

T.C.
İstanbul Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

DİAGNOSTİK ve TERAPİK DOZDA
ULTRASES IŞINLAMASININ
ÇEŞİTLİ DOKULAR ÜZERİNE ETKİSİNİN
ULTRASTRÜKTÜREL OLARAK İNCELENMESİ

87027

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

81021

Fizikçi Mehmet Ali KÖRPİNAR
İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi
Fizyoloji Anabilim Dalı
Biofizik Bilim Dalı

Danışman: Doç.Dr.Sinan ÖNEN

YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

İstanbul - 1985

- İ Ç İ N D E K İ L E R -

	<u>Sayfa</u>
GİRİŞ ve AMAÇ	1
GENEL BİLGİLER	3
Ultrasesin Fiziksel Özellikleri	3
Ratlarda Sartorius Kasının ve Femur İliğinin İnce Yapısı	21
GEREÇ ve YÖNTEM	31
BULGULAR	34
İRDELEME ve SONUÇ	71
ÖZET	74
SUMMARY	75
KAYNAKLAR	76
ÖZGEÇMİŞ	82
TEŞEKKÜR	83

- GİRİŞ ve AMAÇ -

Varlığı ancak röntgen ışınlarından oniki yıl önce ortaya konmuş olan ULTRASES'in Biyolojik etkileri ile ilgili çalışmaların tarihi 1920'lerde başlamış ve zamanımıza kadar devam etmiştir(11,16).

Doğada ULTRASES uygun bir enerjiye bağlı olarak üretilip, ekolu şekilde yarasa, yunus balığı gibi kompleks biyolojik sistemlerde kullanılmaktadır. Biyolojik sistemler üzerinde WOOD ve LOOMİS'in çalışmaları ilk çalışmalardır(47).

ULTRASES 1929 yılından itibaren ısı etkisinden yararlanılarak bir tür tedavi aracı olarak Tıp'ta kullanılmaya başlanmıştır(14,31,32,34,38).

ULTRASES'in Tıp'ta Diagnostik (tanı) alanında kullanılmaya başlanması ise 1950'lerden itibaren olmuştur. Tanı amacıyla ULTRASES'i ilk kullanan kişi Avusturyalı araştırmacı Dr.Karl Dussik'tir. Karşılıklı yerleştirilmiş iki transducer yardımı ile beyin tümörlerinin yerleşimini araştırmıştır(5).

Yumuşak dokuları da görüntüleyebilmesi ve röntgen ışınlarından çok daha zararsız olması gibi özellikleri ile ULTRASES tanı tekniği açısından büyük avantajlara sahip bulunmaktadır. Bu yüzden ionize edici etkisi olmayan ULTRASES'le tanı sistemleri özellikle son on yıl içinde çok gelişmiş-

tir. Sırasıyla;

- . A-MODU (Amplitude Modu)
- . B-MODU (Brightness, Parlaklık Modu)
- . T-M Modu (Hareket modu)
- . GRİ-SKALA Görüntülenmesi
- . Real-Time SCANNING (Gerçek zaman taraması)
- . Dopler sinyal değişim tekniği

gibi tanı sistemleri sayesinde değişik organların görüntülenmesi, kolaylıkla seçilmeleri mümkün olmaktadır.

Fakat ULTRASES'in biyolojik ve histolojik etkileri gerektiği şekilde incelenip kesin bir sonuca varılamamıştır(28, 30).

Hâlâ ULTRASES'in zararlı etkileri olabileceği üzerinde çeşitli tartışmalar vardır(9,15).

Her ne kadar gerek tanı gerekse sağaltım sistemlerinde zararsız dozajlar tayin edilmiş ve sınırlar belirlenmiş ise de bu MİLİWAT düzeyindeki ışın şiddetlerine bile itirazlar sürmektedir(33).

Bu nedenle ULTRASES ışınlamasından dolayı oluşan etkilerin histo-patolojik açıdan ultrastrüktürel düzeyde araştırılmasının bilimsel açıdan yararlı olacağını ümit etmekteyiz.

Bu amaçla Ratlar da (Beyaz sıçanlar) SARTORIUS kası ve FEMUR iliği üzerine değişik süre ve dozajlarda ULTRASES ışınlaması yaparak oluşan deformasyonları Elektron Mikroskobu ile tesbit ederek belirtmeyi uygun gördük.

- GENEL BİLGİLER -

ULTRASESİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ

SES NEDİR, ULTRASES NASIL OLUŞTURULUR?

Bizim ses olarak kabul ettiğimiz kavram, aslında kulak zarımıza karşı havanın belirli frekanslarda meydana getirdiği basınçtır(45). Ortamdaki partiküller tarafından taşınan basınç değişiklikleri ortamda küresel dalgalar halinde yayılırlar. Bu yayılma:

$$y = A \cdot \sin 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right)$$

A: Genlik
y: Uzanım
T: Peryot
 λ : Dalga Boyu
t: Zaman

denklemleri ile ifade edilir(20).

Sesler kulağımızın duyabileceği frekans aralığına göre tanımlanır. Bu aralık 20 ile 20.000 Hertz arasındadır. 20 Hz. den küçük frekanslı ses dalgalarına İNFRASES, 20.000 Hz.'den büyük frekanslı ses dalgalarına ise ULTRASES denir.

Enine bir dalga özelliğinde olan Elektromagnetik Dal-

gaların (ışık dalgaları da aynı özelliktedir) aksine, boyuna dalga özelliğindeki SES dalgalarının yayılabilmeleri için muhakkak yoğun bir ortam gerekmektedir. Çünkü bir kaynak tarafından oluşturulan basınç değişiklikleri boşlukta iletilemezler(1).

Sesin yayılabilirliği ortamların sıkışabilirliği ile ters orantılıdır(5). Bu yüzden ses hızı, çok büyük sıkışabilirliği olan gazlarda en yavaştır. Sıvılarda, gazlara nazaran bir yoğunluk artışı ve bununla orantılı olarak sıkışabilirlikteki bir azalma söz konusudur. Bu yüzden sıvılarda ve kemik hariç birçok dokuda sesin hızı yaklaşık olarak birbirinin aynısı olup, gazlara nazaran daha yüksektir. Ancak, katılarda sıkışabilirlik çok az olduğundan sesin hızı daha da fazladır(18).

$$\text{Ses hızını} \quad v = \lambda f \quad \begin{array}{l} \lambda: \text{Dalga boyu} \\ f: \text{Frekans} \end{array}$$

şeklinde formülüne edebiliriz.

Eğer ortam P basıncı altında bulunan bir gaz ise; hız

$$v = \frac{C_p \cdot P}{C_v \cdot \rho}$$

ρ : Gazın özgül ağırlığı
P : Gaz basıncı
 C_p : Sabit basınçtaki,
 C_v : Sabit hacimdeki,
ısıtma ısıları

şeklinde formülüne edilebilir. Tablo 1'de değişik ortamlardaki ses hızları ifade edilmiştir.

ULTRASES dalgaları transducer denilen ve genellikle PİEZOELEKTRİK özelliklere sahip maddelerin devamlı halde seri olarak kasılma ve gevşemeleri ile meydana getirilirler(21).

TABLO 1

BİYOLOJİK OLMAYAN ORTAMDA (m/sn)		BİYOLOJİK ORTAMDA (m/sn)	
Hava	331	Yağ	1450
Aseton	1174	Beyin	1541
Aliminyum	6420	Karaciğer	1549
Pirinç	4700	Böbrek	1561
Etanol	1207	Dalak	1566
Cam (Pyrex)	5640	Kan	1579
Civa	1450	Kas	1585
Naylon	2620	Göz Merceği	1620
Poyetilen	1950	Kafatası kemiği	4080
Su (destile) 25°C	1498		
Su (destile) 50°C	1540		

Transducer terimi herhangi bir enerji formunu başka bir enerji formuna dönüştüren her araç için kullanılır. Akustikte transducer elektrik enerjisini, ses enerjisine çeviren ya da bunun tersini yapan araçlara denir.

Ultrasonik transducerlerin materyallerinde aşağıdaki özellikler olmalıdır(2).

- 1- Titreşim modları için piezoelektrik karakteristiklere sahip olmalıdır.
- 2- Homogen bir yapıya sahip olmalıdır.
- 3- Arzu edilen şekil ve büyüklükte çalışılmasına elverişli olmalıdır.
- 4- Sıcaklıkla özelliklerinin değişimi çok küçük olmalı,
- 5- İç direnci mümkün olduğu kadar düşük olmalı,
- 6- Fiziksel ve kimyasal özelliklerini uzun süre korumalıdır.

İşte bu özellikleri taşıyan çeşitli tipte ultrasonik transducerler vardır. Şöyle ki:

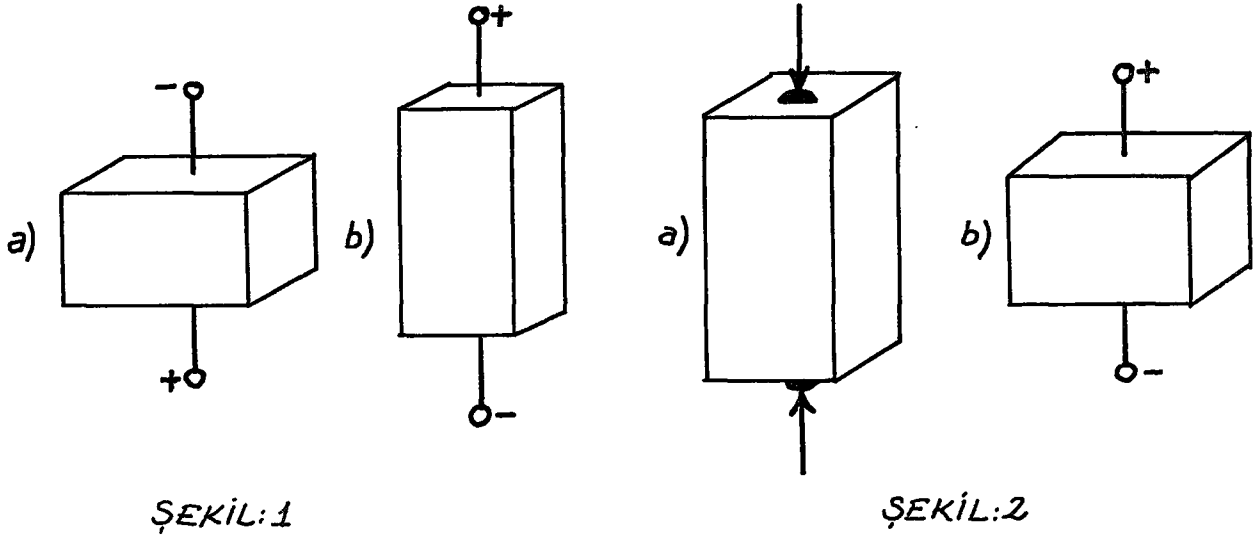
- PİEZOELEKTRİK TRANSDUCERLER (10 kHz ile 20 Ghz arası)
- MAGNETOSTRİKTİVE TRANSDUCERLER (100 kHz için)
- MEKANİKSEL TRANSDUCERLER (50 kHz, sirenler gibi)
- ELEKTROMAGNETİK TRANSDUCERLER (50 kHz için)
- ELEKTROSTATİK TRANSDUCERLER (100 MHz üstünde)

Ayrıca bunlara ek olarak TERMAL, KİMYASAL ve OPTİK transducerler çeşitli amaçlar için kullanılır.

Tıpta kullanılan transducerleri ise şöyle gruplandırabiliriz:(46)

<u>TRANSDUCER</u>	<u>KULLANILDIĞI YER</u>
- 2,25 MHz. 13 mm çaplı, odaklanmış	Genel anlamda tarayıcı olarak
- 3,5 MHz 13 mm çaplı, odaklanmış	Çocuk hastalıklarında
- 2,25 MHz. 13 mm çaplı, odaklanmış	Biopsi, A-modunda tarama
3,17 mm çaplı, delikli	Biopsi, B-modunda tarama
- 2,25 MHz 19 mm çap, uzun iç odaklı	Derin doku taraması için

PİEZOELEKTRİK ise gerçekte basınç elektriği anlamına gelir. Örneğin QUARTZ kristalinin piezoelektrik özelliği vardır ve bu yüzden büyüklüğü ve şekli bir elektrik alanı etkisi altında değişir. Eğer bir elektrik akımı Quartz'dan geçirilirse kristal akımın polaritesine göre genişler ve kasılır (Şekil 1). Veya bu olayın tersine kristale uygulanan mekanik basınç, kristalde bir kutuplaşma meydana getirir (Şekil 2).



ŞEKİL:1

ŞEKİL:2

AKUSTİK EMPEDANS

ULTRASES'in değişik ortamlardan yansımalarını sağlayan ve ortamın yansıtıcı özelliğine AKUSTİK EMPEDANS denir. Ortamın yoğunluğu (ρ) ve bu ortamda yayılan dalganın hızı (v) ise akustik empedans:

$$Z = \rho \cdot v \text{ 'dir.}$$

Ayrıca akustik empedansı, ortamın MOMENTİ'dir şeklinde de tanımlayabiliriz(1). Tablo 2'de çeşitli ortamların akustik empedansları görülmektedir.

TABLO 2
ÇEŞİTLİ ORTAMLARIN AKUSTİK EMPEDANSI

BİYOLOJİK OLMAYAN ORTAMDA	$Z(\text{gr.cm}^{-2} \cdot \text{sn}^{-1})10^{-3}$	BİYOLOJİK ORTAMDA	$Z(\text{gr.cm}^{-2} \cdot \text{sn}^{-1})10^{-3}$
N.Ş.'da Hava	0.0004	Yağ	1.38
Su	1.48	Göz sıvısı	1.51
Polietilen	1.84	Beyin	1.58
Plexiglass	3.20	Kan	1.61
Aliminyum	18.00	Böbrek	1.62
Civa	19.7	Doku (İnsan)	1.63
Pirinç	38.00	Dalak	1.64
		Karaciğer	1.65
		Kas	1.70
		Göz merceği	1.84
		Kafatası	7.80

YANSIMA, YAYILMA ve KIRILMA

İki ortam arasındaki değme yüzeyinin içinden, sesin mükemmel yayılımı yalnızca ortamlar aynı akustik empedansa sahipse mümkündür(45). ULTRASES ışını normal olarak iki farklı akustik empedanslı ortam arasındaki değme düzlemine geliyor durumda ise yansıyan miktar Z'lerin farkının büyüklüğüne bağlı olacaktır(42). Şöyleki:

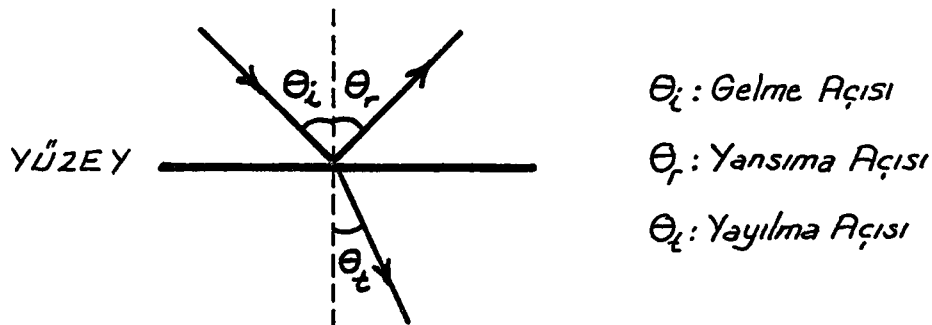
$$\% \text{ YANSIMA} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \times 100$$

Z_1 : Birinci ortamın
 Z_2 : İkinci ortamın

Kemik ($Z= 7,8$) gibi yüksek empedanslı biyolojik yapılar, yumuşak dokudan ($Z= 1,63$) geçerek gelen sesin % 43'ünden fazlasını yansıtır ve arkasında bulunan yumuşak dokuya sesin küçük bir yüzdesinin geçmesine müsaade eder. Yumuşak dokular da küçük empedanslı olmalarına rağmen aralarındaki temas yüzeyleri nedeniyle oluşan empedans değişikliği; onların görün-tülenmesi için gerekli yansımaları verebilmektedir(26).

Yukarıdaki % YANSIMA denklemi, yansıtıcının düz bir yüzey ve gelen ışına dik açıda olduğu durumda geçerlidir. Eğer yüzey ile gelen ışın arasındaki açı belli bir değerden küçük ise yansıma TAM YANSIMA nedeniyle daha fazla olur.

Ayrıca yansıyan ışın, ışını yollayan üniteye doğrudan geri dönemez. Çünkü optikte olduğu gibi YANSIMA ve KIRILMA ilkeleri burada da geçerlidir. Bu yüzden yansıyan ışın geriye olduğu gibi dönemeyecektir.



Burada da GELME AÇISI (θ_i) = YANSIMA AÇISI (θ_r)'dır. Eğer gelme açısı, belli bir kritik açının üstünde ise TAM YANSIMA oluşur. Bu tam yansımanın kritik açısı; ses kaynağının bulunduğu (v_i) ve ışının yayıldığı ortamlardaki (v_t) sesin hızlarına bağlıdır.

$$\sin \theta_c = \frac{v_i}{v_t} \quad \theta_c: \text{ Tam yansıma için kritik açı.}$$

ÖRNEĞİN: Doku ile kemik arasındaki değme yüzeyinde oluşan yansıma için kritik açı:

$$\frac{\text{Dokuda } (v = 1540 \text{ m/sn})}{\text{Kemikte } (v = 4080 \text{ m/sn})} = 0.377 \rightarrow \sin \theta_c = 0.377$$

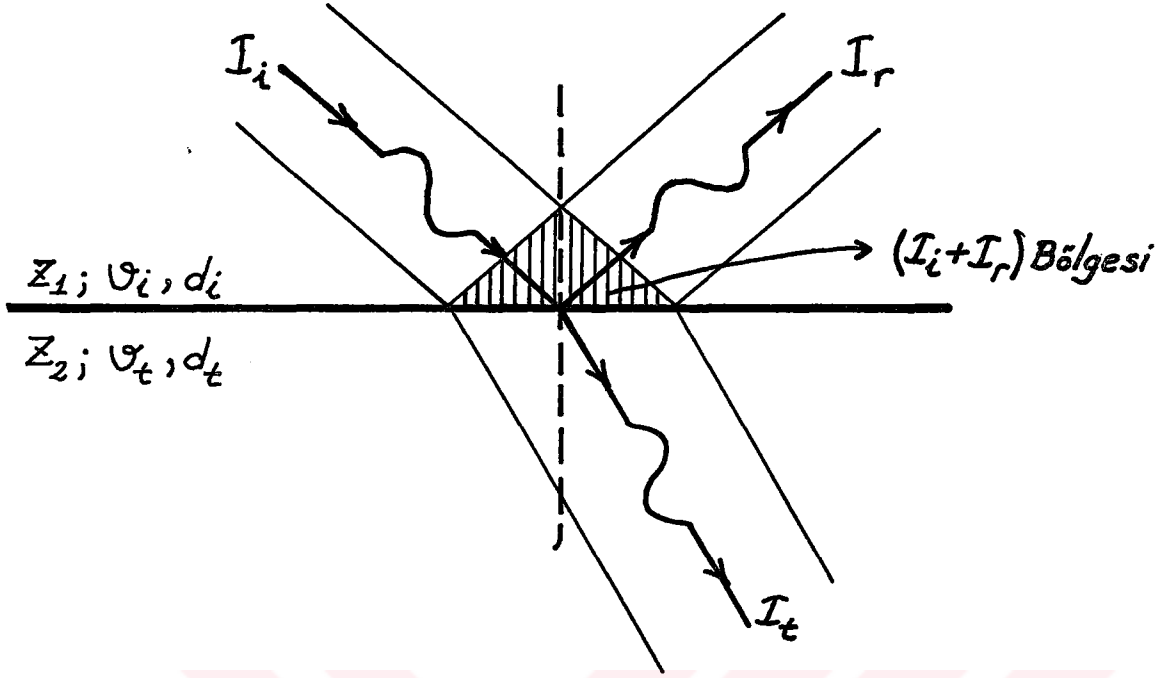
Kritik açı: $\theta_c \approx 22^\circ$ 'dir.

Bu yüzden probun (ucunda transducer bulunan aparat), kemik yüzeyi ile 90° 'lik açı yapması sağlanarak, ışının kemiğe tümüyle çarpması sonucu geri yansımalar ile tarama yapılabilir(24).

Ayrıca iki ortam arasındaki bir sınırdan geçerken yayılan ses ışını KIRINIMA uğrar. Bu iki ortamdaki ses hızları (v_i) ve (v_t) ise gelme açısı ile kırılma açısı arasındaki ilişki optikte olduğu gibi:

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{v_i}{v_t} \quad \text{'dir.}$$

Yansıma düzlemine gelen ışının şiddeti (I_i), yansıyan ışının şiddeti (I_r) ve kırınıma uğrayan ışının şiddeti de (I_t) ise bu ışınlar arasındaki etkileşimi aşağıdaki şekilde olduğu gibi düşünmekteyiz.



ŞEKİL:3

Yansımaya katsayısı için:

$$r = \frac{I_r}{I_i} \text{ veya } I_r = r \cdot I_i \text{ yazılabilir ve yine}$$

$$r = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_2 + Z_1} \right)^2 = \frac{I_r}{I_i} \quad \text{olduğu da deneylerle ispatlanmıştır.}$$

Burada dalga özelliği gereğince $I_i = I_r + I_t$ olduğu açıkça bellidir. $I_t = I_i - I_r$ de yansımının büyük olması halinde ikinci ortama giren enerjinin az ve yansımaya küçükse giren enerji daha büyük olacaktır.

Yine $Z_1 = Z_2$ ise $r = 0$ ve bu koşulda da yansımaya olmayacaktır. Eğer $Z_1 \gg Z_2$ ise $r \cong 1$ olacaktır. Yani yaklaşık TAM YANSIMA olacaktır(37).

ÖRNEĞİN: Havanın Z'si derinin Z'inden yaklaşık 10^{-4} kez daha küçüktür. Bu yüzden proptan çıkan ve havadan geçerek deri üzerine düşen ULTRASES'in hemen hemen tümünün TAM YANSIMA'ya uğradığı görülmektedir.

Işınlama sırasında deri ile prop arasında oluşabilecek hava ceplerini önlemek için Z'si vücut karakteristik empedansına uygun olan KREML ER ve ÖZEL ERİYİKLER deri üstüne sürülür.(17)

Yine aynı nedenle hava içeren biyolojik hedeflerden tarama yapmak imkansızdır. Örneğin akciğerlerde olduğu gibi.

Birde iyi bir tarama çalışması yapmak için ULTRASES ışınının yönlendirilmesi ve yansıtılması arasında iyi bir KO-RELASYON gerekmektedir(26).

Aynı şekilde tarama yapılacak dokuların yansıtma kabiliyetinide bilmek gerekmektedir. Çünkü dokulardan bazıları düz veya konkav ayna gibi davranırlar. Örneğin: Kalp kapakcıkları ile posterior kist duvarları ayna yansıtıcılar gibi davranırlar.(25,40)

Üzerine gönderilen ses dalgalarını karmaşık şekilde saçan yapılara KARMAŞIK YANSITICI denir. Karaciğer parankiması tipik bir karmaşık yansıtıcıdır. Karmaşık yansıtıcılı yapıların uygun incelenmesi için transducerin değişik bir çok pozisyon ve açıda ışınlanması izlenip, değerlendirilmesi gerekmektedir(24).

Yine dokular arasındaki homojen bölgeler ekodan serbest ya da ANEKOİK diye adlandırılırken, heterojen yapılar da EKOJENİK olarak tanımlanır. Akışkanla dolu bir boşluk homojendir, yani ekodan serbesttir. Akışkan dolu kistler ve katı kütleler, bir lezyon içinde eko oluşturan değme yüzeyleri-

nin varlığı ya da yokluğu ile anlaşılırlar. Bu prensip perikardial efizyon, ascites ve aorta gibi kan havuzlarının teşhisinde kullanılır.

ULTRASESİN ŞİDDETİ ve ŞİDDET DEĞİŞİMİ

Ultrases ışınının şiddeti (yoğunluğu), enerji gücünün ölçümüdür ve ışının yayılma doğrultusuna dik birim alandan geçen enerji miktarıdır. Bu şiddet:

$$I = 2\pi^2 f^2 \cdot d \cdot v \cdot A^2 = \frac{p^2}{2dv} \text{ olup, birimi MKS'de Watt/m}^2 \text{dir.}$$

A: Ses dalgalarının genliği

v: Hız

f: Frekans

P: Basınç genliği

d: Ortamın yoğunluğu

Disk şeklindeki bir transducerle oluşturulan ULTRASES ışın şiddetinin matematiksel modelleri ile ışık için geçerli olan fiziksel ilkeler aynıdır (Örneğin: Huygens İlkesi). Bu yüzden disk şeklindeki transducerden oluşturulan Ultrases ışını yayınması ile bir yarığın içinden geçen ışığın yayınması aynıdır denir(45).

Ultrases ışınının iyi ve sonuç alıcı şekilde yönlendirilmesi için transducer çapı, yayınlanan ışının dalga boyunun bir kaç katı olmalıdır(27). Bunu sağlamak içinde kristalin ya büyüklüğü arttırılır ya da dalga boyu azaltılır.

Bu şartlarda transducerden yayınlanan ışın iki farklı şiddet bölgesi oluşturur ki bu bölgeler(1);

a) YAKIN BÖLGE (Fresnel Bölgesi)

Transducere yakın olan bu bölgede sonik güc hemen he-

men tümüyle ışının tüm genişliğini kapsar ve bu bölgede uniform bir dağılım gösterir. Yakın bölgenin uzunluğu yani son maksimum ışın şiddetinin bulunduğu nokta:

$$X_{\max} = \frac{4r^2 - \lambda^2}{4\lambda}$$

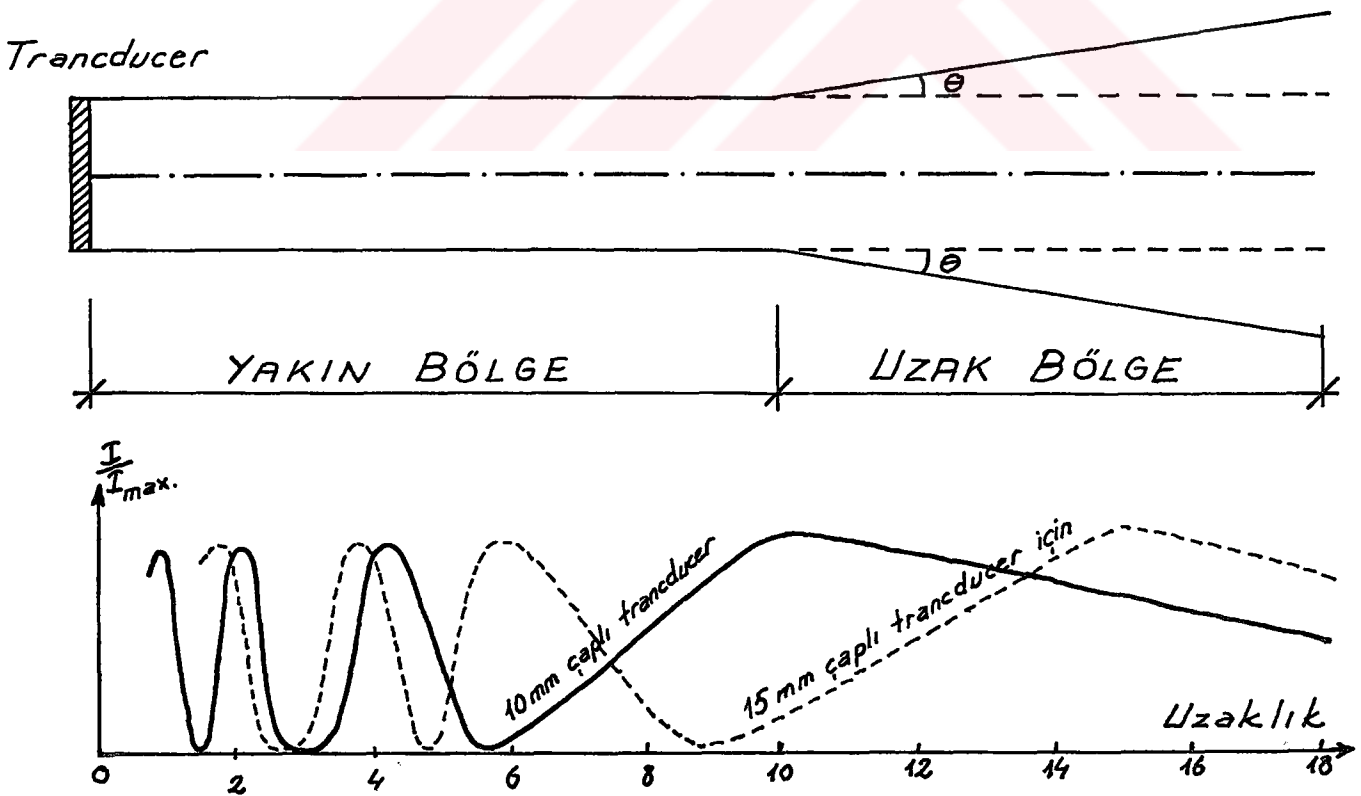
r: Transducer çapı
 λ : Işının dalga boyu

formülü ile belirlenir. Ancak $r^2 \gg \lambda^2$ sağlanıyorsa bu durumda yakın bölgenin uzunluğunu tespit için:

$$X_{\max} = \frac{r^2}{\lambda}$$

formülü yeterlidir.

Şekil 4'de farklı ışın şiddetlerine sahip bölgeler ile ışın şiddetinin yakın bölgeden sonra nasıl saçılarak azaldığı ve bu sırada da bağıl şiddet değişiminin de uzaklıkla orantılı olarak osilasyonlu değişimi görülmektedir.



ŞEKİL:4

Sonuçta yakın bölgenin derinliği için iki genelleme yapmak mümkündür:

1- Verilen herhangi bir transducer çapı için, frekans büyüdükçe Fresnel bölgesi derinleşir.

2- Verilen herhangi bir frekansta, transducer çapı büyüdükçe yine Fresnel bölgesi derinleşir.

Bu sonuçlarıda birkaç değerle belirlemeye çalışırsak;

FRESNEL BÖLGESİ DERİNLİĞİ ($D = \frac{r^2}{\lambda}$ formülüne göre)'nin değişimi:

a) (Sabit 1 cm çaplı transducerde) Frekansın fonksiyonu olarak:

<u>FREKANS (MHz)</u>	<u>DALGA BOYU (cm)</u>	<u>BÖLGE DERİNLİĞİ (cm)</u>
0.5	0.30	0.83
1.0	0.15	1.67
2.0	0.075	3.33
4.0	0.0325	7.80
8.0	0.0163	15.33

b) (1,5 MHz'lik sabit frekansta) Transducer çapının fonksiyonu olarak:

<u>ÇAP (cm)</u>	<u>BÖLGE DERİNLİĞİ (cm)</u>
0.5	0.6
1.0	2.5
2.0	10.0
4.0	40.0

b) UZAK BÖLGE (Fraunhofer Bölgesi)

Fresnel bölgesinin ötesinde olan ve Fraunhofer bölgesi denilen bu bölgede ışın yatay dağılıma tabidir. Yakın bölgede hemen hemen sabit çaplı ve sabit şiddette olan ışın:

$$\sin \theta = \frac{0.61}{r}$$

θ : Dağılma açısı (derece)
 λ : Dalga boyu (cm)
 r : Transducer çapı (cm)

formülü ile verilen yarım açıyla ıraksamaya başlar. Dolayısıyla ışın şiddetinde de gittikçe azalma söz konusu olacaktır.

Sonuç olarak bu bölge içinde iki genelleme yapmamız mümkündür:

1- Verilen herhangi bir transducer çapında frekans büyüdükçe yatay dağılma azalır.

2- Verilen herhangi bir frekansta, transducer çapı da büyüdükçe yatay dağılma azalır.

Eğer bu genellemeleri bir tablo içinde görmek istersek;

ULTRASES IŞINININ DAĞILMA AÇISI ($\sin \theta = \frac{0.61}{r}$ formülüne göre)'nin değişimi;

a) (Transducer çapı = 1 cm için) Frekansın fonksiyonu olarak:

<u>FREKANS (MHz)</u>	<u>DAĞILMA AÇISI (Derece)</u>
0.5	21.5
1.0	10.5
2.0	5.2
4.0	2.3
8.0	1.1

b) (Frekans 1,5 MHz olduğunda) Transducer çapının fonksiyonu olarak:

<u>ÇAP (cm)</u>	<u>DAĞILMA AÇISI (Derece)</u>
0.5	14.1
1.0	7.0
2.0	3.5
4.0	1.7

ULTRASES IŞINININ SOĞURULMASI ve ZAYIFLATILMASI

Dokunun saf suya nazaran viskozitesi daha yüksektir. Bu yüzden doku molekülleri sonik sıkıştırma dalgalarına cevap olarak hareket edebilirler. Ancak doku üzerine gelen sonik enerjinin belli bir kısmı ortamın viskozitesinin yenilmesi sırasında absorbe (soğurularak) edilerek harcanır. Ve böylece böylece ortamın viskoz maddesindeki enerji kaybı nedeniyle yayılan ışının Şiddetinde de bir azalma söz konusu olacaktır(28).

Hatta bazı yapılarda bir sıkıştırma dalgası ile oluşan itmeye, moleküller uygun cevap verebilirken doğal olarak, yapısal karakterlerine uygun bir Şekilde geriye gitme kabiliyetine dayanarak yavaşca eski orjinal pozisyonlarına geri dönerler. İŞte bu yer deĐiŐtirme ve geri dönüŐler arasındaki zaman aralığına DİNLENME (Relaksasyon) ZAMANI Denir.(41)

EĞer dinlenme zamanı; birbirini takip eden sıkıştırma dalgaları arasındaki zaman aralığının belirgin bir kesri ise bir sonraki itme kendisinden bir öncekinden daha kuvvetli bir dirençle karŐılaŐır. nk molekül halen ikinci sıkıştırma dalgası gelirken, geriye doğru hareket halindedir. Bu da ışının enerjisinde bir kayba neden olur. Bu anlamda soğurulan enerji miktarı, ses dalgalarının frekansına ve soğurucu yapı-

nın karakteristik dinlenme zamanına bağılı olur. Verilen bir doku için relaksasyon zamanı sabit olduğundan bu mekanizmaya bağılı olan absorpsiyonun altında kalan ve dolayısıyla ihmal edilebilecek bazı frekanslar var olacaktır. Ancak ihmal edilecek bu frekansların üstündeki frekanslarda bu mekanizma değer taşıyacaktır. Ve dolayısıyla frekans arttıkça bunun etkisinde yükselecektir(22).

Soğurulan ses miktarı dokunun derinliği ve frekansı ile orantılıdır. Soğurulma sonucu oluşan şiddet değişimi exponansiyeldir(19). şöyleki:

$$I_2 = I_1 \cdot e^{-\alpha x}$$

α : cm'deki soğurulma katsayısı
x : Derinlik
e : 2,71 (Sabit)

Ultrases ışın şiddetindeki relatif kayıp genellikle desibell (dB) olarak ifade edilir. Yumuşak dokular için kayıp (dB) ile frekans arasındaki ilişki ULTRASES aralığında hemen hemen lineerdir. Öyleki; $\frac{\alpha}{f}$ oranı hemen hemen sabittir. Yani 1 MHz de cm başına 1 dB'lik ışın absorbe edebilen doku 2 MHz de de yaklaşık olarak cm başına 2 dB'lik ışın absorbe edecektir.

Bu nedenle aşağıdaki tabloda $\frac{\alpha}{f}$ 'nin değerleri ULTRASES'in her frekansı için kullanılabilir(11).

TABLO 3

Bazı Biolojik Ortamlarda Ultrases Işınının Zayıflatılması

<u>DOKU</u>	<u>$\alpha/f(\text{dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1})$</u>
Göz sıvısında	0.10
Kanda	0.16
Yağda	0.63
Beyinde	0.85
Karaciğer	0.94
Böbrekte	1.00
Omurilikte	1.00
Kas lifinde	1.3
Kalp kasında	1.8
Göz merceğinde	2.0
Kafatasında	20.0
Akciğerde	41.0

Yine küçük ULTRASES şiddet farkları da dB ile ölçülür. Ancak temel birim, logaritmik olarak ifade edilen BELL'dir. Yansıyan ve gelen ışın şiddetleri arasındaki ilişkiyi logaritmik yazarsak:

$$dB = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{I_2}{I_1} \right)$$

I_2 : Yansıyan ışın şiddeti
 I_1 : Gelen ışın şiddeti

Yine ULTRASES ışınlarının değişik materyallerdeki soğurulması sırasında, gelen ışının şiddetini yarıya indiren, soğurucu kalınlığını tanımlayan YARI GÜC KALINLIĞINI'da gözönüne almak gerekir. Bu kavram Nükleer Tıp ve Radyolojide radyasyonun absorpsiyonunu tanımlamak için kullanılan YARI DEĞER KALINLIĞI ile eşdeğerdedir.

dB notasyonunda yarı değer kalınlığı hemen hemen gelen ışının gücünü 3 dB azaltan güç ile eşdeğerdedir. Çünkü:

$$dB = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{0,5}{1,0} \right) = 10 \cdot \log_{10}(0,5) = 10 \cdot (-0,301) = -3,01$$

Sonuç yaklaşık olarak -3 dB'dir. Buradaki (-) işaret yoğunluktaki relatif kaybı belirler. Yine burada sıfır dB'lik soğurulma ve yansımayı düşünecek olursak;

$$dB = 10 \cdot \log_{10}(1) = 0 \rightarrow \log_{10}(1) = 0$$

olduğundan, anlamı bu durumda soğurulmanın olmaması ya da mükemmel bir yansıma vardır denir.

$$I_2 = I_1 \cdot e^{-\alpha x}$$

denkleminde $\alpha \cdot x = 1$ yapan derinliğe ortamın GİRGİNLİĞİ denir. Dokuda $\alpha x = 1$ olan derinlikte şiddet, ilk şiddetin $e = 2.71$ 'de birine düşmüş olur. (α) soğurma katsayısı ile (x) derinlik

ters orantılıdır. Aşağıdaki tabloda 2 MHz'de çeşitli biyolojik ortamlarda soğurma katsayıları ile GİRGİNLİĞİN değişimi görülmektedir(20).

TABLO 4
Girginlik ve Soğurma Katsayısının Değişimi

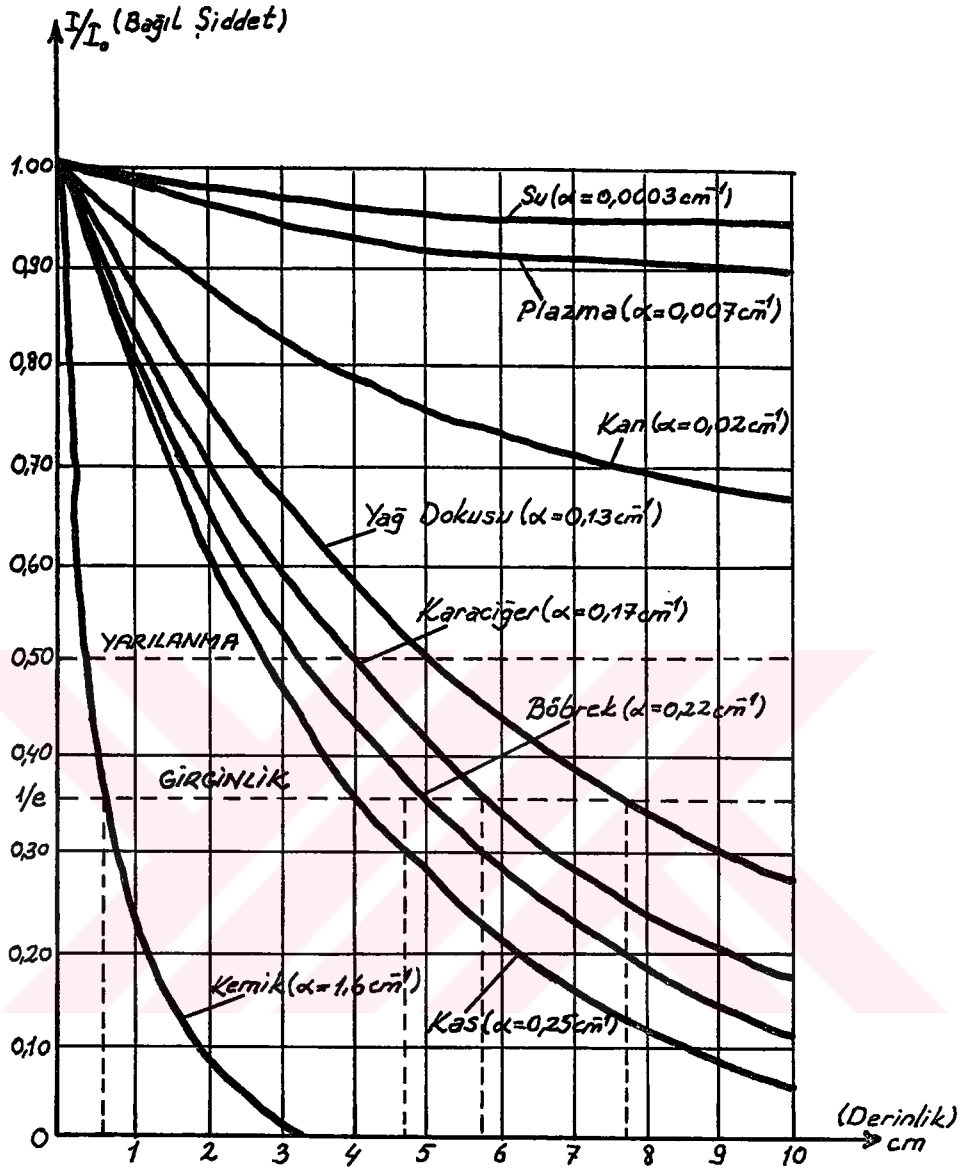
<u>ORTAM</u>	<u>SOĞURMA KATSAYISI (cm⁻¹)</u>	<u>GİRGİNLİK (cm)</u>
Kas	0,25-0,20	4-5
Böbrek	0,22	5
Karaciğer	0,17	6
Yağ dokusu	0,13	8
Kan	0,02	50
Plazma	0,007	140
Su	0,0003	3300

Soğurma katsayısı ile frekansın değişimini yağ dokusu ile kan'da söz konusu edersek:

TABLO 5
Soğurma Katsayısı İle Frekansın Değişimi

<u>FREKANS</u> <u>MHz</u>	<u>SOĞURMA KATSAYISI</u>	
	<u>Yağ Dokusu</u>	<u>Kas</u>
1	0,04	0,12
2	0,10	0,24
3	0,16	0,36
4	0,30	0,48

Ayrıca çeşitli biyolojik ortamlarda şiddetin bağlı değişikliğinin, 2 MHz'lik frekansta derinliğe bağlı değişimi aşağıda olduğu gibi grafiksel olarak gösterilebilir.



Eğrilerin incelenmesinden örneğin yağ dokusu için YARILANMA KALINLIĞI'nın 5 cm ve GİRGİNLİĞİN yaklaşık 8 cm olduğu görülmektedir.

Bir ışın gerçek soğurulma dışında SAÇILMA, YANSIMA-IŞIN SAPMASI ve KESİKLİ DALGA oluşması gibi mekanizmalarda zayıflatılır. Bu yüzden bir dokunun zayıflatma katsayısı o doku tarafından soğurulan enerji ile ilişkilidir. Ama o enerjinin kendisi değildir. Gerçektende soğurulan enerji o yerde lokal ısınmaya da sebep olur(42).

Oluşan ısınma, yayılan hiperterminin kısmi yapısının duyarlılığına bağlı olarak potansiyelce zararlıdır. Başka bir potansiyel zararda KAVİTASYON oluşumudur ki bu olay sıkıştırma fazları arasındaki gevşeme fazları esnasında küçük deliklerin oluşumudur. Gevşeme esnasında yapı, negatif basınçtan dolayı oluşan gerilim vasıtası ile parçalara ayrılır. Burada meydana gelen zarar sudakinden dokuda daha fazladır. Çünkü su kısa zaman aralıklarında gerilime daha iyi karşı koyar. İçi gaz veya sıvı buharı dolu veya boşluk olan kabarcıkların daha çok ses genliğinin en büyük olduğu bölgede olduğu ve bu kabarcıkların titreşim genliğinin küçük olduğu yerlere doğru göç etme eğiliminde oldukları deneylerle gösterilmiştir(35).

Ayrıca büyük hacimli ve içi boş olan kabarcıkların birleşmesi sonucu sıvı içinde oldukça büyük şiddetli ŞOK DALGALARI'nın da olduğu gözlenmiştir(47).

Ancak, bir potansiyel zarar sayılan ve ULTRASES uygulanması yoluyla sağlanan KAVİTASYON'la sıvı içinde bulunan katı cisimciklerin ve bakterilerin parçalandığı bilinmektedir. Hatta birkaç yüz Watt/cm² mertebesindeki ULTRASES ışınlaması ile denatürasyona yol açmadan bakteri zarı parçalanması da başarılmıştır. Bu sırada doku oksidasyon oranlarının artması ve serbestleyen radikaller tarafından sebep olunan kimyasal değişiklikler nedeniyle pH da da bir değişiklik meydana getirmektedir(49).

RATLARDA SARTORIUS KASI İNCE YAPISI

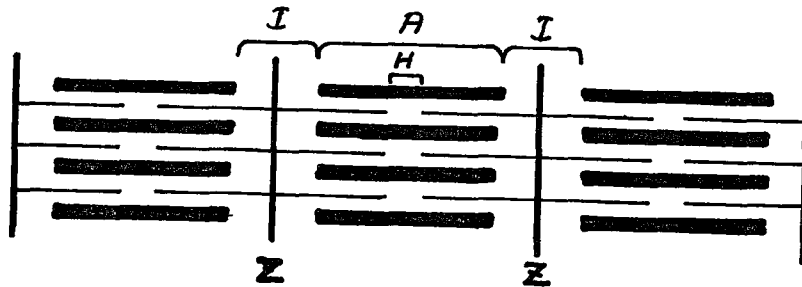
Çizgili kas özelliğindeki SARTORIUS kası liflerindeki nüve sayısı bine yaklaşır. Nüveler lifin uzun eksenine paralel olarak yerleşmiştir. Kas lifinin stoplazmasına MYOPLAZMA (Sarkoplazma) denir(3).

Çizgili kas lifinde DİPLOSOM (centriol) bulunmaz. Bundan dolayı gelişimini tamamlamış çizgili kas lifinde mitos görülmez. Miyofibriller çizgili kas lifinin içini tamamen doldururlar. Myofibriller lif eksenine istikametinde, paralel olarak dizilmiş durumdadırlar ve uzanımına ince bir çizgilenme gösterirler(7).

Çizgili kasın en belirgin özelliği uzanımına kesitlerde enine bir çizgilenme göstermesidir. Nedeni de polarize ışığın yalın kat kırılması ile izotrop bölgelerin (I-bandının özelliği) ve yine polarize ışığa karşı çift kırıcı özellikteki Anotrop bölgelerin (A-bandının özelliği) oluşmasıdır.

Ayrıca I-bandının orta kısmında da Anizotrop bir çizgi vardır ki buna Z-bandı denir. Bir çizgili kas lifinde iki Z-bandı arasında kalan kısımlara KAS SEGMENTİ-MYOKOMMA-MYOMER-SARKOMER denir. Bir kas segmenti Z.İ.A.İ.Z. formülü ile belirtilen (bir yarım izotrop-bir bütün anizotrop-yarım izotrop) kısımlardan meydana gelmekte ve bütün memeli hayvanlar ile insan çizgili kası için bir birim teşkil etmektedir(43).

A-bandının ortasında parlak ve belli olmayan bir şerit görülür ki buna H-çizgisi denir. Bu da ince bir çizgi ile (orta dilim-Mezofragma-M.dilimi) ikiye bölünür (Şekil 5).



ŞEKİL 5

Bir sarkomerin boyuna kesitinin Elektron Mikroskobundaki Görünüşü.

Karışık bir yapıya sahip olan A-bandının Miyofibril-

lerinin 50-100 A⁰ kalınlığındaki submikroskopik myofilament demetinden meydana geldiği E.M.'da açıkça belli olmaktadır. Bu myofilamentlerin % 90'nını MYOSİN, AKTİN ve TROPOMYOSİN teşkil etmektedir. E.M. çalışmaları ile iki çeşit myofilamentin varlığı söz konusu edilir:

1- İNCE MYOFİLAMENTLER: 50 A⁰ çapında ve 2 mikron uzunluğunda olup sadece AKTİN içerirler.

2- KALIN MYOFİLAMENTLER: 100 A⁰ çapında olup 1,5 mikron boyundadırlar. Hem AKTİN hem de MYOSİN içerirler. Ancak burada MYOSİN daha çoktur.

Gevşeyen kas lifindeki:

I-BANDI sadece ince,
H-BANDI sadece kalın,
A-BANDI ise hem ince hem de kalın myofilament içerirler.

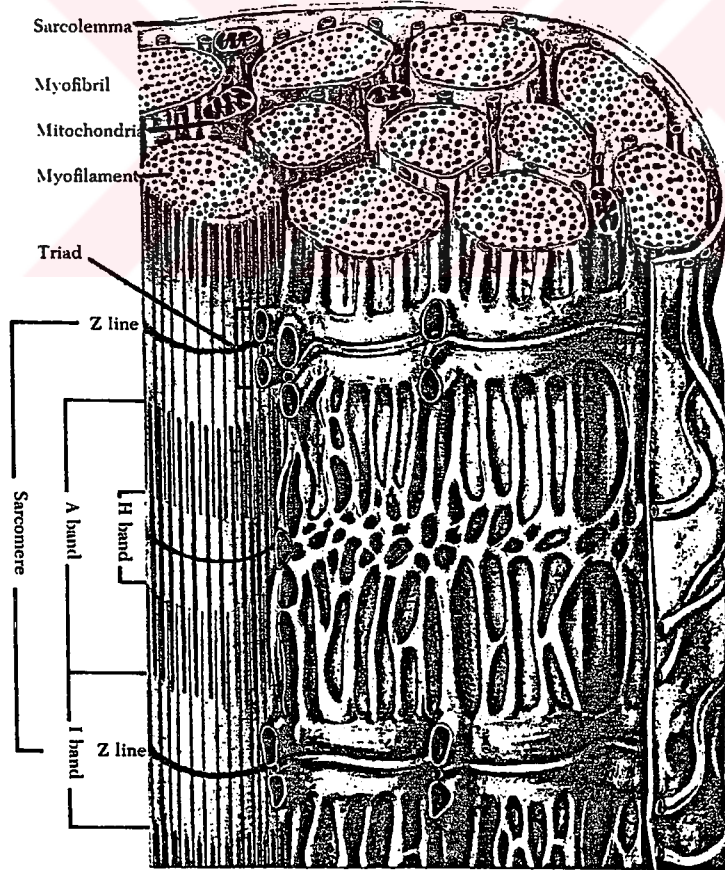
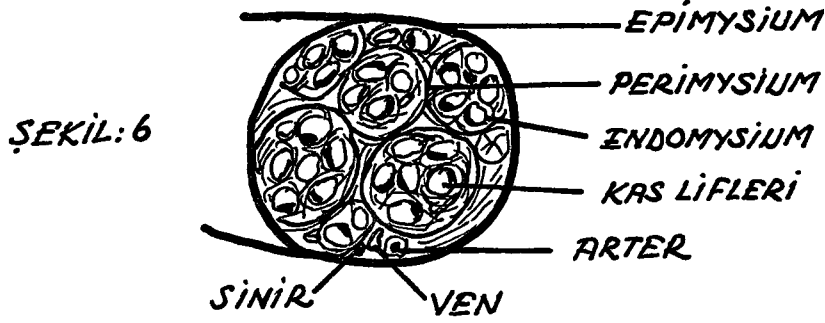
A-Bandında kalın myofilamentler ortada ve onun etrafında 6 tane ince myofilament olmak üzere 6 kenarlı Hexagonal bir model teşkil ederek düzenli bir şekilde dizilirler.

Bu myofilamentleri SARKOPLASTİK RETİKULUM denilen bir kılıf sarar ve bu kılıf Sisterna Terminalis'ler ile her myofibril ile temas halindedir. Çizgili kasın yapısında bu durum üç boyutlu şematik olarak Tablo 6'da görülebilir.

Ayrıca her bir kas lifi ENDOMYSİUM denilen ince bir kılıf ile çevrilidir. Endomysium ile kılıflanan çizgili kas lifleri PERİMYSİUM denilen bağ dokusundan yapılmış bir kılıfla da sarılarak gruplar halinde toplanır. Böylece perimysiumun sarmış olduğu kas lifi demeti PRİMER DEMET - MYON'u meydana getirir. Perimysiumla sarılı olan primer demetler ayrıca

EPİMYSİUM adı verilen bir bağ dokusuyla örtülüdür. En dışta da PARAMYSİUM bulunmaktadır. Bütün bir kası örten fibröz bağ dokusuna da FASCİA denilmektedir.

Şekil 6'da şematik olarak çizgili kasın kuruluşu görülmektedir.



TABLO 6- Raflarda Çizgili Kasın Üç Boyutlu Şematik Yapısı (LEESON & LEESON'dan)

HİSTOGENEZ

Çizgili kas Mezodermin MYOTOM'larından gelişmiştir. İlk önce myoblastlar teşekkül eder. Bunların stoplazmalarında bol miktarda GLİKOJEN vardır ve şekilleri iğ biçimindedir. Bol sayıda Mitokondriye de sahiptirler(43).

Myoblastlardan oluşan Myofibriller uzanımına yarılma- larla çoğalırlar. Bu sırada A ve I segmentleri aynı hizaya düşer. Miyofibrillerin çoğalması sonucu nüveler periferik kısma doğru itilirler ve myoblastların mitotik bölünmeleride bu sırada durur. Bundan sonraki kas liflerinin oluşumu henüz farklılaşmamış lif sayısının artmasından çok herbir lifin kalınlaşmasından ileri gelmektedir. Kas liflerinin kalınlaşması embriyonel hayatta başlayıp Post-natal hayatta en yüksek dü- zeye ulaşır(13).

KEMİK İLİĞİ HÜCRELERİ İNCE YAPISI

Kemik iliği hücreleri kan yapım yeri olduğu için, ka- nın şekilli elementlerinin yapımı sırasında geçirilen tüm ev- releri, alınan ince kesitlerde görmek mümkündür. Bu yüzden ince kesitlerin içerdiği hücreleri açıklayabilmek ve oluşan deformasyonları tesbit edebilmek için kan yapımı sırasında meydana gelen hücresel farklılaşmaları iyi bilmek gerekmektedir(7). Bu aşamaları Tablo 7'de de şematik olarak izleyebi- liriz.

STEM HÜCRESİ (HEMOCYTOBLAST): Bu hücreler her bin ke- mik iliği hücrelerinde bir tane bulunur. Çok çabuk çoğalırlar ve yavaş yavaş farklılaşırlar. Asimetrik bölünme söz konusudur. Bu sırada bir tanesi yine PLURİPOTENT kalmakta diğeri ise UNİPOTENT stem hücrelerine farklılaşmaktadır. Bu hücrelerde nükleolus iyi gelişmiş olup sayısı birden fazla-

dır. Stoplazmalarında çok sayıda ribozom vardır ve bu yüzden bazofilik boyanırlar. GER az gelişmiş olup, mitokondrilerde küçüktür. GOLGİ birkaç sisterna içermekte olup pek gelişmemiştir(43).

ERİTROPOİESİS

Unipotent Stem hücresinden farklılaşarak eritrositlerin oluşmasıdır.

PRO ERİTROBLAST RUBİBLAST HÜCRESİ: Eritropoez sırasında Unipotent stem hücresinden ilk farklılaşan hücredir. Bu hücrelerde Hb sentezi başlamıştır. Çapları 2 mikron kadar olup, nükleusları oldukça küçüktür. Stoplazmalarında herhangi bir granüle rastlanmaz ancak çok sayıda mitokondriye sahiptirler. Ayrıca tektük GER sisternalarına da rastlanmaktadır. Bu hücrelerin mitotik bölünmeleri sonucu sırasıyla BAZOFİLİK, POLİKROMATOFİLİK, ORTHOKROMATİK ERİTROBLAST hücreleri oluşmaktadır.

GRANULOPOİESİS

Kemik iliğinden kanın granüllü hücrelerinin gelişmesidir.

MYELOBLAST HÜCRESİ: Unipotent stem hücresinden oluşan Granüllü hücrelerin ilk basamağıdır. Bunlarda stoplazma süngerimsi veya retüküler görünümde olup bu aşamada çok az granüle rastlanır. Ancak bol miktarda serbest ribozom içerirler ve GER uzun yassı sisternalar halindedir. Nükleusları gevşek ve diffüz dağılmış kromatin içerir ve bir kaç tanede iyi gelişmiş nükleoluse sahiptir. Mitokondriler küçük, oval ve çok sayıdadır. Golgi, nükleusun yaptığı hafif çöküntü karşısında yerleşmiştir.

PROMYELOSİT HÜCRESİ: Myeloblastların çoğalmaları ile oluşurlar. Bunların çapı 18 mikrondur. Myeloblastlarda da gözlenebilen Azurofil Granüller AG oldukça artmıştır. Nükleusta Heterokromatin Ht kümeleşmeleri başlamış olup, nükleolusun belirlenmesi güçleşmiştir. Hücre böbrek şeklini almış olup, eksentrik konumdadır. Stoplazma halâ bazofilik olup yer yer asidofilik bölgeler oluşmaya başlamıştır. Uzun yassı GER sisternaları fazla sayıdadır. Golgi de iyi gelişmiş durumdadır. Golginin çevrelediği alanda sentriol Ees olup, bu alanda mikrotübüller de MT çoktur. Mitokondriler M biraz azalmıştır. Promyelositlerin geç dönemlerinde özel granüllerde oluşmaya başlar. Bu granüllerin türüne göre hangi granülositin oluşacağıda tayin edilir. Bu hücrelerin mitotik bölünmeleri ile NÖTROFİLİK MYELOSİTLER ve META MİYELOSİTLER - EOSİNOFİL MYELOSİTLER ve META MİYELOSİTLER - BAZOFİL MİYELOSİTLER oluşmaktadır.

LENFOPOİESİS

Kemik iliğinde az miktarda olmak üzere Lenfositlerde olgunlaşmaktadır. Pluripotent ana hücreden ilk farklılaşan hücre LİMFOBLAST'lardır. Limfositik serinin en büyük hücresi sayılan bu hücre bazofilik olan ve bol miktarda ribozom içeren bir stoplazmaya sahiptir. Nükleusta bir kaç nükleolüse rastlanmaktadır.

Kemik iliğinden kaynaklanan limfoblastlardan bir kısmı Timusa giderek burada T-LENFOSİT'lerine farklılaşmakta, diğer bir kısmı da Bursa fabricius'a giderek burada B-LENFOSİT'lerine farklılaşmaktadırlar.

Limfoblastlar ayrıca farklılaşarak PROLİMFOSİT'leri verir. Bu hücreler limfoblastlardan daha küçük olup, stoplazmaları bazofilik olup bünyelerinde birkaç AZURA FİLİK granül

içerirler. Nukleusta kromatin kümelenmesi artmış olup, nükleolüsü gözlemek güçleşir. Bu hücreler de direkt olarak dolanan limfositleri verirler.

PLATELET YAPIMI

Pluripotent stem hücresinden ilk farklılaşan unipotent hücre MEGAKARYOBLAST'tır. Plateletler de hemen dikkati çeken ve megakaryoblastlardan oluşan büyük hücre görünümündeki megakaryositlerden gelişirler.

BAZOFİLİK MEGAKARYOSİTLER: Megakaryoblastlar Bazofilik Megakaryositleri verirler. Bunların stoplazmasında ribozom çok fazla, GER ise çok azdır. Golgi, nükleus bölünmesiyle ilişkili olarak parçalarına ayrılıp bir artma gösterir. Bu aşamada golgi civarında azurofilik granüller belirmeye başlar. Ve bunların artmasıyla da GRANÜLER MEGAKARYOSİTLER oluşur. Granüler Megakaryositlerde hücre zarının içeriye doğru çökmesiyle stoplazma sütunları oluşur. Bu sütunlar silindirik olup, sinüs civarında veya içinde yerleşirler. İşte bu yapılara PORPLATELET denilmektedir. Daha sonra sütunların boğumlanma bölgelerinden oluşan ayrılmalarla da PLATELET'ler oluşur.

MONOPOİESİS

Monositlerin unipotent stem hücresinden gelişmesinin tartışma konusu olup, bazı araştırmacıların Myeloblasttan geliştiğine bazı araştırmacılarında pluripotent stem hücresinden direk monoblastların oluştuğuna ait savları halâ devam etmektedir.

Monoblastların mitotik bölünmeleri ile promonositler

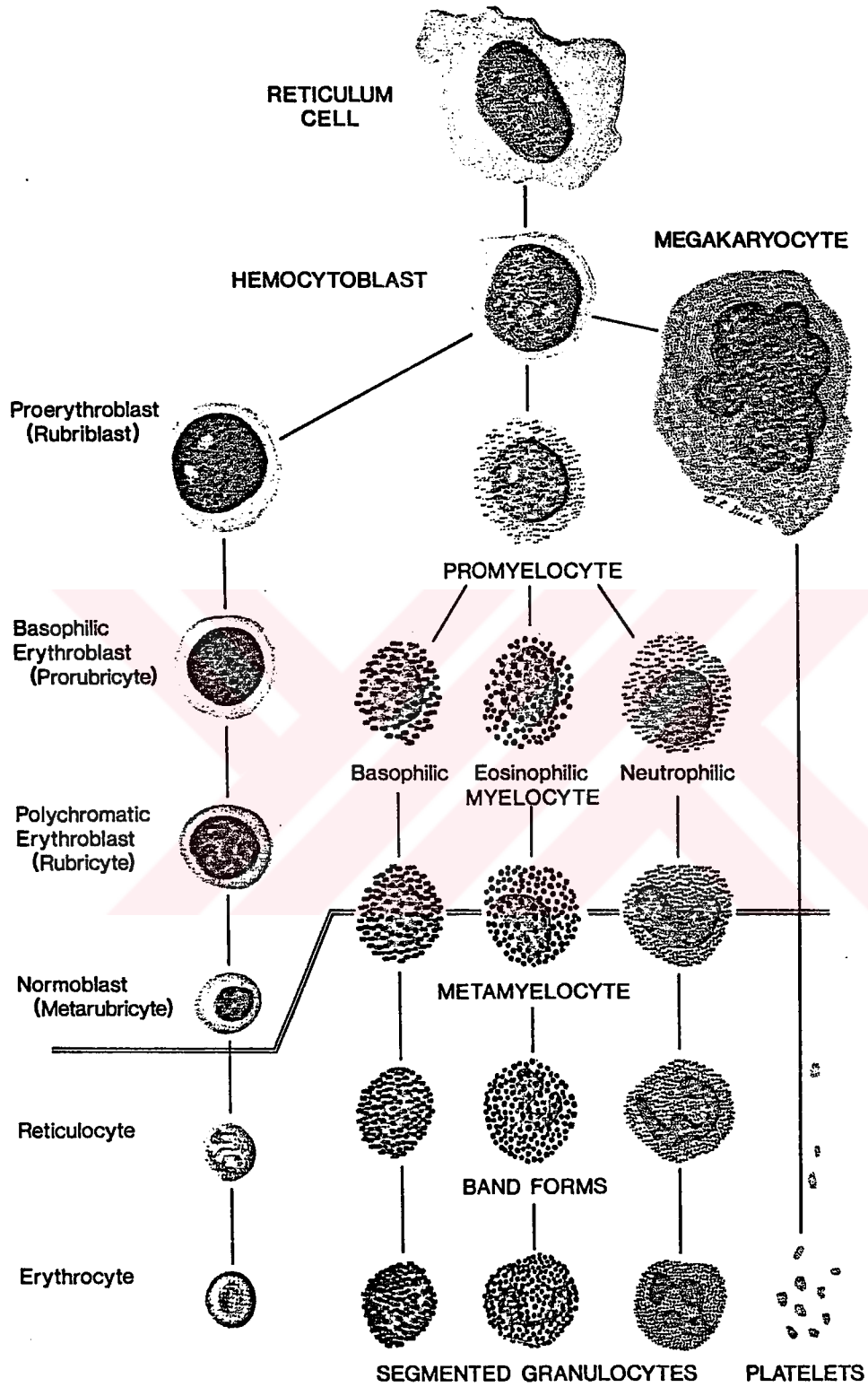
meydana gelir. Bunların nükleusları oval veya hafif çöküntülüdür. 15 mikron büyüklükte olup 5 taneye varan nükleolus içerirler. Stoplazmada çok sayıda serbest ribozom vardır. GER uzun ve yassı olup, sisternalar içerdiğinden bazofiliktir. Golgi belirgin olup, sisternalarda hafif elektron yoğun materyal bulunur. Olgun monositler kanı terk ederek vücut boşluklarına geçerler.

SİNÜZOİDLER

Kemikteki besleyici dallar kemik iliğinde dağılırlar. Bunlar önce kalın duvarlı sonra ince duvarlı arterioller halinde seyrederek. İnce duvarlı arterioller de endotel ve adventitiyel hücrelerinden oluşurlar ve sinüsler halinde devam ederler. Sinüs duvarında üç tabaka bulunur. Lümeneye bakan yüzde tek sıra endotel veya littoral hücreler, bunların altında bazal membran ve daha da altta üçüncü tabaka olarak adventitia bulunur. Araştırmalar kan hücrelerinin genç elemanlarının adventitial bölgeyi oluşturduğunu ortaya koymuştur(44). Olgunlaşmış genç elemanların sinüs lümenine geçişi endotel ile geçen hücre arasındaki ilişkiye bağlıdır. İçerde birikimden dolayı artan basınç ve adventitial hücrelerin kasılmalarıyla söz konusu geçiş sağlanır.

Transnevral geçiş seçimli bir geçiş olup ancak belli olgunluğa erişmiş (olgun hücreler, genç hücrelere oranla daha elastik olduğundan porlardan kolay geçebilirler) olan hücreler endotel bariyerinden geçebilir.

Ayrıca kemik iliğinde hemopetik hücrelerle direkt ilişkide olan ve elektron mikroskobu ile de seçilebilen miyelinli veya miyelinsiz aksonlar halinde sinir hücreleride bulunmaktadır.

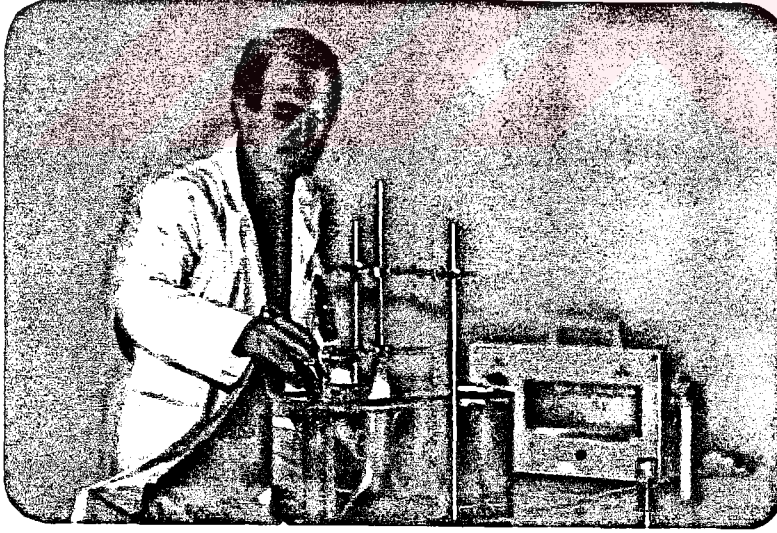


TABLO 7- Kemik iliği elementlerinin gelişme aşamaları (LEESON & LEESON'dan)

- GEREÇ ve YÖNTEM -

Saf su dolu bir tank içindeki özel bir fiksatife bağlı beyaz sıçanlar (RATTUS ALBİNUS) üzerine 2 dak. 4 dak. ve 6 dak. lık etkiye süreleri içinde 2 Watt/cm^2 , 2.5 Watt/cm^2 ve 3 Watt/cm^2 şiddetlerindeki devamlı ULTRASES ışını SONOSTAT-633 cihazı ile sağlandı (Resim 1).

Bu cihazın ULTRASES ışın aralığı $0-3 \text{ Watt/cm}^2$ olup, sabit frekansı $870 \text{ kHz} \pm \% 2$ dir.



RESİM 1

Özel Fiksatife bağlı Rat'lara SONOSTAT-633 cihazı ile yapılan ULTRASES ışınması

Hem devamlı (continue) hem de kesikli (puls) dalga şeklinde ULTRASES ışınması yapabilen SONOSTAT-633 cihazı ile biz deneylerimiz sırasında sadece devamlı ULTRASES IŞIMASI kullandık(4).

ULTRASES ışınlaması sırasında doku üzerinde oluşabilecek her türlü yansımaları önlemek için akustik empedansı yumuşak doku empedansına çok yakın olan saf su içinde ve vücut sıcaklıklarında deney hayvanlarımızı ışınlamaya özen gösterdik(48).

Ayrıca prop (ucunda transducer takılı aparat) ile doku arasındaki uzaklığın, ışınlamalar sırasında, transducerin FRESNEL (yakın bölge) bölgesi içinde, yaklaşık 1 cm'de kalmasını sağlamaya çalıştık. Amacımız transducerden yayınlanan ışın şiddetinin yayın alanı içinde, uniform bir dağılım göstererek, hedef dokuya; dağılmadan ve şiddetinde bir kayıp olmadan etkimesini gerçekleştirmekti(24).

Yine sıçanların, su tankı içinde ULTRASES ışınlaması esnasında sabit kalmasını sağlamak üzere Resim 1'de de görülen özel yapılmış bir fiksatif kullandık.

Oluşturduğumuz bu sistemle yaptığımız tüm uygulamalarda deney hayvanları daima ayık olup ancak deneyler bittikten sonra hedef dokulardan biopsi alınması sırasında onlara eter anestezisini tatbik ettik.

Biopsi materyallerini mümkün olan en kısa sürede alarak bir miktar fiksatif içinde, jilet yardımı ile yaklaşık 1 mm³'lük küçük parçalara ayırdık. Ve küçük doku parçaları hemen MİLLONİNG FOSFAT tamponu(8) ile hazırlanmış MERK'in % 4'lük GLUTARALDEHİT'i içine atıldı. +4°C da iki saat fikse edildikten sonra 12 saat yine +4°C da Milloning Fosfat tamponu ile yıkandı. Aynı tampon ile hazırlanmış % 1'lik OsO₄ (osmium tetroksit) ile de 1 saat ikinci kez fikse edildik-

ten sonra yükselen ETHANOL serilerinden geçirilerek örnek doku parçalarının suyu alındı(23).

Ayrıca parçalar iki kez de propilen oksitten geçirildikten sonra gömme ortamı olarak kullanılan MERK'in ARALDİT karışımı ile eşit orandaki propilen oksitte 1 saat, daha 3 kısım Araldit ve 1 kısım propilen oksitte de 1 saat rotatorda döndürüldükten sonra saf araldit içinde yine rotatorda döndürülerek 1 gece bekletildi. Ertesi gün aynı karışımdan yine hazırlandı ve parçalar bu karışıma gömülerek 3 gün 45°C da ve bir günde 60°C'lık sıcaklıkta etüvde polimerizasyona tabi tutuldu. Aradan bir hafta geçtikten sonra da kesim işlemine geçildi(36).

Bloklaşmış doku parçaları REICHERT ultramikrotomunda, önce 1-1,5 mikron kalınlığında kesilerek lam üzerine alınıp TOLUİDİN mavisi ile boyandıktan sonra ışık mikroskopunda incelendi(39).

Dokuya uyum sağlandıktan sonrada ince kesit işlemine geçildi. Yine ultramikrotomda bloklardan 400-600 A⁰ kalınlığında kesitler, bakır gridler üzerine alındı. Bu kesitler önce % 50'lik URANİL ASETAT eriyiğinde 30 dakika daha sonra REYNOLD'un KURŞUN SİTRAT eriyiğinde 15 dakika bırakılarak kontrastlaşma sağlandı(28). Artık bakır gridler üzerine alınan ve boyama işlemi yapılarak kontrastlaşmaları sağlanan kesitlerin CARL ZEİSS EM.9 ve EM.10 elektron mikroskoplarında incelenerek değerlendirilme ve de oluşan deformasyonların fotoğraflarının çekilme işlemi yapılabilirdi.(29)

- B U L G U L A R -

Beyaz sıçanlar (Rattus Albinus) da hedef doku olarak seçilen FEMUR İLİĞİ ile SARTORIUS KASI üzerine, devamlı ULTRASES ışınları üç değişik süreye göre gruplandırılarak etki ettirildi.

Deney grubu olarak 9 adet beyaz sıçan cinsiyet farkı gözetilmeden fakat mümkün olduğu kadar aynı yaş ve büyüklükte olacak şekilde seçildi.

Kontrol grubu olarakta yine 9 adet beyaz sıçan kullanıldı. Bunlarda Femur ilığıne ait normal görüntülü kesitler Resim 1-2-3-4'de ve Sartorius Kasına ait normal görüntülü kesitler ise Resim 21'de görülmektedir.

Femur İliğı ışınlanan Beyaz sıçanlarda elde ettiğimiz ultrastrüktürel düzeydeki bulgular, ışınlama sürelerine göre aşağıdaki şekilde gruplandırıp sıralandırılmıştır.

1- 2 dakikalık ışınlama süresinde

a) 2 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,
- Nötrofilik Meta Miyosit kesitte Mitokondrilerde şişme ve Granül perifasyonu başlamış durumda (Resim 5).

b) 2,5 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Nötrofilik Meta Miyolosit ve Retikülosit içeren kesitte Mitokondrilerde şişme ve Granül periferasyonu söz konusu (Resim 6).

c) 3 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Polikromotofilik eritroblast aşama içeren kesitte Mitokondrilerde şişme devam ediyor (Resim 7).

- Nötrofilik kesitte Granül periferasyonu ile Mitokondrilerde şişme var (Resim 8).

2- 4 dakikalık ışınlama süresinde

a) 2 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Nötrofilik Miyolosit ve Eusnofilik Miyolosit içeren kesitte Mitokondrilerde krista kaybı ve şişme, GER şişmesi başlamış ve Granül Perifasyonu görülmektedir (Resim 9).

b) 2,5 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Nötrofilik Meta Miyolosit, Eusnofil Miyolosit ve Proeritroblastik aşamayı ieren kesitte Mitokondrilerde şişme ve krista kaybı, GER şişmesi ile Granül perifasyonu açıkça görülmektedir (Resim 10).

c) 3 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Nötrofilik Meta Miyolosit ve Nötrofil içeren kesitte Granül Perifasyonu gayet belirgin (Resim 11).

- Plazma hücresi, Eusnofil, Proeritroblast, Ortokromatik Eritroblast ve Retikülüm hücresi içeren kesitte Mitokondrilerde şişme ve krista kaybı, GER şişmesi ile Granül Perifasyonu görülmektedir (Resim 12).

3- 6 dakikalık ışınlama süresinde

a) 2 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Eusnofil, Plazma hücresi ile Nötrofilik Miyelosit serisi hücreleri içeren kesitte GER şişmesi ile Granül Periferasyonu görülebilmekte (Resim 13).

b) 2,5 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Nötrofilik Meta Miyelosit ve Retikülosit içeren kesitte GOLGİ'de vezikülasyon ve Granül Periferasyonu açıkça görülmektedir (Resim 14).

- Bazofilik Eritroblast ve Eusnofil hücrelerindeki blastik aşamayı içeren kesitte GER şişmesi oldukça belirgin ve Granül Periferasyonu var (Resim 15).

- Proeritroblast aşamadan geçen kesitte Mitokondrilerdeki şişme görülüyor (Resim 16).

- Eusnofil, Miyeloblast, Ortokromotofilik Eritroblast ve Nötrofilik Miyelositer aşamaları gösteren kesitte Granül periferasyonu çok belirgin bir şekilde görülmekte (Resim 17)

c) 3 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Nötrofilik Miyelosit içeren kesitte GOLGİ'de vezikülasyon ile mitokondrilerde şişme var (Resim 18).

- Proeritroblastik aşamayı gösteren kesitte Mitokondrilerde oluşan şişme ve krista kaybı artık oldukça belirgin (Resim 19).

- Nötrofilik Miyelosit aşamadan geçen kesitte GER şişmesi ve Granül Periferasyonu da görülebiliyor (Resim 20).

Yukarda, FEMUR İLİĞİNDE tesbit edip sıraladığımız bulguların tümünü TABLO 8'de görmemiz mümkündür. Böylece oluşan deformasyonların yorumlanıp değerlendirilmesi daha ko-

lay olacaktır.

Şimdi ikinci değişik doku olarak yine Beyaz Sıçanlar (Rattus Albinus) da SARTORIUS KASINDA, devamlı ULTRASES ışınlamalarından elde ettiğimiz bulguları, kemik iliğinde olduğu gibi üç değişik süreye göre gruplandırıp sıralayacak olursak;

1- 2 dakikalık ışınlama süresinde

a) 2 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Sartorius kasında kayda değer bulgu göremedik.

b) 2,5 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Yine kesitlerde bir bulgu görülemiyor.

c) 3 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Harabiyet daha başlamamış.

2- 4 dakikalık ışınlama süresinde

a) 2 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda,

- Halâ bir deformasyon gözüküyor.

b) 2,5 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda, Ratlarda Sartorius kasına ait longitudinal bir kesitte,

- Normal bir genel görünüm içinde Mitokondrilerde çift zar ayrılması başlamış gibi (Resim 22).

c) 3 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda, Sartorius kasından uzunlamasına geçen bir kesitte,

- Mitokondri çift zarında ayrılma ve yer yer erimeler görülmekte (Resim 23).

- Ayrıca Mitokondrilerde büyüme söz konusu (Resim 23)

3- 6 dakikalık ışınlama süresinde

a) 2 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda, süre uzun olmasına rağmen bir deformasyon görülmedi.

b) 2,5 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda, Sartorius kasından uzunlamasına geçen bir kesitte,

- Çift zarda ayrılma ve yer yer yanlarda erimeler oluşmuş ayrıca kristalarda düzensiz görünüm söz konusu (Resim 24).

Başka bir uzunlamasına geçen kesitte

- Mitokondride GLikojen azalması söz konusu (Resim 25).

- Yer yer çift zarda ayrılma ve erime var (Resim 25).

Başka bir kesitte;

- Mitokondrilerde büyüme var (Resim 26).

c) 3 Watt/cm² şiddetinde ULTRASES ışını kullandığımızda, Sartorius kasından uzunlamasına geçen bir kesitte,

- Yer yer çift zardaki erime belirgin ve bu bölgelerde elektron yoğun bir zarın oluşması görülmekte (Resim 27).

- Ayrıca Glikojen azalması var (Resim 27).

İkinci bir uzunlamasına geçen kesitte,

- Mitokondrilerde krista harabiyeti görülmekte (Resim 28).

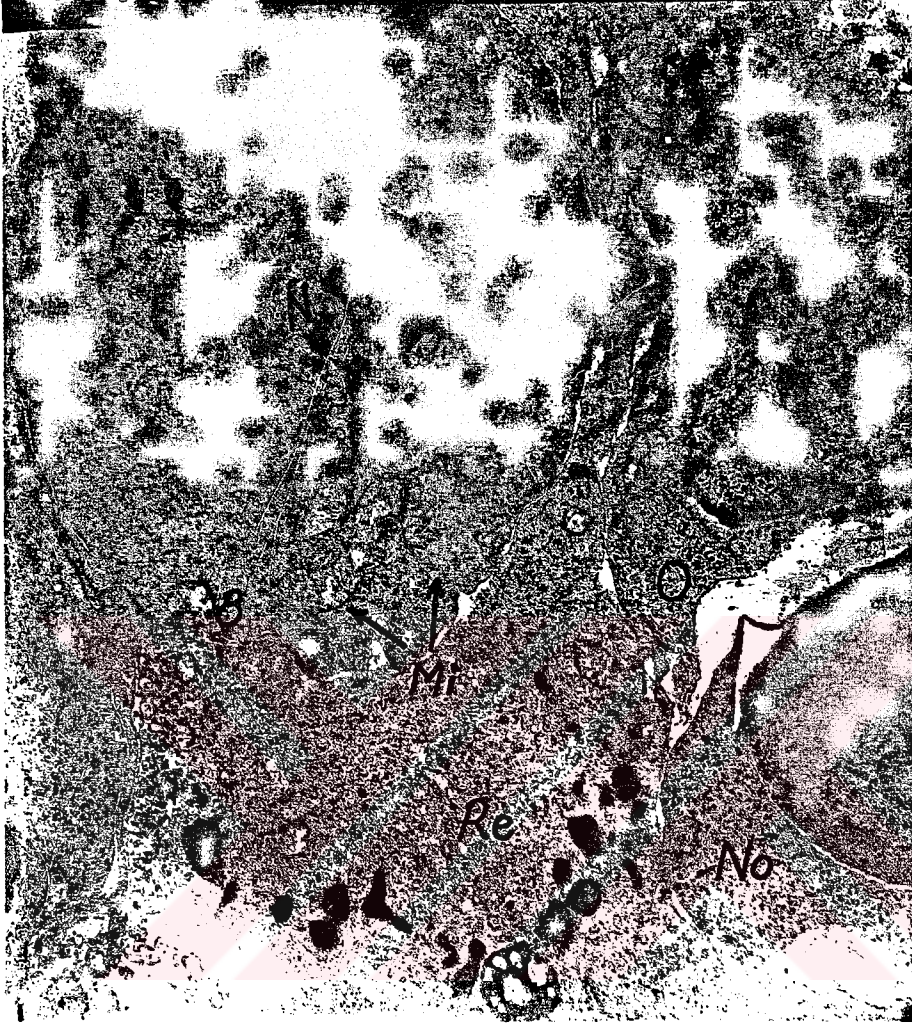
- Çift zarda yer yer erime ve tek zar görünümü var (Resim 28).

Uzunlamasına geçen üçüncü bir kesitte;

- Mitokondrilerde büyüme (Resim 29).
- Çift zarda ayrılma ile krista deformasyonu görülmekte (Resim 29).

Buraya kadar belirlediğimiz bulguları bir arada görüp yorumlamaya yardımcı olması için TABLO 9'da bakmamız gerekmektedir.

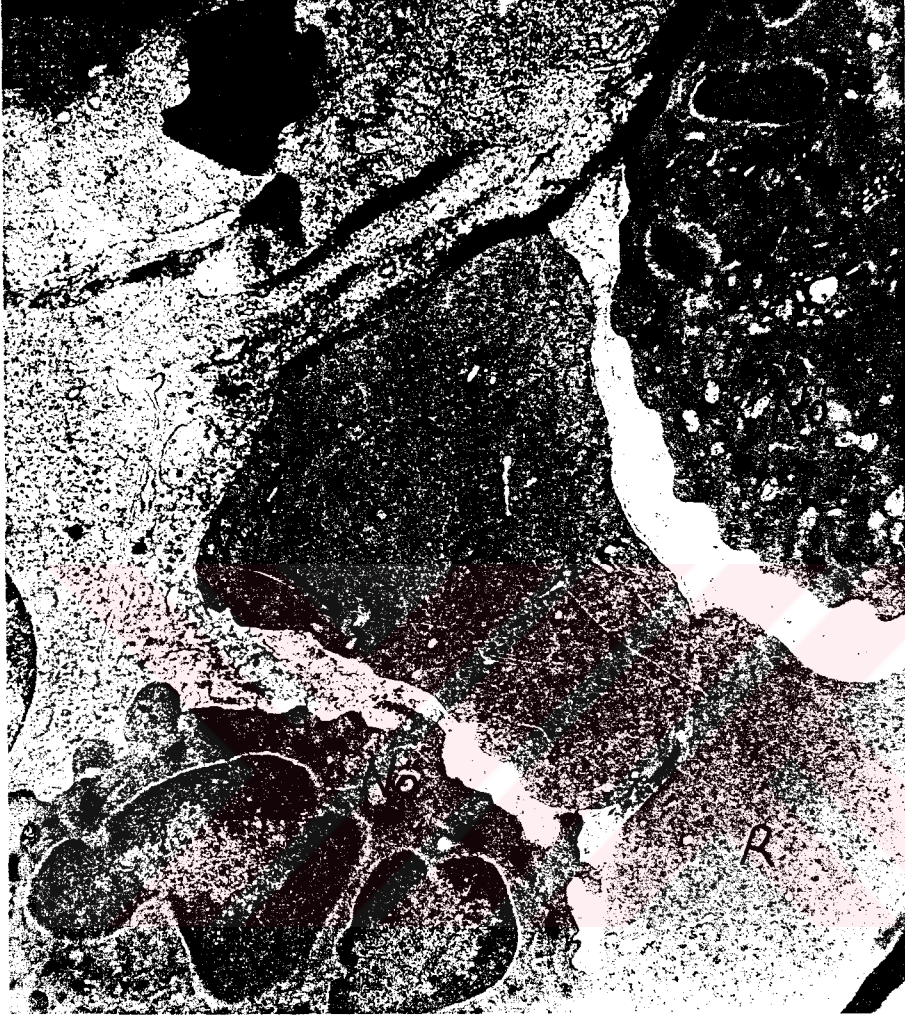




RESİM 1

Kontrol grubuna ait normal görünümlü Eritroblastik Ada içeren kesitte,

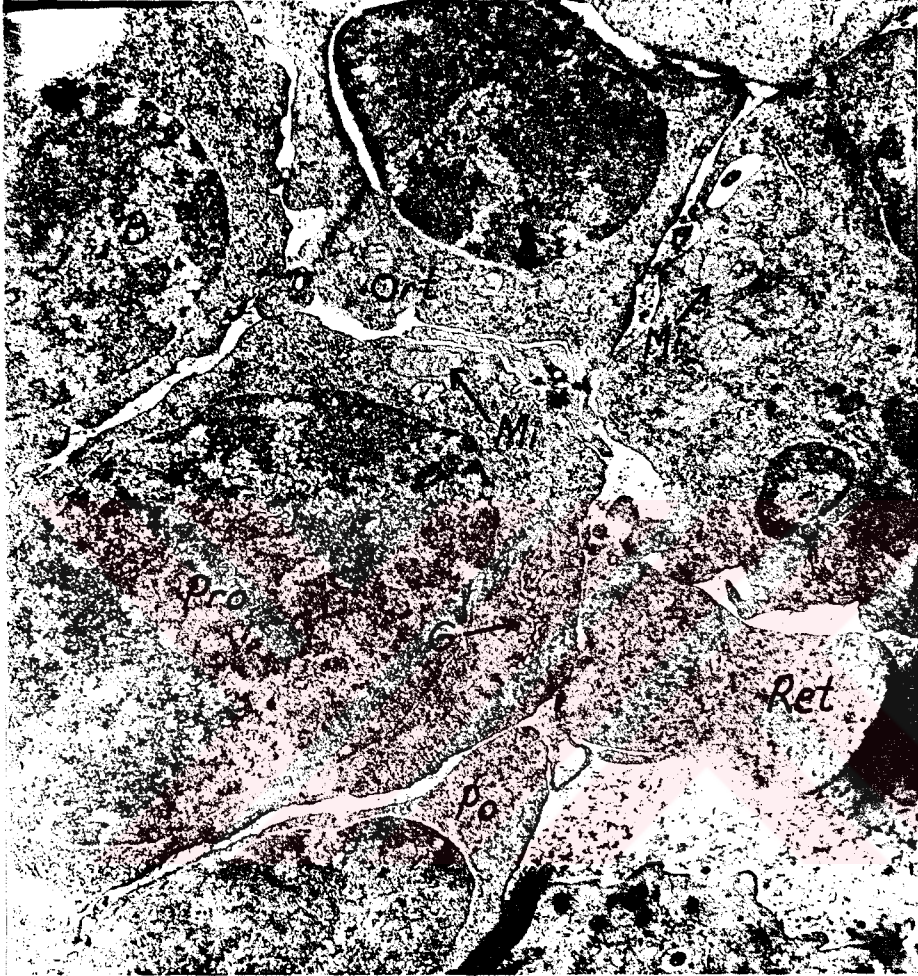
Re : Retikülüm hü. N: Nükleus, NO: Normoblast, Ort: Ortokromotofilik
Eritroblast, Mi: Mitokondri, B: Bazofilik Eritroblast,
X 21500



RESİM 2

Kontrol grubuna ait normal görümlü Nötrofil ve Retikülosit içeren kesitte,

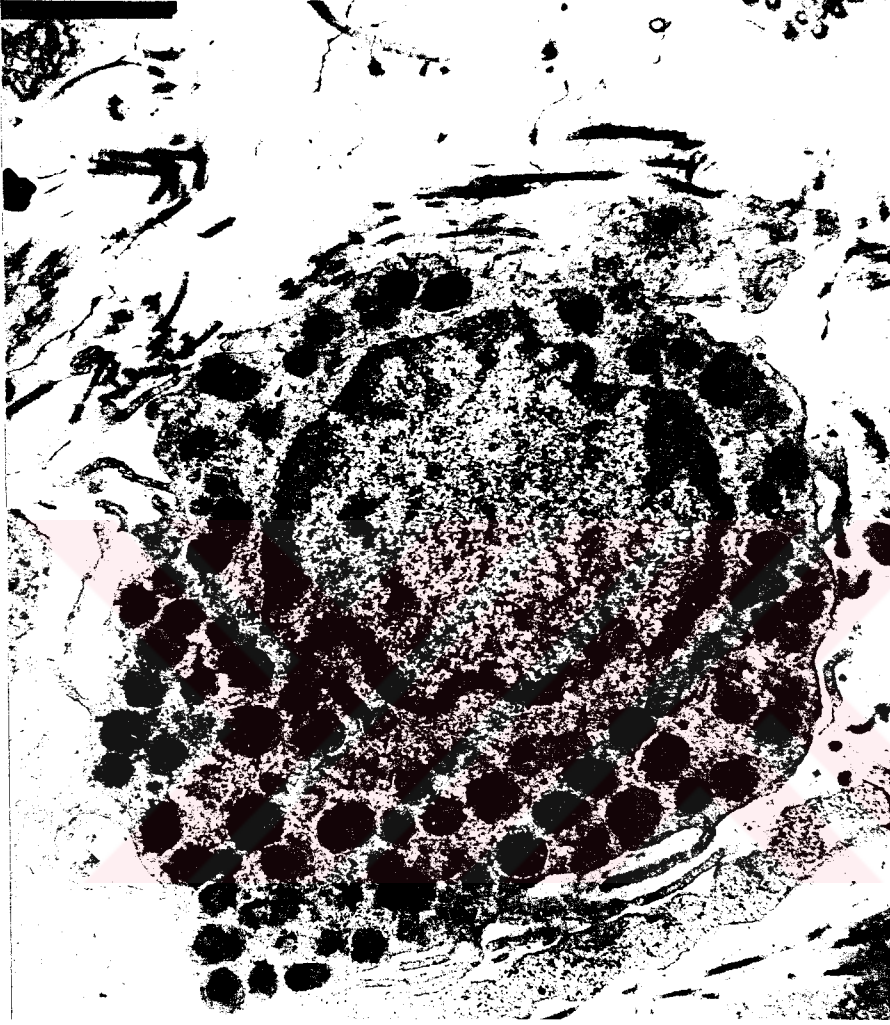
Mi: Mitokondriler, R: Retikülosit, Nö: Nötrofil
X 21500



RESİM 3

Kontrol grubuna ait normal görünümle Eritroblastik Ada içeren kesitte,

Pro: Proeritroblast, Ret: Retikülosit, B: Bazofilik, Ort: Ortokromotofilik Eritroblast, Mi: Mitokondri, G: Golgi, Po: Polikromotofilik Eritroblast
X 21500



RESİM 4

Kontrol grubuna ait normal görünlü Eusnofilik Metamiyelosit içeren kesitte,

- Normal Granül dağılımı görülmekte
X 21500



RESİM 5

Nötrofilik Metamiyelosit içeren kesitte,

- Mitokondrilerde şişme başlamış,
- Granül periferasyonu söz konusu

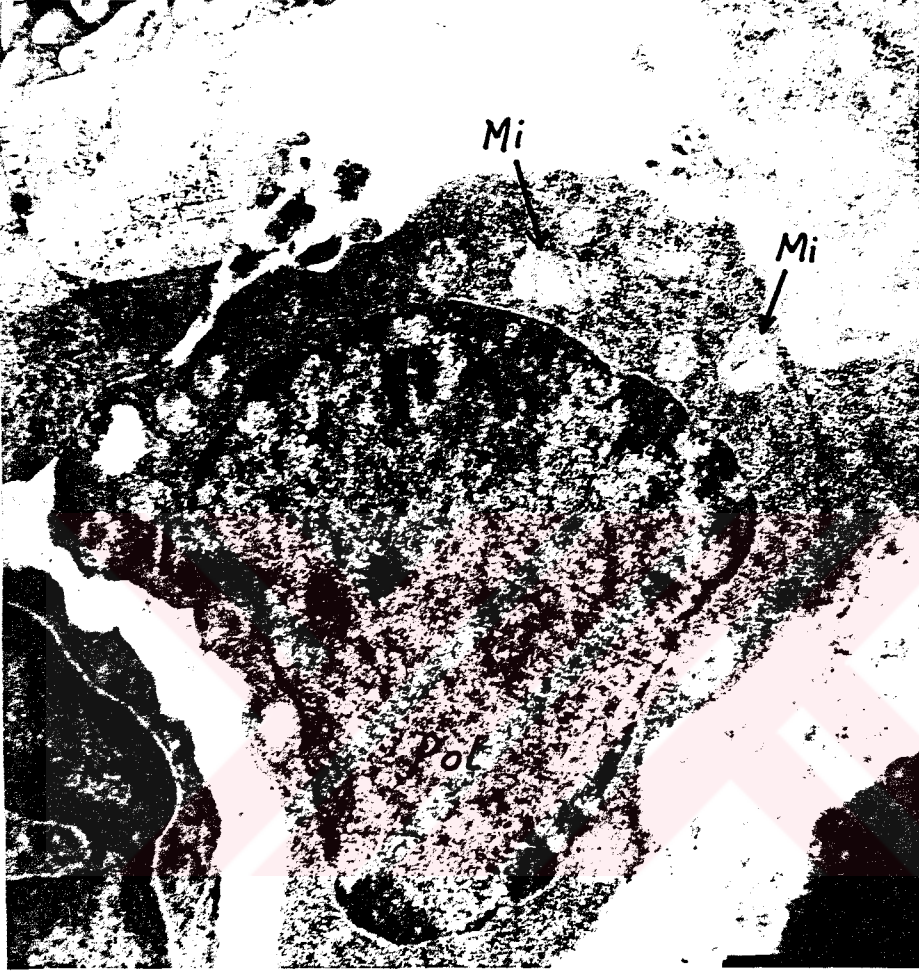
Mi: Mitokondri, N: Nükleus, MMy: Nötrofilik Metamiyelosit
X 14500



RESİM 6

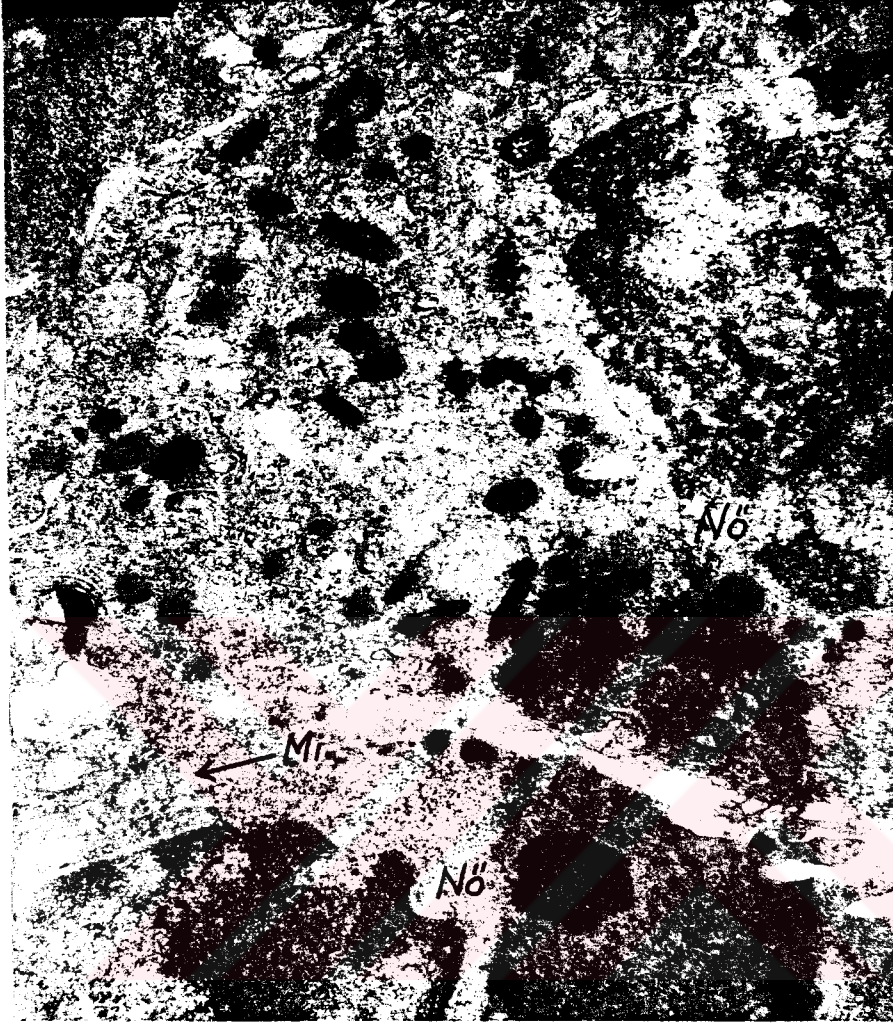
Miyelosit, Nötrofilik Metamiyelosit ve Retikülosit içeren kesitte

- Mitokondrilerde şişme var,
 - Granül periferasyonu söz konusu
- My: Miyelosit, Ret: Retikülosit, N: Nükleus, MMy: Nötrofilik
Metamiyelosit, Mi: Mitekondri
X 21500



RESİM 7

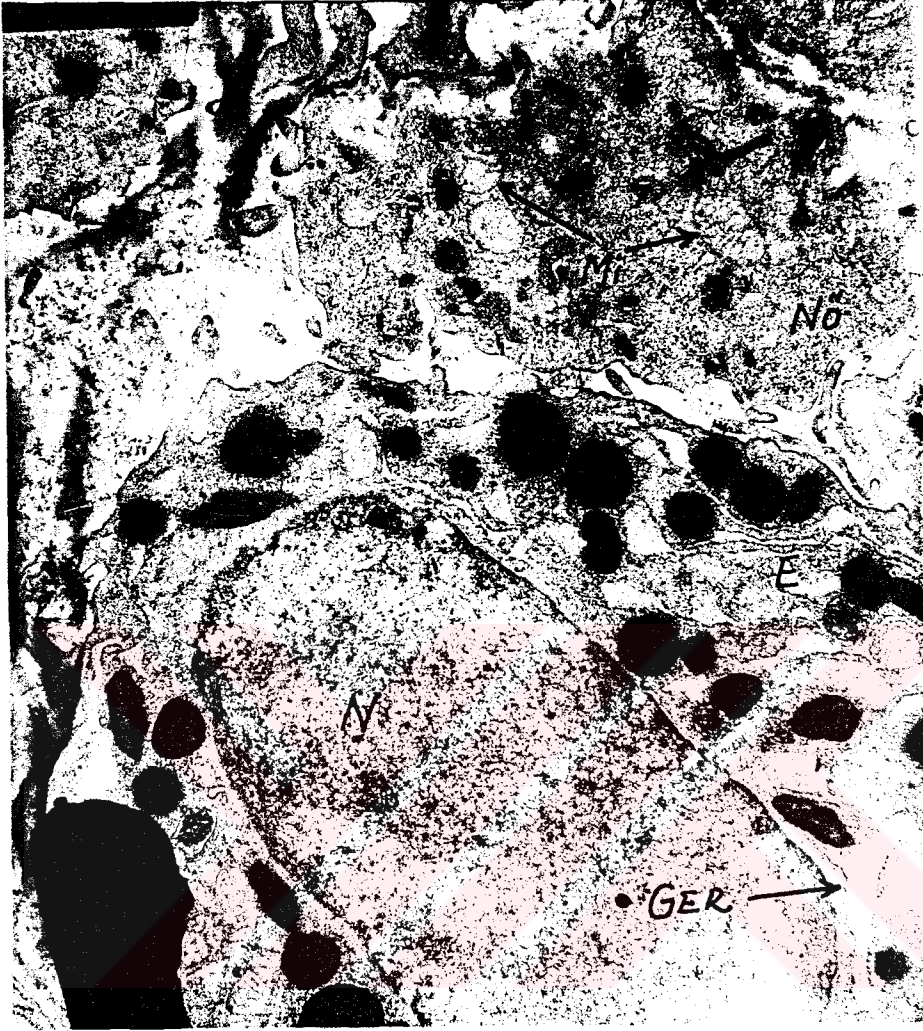
Polikromotofilik Eritroblast aşama içeren kesitte
-Mitokondrilerde şişme görülmekte
Mi: Mitokondir, Pol: Polikromotofilik Eritroblast
X 21500



Resim 8

Nötrofilik Kesit

- Mitokondrilerde şişme görülmekte,
 - Granül periferasyonu belirgin
- Nö: Nötrofilik hücre, Mi: Mitokondri
X 21500

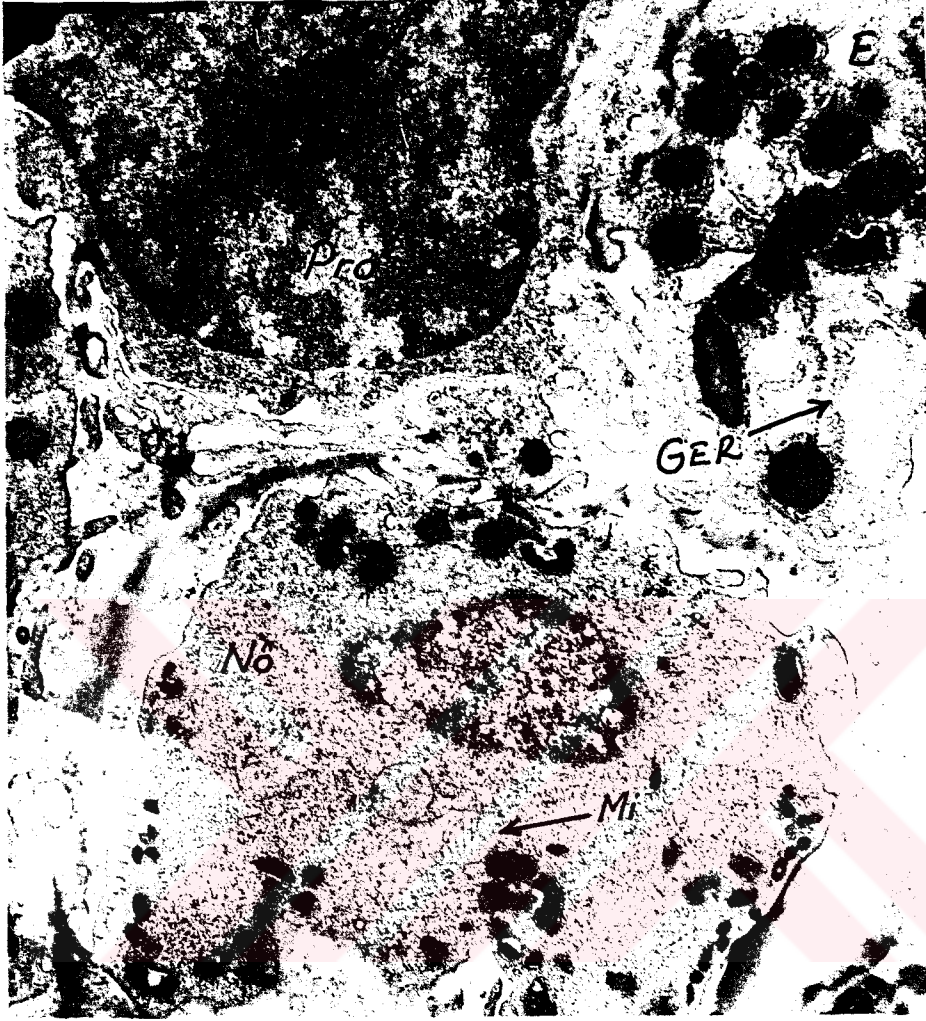


RESİM 9

Nötrofilik Miyelosit ve Eusnofilik Miyelosit İçeren kesitte,

- Mitokondrilerde krista kaybı ve şişme var
- GER şişmesi başlamış
- Granül periferasyonu görülmekte

Nö: Nötrofilik miyelosit, Mi: Mitokondri, E: Eusnofilik miyelosit,
N: Nükleus, GER: Granüllü Endoplazmik Retikülüm
X21500



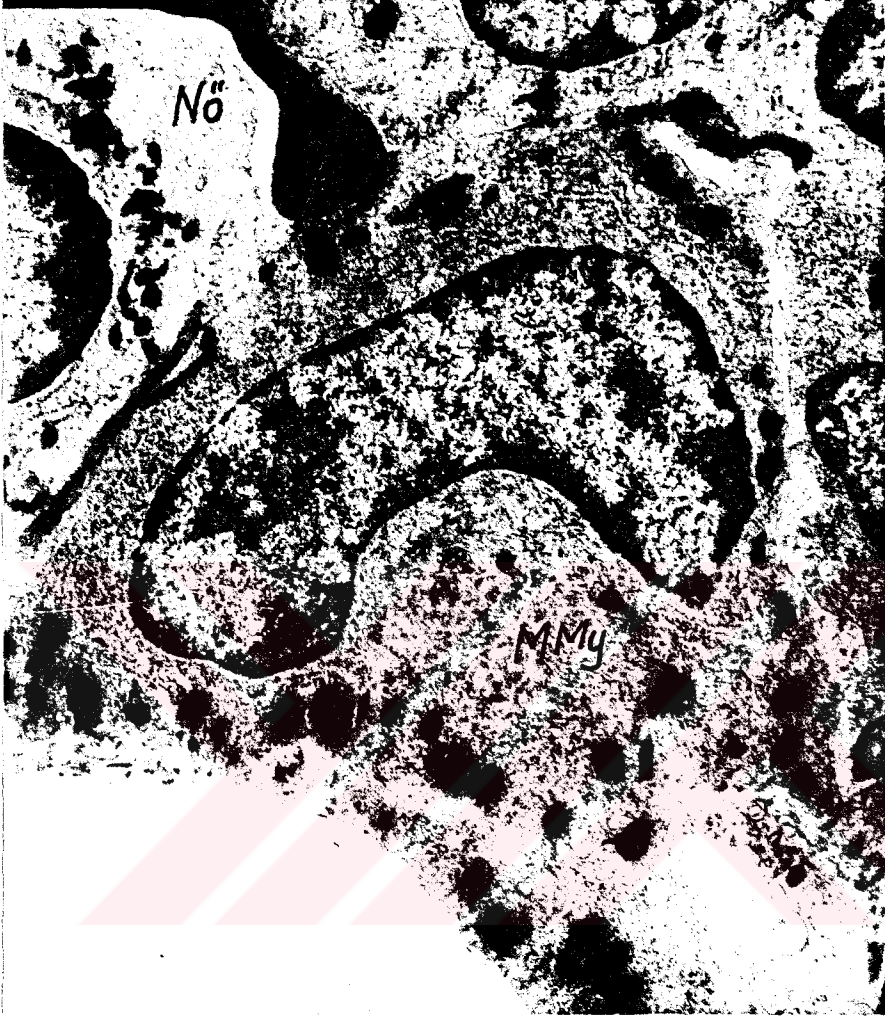
RESİM 10

Nötrofilik Metamiyelosit, Eusnofil Miyelosit ve Proeritroblastik aşamayı içeren kesit

- Mitokondrilerde şişme ve krista kaybı
- GER'de şişme

- Granül periferasyonu açıkça görülmektedir.

Pro: Proeritroblastik aşama, Mi: Mitokondri, MMy: Nötrofilik Metamiyelosit, E: Eusnofil miyelosit, GER: Granüllü Endoplazmik Retikülüm
X 14500



RESİM 11

Nötrofilik Metamiyelosit ve Nötrofil içeren kesit
- Granül periferasyonu gayet belirgin
MMy: Nötrofilik Metamiyelosit, Nö: Nötrofil
X 14500



RESİM 12

Plazma Hücresi, Eusnofil, Proeritroblast, Ortokromotik Eritroblast ve Retikülüm hücresi içeren kesit

- GER şişmesi var

- Mitokondrilerde şişme ve krista kaybı

- Granül periferasyonu yine söz konusu

P: Plazma hücresi, E: Eusnofil, Re: Retikülüm hücresi, Ort: Ortokromotik Eritroblast, Mi: Mitokondri, GER: Granüllü Endoplazmik Retikülüm, Pro: Proeritroblast

X 14500



RESİM 13

Eusnofil, Plazma hücresi ile Nötrofilik Miyelosit serisi hücreleri içeren kesit

- GER şişmesi oldukça belirgin
- Granül periferasyonu açıkça görülmektedir.

E: Eusnofil, P: Plazma hücresi, GER: Granüllü Endoplazmik Retikülüm
1-2-3-4 Nötrofilik Miyelosit Seri
X 14500



RESİM 14

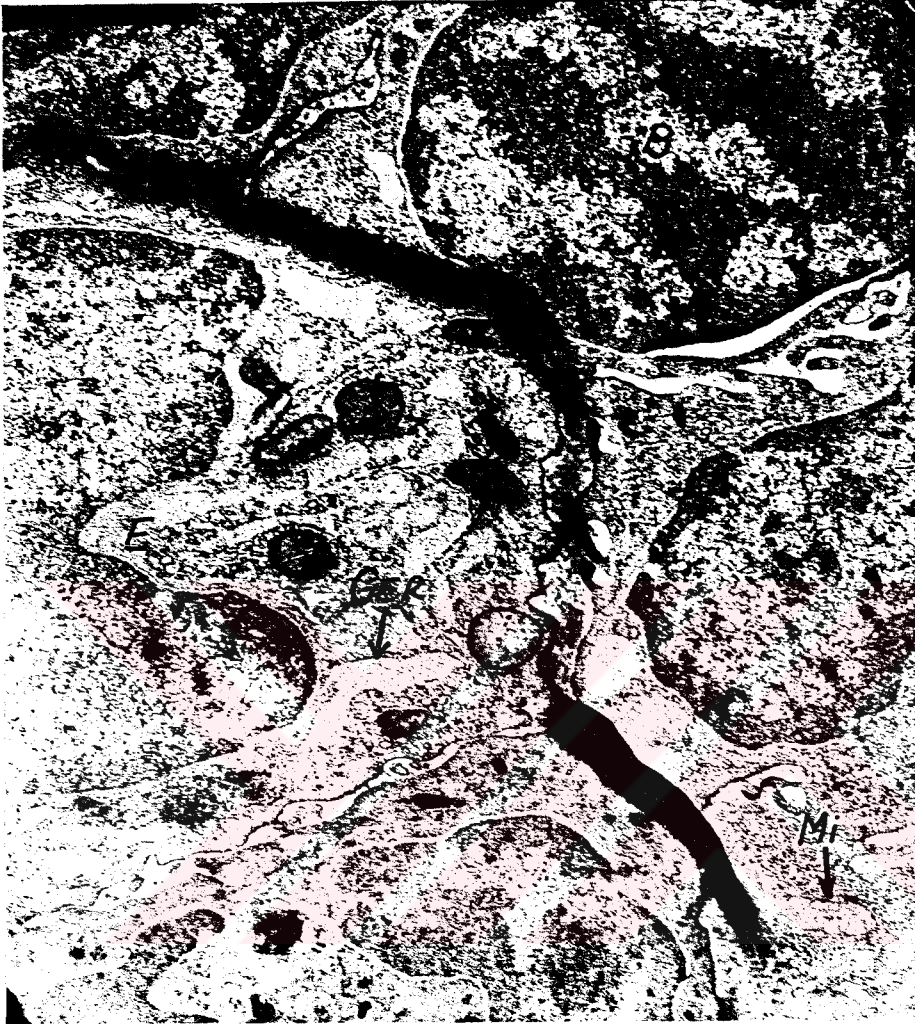
Nötrofilik Metamiyelosit ve Retikülosit içeren kesit

- GOLGİ'de vezikülasyon var

- Granül Periferasyonu oldukça belirgin

Ret: Retikülosit, MMy: Nötrofilik Metamiyelosit, G: Golgi

X21500



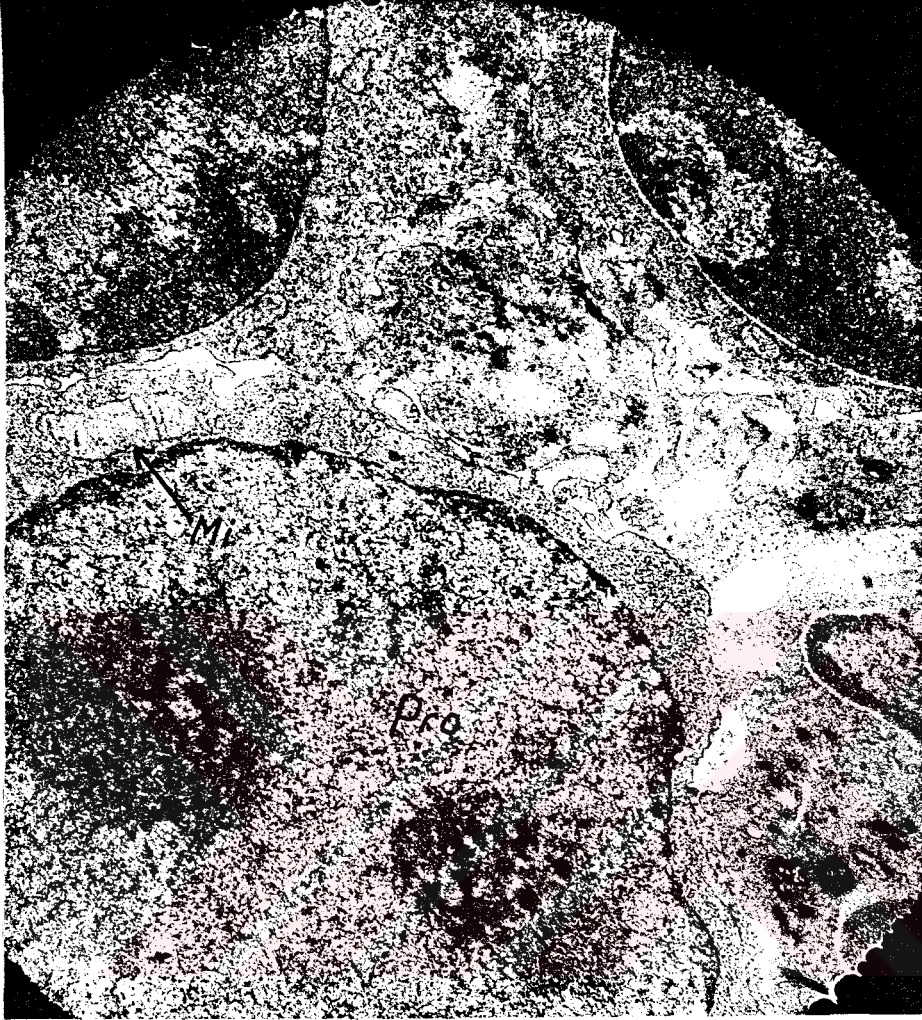
RESİM 15

Bazofilik Eritroblast ve Eusnofil hücrelerindeki blastik aşamayı içeren kesit

- GER şişmesi belirgin
- Granül periferasyonu var

GER: Granüllü Endoplazmik Retikülüm, Mi: Mitokondri, B: Bazofilik Eritroblast, E: Eusnofil

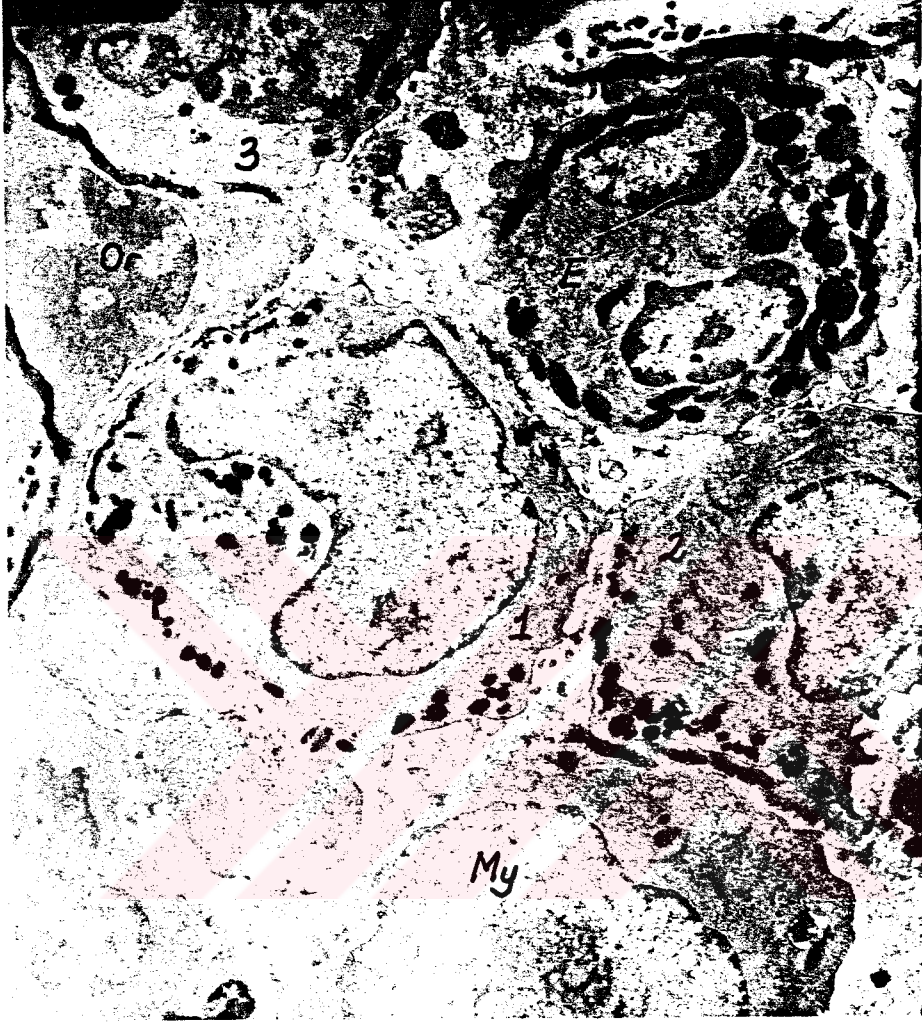
X 21500



RESİM 16

Proeritroblastik aşamadan geçen kesit

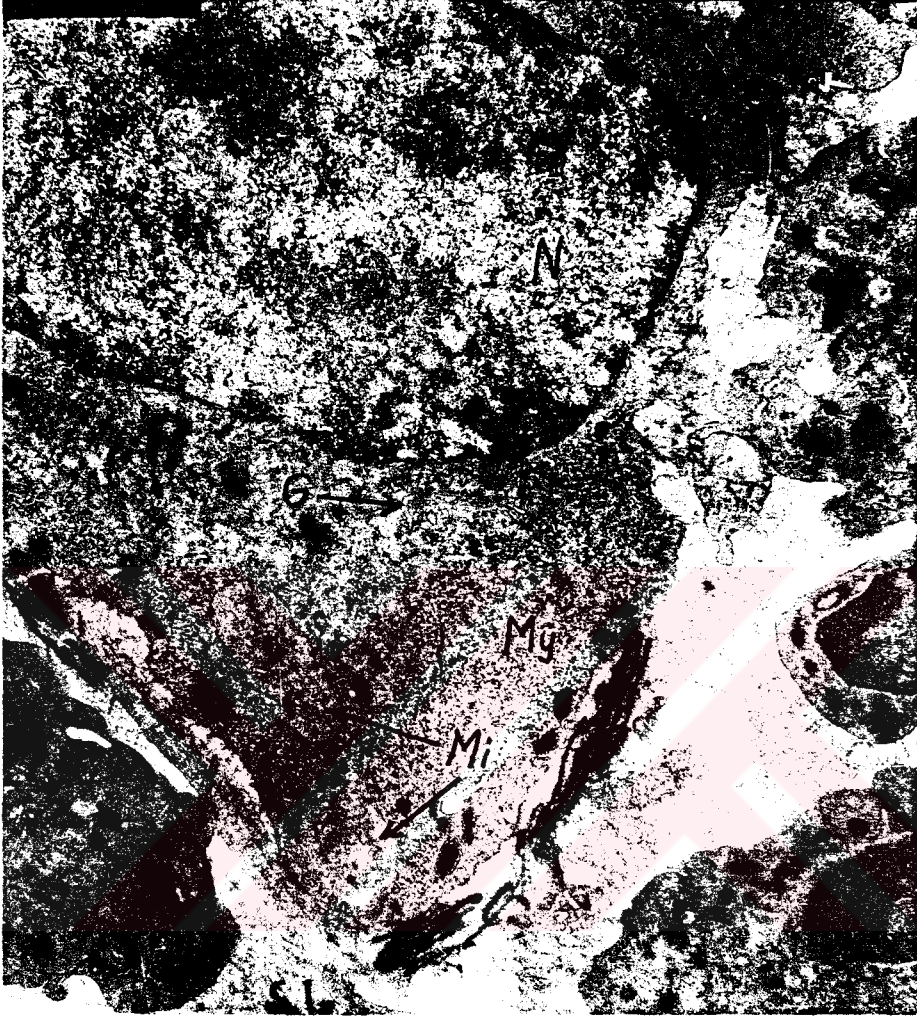
- Mitokondrilerde şişe oldukça belirgin
- Mi: Mitokondri, Pro: Proeritroblast
- X 21500



RESİM 17

Eusnofil, Miyeloblast, Ortokromotofilik Eritroblast ve Nötrofilik Miyelositer aşamayı içeren kesitte

- Granül periferasyonu çok belirgin
E: Eusnofil, My: Miyelosit, Or: Ortokromotofilik Eritroblast
1-2,3: Nötrofilik Miyelositer Aşamalar
X 14500



RESİM 18

Nötrofilik Miyelosit içeren kesit

- GOLGİ'de vezikülasyon söz konusu

- Mitokondrilerde büyüme ve şişme belirgin

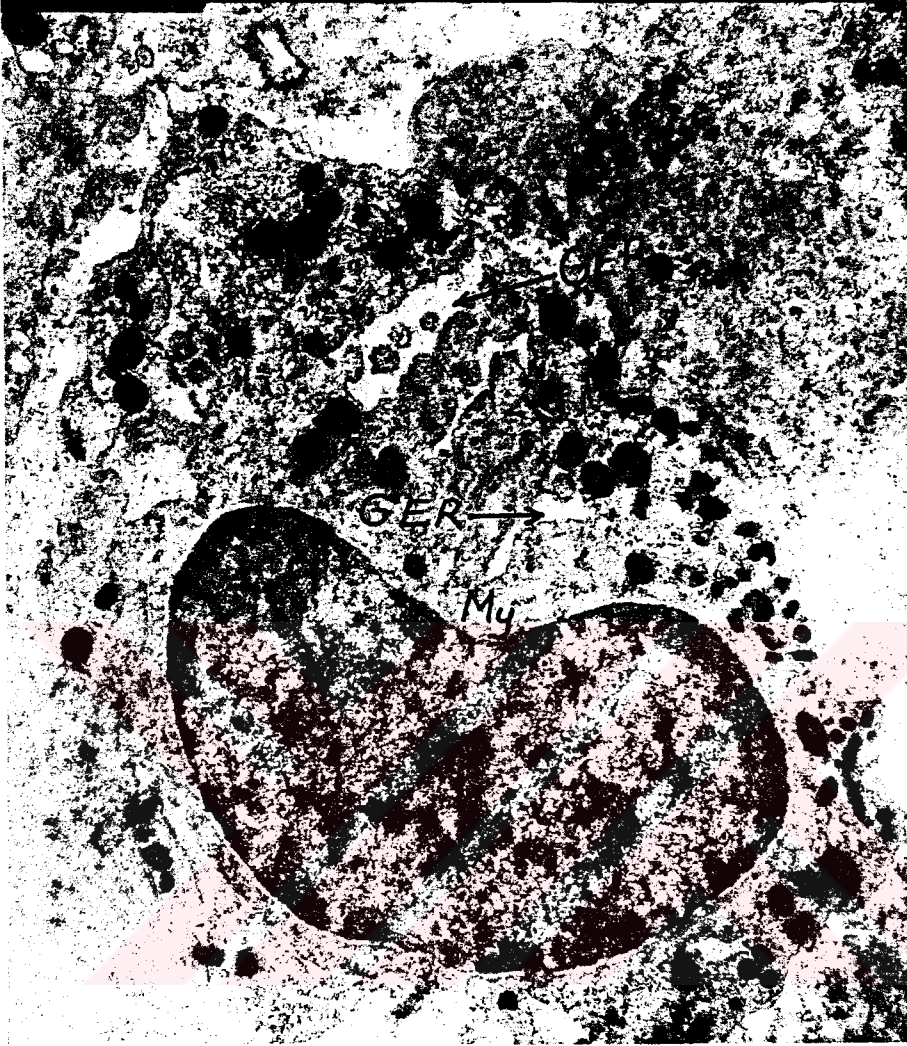
My: Nötrofilik Miyelosit, N: Nükleus, G: Golgi, Mi: Mitokondri
X 21500



RESİM 19

Proeritroblastik aşamayı içeren kesit

- Mitokondrilerde oluşan şişme ve krista kaybı oldukça belirgin
- Pro: Proeritroblast, Mi: Mitokondondri
X 28500



RESİM 20

Nötrofilik Miyelosit aşamayı içeren kesit

- GER şişmesi belirgin
- Granül PREFERASYONU var

GER: Granüllü Endoplazmik Retikülüm, My: Miyelosit
X 21500



RESİM 21

Sartorius kasına ait uzunlamasına geçen bir kesitte

- Normal mitokondri dağılımı ve görünümü

Mi: Mitokondri, Z: Z-Bandı, A: A-Bandı, I: I-Bandı
X 21500



RESİM 22

Sortorius kasına ait longitudinal kesitte

- Normal bir genel görünüm içinde Mitokondrilerde çift zarda ayrılma başlamış

Mi: Mitokondri, Z: Z-Bandı

X 21500



RESİM 23

Sartorius kasından uzunlamasına geçen bir kesitte

- Mitokondrilerin çift zarlarında ayrılma ve yer yer yan taraflarda erime görülmekte
 - Mitokondrilerde büyüme söz konusu
- Mi: Mitokondri, G: Glikojen
X 21500



RESİM 24

Sartorius kasından uzunlamasına bir kesit

- Çift zarda ayrılma ve yer yer yanlarda erimeler oluşmuş, ayrıca kristalarda düzensiz görünüm söz konusu

Mi: Mitokondri

X 21500



RESİM 25

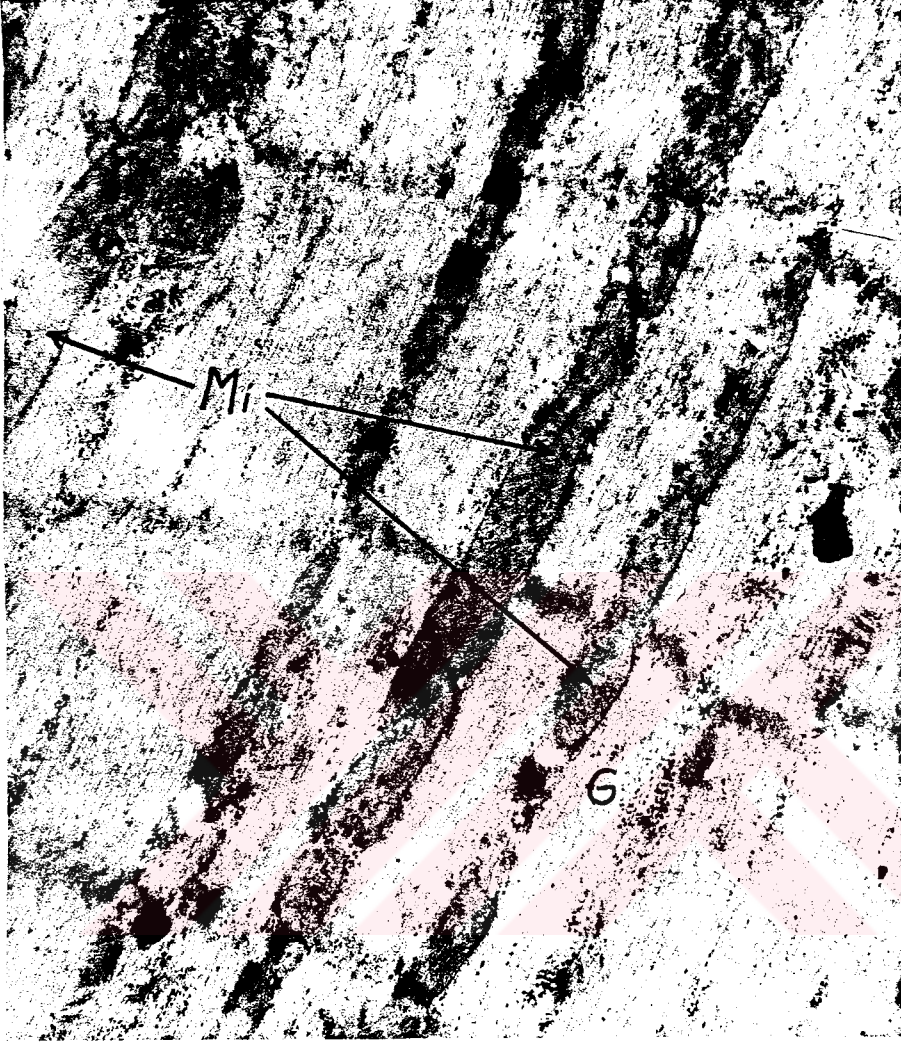
Sartorius kasından uzunlamasına geçen bir kesitte

- Mitokondrilerde glikojen azalması söz konusu

- Yer yer çift zar kaybolması görülmekte

Mi: Mitokondri, S: Sarkolemma, G: Glikojen

X 27500



RESİM 26

Sartorius kasından uzunlamasına geçen bir kesitte

- Mitokondrilerde büyüme gözükmektedir.

Mi: Mitokondri, G: Glikojen

X 21500



RESİM 27

Sartorius kasından uzunlamasına geçen bir kesit

- Mitokondri çift zarında aşırı erimeler dikkat çekici ve bu bölgelerde elektron yoğun bir zarın oluşması görülmekte

- Glikojen azalması var

Mi: Mitokondri, G: Glikojen

X 21500



RESİM 28

Sartorius kasından uzunlamasına geçen bir kesit

- Mitokondrilerde krista harabiyeti görülmektedir.
- Ayrıca çift zar da yer yer erime ve tek zar görünümü var.

Mi: Mitokondri, G: Glikojen

X 21500



RESİM 29

Sartorius kasında uzunlamasına geçen bir kesitte

- Mitokondrilerde büyüme
 - Glikojende azalma
 - Çift zarlarında ayrılma ve krista deformasyonu görülmekte
- Mi: Mitokondri, G: Glikojen
X 21500

TABLO 8- Femur iliği Genel Bulgu Tablosu

*Devamlı ULTRASES dalgalarıyla ışınlanan Beyaz Sıçanların Femur iliğinde Oluşan Değişiklikler		ULTRASTRÜKTÜREL DEFORMASYONLAR					
BLOK NO	PARÇA ADI	IŞIN ŞİDDETİ	IŞINLAMA SÜRESİ	GER Şişmesi	Mitokondrilerde Şişme	GOLGİ'de Vezikülasyon	Granül Periferasyonu
110	I-2(1)	2 W/cm ²	2 dak	-	+	-	+
111	I-2(2)	2,5 W/cm ²	2 dak	-	+	-	+
112	I-2(3)	3 W/cm ²	2 dak.	+	+	-	+
17	I-4(1)	2 W/cm ²	4 dak.	-	+	-	+
113	I-4(2)	2,5 W/cm ²	4 dak.	+	+	-	+
114	I-4(3)	3 W/cm ²	4 dak.	+	+	-	+
115	I-6(1)	2 W/cm ²	6 dak.	-	+	-	+
18	I-6(2)	2,5 W/cm ²	6 dak.	+	+	+	+
116	I-6(3)	3 W/cm ²	6 dak.	+	+	+	+

*Işın Frekansı 870 kHz de sabittir.

TABLO 9- Sartorius Kası Genel Bulgu Tablosu

*Devamlı ULTRASES dalgalarıyla ısınlanan Beyaz Sıçanların Sartorius kasında oluşan değişiklikler		ULTRASTRÜKTÜREL DEFORMASYONLAR					
BLOK NO	PARÇA ADI	IŞIN ŞİDDETİ	IŞINLAMA SÜRESİ	Glikojende Azalma	Mitokondrilerde Büyüme	Mitokondrilerde Çift Zar Ayrılması	Mitokondrilerde Tek Zar Görünümü
2	K-2(1)	2 W/cm ²	2 dak.	-	-	-	-
3	K-2(2)	2,5 W/cm ²	2 dak.	-	-	-	-
120	K-2(3)	3 W/cm ²	2 dak.	-	-	-	-
4	K-4(1)	2 W/cm ²	4 dak.	-	-	-	-
5	K-4(2)	2,5 W/cm ²	4 dak.	-	-	+	-
121	K-4(3)	3 W/cm ²	4 dak.	+	+	+	+
117	K-6(1)	2 W/cm ²	6 dak.	-	-	-	-
118	K-6(2)	2,5 W/cm ²	6 dak.	+	+	+	+
119	K-6(3)	3 W/cm ²	6 dak.	+	+	+	+

* Işın frekansı 870 kHz de sabittir.

- İRDELEME ve SONUÇ -

Sabit frekansta devamlı ULTRASES dalgası ile ışınlanan Beyaz Sıçanların gerek FEMUR İLİĞİNDE ve gerekse SARTORIUS KASINDA ultrastrüktürel düzeyde çeşitli değişikliklerin meydana geldiği, şimdiye kadar yapılan bir çok araştırmalarla ortaya çıkartılmıştır(4,6,10,11,12,13).

Ancak, biz 870 kHz'lik sabit frekansta, Diagnostik ve Terapik seviyede değişik doz ve sürelerde uygulanan ULTRASES ışınlaması ile Femur iliği ve Sartorius kasında oluşabilecek etkilerin doz ve etki süresiyle ne derece bağımlı olduğunu göstermeye çalıştık.

Bu yüzden; 2 dakika, 4 dakika ve 6 dakika'lık ışınlama sürelerini genel etki grupları olarak kabul ederek ve uygulamalarda en çok kullanılan doz seviyelerindeki; 2 Watt/cm², 2,5 Watt/cm² ve 3 Watt/cm² lik ışın şiddetlerini seçtik.

DVORAK ve arkadaşları 800 kHz sabit frekansta, 1 dakika süreyle ve 1-5 Watt/cm² değişik şiddetlerde devamlı ULTRASES dalgalarıyla beyaz sıçanların Femur İliğini ışınlayarak aşağıdaki bulguları saptamışlardır.

- Mitokondri hasarı genel hücre hasarına bağlı olmakta,
- Endoplazmik Retikülümde keseler oldukça şişkin,
- GOLGİ kompleksi kesilikle ayırd edilebilecek durumdadır.

Bizde DVORAK ve arkadaşlarının bulgularına benzer nitelikte sonuçlar elde ettik ve bunlara ek olarak hemen hemen tüm süre ve dozlarda Granül Periferasyonunu saptadık (TABLO 8).

Bu sonuçlara dayanarak, belirtilen Fiziksel özelliklerdeki ULTRASES dalgalarıyla ışınlanan Femur İliğinde oluşan ultrastrüktürel değişikliklerin daha çok blastik aşamalarda meydana geldiğini söyleyebiliriz.

BOROVYAGİN ve arkadaşları 'da, 560 kHz sabit frekansta, 1 dakika, 5 dakika ve 10 dakikalık etkiye sürelerinde ve 10 Watt/cm^2 şiddetinde devamlı ULTRASES dalgası kullanarak ışınladıkları Beyaz Sıçanların Sartorius Kasında, ultrastrüktürel düzeyde aşağıdaki bulguları belirlemişlerdir:

- Mitokondrilerin iç zarı ile dış zarı ayrılmakta,
- İç yapıda da ayrılma,
- Sadece dış zar kalmaktadır.

Bizimde çalışmalarımızın sonucunda elde ettiğimiz; Mitokondrilerin çift zarlarındaki ayrılma bulgusu, BOROVYAGİN ve arkadaşlarının bulgularıyla uyuşmaktadır. Diğer bulguları tesbit edemeyişimizin nedeninin, kullandığımız doz ve etkiye sürelerinin onlara göre oldukça küçük olmasından kaynaklandığı görüşündeyiz. Ancak ek bulgu olarak Glikojen seviyesindeki azalmayı ve Mitokondrilerin bünyelerindeki büyümeyi saptadığımızı söyleyebiliriz (TABLO 9).

Ayrıca düşük doz, etkime sürelerinde bu çeşit ağır deformasyonları belirleyememizin nedenini, kas dokusunun sahip olduğu doku toleransı özelliğine bağlayabiliriz.

Gerek Sartorius kası ve gerekse Femur İliğinde ışınlama sonrası gözlenen ultrastrüktürel deformasyonlar doz ve süreye bağlı olarak kesin sınırlarla ayrılamamıştır.

Sonuç olarak, genel tablolarda da görüldüğü gibi ultrastrüktürel deformasyonların her iki dokuda da hemen hemen 2,5 Watt/cm²'lik doz ve 6 dakikalık etkime süresinden itibaren belirginleşmeye başladığını söyleyebiliriz.



- Ö Z E T -

Değişik doz ve etkiye sürelerinde devamlı ULTRASES dalgasıyla ışınlanan beyaz sıçanların (Rattus Albinus) Femur İliğinde ve Sartorius Kasında meydana gelen ultrastrüktürel değişiklikler EM-9 ve EM-10 elektron mikroskobu ile incelendi.

Buna göre Femur İliğinde GER şişmesi, Mitokondrilerde şişme ve krista kaybı, GOLGİ de vezikülasyon yanında tüm ışınlamalarda Granül periferasyonu görüldü.

Yine aynı süre ve dozlarda ışınlanan Sartorius kasında da; Glikojen kaybı, Mitokondrilerde büyüme ve çift zarlarındaki ayrılma bulgularını belirledik.

Sonuç olarak, bu bulgulara dayanarak; belirtilen, Fiziksel özelliklerdeki ULTRASES dalgalarıyla yapılan ışınlamalar sonucunda her iki dokuda ultrastrüktürel düzeydeki deformasyonların, hemen hemen $2,5 \text{ Watt/cm}^2$ doz ve 6 dakikalık etkiye süresinden itibaren belirginleşmeye başladığını söyleyebiliriz.

- S U M M A R Y -

We have been observed with Electron Microscopy (EM-9 and EM-10) off ultrastructural changes in Bone Marrow and Sartorius Muscle to Rattus Albinus with by used continue ULTRASOUND wave for different intensity and durations.

We have been definited of swell in the Endoplasmic Reticulum, an swell and a decrease of the Christa in the Mitochondria, vesiculation of the GOLGI and periferation of the Granuela in the Bone Marrow to whole following Exposure to ULTRASOUND. We have been definited a loss of the Glycogen an increase on the mitochondria in the Sartorius Muscle.

In the result off this findings we can say;

We have been concluded all the ultrastructural changes in each one tissue with used ULTRASOUND wave could began in the 2,5 Watt/cm² intensity and 6 minutes duration time.

- K A Y N A K L A R -

- 1- Aird,E.G., "An Introduction to MEDICAL PHYSICS" William Heinemann Medical Books Ltd. London, 1975.p.177-201
- 2- Berlincourt,D., "Power capacities of piezoelectric ceramics in sonar-type acoustic transducers" Elektronik Research Division Clevite Corporetion No.16-19, July, p.31-5, 1971.
- 3- Blomm,W. and Fawset,W.Don., "Test Book of Histology" V.B Saunders Company Philadelphia London-Toronto, 1975.
- 4- Borovyagin,V.L. and Elpiner,I., "Effect of Ultrasound Waves Submicroscopic Structures of Muscle Tissue" Biofizika 9:312-314, 1974, Biophysics 9:335-338, 1974.
- 5- Buddemeyer,U.E., "The Physics of Diagnostic ULTRASOUND" Radiologic Clinices of North America Vol.XIII, No.3,391-402 December, 1975.
- 6- Carstensen,E.L., Miller,M.V. and Linke,C.A., "Biological Effects of ULTRASOUND" J.Biol.Phys. Vol.2(4), pp.173-192 1974.
- 7- Cireli,E., "Hücre organelleri Ultrastrüktürü ve Fonksiyonları" Ege Üniv.Tıp Fak.Yayınları No.88, 1972.

- 8- Cireli,E., "Elektron Mikroskobu Çalışmalarında preparasyon tekniği ve özellikle epon bloklama yönteminin farklı dokulara uygulanması" Ege Üniv.Tıp Fak.Mec. No.6:319, 1967.
- 9- Davies,P., "Hazards of ULTRASOUND" British Medical Journal Vol.288, p.2001-4,1984.
- 10- Dimitrieva,N.P., "Electron Microscopic Study of Changes in the Mitochondria in Tumor Cells After Exposure to ULTRASOUND" Biofizika 9:571-579, 1974; Biophysics 9:623-629, 1974.
- 11- Donald,I., "SONAR: The story of an Experiment ULTRASOUND in Med. and Biology" 1, 109-117, 1974.
- 12- Dvorak,M. and I.Hrazsıra,"Changes in the Ultrastructure of Bone Marrow Cells in RAT's Following Exposure to ULTRASOUND". Z.Mikr.Anat.Forsch 75:451-460, 1976.
- 13- Fawcett,J.W., "The Cell" W.B.Sounders Company Philadelphia, London-Toronto, Second Edition, 1981.p.20-34
- 14- Fischer,E., and Solomon,S., "Physiological responses to heat and cold" in Therapeutic Heat S.Licht Ed. New Haven CT: ELizabeth Licht Pub., 1958.p.32-61
- 15- Fry Francis,J., "Biological effects of ULTRASOUND" A review Proceedings of the IEEE. Vol.67, No.4, pp.604-619 April, 1979.
- 16- Fry,W.G., "Present and Future applications of Ultrasonics in Bio-Medicine" Proc.Ire 50, 3:1393-1404, 1972.

- 17- Fry,W.J., Fry,F.J., Keely,E., Fry,T.A. and Leichner,G.H., "ULTRASOUND transmission in tissue visualization" in Diagnostic Ultrasound C.C.Grossman et all Eds. New York: Plenum Publ. pp.13-26, 1966.
- 18- Fry,W.J., and Brunschwing,F.W., "The study of methods for producing uniform high intensity ultrasonic fields" Ann. Progn. Rept. Grant. G.7421 Natl.Sci. Foundation August. pp.1-17, 1976.
- 19- Goldmen,P.E. and Hueter,T., "Tabular data of the velocity and absorption of high frequency sound mammalian tissues" J.Auous. Soc. America 28:35-37, Jan. 1976.
- 20- Güner,Z., "Medikal Fizik" Ankara Üniv.Tıp Fak. Yayınları Sayı: 353, Sayfa: 50-74, 1977.
- 21- Güzelsu,Nejat, "Biyolojik Dokuların Elektriksel Kutuplaşması ve Piezoelektrik Özellikleri" Çağdaş Fizik, Sayı No 9, Sayfa: 19-26, 1980.
- 22- Hall,W.L., and Fry,W.G., "Design of variable resonant frequency crystal-transducers" Rev.Sci.Inst. 22, p.156-161, 1977.
- 23- Hayat,M.E., "Principles and Techniques Electron Microscopy and Biological Application" Von Nostraund Reinhold Company, Melborn, 1970.p.25-37
- 24- Hill,C.R., "Calibration of Ultrasonic Beam for Bio-Medical Applications" Phys. in Med. and Bio. 15:241-248, 1970
- 25- Hovry,D. and Bliss,V., "Ultrasonic visualization of soft tissue structures of the body" J.Lab. and Clin. Med. 40: 579-592, 1952.

- 26- Hovry, D.N., "Techniques used in Ultrasonic visualization of soft tissues" in *Ultrasound in Biology and Med. American Inst. of Biol. Sci. Washington D.C. Publ. No.3*, pp. 49-63, 1977.
- 27- Kanevskii, "Focusing of cylindrical ultrasonic waves in an absorptive medium" *Soviet Phys. Acoust.* 10-3:262-264, Jan. 1975.
- 28- Kesler, L.V., "Acoustic characterization on tissue at the microscopic level, Sonohistology in ULTRASOUND" *It's application in Medicine and Biology Part II*, F.J.Fry, Ed. New York: Elsevier Scientific Publ. pp.673-687, 1978.
- 29- Köktürk, İ., "Elektron Mikroskopu ve Genel Araştırma Metodları", *E.Üniv.Tıp Fak. Yayınları*, No.64-5, 1977.
- 30- Kremkau, F.V., "Biological Effects and Possible Hazards of ULTRASOUND" *Clin. Obstet. Gynaecol.* Dec.10, 3:395-405, 1983.
- 31- Lehmann, J.F., "The Biophysical basis of Biologic Ultrasonic Reactions with special reference to Ultrasonic Therapy" *Arc.Phys.Med.* Vol.34, pp.139-152, 1953.
- 32- Licht, S., "Therapeutic Heat and Cold" Ed. 2'nd. New Haven Ct. Elizabeth Licht Pub. 1965. p.83-96
- 33- Lyon, M.F. and Simpson, G.M., "An investigation into the possible genetic hazards of ULTRASOUND" *Brit.J.Rad.* 47, 707-711, 1974.
- 34- Matthes, K., Rech, W., and Achsmann, F.V., "Der Ultraschall in Der Medizin" *Kongressbericht der Erlanger Ultraschall Tagung-1949, Zürich-Switzerland: S.Hirzel Verlag*, 1949. (Kaynak 15'te site edilmiştir.)

- 35- Nyborg,I., Wesley "Summary: Effects of ULTRASOUND on cells National Naval Med.Cent.Bethesda Maryland, 1974.p.47-55
- 36- Palade,G.E., "The Fixation of tissue for Electron Microscopy" Pro.Internat.Cohf.Elect.Micros. London, 1964.p.31-39
- 37- Pikerton,J.M.M., "Absorption of Ultrasonic waves in liquids and it's relation to molecular constitution" Proc.Phys.Soc. London, No.62, pp.129-141, Feb. 1969.
- 38- Pohiman,R., "Lassensich durch Ultraschall Therapeutische Wirkungen Erzielen" Forsch.U.Fortschr. Vol.15, p.187, 1939 (Kaynak 15'de site edilmiştir).
- 39- Porter,K.R., "Ultramicrotomy In Siegel B.M. Ed. Modern Developments in Elecktron Microscopy" Acad. Press. New York, 1973.p.51-57
- 40- Reid,J.M., "Diagnostic Applications of ULTRASOUND" Proc. IRE. No.47, p.11, 1977.
- 41- Schwan,H.P., "Absorption of Ultrasound by Tissues and Biological matter" Proc. November, 1959-63,1976.
- 42- Schwan,H.P., "Biophysics in Diatermy in Therapeutic Heat" S.Licht. Ed. E.Licht. New Haven, Connecticut, pp.55-115, 1978.
- 43- Tekelioğlu,M., Kılıçturgay,K., Kerse,İ., "Hücre, İnce Yapısı ve Görevleri" Hacettepe Üniv. Yayınları A.11, 2. Baskı, 1974.
- 44- Weiss,I., "The Hematopoietic Microenvironment of the bone marrow an Ultrastructural study of the stroma in rats" Anat. Rec. 186, 161, 1976.

- 45- Wells,P.N.T., "Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis" London, New York, Academic Press, 1969.p.51-68
- 46- Wgain,T., "Diagnostic Applications of ULTRASOUND", Jap. Electron. Eng. 2, 1, pp.25-30, 1975.
- 47- Wood,R. and Loomis,A., "Physical and Biological Effects of High Frequency Sound Waves of Great Intensity" A Phys. Rev.2, Vol.29, p.373, 1927 (Kaynak 15'de site edilmiştir)
- 48- Woodward,B. and Allen,A.J., "The importance of Calibration in Medical Ultrasonics" Brit.J.Radiol, 47:707-711, 1974.
- 49- Wild,J., "The use of Ultrasonic pulses for measurement of Biological Tissues and the Detection of Tissues Density Changes", Surg. Vol.127, No.2, pp.183-188, 1969.

- Ö Z G E Ç M İ Ş -

17 Mayıs 1951 tarihinde Fatih, İstanbul'da doğdum.

İlk, Orta ve Lise Eğitimimi İstanbul'da yaptım.

1975 yılında İ.Üniversitesi Fen Fakültesi FİZİK-MATE-MATİK bölümü Teorik Fizik kısmından mezun oldum.

Aynı yıl da İ.D.M.M.A. Galatasaray Müh.Fakültesinde Fizik Asistanlığı görevine başladım.

1976 Şubat'ta Fizik-Matematikçi F.Ülker KÖRPINAR ile evlendim.

1977 Temmuz'da İ.D.M.M.A. Galatasaray Müh. Fakültesinden askerlik nedeni ile ayrıldım ve 1979 Ocak'ta da Askerlik görevimi bitirdim.

1979 Şubat ayından itibaren de İ.Ü.Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Fizik Ders Biriminde Fizikçi olarak görev yapmaktayım

1983 Mart döneminden başlamak üzere İ.Ü.Cerrahpaşa Tıp Fak.Biofizik Bilim Dalında Yüksek Lisans çalışması yapıyorum.

- T E Ş E K K Ü R -

Bu çalışmayı öneren ve Yüksek Lisans Eğitimim sırasında beni yönlendirip teşvik eden değerli hocam Sayın Doç.Dr. Sinan ÖNEN'e teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmalarım esnasında Elektron Mikroskobu Laboratuvarından faydalanmama izin veren Histoloji ve Embriyoloji Bilim Dalı Başkanı Doç.Dr.Güngör ŞATIROĞLU'na, Ratlarda; Femur İliği ve Sartorius Kasının değerlendirilmelerinde bilgi, beceri ve yardımlarını esirgemeyen Doç.Dr.Mustafa TAŞYÜREKLİ ile Doç.Dr.İsmail SEÇKİN'e teşekkür ederim.

Ayrıca saygıdeğer ve seçkin kişiliğiyle bana Histolojik çalışmalarımda yol gösteren Prof.Dr.Halit KAYALA'ya teşekkürlerimi sunarım.

Deneylerim için deney hayvanlarını temin etmeme izin veren Tecrübe Araştırma Merkezi Direktörü Prof.Dr.Sevim DEVRİM'e ve her türlü yardımı sağlayan Dr.Tuncay ALTUĞ'a teşekkür ederim.

Ve Elektron Mikroskobu Laboratuvar çalışmalarımda içten yardımcı olan Teknik Eleman Ercüment BOZTAŞ'a, manevi desteklerinden dolayı da tüm çalışma arkadaşlarıma teşekkür etmek isterim.

Yüksek Lisans Eğitim Kurulu
T.C. Sağlık Bakanlığı