

DIAGNOSTİK AMAÇLA KULLANILAN ULTRASON'UN FİZİK PRENSİPLERİ

Uluhan Berk*

Mustafa Salih**

Ufuk K. Gülsoy***

Ultrason insanın duyma yeteneğini aşan frekanslardaki (20.000 Hz ve üzeri) mekanik titreşim enerjisi olup, longitudinal yönde yayılan dalgalardan oluşur. (1,2,3,4,5,6,7,8,9,10) Şekil 1.

Ultrason, elektromagnetik enerjinin türlerinden olan, ışık, radyo dalgaları ve X-ışınları ile, elektriksel olarak meydana getirilebilme, bir noktaya odaklanabilme ve kolime edilebilme gibi ortak özellikler taşır. Ultrasonun yayılma hızının düşük olması fark yaratır. (11,12).

Tıpta tanı için kullanılan ses spektrumu işitilebilme seviyesinin oldukça üzerinde yer alır ve genellikle saniyede 1-10 milyon sıklusundan oluşur. (4,5,13).

Dalga boylarına göre sıralama yapılırsa medikal ultrasonun ışığın altında yer aldığı görülür. Ancak ultrason da ışık gibi farklı iki ortamın sınırında yansıma ve kırılmaya uğrar. Şekil : 2.

Ultrason elektrik enerjisini mekanik titreşimlere döndüren başlıklarda (transducer) oluşturulur. Daha başka bir deyişle enerjinin bir türünü diğer bir türe çeviren gereçlere transducer adını veriyoruz. Ultrasonik başlıklar akustik enerjiyi elektrik sinyallerine ve elektrik enerjisini de akustik enerjiye çevirebilme yetisine sahiptir. Bu yüzden bu başlıklar ultrason dalgalarının hem alıcı hem de vericisi olarak kullanılabilirler. (13,14)

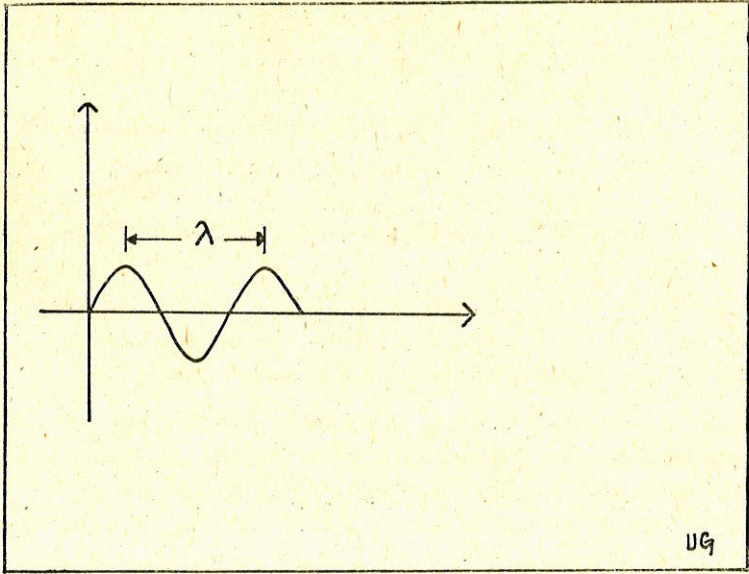
PIEZO-ELEKTRİK ETKİ :

Tıpta kullanılan ultrason başlıkları piezo-elektrik etki ile ses dalgası oluştururlar. Piezo-elektrik kelimesi Yunanca Piesis'den gelmektedir ve baskı anlamındadır. Piezo-elektrik etki 1880 de Pierre ve Ja-

* A.Ü. Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı

** A.Ü. Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi

***Radyoloji Uzmanı



Şekil 1 : Sinüsoidal biçimli dalgalının çizimi ve dalga boyu.

ques Curie tarafından bulunmuştur. (9,13) Bunlar quartz kristallerine dik yönde bir kuvvet uygulandığında, bir elektrik deşarjının olduğunu tesbit etmişlerdir. Aynı şekilde kristale bir elektrik enerjisi uygulanırsa, kristal sinyalin polaritesine bağılı olarak genişlemekte veya kontraksiyona uğramaktadır. Ossilasyona sebep olan bu sinyaller kristalin vibrasyonunu sağlamaktadır. Böylece kristalin temas ettiği yüzeye eş frekanslı ses dalgaları yayılmaktadır.

Quartz ve tourmaline gibi bazı maddeler doğal piezo-elektrik maddelerdir. Quartz halen de kullanımına rağmen, bugün tercih edilenler genellikle, kurşun zirkonattitanat gibi sentetik seramiklerdir.

Transducerde kullanılabilmeleri için bu seramiklerin 3650°C de çok yüksek voltaj uygulanarak polarize edilmeleri gerekir. Daha sonra voltaj devam ederken seramik soğutulur. Voltaj kesildiğinde seramik polarize kalır ve piezo-elektrik özelliğine sahip olur.

Her piezo-elektrik elemanın kendine özgü bir frekansı vardır ve bu frekans direkt olarak kristalin kalınlığı ile ters orantılıdır. Ultrason başlıklarında değişik şekil ve boyutta piezo-elektrik elementler kullanılır. 2-3.5 MHz lik başlıklarla 18-22 cm derinliklere kadar dokular incelenebilmektedir. (5,6,7,9,13)

REZOLÜSYON

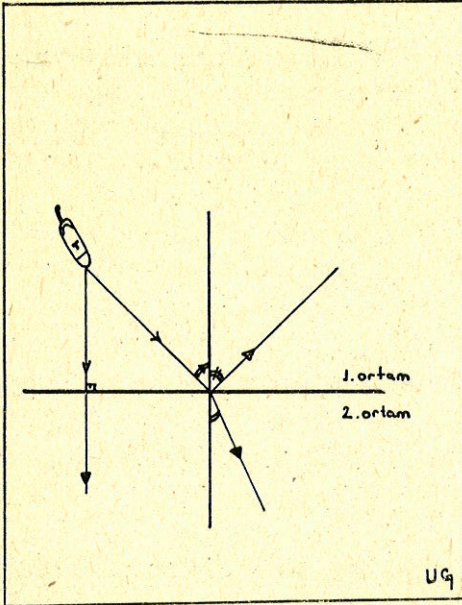
Birbirine yakın olarak yerleşmiş iki küçük objeyi ayırtedebilme yeteneğidir. İki türü vardır :

1 — Aksiyel rezolüsyon (derinlik rezolüsyonu) : Değişik derinliklerde birbirine yakın bir objeyi ayırtedebilmelidir. Şekil (3).

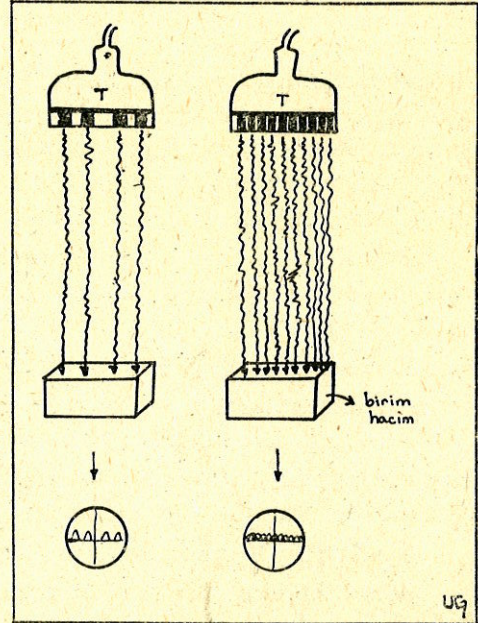
2 — Lateral rezolüsyon : Yanyana duran birbirine yakın iki objeyi ayırtedebilme yeteneğidir. Şekil (4).

Frekans ne kadar artarsa rezolüsyon o kadar artar. Ancak derine penetrasyon azalır. Frekans azaldıkça derine penetrasyon artar, rezolüsyon azalır. Bu konuda kristalin yarıçapı da etkilidir. Frekans sabit tutulup yarıçap artırılırsa lateral rezolüsyon artmakta, derinlik rezolüsyonu bozulmaktadır. Yarıçap küçüldüğünde bunun aksi olmaktadır.

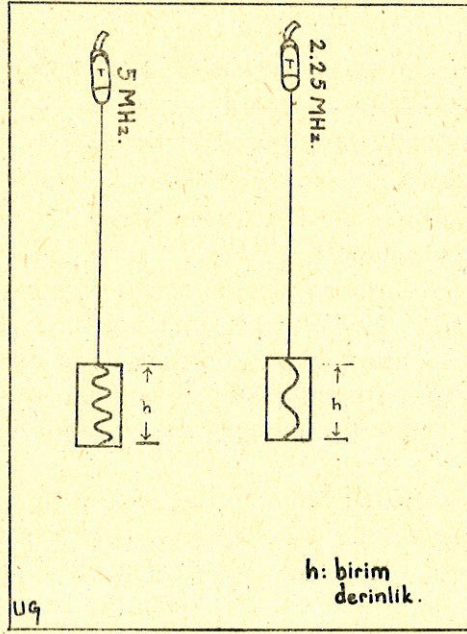
Ses dalgalarının belirli bir ortam içerisindeki hızı, ortamın fiziksel özellikleri ile bağlıdır. Gaz ve hava gibi çok fazla sıkıştırılabilen bir ortamda, moleküler titreşim komşu bir molekülü etkileyebilmek için uzun bir mesafe katetmek zorunda kalmakta ve dolayısıyla



Şekil 2 : Ses dalgaları da diğer dalgalı enerji türleri farklı iki ortamın ortak sınırından yansıma ve kırılma özellikleri taşır.



Şekil 3 : Lateral rezolüsyonun şematik gösterimi.



Şekil 4 : Aksial rezolusyonun şematik gösterimi.

la dalga özelliği değişmektedir. Solid ortamlarda, intermoleküler mesafe ,gazlarla kıyaslandığında çok kısadır ve sesin yayılımı daha hızlı olur. Kemik hariç çoğu biyolojik doku sıvılar gibi davranır. Ultrasonun 1540 m/sn olan sudaki hızı az farklılıkla diğer dokular için de geçerlidir. (1,8,11,14)

Sonik dalgaların vücut içerisinde hızı bilindiğine göre, gönderilme ve yansiyarak geri dönme süresi ölçüldüğünde, çeşitli noktaların yüzeyden uzaklığı doğru olarak tesbit edilebilir. (11;13,14). Şekil (5).

ULTRASONİK İNTANSİTE : (Şiddet)

Birim zaman içerisinde (sn), birim alandan geçen ultrasonik enerji miktarıdır. Ultrasonik intansite farklılığı desibel üzerinden ölçülür. Desibel ünitesi logaritmik ve rölatif bir ünitedir ve iki farklı ultrason şiddeti söz konusu olduğunda kullanılır. (14)

YARI ŞİDDET KALINLIĞI :

Sesin orjinal şiddetini yarıya indirebilen absorbsiyon materyali kalınlığına denir. (14).

AKUSTİK EMPEDANS :

$Z=C \times P$ ile ifade edilir. C, hız, P yoğunluktur. Z, dalganın doku yüzeyinden yansımada en çok sorumlu özelliştir.

Ultrasonik enerji, akustik empedansları çok farklı iki dokunun ara yüzeyinden tümü ile yansırken, akustik empedansları yakın doku yüzeylerinden kolaylıkla penetre olur. (11,14)

RÖLAKSASYON ZAMANI :

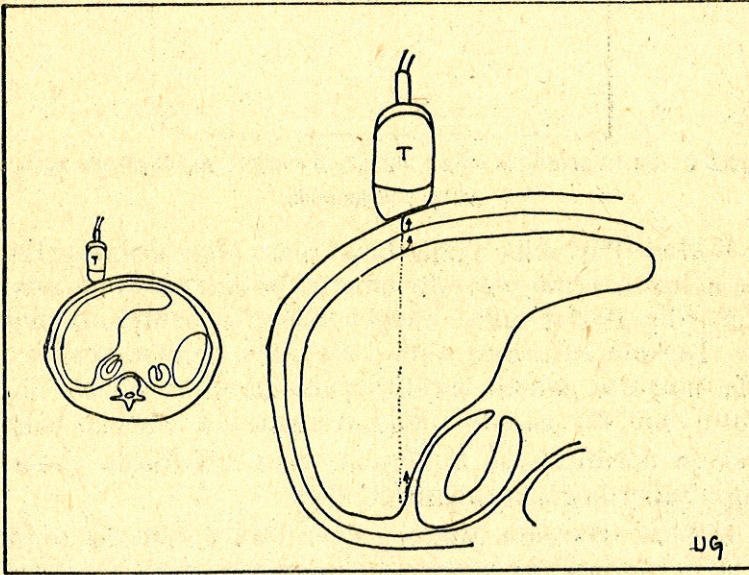
Bulunduğu yerden sonik enerji ile hareket ettirilmiş bir molekülün başlanıç noktasına döndüğü ana kadar geçen süredir.

REVERBERASYON :

Başlık ile herhangi bir yansıma yüzeyi arasınıdaki tekrarlanan yansımalarından ortaya çıkan artefaktdır. (11,14)

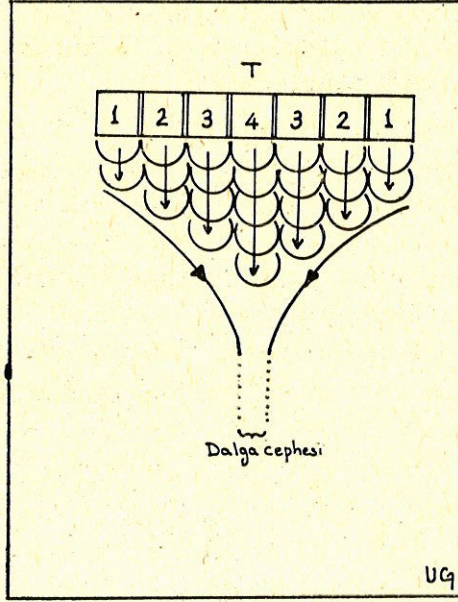
ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEME ÇEŞİTLERİ .

Dokulardan ultrasonik enerji ile elde edilen konfigürasyon bilgisini değişik görüntüleme yöntemleri vardır.



Şekil 5 : Ses dalgası biyolojik ortamların akustik empedans farklarından yansıyan miktarları ile zamana bağlı kalarak görüntüye dönüştürülür.

1 — A-Mod (Amplitüd Mod) görüntüleme : Vücudun değişik derinliklerinden kaynaklanan ekolar, şiddetlerine uyan defleksiyonlar şeklinde osiloskop ekranında görüntülenmektedir. X-ekseni derinliği, Y-ekseni şiddeti göstermektedir. Bu tür görüntüleme ekokardiografide ve oftalmolojide sık kullanılmaktadır. Ayrıca B-Mod görüntüler yanında kistik ve solid ayırımı yapmakta yardımcıdır.



Şekil 6 : Başlıklarda elde edilen ultrases demetleri çeşitli şekilde kolime edilip odaklanabilir.

2 — B-Mod (Parlaklık modü, Brightness Mod, B-scan) : Başlık mekanik bir kolun üzerine yerleştirilmiştir. Bu kol eklemler aracılığı ile hareket ettirilir. Başlık vücut eksenini üzerinde belirli bir doğrultuda kaydırılır. Tarama süresince alınan sinyaller depolanarak osiloskop ekranında, sinyalin geldiği lokalizasyona uyan yerde bir nokta olarak görüntülenir. Bu şekilde vücudun kesitsel anatomisi belirlenir.

Gri skala görüntüleme kullanılan yeni aygıtlarda ekolar 64 gri tonda amplitüdüde görüntülenirler. (14)

3 — M-Mod (Hareket Modü) : Eğer tetkik edilecek organ hareketli ise bu organdan kaynaklanan ekolar A-mod'da X-ekseninde hareket etmektedir. Bu ekolar B-mod görüntülemeye dönüştürüldükten sonra başlık sabit tutulup, görüntü elektronik olarak ekranda belirli bir hızla kaydırılırsa hareketli organın derinliklerindeki farklı akustik empedanslı yapı sınırlarından gelen yankılar organın hareketine uyan koniler çizer. Böylece hareketli organın fonksiyonu hakkında bilgi sağlanır.

REAL-TİME GÖRÜNTÜLEME

Ultrason teknolojisindeki gelişmeler tarama zamanını kısaltarak, fonksiyonel bilgi sağlayabilen real-time (gerçek zamanlı) tarama mo-

dunu getirmiştir. Burada, başlığın hareketi olmadan, başlık içindeki çok sayıda kristallerden değişik gruplar halinde aktivasyonla hareketli organların görüntüleri sinema görüntüsü gibi elde edilir. (7,10,11)

Bu sistemde lineer ve sektör olmak üzere çeşitli türler vardır. Son yıllarda bu iki türün karışımı olan trapezoid taramalı başlıklar da geliştirilmiştir.

BİYOLOJİK ETKİLER

Ses dalgasının hücre ve dokular üzerinde iki tür etkisi vardır :

1 — Isı

2 — Kavitasyon

Isı Etkisi : Ses dalgası dokulardan geçerken değişik oranlarda absorpsiyona uğrar. Megahertz seviyesindeki frekanslarda absorpsiyon her megahertz için dokunun cm'si başına 1 db. dir. Ancak bu kan için daha düşük, kemik için daha yüksek seviyelerde olur.

Absorpsiyon ultrasonik frekans, ortalama şiddet, ekspozur zamanı ve sistemin termal özelliklerine bağlı olarak ultrasoni uygulanan dokuda ısı yükselmesine sebep olur. Ancak ultrason uygulanan doku hacminin çok fazla olmaması ve vücudun fizyolojik termal regülasyon mekanizmalarının mükemmelliği, tıpta kullanılan ultrasonun bu etkisini rahatça kompanse etmektedir. (2,4,12).

Kavitasyon Etkisi : Ultrasonun uygulandığı alanlarda dokular içinde kabarcıklar oluşur ve boyutları artar. Bunlar belirli boyutlarda mekanik rezonansa sebep olur Bu kabarcıklar normalde ses dalgasının negatif basınç fazında gelişir ve siklusun diğer yarısında kollabe olurlar. Ancak yüksek şiddetlerde bazı kaviteler kollabe olmadan birkaç siklus boyunca devam eder. Fakat bu tanısal alanda kullanılan ultrason için söz konusu değildir.

ÖZET

Ultrasonografiyi tam olarak anlamak için, ultrasonografik görüntü tiplerini öğrenmenin yanısıra teknolojik bilgi de gereklidir. Bu nedenle bu yazıda ultrasonografinin bazı ana kavramlarını ve prensiplerini tanımlamaya ve basitleştirmeye çalıştık.

SUMMARY

Physical Principles of Diagnostic Ultrasonography

In order to understand the principles of ultrasonography, technologic knowledge is necessary besides learning the types of ultrasonographic images. Therefore, in this occasion, we tried to describe and simplify some of the main definitions and principles of ultrasonography.

KAYNAKLAR

1. Eggleton, R.C. and Whitcomb, J. : Tissue simulators for diagnostic ultrasound. In Proceedings of the 2nd International Symposium on Ultrasonic Imaging and Tissue Characterization, NBS special Publication. 525. 1977.
2. Goss, S., Johnston, R. and Dunn, F. : Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissue. J. Acoust. Soc. America 64 : 423. 1978.
3. Kuc, R. and Taylor, K. : Repeatability of attenuation slope estimates for diffuse liver disease. Proceedings and abstracts 25th meeting of the American Institute of Ultrasound in Medicine New Orleans. 1980.
4. Parry, R. and Chivers, R. : Data on the velocity and attenuation of ultrasound in mammalian tissue, a survey. In proceeding of the 2nd International Symposium on Ultrasonic Imaging and Tissue Characterization, NBS special publication 525. 1797.
5. Robinson, D., Wilson, L. and Kossof, G. : Shadowing and enhancement in ultrasonic echograms by reflection and refraction. J. Clin. Ultrasound, 9 : 181, 1981.
6. Wells, P.N.T. : Biomedical ultrasonic. Academic Press, INC. New-York, 1977.
7. Zagzebsky, I. : Physics and instrumentation in doppler ultrasonography. Semin. Ultrasound 2 : 246, 1981.
8. Banjavic, R., Zagzebsky, J., Madsen, E. and Goodsitt, M. : Distortion of ultrasound beams in attenuation media. Acoust. Imag. Holog. 1 : 165, 1979.
9. Kossof, G. : Analysis of focusing action of spherically curved transducers. Ultrasound Med. Biol. 5 : 359, 1979.
10. Zagzebsky, J., Banjavic, R., Madsen, E. and Schabe, M. : Focused transducer beams in tissue mimicking material. J. Clin. Ultrasound, 10 : 159, 1982.
11. Jack, S., Drosse, B.S.E.E. : The mechanics of ultrasound. Diagnostic ultrasound in clinical obstetrics and gynecology. page 3-27,
12. Wells, P.N.T. : The possibility of harmful biological effects in ultrasonic diagnosis in RS Reneman : Symposium on the Cardiovascular Application of US. Amsterdam, North Holland Co. 1-12p. 1974.
13. Özer, H. M.D. : 8. Türk Ulusal Radioloji Kongresi : Ultrasonun fiziksel prensipleri ve teknolojisi.
14. Hagen-Ansert : Textbook of diagnostic Ultrasonography.