

Senil osteoporozda kemiğin özelliklerinin ultrasonik yöntemlerle incelenmesi

Yener Nail Yeni⁽¹⁾, Uğur Günel⁽²⁾, Feza Korkusuz⁽³⁾, Nuri Akkaş⁽¹⁾

Ses dalgaları günümüzde değişik yapıların mekanik özelliklerini incelemek amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Çalışmada klinik olarak osteoporoz saptanmış altı hastanın femur başları artroplasti sırasında alınarak ultrasonik yöntemlerle incelenmiştir. Femur başlarından kesitler alınarak çevresel, radyal ve eksternal yönlerdeki ultrasonik hızlar ölçülmüş ve elastik modüller deneysel olarak saptanmıştır. Üç farklı frekansla yapılan incelemelerde ultrasonik sönümlenme geniş bantlı ultrasonik sönümlenme indeksi cinsinden araştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar klinikte yaygın kullanılan Singh indeksi ile karşılaştırılmıştır. Ultrasonik ölçümlerle elde edilen sonuçlar radyolojik yöntemle oranla daha hassastır. Kemiğin yapısal özelliğinin dışında yoğunluk ve biyomekanik özellikleri hakkında ayrıntılı bilgi vermektedir. Ultrasonik yöntemlerden klinikte etkin yararlanabilmek için hastanın yaşı, cinsi ve osteoporozun derecesi bilinmeli ve ölçüm yapılacak preparat standart yöntemlerle hazırlanmalıdır. Ayrıca trabeküllerin spesman içindeki yönü ve spesmanın konumu gözönünde bulundurulurken düzenli örnekleme gereklidir.

Anahtar kelimeler: Osteoporoz, biomekanik, ultrasonik hız, ultrasonik sönüm

Ultrasonic properties of human bones in senile osteoporosis

Biomechanical properties of the femoral heads of six cases with osteoporosis who underwent hip surgery were investigated by ultrasonic methods. Ultrasonic velocities and moduli of elasticity in the tangential, radial and axial directions were determined experimentally. Ultrasonic attenuation in terms of Broad-band ultrasonic attenuation Index (BUA) in osteoporosis was attempted to be determined in three directions using three different frequencies. The results were compared to the Singh indices of the same specimens and the efficiency of the methods was discussed. Seven specimens were prepared in nearly 2x1x1 cm dimension. The direction of the primary compressive trabeculae was mainly chosen to be one of the primary direction and the long axis of the femoral head was inscribed as the tangential direction. The time of the ultrasonic waves was measured at the three different frequencies (54 kHz, 200 kHz and 1 MHz) using the pulse transmission technique. Specimens were connected to the PUNDIT device (CNS Electronics). Pulse repetition frequency was 50 pps. The amplitudes of the transmitted and received signals were measured. Grease-oil was used as coupling medium. Following the first set of experiments the specimens were cut into smaller sizes, nearly 10x5x5 mm. Ultrasonic velocity measurements were repeated on these specimens. For each specimen, attenuation (dB) versus frequency data were plotted on a graph. Best lines fitted to these data and attenuation in all directions were presented. Results of this study indicate that ultrasonic velocity and modulus of elasticity increase with increasing frequency. Velocities and moduli of elasticity show no significant difference between the tangential and radial directions but both are slightly higher in the axial direction particularly at higher frequencies. This finding may be related to the transverse isotropy of the cancellous bone. Moduli of elasticity appear to be smaller in case of small specimens. Structural moduli in this case are in accordance with the evidence. Clinically, the highest velocity and the highest modulus of elasticity at low ultrasonic frequency correspond to the lowest osteoporotic case. No relationship between the ultrasonic velocity and the Singh index was found at higher frequencies. Ultrasonic velocity decreases with age, particularly after menopause.

Keywords: Osteoporosis, biomechanical, ultrasonic velocity, ultrasonic attenuation

Akustik enerji kullanılarak kemik hakkında radyasyon veya röntgen ışınlarıyla elde edilen verilerin ötesinde bilgi elde edilebilir. İnsan vücudundaki yumuşak dokular röntgen ışınlarıyla düşük kontrast oluştururken ses dalgalarıyla önemli ölçüde veri toplanabilir (25). Tıp alanında kullanılan ses dalgalarının frekansı 0.1 MHz'in üzerindedir. Aynı ses dalgaları kemiğin fizik özelliklerinin araştırılmasında da kullanılmaktadır (1, 3, 5, 9, 10, 17, 18, 26). Ultrason aracılığıyla ölçülebilecek iki temel parametre vardır. Bunlar hız ve geniş bant ultrasonik sönüm (Broad-band ultrasonic attenuation-BUA) olarak tanımlanmıştır. Kansellöz ke-

miğin yoğunluğunu değerlendirmede BUA en az bilgisayarlı tomografi kadar hassastır (21). Ultrasonik hız kemiğin elastisitesini ve yoğunluğunu belirlemekte, BUA ise yoğunluğun yanısıra yapı hakkında bilgi edinilmesinde yararlı olmaktadır. Yoğunluğun yanısıra yapı ve elastisite hakkında elde edilen verilerle kırılma riski ayrıntılı olarak değerlendirilebilir (19).

Çalışmada kırık veya artroz sebebiyle artroplasti uygulanmış altı hastanın femur başları ultrasonik yöntemle incelendi. Hastaların yaşı, kırığın şekli ve hastalığın derecesi gözönüne alınarak tüm kemiklerin osteoporotik olduğu varsayıldı.

(1) Ortaođu Teknik Üniversitesi Mühendislik Bölümü

(2) Ankara Numune Hastanesi III. Ortopedi ve Travmatoloji Kliniđi

(3) Ortaođu Teknik Üniversitesi Sağlık ve Rehberlik Merkezi, Doç. Dr.

Gereç ve yöntem

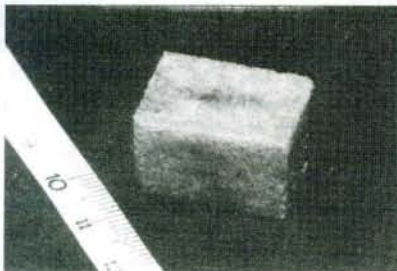
Kırık veya artrit sebebiyle kalça artroplastisi uygulanan altı hastanın femur başları deney materyali olarak kullanıldı. Kemikler güçlü hava akımı ve indirekt güneş ışığında açık ortamda kurutuldu. Yumuşak dokular ve sıvıdan arınan kemikler deney gününe kadar oda sıcaklığında saklandı. Hastaların yaşı, cinsi, osteoporozun derecesi ve spesman sayısı kaydedildi (Tablo 1). Toplam altı femur başından yedi spesman hazırlandı. Spesman beş ve altı, beş numaralı bayan hastanın aynı femur başından izole edildi. Femur başları düşük hızlı testere kullanılarak 2.0 x 1.0 x 1.0 cm boyutuna indirildi. Spesmanlar hazırlanırken uzun kenarın primer kompresif trabeküle paralel olmasına dikkat edildi. Ancak başın ameliyat sırasında çıkartılmasında uygulanan yöntemler nedeniyle bazı spesmanların hazırlanmasında bu kurala uyulamadı (Şekil 1). Spesmanların ağırlıkları Chyo MP-3000 hassas terazide 0.01g hassasiyette ölçülerek boyut ve ağırlıkları üzerinden yoğunlukları hesaplandı.

Dalga transmasyon tekniği kullanılarak üç farklı frekansta (54 kHz, 200 kHz, 1 MHz) spesmanların ses aktarımı ölçüldü. Ölçümlerde PUNDIT (CNS electronic) cihazı ve buna bağlı paslanmaz çelik içine yerleştirilmiş kurşun-zirkonat-titanat (PZT4) seramik elemandan oluşmuş transducer kullanıldı. PUNDIT cihazı, trasmitter, alıcı ve zaman sayacı görevini görmektedir. Bu cihazlarla 0.1 µ saniye aralıklarla ve 0.1 µ saniyeden 1000.0 µ saniyeye kadar uzanan zaman dilimi içerisinde inceleme yapılabilir. Deneylerde puls frekansı 50 pps olarak seçilmiştir. PUNDIT cihazının sönümleme bölümüne eklenen CS-1100 A 100 MHz'lik osiloskopa (Kenwood) aktarılan sinyaller ölçüldü. Sinyal ölçümleri teğetsel, radyal ve eksenel yönlerde gerçekleştirildi. Ultrasonik hız $c=d/t$ formülünden bulunarak (d: spesman kalınlığı, t: geçiş zaman) kemiğin elastik modülü ($E=dc^2$, d kütleli yoğunluk) hesaplandı.

Tüm deneyler ilk aşamada doğal ortamda gerçekleştirildi. İkinci aşamada transducer ile kemik arasındaki hava boşluğunun etkisini azaltmak amacıyla

Spesman	Yaş	Cins	Singh indeks
S1	67	E	3
S2	73	E	2
S3	65	K	1
S4	71	E	2
S5/S6	61	K	3
S7	64	K	4
Ortalama	66.16		

Tablo 1: Spesman alınan yaş, cins ve sikh indekse göre dağılımları



Şekil 1: Ultrasonik ölçüm yapılan spesmanlardan birisi

ince bir yağ tabakası oluşturuldu. Bu yöntemle ölçümlerin daha hassas yapılması sağlandı. Kaydedilen ilk dalga genliği "girdi" olarak saklandı ve sönümleme referans sinyale oranlanarak $\alpha=A_r/A_i$ formülüyle sönümleme hesaplandı (α : sönümleme, A_r : referans sinyal genliği, A_i : sinyal voltaj değeri). Frekans fonksiyonu olarak sönümleme, dB olarak tanımlandı ve en iyi çizgi uyarlaması (best line fit) her sönümleme verisi için gerçekleştirildi. dB'deki sönümleme (α)= α_{dB} , $\alpha_{dB}=20 \log(\alpha)$ formülü kullanılarak hesaplandı.

Birinci basamak deneylerin tamamlanmasını takiben spesmanlar yaklaşık 10x5x5 mm boyutlarında daha küçük parçalara bölündü. Spesmanların uzun eksenleri bir önceki deneydeki uzun eksenlere paralel seçildi. Kemiğe bulaşan yağın arındırılması amacıyla deneye geçmeden spesmanlar 1.5 saat süreyle etil alkol solusyonunda bekletildi. Ultrasonik hız ölçümleri spesmanların oda sıcaklığında kurutulmasını takiben gerçekleştirildi.

Bulgular

Her üç yönde gerçekleştirilen ölçümlerde elde edilen ultrasonik iletim hızları ve karşılığı elastik modüller Tablo 2, 3, ve 4'te verilmiştir. Tablo 5'te ikinci basamak deneylerde kullanılan küçültülmüş spesmanlara ait veriler belirtilmiştir. Kemiğin elastik modülü ve karşılığı ultrasonik hız artışı 54 KHz kullanıldığında teğetsel yönde 3.92 GPa ve 1928 m/sn, radyal yönde 3.95 GPa ve 2003 m/sn ve eksenel yönde 4.51 GPa ve 2084 m/sn olarak ölçülmüştür. Aynı ölçüm 1 MHz için teğetsel yönde 7.23 GPa ve 2646 m/sn, radyal yönde 7.51 GPa ve 2733 m/sn ve eksenel yönde 13.87 GPa ve 3572 m/sn olarak bulunmuştur. Tüm spesmanlara ait sönümleme (dB) verilerinin frekansa oranları şekilde işaretlendi. Aynı şekilde tüm yönlerdeki sönümleme değerlerine en iyi çizgi uyarlaması yapıldı. İlk spesmanda sönümlemenin eksenel yöndeki eğimi teğetsel yöndeki eğime oranla

	Vy	Ey	Vx	Ex	Vz	Ez
S1	1778.2	3.20	1939.8	3.81	2279.4	5.26
S2	1377.5	1.46	2117.6	3.46	1401.0	1.51
S3	1890.0	3.76	2409.1	6.11	2029.9	4.34
S4	1657.1	2.37	1898.7	3.16	2152.5	4.00
S5	2525.6	6.81	1884.6	3.80	1916.7	3.93
S6	1627.9	2.78	1932.4	3.92	2928.8	8.99
S7	2640.4	7.03	1835.4	3.40	1883.1	3.57
Ortalama	1928.1	3.92	2002.5	3.95	2084.2	4.51
SD	475.2	2.17	200.0	0.99	463.9	2.28

Tablo 2: 54 kHz'de elde edilen hız ve elastik modüller

	Vy	Ey	Vx	Ex	Vz	Ez
S1	2231.1	5.04	2267.6	5.21	2870.4	8.35
S2	1980.2	3.02	2769.2	5.91	2537.7	4.96
S3	3258.6	11.17	3312.5	11.54	5230.8	28.79
S4	2367.3	4.84	2419.4	5.06	3527.8	10.76
S5	3517.9	13.25	3062.5	10.05	3209.3	11.03
S6	2763.2	8.01	3404.8	12.16	5714.3	34.25
S7	2937.5	8.70	2735.8	7.54	2589.3	6.76
Ortalama	2722.3	7.72	2853.1	8.21	3668.5	14.99
SD	560.7	3.68	430.3	3.02	1286.9	11.60

Tablo 3: 200 kHz'de elde edilen hız ve elastik modüller

	Vy	Ey	Vx	Ex	Vz	Ez
S1	2489.5	6.28	2515.6	6.41	3100.0	9.74
S2	2101.0	3.40	2686.6	5.56	2490.7	4.78
S3	3150.0	10.44	3244.9	11.08	5037.0	26.69
S4	2297.0	4.56	2500.0	5.40	33848.5	12.80
S5	3456.1	12.79	3000.0	9.64	3365.9	12.13
S6	2727.3	7.80	3108.7	10.14	5000.0	26.23
S7	2303.9	5.35	2071.4	4.33	2164.2	4.72
Ortalama	2646.4	7.23	2732.5	7.51	3572.3	13.87
SD	496.2	3.36	411.5	2.50	1131.2	9.17

Tablo 4: 1 MHz'de elde edilen hız ve elastik modüller

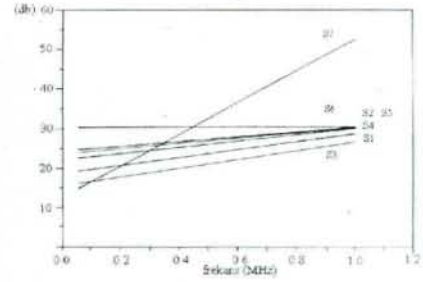
	v54	E54	v200	E200	v1000	E1000
S1-1	930.9	1.24	2081.8	6.21	2044.6	5.99
S1-2	979.5	1.22	1927.4	4.73	1959.0	4.88
S1-3	1060.6	1.54	2763.2	10.47	2625.0	9.45
S1-4	925.4	1.07	2573.2	8.29	2511.9	7.90
S1-5	944.0	1.09	2622.2	8.39	2360.0	6.80
S1-6	1057.1	1.17	2921.1	8.92	2581.4	6.96
S1-7	947.8	1.12	2319.1	6.71	2096.2	5.48
S1-8	978.6	1.10	2290.0	6.05	2160.4	5.38
S2-1	1133.0	1.34	2266.0	5.35	2218.8	5.13
S3-1	990.9	0.87	2477.3	5.41	2534.9	5.66
S3-2	1043.5	1.16	2608.7	7.26	2666.7	7.59
S4-1	1099.0	1.15	2930.6	8.14	2776.3	7.31
S4-2	856.0	0.63	1981.5	3.38	1981.5	3.38
S5-1	1055.0	0.89	3026.3	7.33	3026.3	7.33
S5-2	1229.2	1.69	3470.6	13.47	3277.8	12.02
S5-3	1130.0	0.95	2568.2	4.90	2511.1	4.69
S5-4	1097.1	0.81	2627.9	4.65	2627.9	4.65
S6-1	854.2	0.77	2329.5	5.72	2180.9	5.01
S6-2	907.6	1.04	2204.1	6.12	2160.0	5.88
S6-3	840.7	0.82	1956.9	4.45	1991.2	4.61
S6-4	1004.1	1.08	2572.9	7.08	2520.4	6.79
S6-5	870.4	0.90	2764.7	9.11	2764.7	9.11
S7-1	1337.2	1.99	3108.1	10.75	3194.4	11.36
S7-2	1090.5	1.54	2201.9	6.27	2290.0	6.78
S7-3	1414.9	1.87	2770.8	7.16	2714.3	6.87
S7-4	1303.2	2.00	2450.0	7.06	2402.0	6.78
S7-5	1551.5	2.92	4057.7	19.98	3767.9	17.23
S7-6	944.4	0.98	2428.6	9.48	2428.6	6.48
Ortalama	1056.3	1.25	2582.2	7.49	2513.4	7.05
SD	175.6	0.49	466.3	3.26	426.4	2.80

Tablo 5: Teğetsel yönde ve farklı frekanslarda küçük spesmanlarda ölçülen ultrasonik hızlar ve elastik modüller

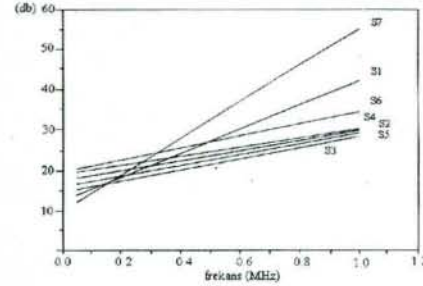
fazla olmakla birlikte radyal yöndeki eğimi diğer yönlere göre belirgin olarak daha fazla bulundukları görülmüştür. İkinci spesmanda radyal yöndeki sönümlenme diğer iki yöndeki sönümlenmeye oranla daha fazladır. Genel olarak ilk üç spesmandaki veriler birbirleriyle uyumludur. Dördüncü spesmandaysa aksel yöndeki ölçüm en yüksek değeri vermiştir. Spesman beş ve altıda radyal ve aksel yönlerdeki sönümlenmeler teğetsel yöndeki sönümlenmeye oranla daha belirgindir. Son spesmanda sönümlenme eğimleri birbirine yakındır.

Spesmanlar kendi aralarında karşılaştırıldığında yedincinin her üç yönde de en fazla sönümlenmeye sahip olduğu izlendi. Spesman altı teğetsel yönde en düşük sönümlenmeyi gösterirken geride kalan beş spesmanın sönümlenmelerinin birbirine yakın olduğu saptandı (Şekil 2). Yedinci spesman hariç radyal yönde tüm spesmanların sönümlenme eğrileri birbirine yakındır (Şekil 3).

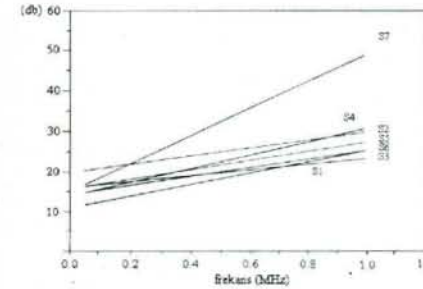
Eksenel yöneki ölçümlerde spesman dört, diğerlerine oranla fazla eğim göstermekle birlikte bu eğim spesman yedinin eğiminin çok altındadır (Şekil 4).



Şekil 2: Teğetsel yöndeki sönümlenme grafiği



Şekil 3: Radyal yöndeki sönümlenme grafiği



Şekil 4: Eksenel yöndeki sönümlenme grafiği

Tartışma

Ultrason dalgasının frekansının 54 kHz'den 200 kHz'e artmasıyla ultrasonik hız ve elastik modül artmaktadır. Bu bulgu Katz ve Yoon (1984), Ashman ve Rho (1988) ve Ashman ile arkadaşlarının (1987) çalışmalarına paralellik göstermektedir (3, 4, 14). Genel olarak kanselloz kemiğin dalga boyu kısa olan titreşimleri düzgün ileten bir yapı olmadığı belirlendi. Yüksek frekanslarda dalgalar kemiği bir bütün kitle olarak görmeyip trabeküller boyunca iletilmekte ve, bu ise, dalga hızını azaltmaktadır. İletim hızı ayrıca trabekül yapısının elastisitesine göre değişmektedir. İletim, trabeküller boyunca kemiğin kendi yapısına oranla daha hızlı olmaktadır (3, 4). 200 kHz ve 1 MHz'le yapılan ölçümler karşılaştırıldığında aralarında belirgin bir farklılık izlenmemiştir. Bunun nedenleri her iki dalga boyunun da kısa olması, spesman boylarının yeterince olmaması ve aktarımın trabeküller üzerinden olması şeklinde belirtilebilir. Trabeküller kemiğin ultrasonik hızı 50 kHz ve 75 kHz'de 971 m/sn ve 2798 m/sn olarak bulunmuş (3, 4, 9) ve ortalaması 1000-2000 m/sn olarak kabul edilmiştir (4, 9). Yüksek frekanslarda (1 MHz ve 2.25 Hz) ultrasonik hız sınırları 2200-2900 m/sn olarak bildirilmiştir (4, 17). 200 kHz

ve 800 kHz arası frekanslar kullanıldığında ultrasonik hızların 2000-3441 m/sn olduğu saptanmıştır (11, 24). Birinci basamak deneylerde elde edilen sonuçlar literatürdeki verilerde belirlenen ultrasonik hız üst sınırlarına yakındır. İkinci basamak deneylerdeki sonuçlar literatür verileri ile uyumludur. Düşük ultrasonik frekanslarla elde edilen elastik modül veya yapısal modül 0.30 GPa ile 3.65 GPa arasında değişmektedir (3). Ashman ve Rho (1988) üç farklı spesman için 1.80 GPa, 2.20 GPa ve 2.33 GPa değerlerini elde etmiştir (4). Destresse ve arkadaşları (1994) 0.19-2.60 GPa arası değerlere ulaşmıştır (9). Yüksek frekanslarda elastik modül veya yapısal modül 12.76 GPa ile 13.10 GPa arasındadır (4). Tablo 2'de verilen çalışma sonuçlarına göre düşük ultrasonik frekanslardaki elastik modül Destresse ve arkadaşları (1994), Ashman ve arkadaşları (1987) ve Ashman ve Rho'nun (1988) sonuçlarına oranla yüksek bulunmuştur (3, 4, 9). Geniş bir aralıkta incelenmiş olmakla birlikte yüksek frekanslarda eksenel yönde elde edilen elastik modül ortalamaları Ashman ve Rho'nun (1988) verilerine yakındır (4). Bu çalışmada trabeküllerin yönü spesmana paraleldir. Çalışmada teğetsel ve radyal yönde yapılan hız ve elastik modül ölçümleri arasında daha yüksek değerlere ulaştığı izlendi. Bu sonuç kansellöz kemiğin transvers izotrop olduğu düşüncesini aklı getirmekle birlikte, daha fazla sayıda deneyin gerekli olduğu söylenebilir. Küçük spesmanlarda elastik modülün daha düşük olduğu gösterilmiştir. Bu düşüklük yapısal modüde daha belirgindir. Kansellöz kemikte ses dalgasının ilerlemesine ait ayrıntılı bilgilere sahip değildir. Spesmanlarda kansellöz kemikten uzaklaştığı ve kesit alanının küçültüldüğü durumlarda hız ölçümü sonuçlarında önemli farklılık gösterilememiştir (3). Ultrasonik hız, kemiğin hem yoğunluğu hem de elastisitesine bağlı olarak değişmektedir. Küçük spesmanlarda iletim hızının azalmasının bir nedeni de bunların bir süre alkol solusyonu içerisinde bekletilmiş olmaları olabilir. Alkolde bekletilen kemiklerin yapısı zayıflamış ve elastik modülü azalmış olabilir. Ayrıca basamak deneylerde iletim hızını arttırmak için yağ kullanılmış olması ve bu yağın kemik tarafından absorbe edilmesi sonuçları değiştirmiş olabilir. Bu belirsizliklerin incelenmesi ilerdeki çalışmalarımız için konuları olacaktır.

Teğetsel yöndeki en yüksek ultrasonik hız ve elastik modül klinikte osteoporozun en az olduğu vaka (vaka 4) aittir. Kemik yoğunluğunun azalmasıyla (11, 23) veya osteoporozla ilgili olarak (12) ultrasonik hızın azaldığı bildirilmiştir. Ultrasonik hız ve Singh indeksi arasında anlamlı bir ilişki kurulamamıştır. Bunun nedeni Singh indeksinde kemik yapının radyolojik görüntüsünün ön planda olması ve yapıyı oluşturan materyal hakkında yeterli bilgiyi taşımayacağıdır. Trabekül yönünde yapılan ölçümlerin yanı sıra diğer yönlerde yapılan ölçümlerde de Singh indeksi arasında anlamlı bir ilişki oluşturulamamıştır. Ultrasonik yöntemlerle osteoporozun tanımlanması için henüz yeterli bilgimiz yoktur. Ancak ultrasonik hız ile yoğunluk ve elastik modül arasındaki ilişkinin ötesinde yaş ve cinsle ilgili değişiklikler olabileceği saptanmıştır. Kansellöz kemikte ultrasonik hız, yaşla ve özellikle bayanlarda menapozu takiben azalmaktadır (12, 13). Brandenburger'e göre erkeklerde dalga hızı ka-

dınlara göre daha fazladır (6). Femur başı kansellöz kemiğin mekanik özelliği ölçümün yapıldığı yönün dışında aynı yöndeki farklı pozisyonlarda da değişiklik gösterir (7). Ultrasonik hız ölçümleriyle elde edilen bilgiyi kliniğe aktaracak olursak, belirtilen parametreler ve kişisel farklılıkların bu parametrelere etkisini öğrenebilmek için fazla sayıda deney yapılması gerekir.

Kemik yapıyı incelemek üzere 100-800 kHz arasındaki frekanslar kullanılmıştır (15, 22). 200 kHz ile 600 kHz arasındaki frekanslarda ultrasonik sönümlenmenin frekansla lineer arttığı izlendi (17). Ultrasonik sönümlenme eğiminin dB/MHz veya dB/MHz/cm cinsinden frekansa oranı geniş bant ultrasonik sönümlenme (Broad-band Ultrasonic Attenuation-BUA) olarak tanımlanır (17, 22). Osteoporozda BUA'nun azaldığı gösterilmiştir (2, 15, 22). BUA aynı zamanda yaşla ve postmenapozal kadınlarda azalmaktadır (13). Ultrasonik sönümlenme kemik yoğunluğunun artışı ile artmakta, bu artış yüksek frekanslarla daha belirgin olmaktadır (11, 23).

Radyal yönde trabekül yoğunluğunun fazla olduğu ve bu yöndeki trabeküllerin osteoporozdan daha az oranda etkilendiği varsayılabilir. Elde edilen sönümlenme değerleri örneklerin pozisyonuna veya iç yapısına bağlı olmakla birlikte (11) BUA için pozisyonun önemli olduğuna dair yeterli bilgiye sahip değildir. Radyal yönde yapılan ölçümler ile Singh indeksi arasında korelasyon kurulmuştur. Singh indeksine göre üç ve altında değerlendirilen vakalarda osteoporozun ileri derecede olduğu ve bu grupta osteoporozla ilgili komplikasyonların arttığı belirtilmiştir (8). Ultrasonik ölçümlerle kemikte osteoporozun ilerlemesi veya başlamış olduğuna ait bilgiler edinilebilmektedir. Singh indeksi osteoporozun değerlendirilmesinde sorunlar olduğu gözönüne alınırsa (16) osteoporozun ultrasonik titreşim yöntemiyle değerlendirilebilmesi güncellik kazanmaktadır. Çalışmamızda hız ölçümü ve BUA ölçümleri arasında bağlantı kurulamamıştır. Ultrasonik hız ve BUA'nun kemiğin farklı fiziksel özelliklerini yansıttığı söylenebilir. Ultrasonik hız kemiğin elastik modülü ve yoğunluğuna bağlı olarak BUA yoğunluğun yanı sıra trabeküler yapı hakkında da bilgi vermektedir (13, 20). Literatürde kemikte ultrasonik hız ve BUA'nun karşılaştırdığı az sayıda çalışma bulunmaktadır. Rossman ve arkadaşları (1993) BUA ve hız arasında 0.53'lük bir korelasyon bildirirken 229 kişide inceleme yapan Herd ve arkadaşları (1993) korelasyonu 0.75 olarak bildirmiştir (13, 22).

Çalışmamızın sonuçları bu konudaki araştırmaların ümit verici olduğunu desteklemektedir. Spesmanların aynı şartlarda (yaş, cins, yön ve pozisyon) toplanması, daha farklı frekansların denenmesi ve spesmanların sayısının artırılmasıyla osteoporoz hakkında ayrıntılı bilgi edinilebileceği gibi klinikte etkili tanı amacıyla da kullanılabilmesi sonucuna varılmıştır.

Kaynaklar

1. Antich, PP., Anderson, JA., Ashman, RB., Dowdey, JE., Gonzalez, J., Murry, RC., Zerwekh, JE., Pak, CYC.: Measurement of mechanical properties of bone material in vitro by ultrasound reflection. Methodology and comparison with ultrasound transmission. J Bone Miner Res 6: 417-426, 1991.

2. Antich, PP.: Ultrasound study of bone in vitro. *Calcif Tissue Int* 53: 157-161, 1993.
3. Ashman, RB., Corin, JD., Turner, Ch.: Elastic properties of cancellous bone. Measurement by an ultrasonic technique. *J Biomech* 20: 979-986, 1987.
4. Ashman, RB., Rho, JY.: Elastic modulus of trabecular bone material. *J Biomech* 21: 177-181, 1988.
5. Ashman, RB., Rho, JY.: Use of a transmission ultrasonic technique for the in vitro evaluation of bone ingrowth. *J Biomech* 23: 941-943, 1990.
6. Brandenburger, GH.: Clinical determination of bone quality. Is ultrasound an answer? *Calcif Tissue Int* 53: 151-156, 1993.
7. Chageneau, F., Levasseur, M.: Mechanical analysis of bone structures by dynamostratigraphy. *European Journal of Mechanics* 11: 551-571, 1992.
8. De Lee, JC.: Fractures and Dislocations of the hip. Fractures in Adults. Volume 2 ed CA Rockwood and DP Green, Lippincott Co., Philadelphia, 1984.
9. Destresse, B., Hobatho, MC., Darmana, R.: Kişisel bağlantı, 1994.
10. Dretakis, EK., Kondakis, G., Steriopoulos, K., Dretakis, K.: Ultrasound attenuation measurement of the calcaneus in postmenopausal women with fractures of the upper end of the femur and the lower end of the radius. Proceedings. In Vivo Assessment of Bone Quality by Vibration and Wave Propagation Techniques, Part III, COMAC-BME II. 2. 6 Meeting Toulouse, France, ed G Van der Perre, G. Lowet, A. Borgwardt Christensen, 1993.
11. Evans, JA., Tavakoli, MB.: Ultrasonic attenuation and velocity in bone. *Physics in Medicine and Biology* 35: 1387-1396, 1990.
12. Heaney, RP., Avioli, LV., Chesnut, III Ch., Lappe, J., Recker, RR., Brandenburger, GH.: Osteoporotic bone fragility. Detection by ultrasound transmission velocity. *JAMA* 261: 2986-2990, 1989.
13. Herd, RJM., Blake, GM., Ramalingam, T., Miller, CG., Ryan, PJ., Fogelman, I.: Measurements of postmenopausal bone loss with a new contact ultrasound system. *Calcif Tissue Int* 53: 153-157, 1993.
14. Katz, JL., Yoon, HS.: The structure and anisotropic mechanical properties of bone. *IEEE Transactions in Biomedical Engineering* 31: 878-883, 1984.
15. Kaufman, JJ., Einhorn, TA.: Ultrasound assesment of bone. *J Bone Miner Res* 8: 517-525, 1993.
16. Khairi, MRA., Cronin, JH., Robb, JA., Smith, DM., Johnston, CC.: Femoral trabecular pattern index and bone mineral contact measurement by photon absorption in senile osteoporosis. *J Bone Joint Surg.* 58-A: 221-226, 1976.
17. Langton, CM., Ali, AV., Riggs, CM., Evans, GP., Bonfield, W.: A contact method for the assessment of ultrasonic velocity and broadband attenuation in cortical and cancellous bone. *Clin Phys Physiol Meas* 11: 243-249, 1990.
18. Langton, CM.: Ultrasound velocity and attenuation. Proceedings, In Vivo Assessment of Bone Quality by Vibration and Wave Propagation Techniques, Part III, COMAC-BME II. 2. 6 Meeting, Toulouse, France, ed G. Van Der Perre, G. Lowet, A. B. Christensen, 1993.
19. Langton, CM.: Kişisel bağlantı, 1994.
20. Mc Closkey, EV., Murray, SA., Miller, C., Charlesworth, D., Tindale, W., O'Doherty, DP., Bickerstaff, DR., Hamdy, NAT., Kanis, JA.: Broadband ultrasound attenuation in the os calcis. Relationship to bone mineral at other skeletal sites. *Clin Sci* 78: 227-233, 1990.
21. McKelvie, ML., Fordham, J., Clifford, C., Palmer, SB.: In vitro comparison of quantitative computed tomography and broadband ultrasonic attenuation of trabecular bone. *Bone* 10: 101-104, 1989.
22. Rossman, P., Zagzebski, J., Mesina, C., Sorenson, J., Mazess, R.: Comparison of speed of sound and ultrasound attenuation in the os calcis to bone density of the radius, femur and lumbar spine. *Clin Phys Physiol Meas* 10: 353-360, 1989.
23. Tavakoli, MB., Evans, JA.: Dependence of the velocity and attenuation of ultrasound in bone on the mineral content. *Physics in Medicine and Biology* 36: 1529-1537, 1991.
24. Turner, CH., Eich, M.: Ultrasonic velocity as a predictor of bone strength in bovine cancellous bone. *Calcif Tissue Int* 49: 116-119, 1991.
25. Wade, G., Mueller, RK., Kaveh, M.: A survey of techniques for ultrasonic tomography. Proceedings of the IFIP TC-4 Working Conference on Computer Aided Tomography and Ultrasonics in Medicine, ed, J. Raviv, J. F. Greenleaf, G. T. Herman, pp. 165-215, North-Holland Publishing Company, 1979.
26. Yoon, HS., Katz, JL.: Ultrasonic wave propagation in human cortical bone-II measurement of elastic properties and microhardness. *J Biomech* 9: 459-464, 1976.

Teşekkür

Bu çalışma TÜBİTAK tarafından MİSAG-27 nolu proje olarak desteklenmiştir

Yazışma adresi:

Doç. Dr. Feza Korkusuz

Orta Doğu Teknik Üniversitesi

Sağlık ve Rehberlik Merkezi

06531, Ankara