESİN ZAYIFLAMASI VE ORTAMLA ETKİLEŞİMİ

Silindirik plak biçimindeki bir çevireçten çıkarak bir doğrultuda ilerleyen (düzlemsel) ültrases dalgalarının genlik ve şiddeti; yansıma, saçılma (scattering), demet ıraksaması (diverging) ve soğurma (absorption) nedenleri ile zayıflar. Yansıma ve demet ıraksaması konularında daha önce kısaca durulmuştu. Ültrasesin biyomedikal uygulamalarında düzlemsel yüzeyler yerine çeşitli biçim ve büyüklüklerde enerji saçıcı engellerle (kan damarları, kas lifleri, kan hücreleri vb.) karşılaşılır.



Şek. 2 : Su ortamı içinde $r=1$ cm yarıçaplı çevireçten 1,5 MHz frekanslı ültrases sürekli yayılırken kurulan ültrases alanı. a) Demet biçimi ve özel birkaç kesitte şiddet dağılımı (koyu bölgeler şiddetin yoğun bölgelerini göstermektedir). b) Demet eksenı doğrultusunda şiddet değişimi (Wells; kaynak : 26 ve 28 den birleştirilerek).

Saçılma olayının şiddet azalmasına katkısı farklı engel büyüklükleri için Wells (28) tarafından tartışılmıştır. Soğurma (absorption) terimi ise ültrases enerjisinin yalnızca ısıya dönüşüm yolu ile zayıflama (attenuation) bileşeni için kullanılır.

Bir ortamda ilerleyen dalgaların genlik ve şiddet zayıflamaları üstel (eksponansiyel) değişim yasasına uyar ve,

$$A = A_0 e^{-\alpha x} \quad ; \quad I = I_0 e^{-\mu x} \quad [8]$$

şekillerinde ifade edilirler. Bağıntılarda A_0 ve I_0 , $x=0$ seçilen bir noktadaki genlik ve şiddet, A ve I ise x derinliğindeki genlik ve şiddet değerleri, α genlik zayıflama katsayısı, μ ise şiddet zayıflama katsayısıdır. İki katsayı arasında $\mu = 2\alpha$ ilişkisi vardır

Soğurma katsayısını sıvı viskozluğuna ve ısısal iletkenliğe bağlayan klasik soğurma teorisine göre, bir akışkanın soğurma katsayısı ültrases frekansının karesi ile orantılı olmalıdır (1,2,9). Ancak birçok maddede geniş frekans aralığında ölçülen soğurma katsayıları, klasik teoriye göre hesaplanandan çok daha büyük çıkmaktadır. Denel sonuçlar ültrases şiddetinin zayıflamasında gevşeme (relaksasyon) süreçleri adı verilen süreçlerin varlığını ortaya koymaktadır. Örneğin, yumuşak do-

kularda yapılan ölçümler, 0,1-50 MHz frekans aralığında zayıflama katsayısının frekansla,

$$\alpha = af^b$$

[9]

şeklinde değiştiğini göstermiştir. Bağntıda a ve b bir doku için karakteristik sabitlerdir ve b nin değeri, birden birazcık büyüktür. Biyolojik materyaldeki gevşeme süreçlerinin mekanizmaları henüz tamamen bilinemiyorsa da, geniş frekans aralıklarında gevşeme spektrumları verdikleri anlaşılmaktadır (6,27).

Bazı biyolojik materyalde ültrases yayılma hızları ve soğurma katsayıları Tablo-1 de verilmiştir. Memelilerin normal ve anormal dokularında çeşitli araştırmacılar tarafından ölçülen zayıflama katsayısı ve yayılma hızı sonuçları yakınlarda Chivers ve Parry (5) tarafından derlenmiş ve ölçüm koşulları da (yöntem, frekans, sıcaklık vb.) verilerek tabloleştirilmiştir.

Tablo - 1

Bazı maddeler için akustik parametreler $f=1$ MHz için)
(Dunn ve ark.; kaynak : 6 dan)

MADDE	Sıcaklık (°C)	Yoğunluk (gr/cm ³)	Ültrases yayılma hızı (m/s)	Karakteristik empedans (gr/sn.cm ²) x10 ⁵	Soğurma Katsayısı α (cm ⁻¹)
Hava	20	0,0012	330	0,00044	
Su	20	1,00	1483	1,48	2,5.10 ⁻⁴
Çelik	20	7,91	5790	45,8	
Beyin dokusu	37	1,03	1510	1,56	0,11
İskelet kası	37	1,07	1570	1,68	0,13
Yağ dokusu	37	0,97	1440	1,40	0,05
Kemik	37	1,7	3360	6,0	0,40

ÜLTRASESİN BİYOLOJİK ETKİLERİ - İYİLEŞTİRME VE CERRAHİ UYGULAMALARI

Ültrasesin iki önemli fiziksel etkisi ısı ve kabarcıklanma (cavitation) etkisidir. Ültrases enerjisinin soğurulması ile biyolojik ortamda sıcaklık yükselmeleri olur. Ancak vücut sıcaklık düzenleme ve ayarlama mekanizmaları sıcaklık değişimlerini kısa sürede gidermeye çalışır. Ültrasesin cerrahi uygulamalarında ise, odaklanmış ültrasesle çalışılarak, bölgesel sıcaklık yükselmesi sağlanabilmekte ve bölgesel lezyonlar oluşturulabilmektedir. Ültrasesin nöroşirürji, vestibular cerrahi, göz cerrahisinde cerrahi bir araç olarak kullanılmasına ilişkin ayrıntılı bilgi için özel yayınlara başvurulabilir (10,16,28). Yakınlarda, kemik veya yumuşak dokuları kesmek,

kemikleri birbirine kaynatmak için de ültrasese dayalı yöntemler geliştirilmiştir. Bu konuda geniş bilgi, bu yöntemleri geliştirenlerin ortaklaşa yazdıkları bir monograftan sağlanabilir (21).

Ültrasen etkisinde sıvı ortamda içi gaz, buhar dolu veya boşluk olan kabarcıkların oluşmasına kabarcıklanma (cavitation) denir. Kabarcıkların birleşmesi ile sıvı içinde çok şiddetli şok dalgaları oluşabilir. Ültrasenin diğer birçok biyolojik etkisinden, doğrudan ya da dolaylı olarak, ısı ya da kabarcıklanma etkisi sorumlu tutulmaktadır. Ancak biyolojik materyaldeki tüm değişiklikler bu iki etkiye bağlanamaz. Ültrasen etkisinde dokulardaki hücre gruplarının periyodik basınç değişimine uğraması ültrasenin mikromasaj etkisi olarak adlandırılmaktadır (24).

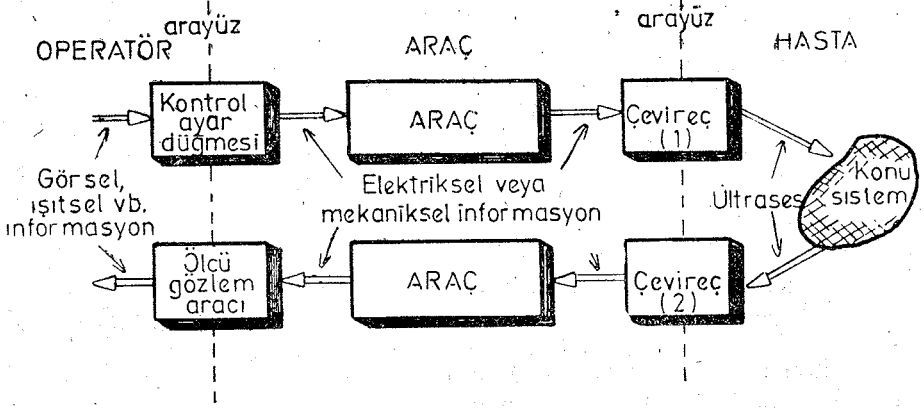
Ültrasenin fizik tedavideki uygulamalarının mekanizmaları sistematik olarak incelenmiş değildir (28). Ültrasenin iyileştirici, yararlı biyolojik etkilerinin, uygulama tekniği ile oluşturulan özel ısı dağılımlarından kaynaklandığına inanılıyorsa da, ısı etkisinin dışında yararlı biyolojik etkileri de olabilir (30). Fizik tedavi uygulama koşullarında, ültrasenin şiddet, frekans ve dozuna bağlı olarak; otonom sinir sistemine etkili olduğu, analjezik etki yaptığı, damar genişlemesine (vasodilatation), metabolizmanın uyarılmasına, diffüzyonun hızlanmasına neden olduğu ileri sürülmektedir (24).

Kabarcıklanma (cavitation) etkisine bağlı olarak ültrasenin canlılarda genellikle zararlı biyolojik etkileri ortaya çıkmakta, hücreler ve makromoleküller parçalanabilmektedir. Wells (28), çeşitli araştırmacıların bulgularına dayalı olarak kabarcıklanma eşit şiddet değerlerini, biyolojik etkilerin tamamen zararsız sayıldığı şiddet değerlerini ve puls sürelerini, karşılaştırmalı olarak tartışmaktadır.

Denel veriler, tınsal uygulamalarda kullanılan, şiddeti 10mw/cm^2 dolaylarındaki ültrasenin, büyük bir olasılıkla, ansal veya gecikmiş önemli bir somatik veya genetik etkisinin olmadığını göstermektedir (14).

ÜLTRASES TANI YÖNTEMLERİ

Ültrasen tanı yöntemlerinin hemen tümünde operatör, araç ve hastadan oluşan üç temel öge arasındaki ilişki, Şek. 3 deki ilkesel şemaya uyar. Bu üç temel ögenin informasyon alışverişinde kullandıkları enerji biçimleri birbirinden farklı olduğundan, üç temel ögenin arayüzlerinde informasyon çevireçleri gereklidir. Puls-yankı sistemlerinde bir tek piezoelektrik kristal hem verici hem de alıcı çevireç olarak işlev görebilir. Sistemin son aşamasında adı geçen ölçü ve gözlem aracı osiloskop, otomatik kayıtcı (recorder), film, hoparlör vb. bir informasyon çevirecidir. Bunlardan yaygın olarak kullanılan osiloskobun çalışma ilkeleri hakkında bilgi edinmek için bir fizik kitabına başvurulabilir (13).



Şek. 3 : Tanısal uygulamalarda tıp-teknik-hasta ilişkisi.

PULS-YANKI YÖNTEMLERİ

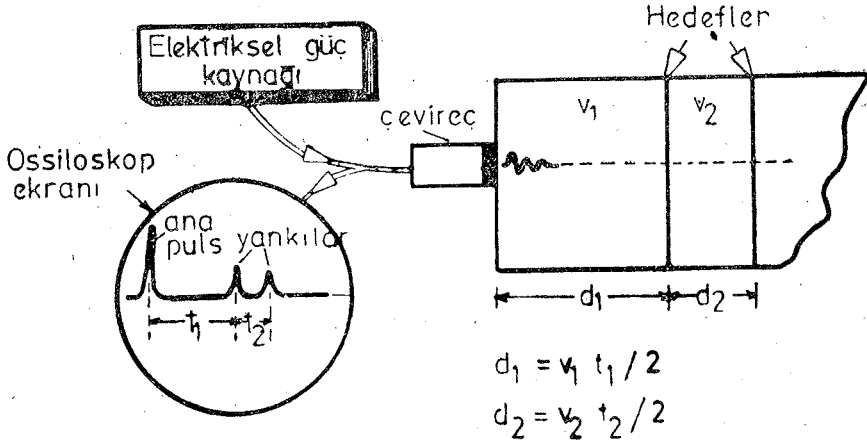
Puls-yankı (Pulse-echo) yöntemlerinin temel ilkeleri :

Ültrasen tanı yöntemlerinin birçoğu, vücutta karakteristik empedansları birbirinden farklı dokuları ayıran sınırdan yansıyan ültrasen dalgalarının deteksiyonu ilkesine dayalıdır. Yumuşak dokuları birbirinden ayıran arayüzlerden yansıyan dalgalar zayıf şiddetli de olsalar, duyar alıcılar yardımı ile detekte edilebilmektedir. Ancak kemiğin soğurma büyük olduğundan, kemik arasından tanısal inceleme oldukça zordur.

Puls-yankı yöntemlerinin temel ilkesi Şek. 4 de özetlenmiştir. Verici ve alıcı olarak çalışan bir piezoelektrik çevireç, ortama bir ültrasen pulsunu gönderdiğinde, osiloskop yatay zaman eksenini taramaya başlar ve gönderilen pulsun biçimini çizer. İlerleyen ültrasen puls ortamdaki bir hedefe rastlayınca, enerjisinin bir kısmı yansır. Yansıyan enerji çevireçe ulaştığında, çevireç aldığı ültrasen enerjisini elektriksel gerilime dönüştürür ve bu gerilim osiloskop ışıklı lekesinin yeniden düşey sapmasına neden olur. Bunu daha sonraki hedeflerden yansıyan dalgaların vereceği sapmalar izler. Ekranda gözlenen t_1 ve t_2 zaman aralıkları, ültrasen pulsunun sıra ile $2d_1$ ve $2d_2$ yollarını (gidiş-dönüş) alması için geçen sürelerdir. İki ortamdaki yayılma hızları (v_1 ve v_2) bilindiğinde, $d_1 = v_1 t_1 / 2$, $d_2 = v_2 t_2 / 2$ den kalınlıklar hesaplanabilir.

Farklı yumuşak dokulardaki ültrasen yayılma hızları birbirine çok yakın olduğundan (yaklaşık 1500 m/s), ekranda gözlenen zaman aralıkları ile uzaklıklar arasında sabit bir ilişki olduğu kabul edilir.

Puls-yankı sistemleri için önemli bir parametre hedef çözme gücüdür (target resolution) veya açısal (veya enine) çözme gücü ile boyuna (veya erimsel) çözme gü-



Şek. 4 : Puls-yankı yöntemlerinin ilkesel şeması,

cü olarak adlandırılan iki etmenle belirlenir. Açısal çözme gücünü alıcının ayıracabileceği minimum açı, β belirler ve r yarıçaplı bir çevireç ve λ dalga boyu ültrasen için,

$$\sin (\beta/2) = 0,61. \lambda / r \quad [10]$$

ile verilir. Puls-yankı sistemi, β açısından daha küçük açılar içindeki hedefleri ayıramaz. Soğrulma artacağından, bu açığı küçültmek için, λ dalga boyu istenildiği kadar küçültülemez. Diğer yandan eksen doğrultusundaki iki hedefin ayrılabilmesi için, birinci yankının kuyruk ucu ikinci yankının başlangıç ucundan önce gözlenmelidir. Bu koşul ise, ültrasen yayılma hızı v , boyuna çözme gücünü belirleyen minimum uzaklık d ise, puls süresinin Δt ,

$$\Delta t < 2d/v$$

olması ile sağlanabilir (15). Örneğin su içinde $d = 1$ mm aralıklı iki hedefin ayrılabilmesi için puls süresi, Δt , $1,3 \mu s$ den küçük olmalıdır.

Wells'e göre (29), 20λ çaplı bir çevireç kullanılarak, karın bölgesi ve nörolojik incelemelerde 1-3 MHz, kardiyovasküler çalışmalarda 2-5 MHz, oftalmolojide 8-20 MHz frekanslarda optimum çözme gücüne ulaşılabilir.

Eggleton (7) tanısal uygulamada kullanılacak bir çevirecin çözme gücünü ve duyarlılığını artırmanın olanaklı yollarını özetlemektedir.

Puls-yankı yöntemleri, ossiloskop katot ışınları tüpünün işleyiş biçimine göre özel adlarla anılmaktadır.

A—skop (A—scope, A—scan, A—mode echoscopy)

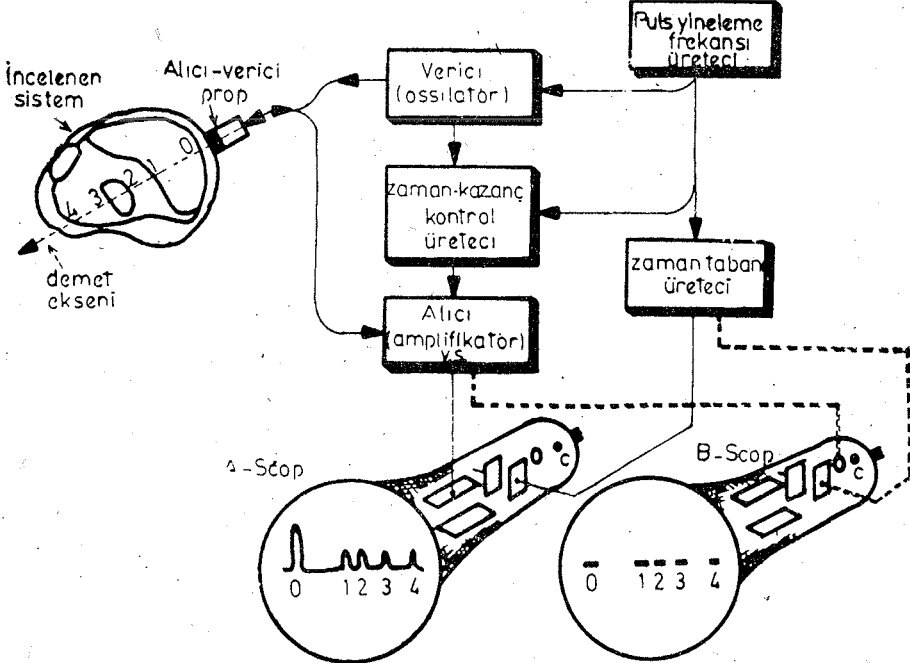
Tıpta tanısal uygulamalarda kullanılan en basit puls-yankı yöntemi «A—skop» olarak adlandırılır ve temel öğeleri Şek. 5 de çizilmiştir. Puls-yineleme frekansı

üretici elektronik bir saattir ve periyodik olarak çıkardığı elektriksel emirlerle aynı anda osilatörü (çevireç için gerekli yüksek frekanslı gerilimi sağlar), zaman kazanç kontrol üreticini ve zaman tabanı (timebase) üreticini tetikler. Oskiloskobun ışıklı lekesi, bir yandan zaman tabanı üreticinin osiloskop yatay saptırıcısına uyguladığı gerilim etkisi ile zaman tabanını çizirken, diğer yandan her bir yankıya karşılık çevireçte oluşmuş ve amplifiye edilmiş gerilim etkisi ile düşey sapmalara uğrar. Derin hedeflerden yansıyan dalgalar daha zayıflamış olacağından, zaman-kazanç kontrol üretici, amplifikatör kazancını artırarak, düşey sapmaların yaklaşık aynı genliğe ulaşmasını sağlar. Bu işlemler yaklaşık saniyede 1000 kez yinelenince, ekranda ışıklı lekenin çizdiği eğriler durağan gözüktür. Ekranda gözlenen puls aralıkları doğrudan zaman bilgisi taşır. Ortamlardaki yayılma hızları aynı kabul edilirse, bu zaman aralıkları hedeflerin sıralanımına karşılık tutulur.

A-skobun klinik uygulamaları, bugün ekoansefalografidle orta çizgi konumunun belirlenmesi, oftalmolojide göz içindeki uzaklık ölçülmesi, kistlerle katı yapıların ayrılması ile sınırlı bulunmaktadır (15,28).

B-skop (B-scope)

A-skop yönteminde amplifikatör çıkışındaki ultrases genliği bilgisi taşıyan elektriksel gerilim, osiloskobun düşey saptırıcısı yerine kontrol kafesine bağlanır-



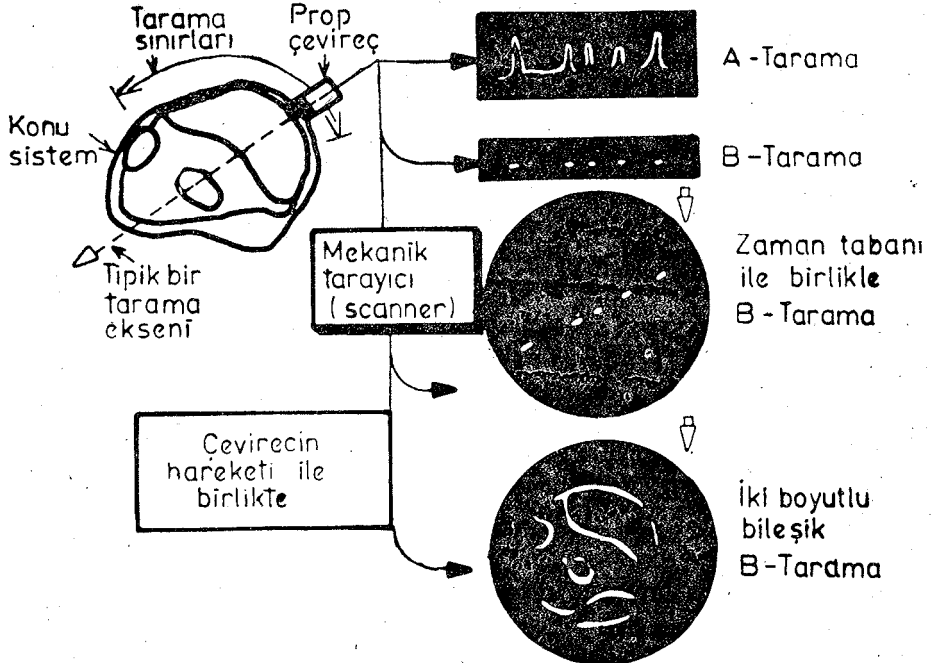
Şek. 5 : A-skop ve B-skop sistemlerinin temel öğeleri.

sa, genlik bilgisi ışıklı izin şiddet değişimine dönüştürülür. Yankı alındığında iz gözüktür, alınmazken kaybolur. B—skop yöntemi, Şek. 5 de görüldüğü gibi, A—skop yönteminin kullanılabilirdiği her yerde kullanılabilir ve aynı bilgiyi verir. Ancak B—skop yöntemi diğer birçok önemli tanısal yöntemle temel oluşturur.

İki boyutlu B—skobu

B—skop tekniği ile bir doğrultudaki hedeflerin sıralanımına ilişkin olarak alınan bilgi, bir düzlemdeki çeşitli doğrultularda yinelenerek, bu düzlemde farklı yapıları ortamları (dokuları) ayıran sınırların bir haritasını çıkarmak olanaklıdır. İki boyutlu B—skobu adı verilen bu yöntemde mekanik bir tarayıcı yardımı ile ültrasen çevireci her bir yankı izlemesinden sonra hasta etrafında hareket ettirilirken, bu hareketle aynı zamanda ve uygun tarzda osiloskobun zaman tabanı da döndürülür. Çevirecin her bir konum ve doğrultusundaki tek tek B-tarama bilgileri depolanır ve tarama düzlemine ait iki boyutlu kesit görüntüsü elde edilir. Ültrasonik tomografi adı da verilen yöntemin ilkesel şeması Şek. 6 da gösterilmiştir.

Tarama işlemi doğrudan deriye dokunan (arada hava kalmaması için derinin yağlanması gerekir) bir çevireçle veya hastanın incelenecek bölgesi bir su banyosu içinde iken yapılabilir. Mekanik tarayıcı, çevirece (prob) doğrusal (linear), yay (arc) veya kesim (sector) tarama yaptıracak şekilde düzenlenebilir (8,28). Eğik yü-



Şek. 6 : İki boyutlu ültrasonik tarama ilke şeması.

zeylerden yansımaların çevirece ulaşmasını sağlamak ve daha iyi bir görüntü elde etmek için bileşik tarama (compound scan) yapan mekanik sistemler de geliştirilmiştir. Bu tarama biçiminde çevireç hasta etrafında dönerken titreştirilir.

Görüntünün kısa zamanda alınabilmesi ve organ hareketlerinin ansal olarak (gerçek-zamanda) ekranda görülebilmesi için yüksek hızlı tarama sistemleri de geliştirilmiştir. Örneğin Siemens yapısı «VIDOSON 735» sisteminde, su içinde bulunan parabolik bir yansıtıcının odağına yerleştirilen çevirecin döndürülmesi ile saniyede 15-30 görüntü alınabilmektedir (23). Küçük, çok-elemanlı çevireçlerin bir doğru boyunca yanyana düzenlenmesi (linear array) ile de saniyede 30-40 görüntü verebilen gerçek-zaman görüntüleme sistemleri (3,19), çevireçlerin bir düzlemde sıralanması ile iki-boyutlu düzenlemeler yapılabilir (18). Bir kateter ucunda 3 mm çaplı bir halka çevresindeki 32 ögeli bir sistemde, faz telafisi yapılarak, kateter döndürülmeden kalb içinin bir kesiti ansal olarak ultrasonik yöntemle incelenebilmektedir (3).

Puls-yankı bilgisayarı doğrudan gözlemek üzere geleneksel flüorışıl ekranlı katot tüpleri yanında, sonradan incelemenin gerekli olduğu durumlarda, fotoğraf tekniğinden, saklayıcı (storage) tüplerden veya hafızalı tüplerden yararlanılmaktadır (28).

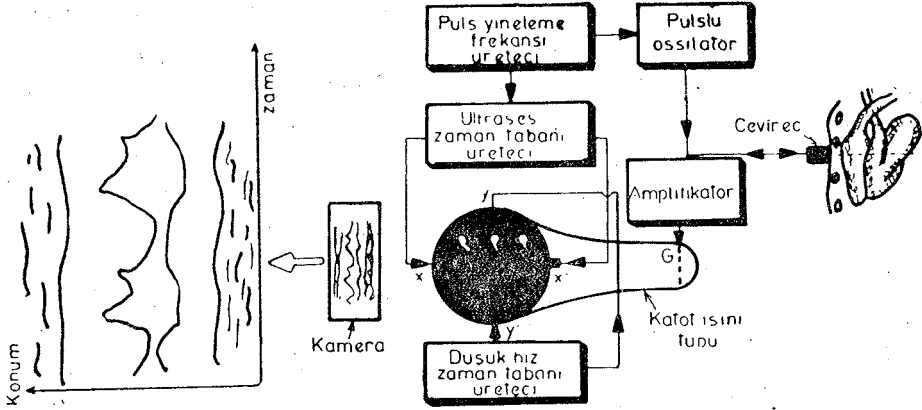
Beş yıl öncesine kadar düzenlenen ultrasonik iki-boyutlu tarayıcılar, siyah zemin üzerinde beyaz çizgiler şeklinde, organ ve doku sınırlarının bir haritasını verecek biçimde geliştirilmişlerdi. Son yıllarda yankı genliklerinin taşıdığı bilgisayarı değerlendirilmesi yolu ile, gri ölçekli (grey scale) veya renkli görüntülü sistemlerde de geliştirilmiştir (15,25).

Puls-yankı yöntemleri, gaz ve kemikten çoklu yansımaların getirdiği problemlere rağmen, özellikle kardiyo-ve kadın-doğum başta olmak üzere, tanısal tıpta çok yaygın klinik uygulama yeri bulmuştur. Ultrasonografi ve CT (computed tomography) yöntemlerinin bazı organlarla ilgili verdikleri bilgisayarı karşılaştıran G. Van Kaick ve ark., safra kesesi, böbrek, aorta ve vena cava için her iki yöntemin aynı miktar bilgisayarı vermesine karşılık, ultrasonografi yönteminin çok ucuza mal edilmesi, ansal görüntü vermesi gibi bazı yanları ile CT yöntemine göre üstün olduğunu belirtmektedirler (14). Puls-yankı yönteminin klinik uygulamaları hakkında geniş bilgi için özel yayınlara başvurulabilir (3,10,11,15,22,26,28,29).

Zaman-konum kayıtlaması

Hareketli yapılara ait puls-yankı bilgisayarı, zaman-konum kayıtlamasında da kullanılabilir. Örneğin B-skop görüntüsü sabit hızla hareket eden bir film üzerine alınabilir. Bir başka yöntemde, B-skop görüntüsü, görüntüye dik olarak sabit ve küçük bir hızla hareket ettirilirken, Şek. 7 de görüldüğü gibi durgun bir kamera veya saklayıcı (storage) tüple kayıtlanabilmektedir. Bu yöntem,

demet yolu üzerindeki hareketli yapıların, örneğin kalb kapakçıklarının yerdeğiştirme hızlarını ölçmede ve kayıtlamada, damar çeperlerinin hareketlerini, beyne ait yapıların pulsasyonunu incelemekte kullanılmaktadır (28).



Şek. 7 : Zaman-konum kayıtlama sistemi ilke şeması (Wells; kaynak : 26 dan). Şekilde sol yanda mitral kapakçıkların zaman-konum eğrisi görülmektedir (King; kaynak : 15 den).

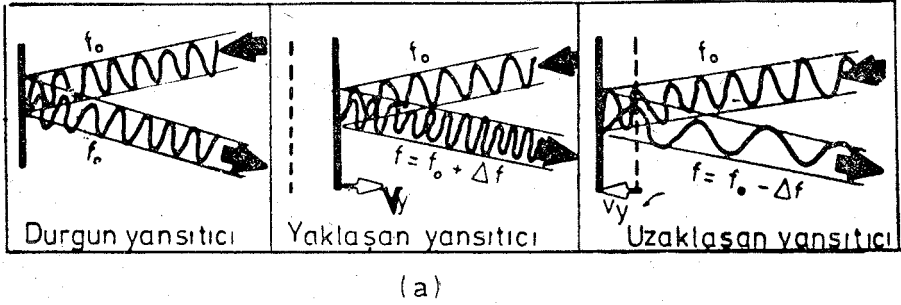
DOPPLER YÖNTEMLERİ

Doppler yöntemleri, hareketli yüzlerden yansıyan sürekli veya pulslu ültrasenin frekansındaki değişimlerden yararlanarak, hareketli yansıtıcı yüzeylerin hızlarını ölçmeyi, değişimlerini kayıtlamayı olanaklı kılar. Ortam içindeki yayılma hızı V_0 , frekansı f_0 olan ültrasen demeti, yansıtıcının hareket doğrultusu ile α açısı yapan bir doğrultuda yüzeye düşerse, yansımış dalganın frekansında,

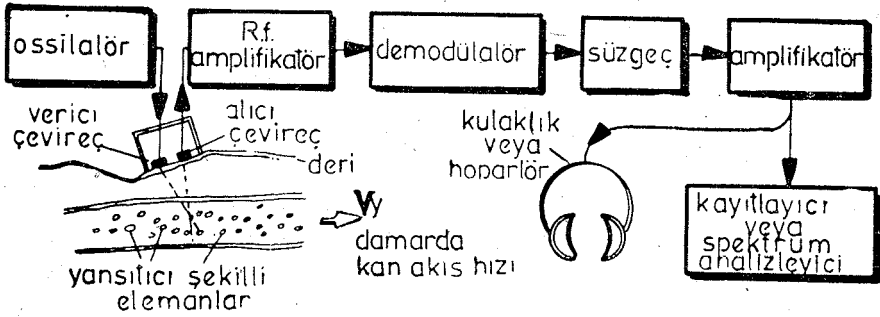
$$\Delta f = \frac{2V_y}{V_0} f_0 \cos \alpha \quad [11]$$

ifadesi ile verilen Δf kadar değişim olur. Şek. 8 (a) da görüldüğü gibi yansıtıcının çevirece yaklaşma veya uzaklaşma durumuna göre, Δf frekans kayması pozitif veya negatif olabilir. Örneğin 2 MHz frekanslı ültrasen, 1500 m/sn hızla yayıldığı ortamda, $V_y = 10$ cm/s hızla demet doğrultusunda hareket eden bir yüzeyden yansıyınca, $\Delta f = 260$ Hz lik bir frekans değişimine uğrar ki bu frekans işitilebilir bölgededir. Δf frekans kayması tayin edilerek yansıtıcının V_y hızı belirlenebilir.

Sürekli dalga Doppler sisteminin blok diyagramı Şek. 8 (b) deki gibidir. Bağlımsız çalışan iki çevireçten verici, sabit genlik ve frekansta sürekli ültrasen dalgaları yayar. Alıcı çevirecin çıkışı Doppler kaymasına uğramış frekanslar yanında, hareketsiz yapılardan yansıyan sabit frekanslı dalgaların bir kısmını da içerir.



(a)



(b)

Şek. 8 : (a) Hareketli yansıtıcıdan yansıyan ultrasesin frekansında Doppler kayması (şematik). (b) Sürekli dalga Doppler kayma sisteminin temel öğeleri (Wells; kaynak : 26 ve 28 den).

Elektronik işlemler demodülasyon, amplifikasyon ve süzme) sonucunda yalnızca frekans kayma miktarı (Δf) bilgisi seçilir. Frekans kayma miktarı ölçülünce [11] nolu bağıntıdan yansıtıcı yüzeyin V_y hızı hesaplanabilir; değişimi kaydedilebilir. Birçok hareketli yapılardan yansımaların varlığında Δf bir frekans spektrumu içerebilir. Bu spektrum eğitilmiş bir kulak tarafından yorumlanabilir veya ses spektrogramları ile frekans analizi yapılabilir. Frekans kayma bileşenleri belirlendiğinde, yine [11] nolu bağıntı yardımı ile hareketli yansıtıcıların V_y hızları hesaplanabilir.

Doppler sistemleri damarlarda kan akışı incelemelerinde, kardiyolojide ventrikülün kan atımı hızını ölçmede, kadın-doğumda fetal kalbin ve solunumun incelenmesinde yaygın bir biçimde kullanılmaktadır. Klinik uygulamalar hakkında geniş bilgi için özel yayınlara başvurulabilir (15,25,26,28).

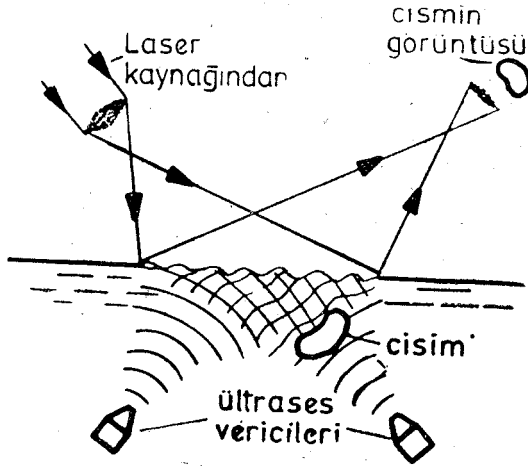
Yansımaya dayalı ve yaygın olarak kullanılan sürekli Doppler sisteminden başka, hareketli yapıların, hızlarına ek olarak konumları hakkında da bilgi veren

pulsu Doppler sistemleri (range-gated), transmisyonu dayalı Doppler yöntemleri, kan damarlarının iki boyutlu görüntüsünü veren Doppler yöntemleri de geliştirilmiştir (28).

HOLOGRAFI VE DİĞER TANISAL YÖNTEMLER

Ültrasound holografisi ultrasound alanı ile analog bir optik alan oluşturmaya yönelik, iki aşamalı bir süreçtir. Ültrasound ışımaya tabi tutulan bir cismin oluşturduğu kırınım deseni, koherent bir referans dalga ile girştirilir. Genlik ve faz bilgisi taşıyan girişim deseni. Laser kullanılarak ultrasound hologramı olarak kaydedilir ve bu hologram koherent bir ışıkla aydınlatılınca cismin üç boyutlu görüntüsü oluşturulabilir. Ültrasound hologramı elde etmek için değişik teknikler kullanılmaktadır (20, 28). Ültrasound basınç değişimi etkisinde, sıvı yüzey deformasyonuna dayalı tekniğin avantajı ultrasound alanı ile analog olan optik alanın (görüntü) ansal olarak da sağlanmasıdır.

Holografi yöntemlerinin büyük kusurlarının eleştirisini yapan Wells, klinik tanıda yararlı olarak kullanılabilmeleri için yeni temel keşiflerin gerektiğini belirtmektedir (28).



Şek. 9 : Sıvı yüzey deformasyonuna dayalı ultrasound holografisi ilke şeması (Ostrovsky; kaynak : 20 den).

Ültrasound kullanarak çok daha değişik ilkelere dayalı tanisal yöntemler üzerinde de çalışılmaktadır. Örneğin, damar içine sokulmuş iki çevirecin alıcı-vericilik fonksiyonları değiştirilerek iletim zamanı ölçülerinden kan akış hızı tayin edilebilmekte (4), klasik x-ışınları yönteminde olduğu gibi heterojen bir ortamı geçen ultrasound şiddet zayıflamasına dayalı görüntü oluşturma, bilgisayarlı tomografi (CT) tekniklerini ultrasese uygulama çalışmaları sürmektedir (28).

KAYNAKLAR

1. Beyer RT, Letcher SV : Physical Ultrasonics, 1969, Academic Press, NY
2. Blitz J : Fundamentals of Ultrasonics, 2. bası, 1967, Plenum Prss, NY
3. Bom N : New Concepts in Echocardiography, 1972, H.E. Stenfert Kroese N.V., Leiden
4. Borgins F : A novel design for intravascular measurement of blood velocity in arteries and veins based on the transit-time principle. In «Cardiovascular Applications of Ultrasound» (Ed. R.S. Reneman), 1974, North Holland, Amsterdam, Sayfa : 173
5. Chivers RC, Parry RJ : Ultrasonic velocity and attenuation in mammalian tissues, J Acoust Soc Am 63 : 940, 1978
6. Dunn F, Edmonds PD, Fry WJ : Absorption and dispersion of. ultrasound in biological media. In «Biological Engineering» (Ed. H.P. Schwan), 1969, McGraw-Hill, NY Sayfa : 205
7. Eggleton RC : State-of-the-art of single-transducer ultrasonic imaging technology, Med Phys 3 : 303, 1976
8. Garret WJ, Robinson DE : Ultrasound in Clinical Obstetrics, 1970, Charles C. Thomas Pub., Springfield
9. Gooberman GL : Ultrasonics, 1968, The English Universities Press, London
10. Gordon D (Ed.) : Ultrasound as a Diagnostic and Surgical Tool, 1964, Livingstone, Edinburg
11. Gordon D : The use of ultrasound in clinical diagnosis. In «Ultrasonic Techniques in Biology and Medicine» (Ed. B. Brown, D. Gordon), 1967, Iliffe Books, London
12. Güner Z : Tıp ve Biyoloji Öğrencileri için Fizik II, 1977, AÜ Tıp Fak Yayını, Ankara Sayfa : 15
13. Güner Z : Tıp ve Biyoloji Öğrencileri için Fizik I, 2 baskı, 1979, AÜ Tıp Fak Yayını, Ankara, Sayfa : 332
14. Kaick G van ve ark. : The relationship between ultrasonography and computed tomography in the diagnostic examination of the upper abdomen and the retroperitoneum, Electromedica, 47 : 109, 1979
15. King DL (Ed.) : Diagnostic Ultrasound, 1974, C.V. Mosby, Saint Louis
16. Lele PP : Production of deep focal lesions by focused ultrasound-current status, Ultrasonics, 5 : 105, 1967
17. Llyod EA : Energy Measurements. In «Ultrasonics Techniques in Biology and Medicine» (Ed. B. Brown, D. Gordon), 1967, Iliffe Books, London, Sayfa : 46
18. Maginness MG : ve ark : State-of-the art in two-dimensional ultrasonics transducer array technology, Med Phys 3 : 312, 1976
19. Meudt R : The combined, complementary application of echoscopy, echotomography

- and echography in the ultrasonic diagnostic work-up of abdomen, *Electromedica*, 47 : 117, 1979
20. Ostrovsky Yu I : Holography and its Application (İngilizceye çevrili), 1977, Mir Pub., Moscow, Sayfa : 173
 21. Polyakov V ve ark. : Ultrasonic Bonding of Bones and Cutting of Live Biological Tissues (İngilizceye çevrili), 1974, Mir Pub., Moscow
 22. Reneman RS (Ed.) : Cardiovascular Applications of Ultrasound, 1974, North Holland, Amsterdam
 23. Soldner R, Haerten R : The Vidoson 735-A new real-time scanner for sonograph, *Electromedica*, 45 : 107, 1977
 24. Summer W, Patrick MK : Ultrasonic Therapy, 1964, Elsevier, Amsterdam
 25. Vlieger M de ve ark : Ultrasonics in Medicine, 1974, Excerpta Medica, Amsterdam
 26. Wells PNT : Ultrasonics in Clinical Diagnosis, 1972, Churchill Livingstone, London
 27. Wells PNT : Absorption and dispersion of ultrasound in biological tissue, *Ultrasound Med Biol* 1 : 369, 1975
 28. Wells PNT : Biomedical Ultrasonics, 1977, Academic Press, London
 29. Wells PNT : Pulse-echo diagnostic methods, *Proc Int School «Enrico Fermi»*, Varenna, 25 June-7 July, 1979
 30. Wells PNT : Biological effects and therapeutic applications, *Proc Int School «Enrico Fermi»*, Varenna, 25 June-7 July, 1979