

278872

T.C.

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ

DÜZ KASLARIN GERİLME CEVAPLARININ
SİSTEM TEORİSİ METODLARI İLE ANALİZİ

BİYOFİZİK PROGRAMI

DOKTORA TEZİ

NECLÂ DEMİR

REHBER ÖĞRETİM ÜYESİ: DOÇ. DR. EROL BAŞAR

ANKARA, 1977.

ÖNSÖZ

Bu çalışmanın meydana gelmesinde her türlü olanağı sağlayan Hacettepe Üniversitesi Biyofizik Bilim Dalı Başkanı Sayın Doç. Dr. Erol Başar'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca araştırmalarımda yardımlarını esirgemeyen başta Dr. Canan Eroğlu olmak üzere bütün Biyofizik Enstitüsü mensuplarına, yazı işlerinde yardımlarını esirgemeyen Asistan Nihal Tümer'e ve denemelerin yürütülmesinde her türlü kolaylığı sağlayan H.Ü. Bilgi İşlem Merkezi ile Deney Hayvanları Laboratuvarları akademik personeline teşekkürü borç bilirim.

Neclâ Demir

İÇİNDEKİLER:

1. GİRİŞ VE PROBLEMİN TANIMI

| | |
|---|----|
| 1.1. Düz Kasların Yapısal Özellikleri ve Fonksiyonu | 1 |
| 1.2. Aorta'nın Yapısal Özellikleri | 2 |
| 1.3. Literatürde Düz Kasların Pasif Gerilme Cevapları | 3 |
| 1.4. Düz Kaslar ve Kan Akımının Otoregülasyon Olayı | 6 |
| 1.5. Çalışmanın Amacı | 10 |

2. MATERYAL VE METOD

| | |
|--|----|
| 2.1. Şirürjik Metodlar | 13 |
| 2.2. Deney Sistemi | 14 |
| 2.3. Matematiksel Metodlar | 15 |
| 2.3.1. Zaman Dizileri Analizi Metodu | 15 |
| 2.3.2. Zamansal Cevap-Frekans Karakteristikleri Metodu | 19 |

3. BULGULAR

| | |
|--|----|
| 3.1. Düz Kasların Pasif Gerilme Cevapları | 22 |
| 3.1.1. Taenia Coli'nin Pasif Gerilme Cevapları | 22 |
| 3.1.2. Vena Porta'nın Pasif Gerilme Cevapları | 22 |
| 3.1.3. Aorta'nın Pasif Gerilme Cevapları | 25 |
| 3.2. Düz Kasların Frekans Karakteristikleri | 25 |
| 3.2.1. Taenia Coli'nin Frekans Karakteristiği | 27 |

| | |
|---|----|
| 3.2.2. Vena Porta'nın Frekans Karakteristikleri | 29 |
| 3.2.3. Aorta'nın Frekans Karakteristikleri | 34 |
| 4. <u>TARTIŞMA</u> | |
| 4.1. Pasif Gerilme Cevapları | 41 |
| 4.1.1. Taenia Coli'nin Pasif Gerilme Cevapları | 41 |
| 4.1.2. Vena Porta'nın Pasif Gerilme Cevapları | 42 |
| 4.1.3. Aorta'nın Pasif Gerilme Cevapları | 42 |
| 4.2. Frekans Karakteristikleri | 46 |
| 4.2.1. Taenia Coli'nin Frekans Karakteristikleri | 46 |
| 4.2.2. Vena Porta'nın Frekans Karakteristikleri | 48 |
| 4.2.3. Aorta'nın Frekans Karakteristikleri | 50 |
| 4.3. Diz Kaslardaki Frekans Karakteristikleri ile Kan Akımı Frekans Karakteristiklerinin Karşılaştırılması | 55 |
| 5. <u>SONUÇ</u> | 60 |
| 6. <u>ÖZET</u> | 61 |
| 7. <u>LİTERATÜR</u> | 64 |

1. GİRİŞ VE PROBLEMİN TANIMI

1.1. Düz Kasların Yapısal Özellikleri ve Fonksiyonu

Düz kaslar morfolojik yapıları ve fizyolojik özellikleri bakımından heterojen bir grup teşkil etmektedir. Gastrointestinal sistemde, kan ve lenf damarlarında, uterusda, vas deferensde düz kaslar ince tabaka halinde dizilmektedirler. Dalak kapsül ve trabekülünde ise düz kaslar tek hücre olarak bulunmaktadırlar. Kıl follikülünde, vas deferens ve bir çok kan damarlarında düz kaslar sadece motor sinirler ile aktive edildikleri halde, vena porta gibi vasküler düz kaslar ile visseral organlarda bulunan düz kasların kendi özerk titreşimleri bulunmaktadır. Düz kasların sinirsel ve hormonal transmitter maddelere karşı gösterdiği reaksiyon da farklıdır. Hatta bu reaksiyon o kadar fark etmektedir ki, değişik türlerde aynı organ incelenirse değişik sonuçlar alınabilmektedir.

Morfolojik yapılarındaki ve fizyolojik özelliklerindeki bu tezata rağmen düz kaslarda genel üç karakter sıralanabilir:

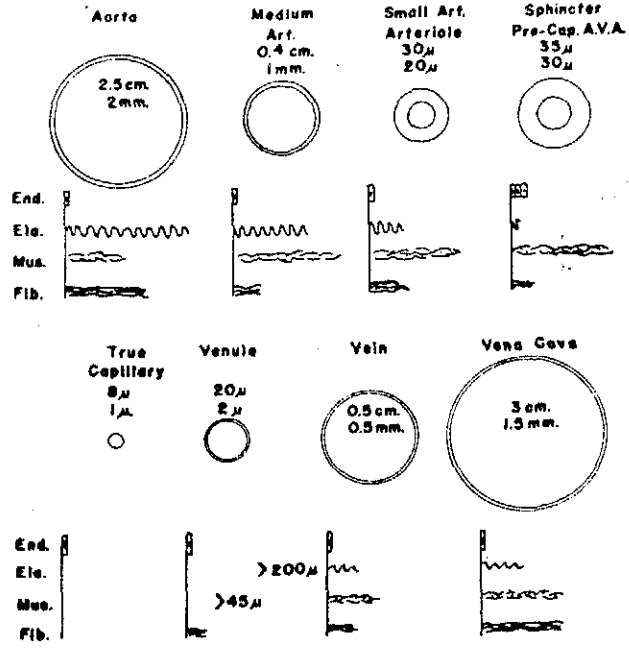
- 1) Düz kasların kendilerine has özerk titreşimleri bulunmaktadır.
- 2) Motor innervasyon otonomiktir.
- 3) Bütün düz kasların kendine ait bir tonusu (bazal gerginliği) vardır.

Hormonal ve sinirsel impulslar almadan dahi sürekli olarak titreşim gösterme özelliğine sahip olmaları nedeni ile, düz kaslar dolaşım sisteminde ve visseral organlarda mühim rol oynamaktadırlar. Visseral or-

buna mukabil kontraksiyon elementlerinin az olduğunu belirtmiştir (şekil 1.1). Elastik elementler aorta'da takriben %40 civarında bulunmaktadır. Aorta'da bulunan düz kaslar ise, elastik liflerle sıkı bağlantı halinde olduklarından kasıldıkları zaman elastik dokunun da gerginliğini artırmaktadırlar. Böylece kan akımını etkilemektedirler. Ayrıca elastik maddenin fazla oluşu ve kollagen maddenin zayıf oluşu nedeni ile aorta çok genişleme kabiliyetine sahiptir.

1.3. Literatürde Düz Kasların Pasif Gerilme Cevapları

Düz kasların pasif gerilme cevaplarını ilk defa Bozler (1947) kaydetmiştir. Bozler, perfüzyon basıncını artırarak ureter düz kaslarını germiş ve belirli bir basıncın altındaki seviyede ureter düz kaslarında elektriksel değişimlerin olmadığını görmüştür. Eşik değerini aşan basınçlarda ise düz kasların gerilmesi sonucu potansiyel değişimleri kaydedilmiştir. Bu cevapların büyüklüğünün, tatbik edilen basınçla arttığını izlemiştir. 1960 yılında Burnstock ve Prosser çeşitli visseral düz kaslar üzerinde çalışarak gerilme cevaplarını kaydetmişlerdir. Burnstock ve Prosser bu çalışmalarını sonucunda domuz özafagus'unun, kobay ve tavşan taenia coli'sinin, kedinin intestinal düz kaslarının, rat ve kobay ureterinin, kobay vas deferensinin ve tavşan mesanesinin ani germeye aktif bir kasılma ile cevap verdiklerini bulmuşlardır. Golenhofen (1970) ise kobay taenia coli'sinde gerilmenin, mekanik aktivitenin frekansını artırdığını kaydetmiştir. Bülbring (1955) kobay taenia coli'sinde pasif gerilme sonucunda aksiyon potansiyellerinin frekansının arttığını kaydetmiştir. Pasif gerilme sonucunda aktivitenin artışı visseral düz kaslarda görüldüğü gibi vasküler düz kaslarda da izlenmiştir. Sparks ve Bohr (1962) vasküler düz kaslardan mesenterik arterin pasif gerilme neticesinde kasılma



Şekil 1.1. Başta aorta olmak üzere çeşitli damarlardaki düz kas ve elastik elementlerin dağılımını gösterir şekil. (Burton, 1954 dan alınmıştır.)

1.4. Düz Kaslar ve Kan Akımının Otoregülasyon Olayı

Böbrek, koroner sistem, beyin, karaciğer gibi organlarda kan basıncının artmasına rağmen kan akımının sabit kalması olayına kan akımının otoregülasyonu denir. Otoregülasyon olayını ilk defa Bayliss (1902) izlemiştir. Bayliss damarda kan basıncının artması neticesinde vasküler tonusun arttığını ve otoregülasyonun sağlandığını kaydetmiştir. Daha sonraki yıllarda Bayliss'in kanısını doğrulayan araştırmaların yanısıra, bu düşüncenin yanlış olduğunu ve otoregülasyon olayında başka bir mekanizmanın aranması gerektiğini ifade eden bir çok araştırmalar yapılmıştır. Otoregülasyonun "Bayliss mekanizması" ile sağlandığını kanıtlamaya çalışan araştırmacılar düz kaslarda yapılan denemeleri ele almışlardır. Vasküler düz kasların pasif gerilme ile uyarılabileceğini göstermek amacı ile, bir taraftan izole vasküler preparatlarda gerilme cevaplarını kaydeden araştırmalar yapılmış (Johansson ve Bohr, 1966; Sparks, 1964), diğer taraftan da vasküler yatağın mikroskopik incelemeleri yapılmış (Wiedeman, 1966) ve dolaşım denemelerinde periferik vasküler fonksiyon araştırılmıştır. Düz kasların gerilmeye tabi tutulduklarında, aktif bir kasılma gösterdiği bulunmuştur. Diğer bir ifade ile düz kas gerilme cevapları, tatbik edilen dış kuvvete karşı koyan bir kasılma kuvvetinin varlığını ortaya koymuştur. Böylece, düz kas çalışmaları, perfüzyon basıncındaki artışın vasküler düz kaslar için bir uyarım olabileceği ve bunun neticesinde otoregülasyonun sağlanabileceğini savunan hipotezi (myojenik hipotez) desteklemiştir.

Myojenik hipotezi destekleyenler, kan damarını mekanik açıdan ele alarak

damardaki iç basınç ile damarda basınç nedeni ile hasıl olan gerginlik arasındaki bağıntıyı LaPlace kanunu ile ifade etmişlerdir.

$$T = r \cdot \Delta P$$

Burada T, damar cidarlarına etki eden teğetsel gerginliği, ΔP , damar boyunca kan basıncı farkını ve r ise damarın çapını göstermektedir. Bu bağıntıya göre damardaki basınç artışı damar duvarlarına etki eden teğetsel gerginliği artırmakta, damar çeperindeki düz kaslar kasılarak damarın çapını küçültmektedir. Böylece, kan akımına karşı koyan bir direnç artışı olmakta ve otheregülasyon sağlanmaktadır.

Bayliss mekanizması (myojenik hipotez) iki noktada tartışma konusu olmuştur:

1) Bu hipotez sürekli kasılma elemanları gerektirmektedir. Çünkü, damar cidarlarında bulunan düz kaslar basınç artışı (vascular distention) ile uyarılıyorsa bunun neticesinde doğan kasılma, uyarımı ortadan kaldıracak ve kas gevşeyecektir. Böylece, damar ilk andaki çapından daha büyük bir değerde titreşim gösterecek ve otheregülasyon sağlanamayacaktır.

2) Bayliss mekanizmasının tenkide uğradığı ikinci nokta da şudur:

Bu hipotez bir nevi pozitif geri besleme gerektirmekte ve dolayısı ile bir dengesizlik yaratmaktadır. Arter basıncındaki artış periferel kan akımı direncinin artmasına, düz kasların uyarılarak kasılmalarına ve böylece kan basıncının daha çok artmasına sebep olacaktır.

Bu teorilerin en önemlileri:

- a) Doku-basıncı (tissue-pressure) hipotezi,
- b) Hücre ayırımı (cell separation) hipotezi,
- c) Metabolik hipotez,
- d) Renin-angiotensin hipotezi

dir. Bu hipotezler hakkında detaylı bilgi literatürde bulunmaktadır (Thurau, 1964; Thurau ve Kramer, 1959; Johnson, 1964; Pappenheimer ve Kinter, 1956). Burada sadece doku-basıncı hipotezi ile hücre ayırımı hipotezinin pasif sistem gerektirdiğini halbuki, otonöregülasyon denemelerinde olayın aktif olduğunun gösterildiğini söylemekle yetinilecektir. Ayrıca, Renin-angiotensin hipotezi sadece böbrek sistemi için düşünülmüş bir hipotezdir. Aslında otonöregülasyon koroner sistemde, beyinde ve karaciğerde de gözlenmiştir. Metabolik hipotezde ise zamansal ve frekans alanında, otonöregülasyon gösteren sistemin davranışı bilinmediği için bu mekanizmanın otonöregülasyon sağlayıp sağlamadığı tam olarak açıklığa kavuşmamaktadır. Bu hipotezin geçerli olması için zamansal cevabı ile frekans alanındaki davranışı otonöregülasyon olayında gözlenen reaksiyon zamanına ve frekans alanındaki davranışına uyması gerekmektedir. Dolayısı ile bu hipotezi destekleyen grupların metabolik bileşenlerin zamansal ve frekans alanında cevaplarını bilmeleri gerekmektedir.

1.5. Çalışmanın Amacı

Bundan önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi düz kasların pasif gerilme cevapları üzerinde bir çok araştırmalar yapılmıştır. Ancak bu çalışmaların

2. MATERYAL VE METOD

2.1. Şirürjik Metodlar

Denemelerimizde ağırlığı 450-600 gr olan 45 dişi kobay kullanılmış ve bunlardan düz kas preparatının izole edilmesi için aşağıdaki işlemler yapılmıştır.

Dekapite edilen kobayın abdomeni açılır ve hayvanın çekumu ortaya çıkarılır. Çekumun ortasında ince bir şerit halinde uzanan taenia coli, 20 mm uzunluğunda kesilip iki ucundan perlon iplikle bağlanır. Preparat serum fizyolojik ile yıkandıktan sonra kas banyosuna takılır. Vena porta'nın izole edilebilmesi için de abdomenin yukarı kısmı yukarıdan aşağıya 6-7 cm açılır. Mide ve barsaklar bir kenara çekilir, vena porta ortaya çıkarılır. Daha sonra etrafındaki yağ dokularından iyice temizlenen preparatın her iki ucu perlon iplikle bağlandıktan sonra 20 mm uzunluğunda kesilir. Bundan sonra preparat kas banyosuna takılır. Aorta'yı izole edebilmek için de kobayın thoracic bölgesi midline insizyon ile açılır. Costalar kırılıp çıkarıldıktan sonra descending thoracic aorta'nın proximal 30 mm lik kısmı izole edilir ve kas banyosuna takılır.

Kas banyosu 37°C de Krebs solüsyonu ihtiva eden ve enstitümüzde imâl edilmiş bir plexiglass kutudur. Solüsyonun terkibi (gr/lt) olarak şöyledir: NaCl 6.9, KCl 0.35, CaCl₂ 0.28, NaHCO₃ 1.2, KH₂PO₄ 0.16, MgSO₄

Q14 ve Glukoz 1.0. Preparatın takılmasından onbeş dakika önce başlamak üzere bütün deney süresinde solüsyon % 95 O₂ ve % 5 CO₂ gaz karışımı ile gazlanır.

2.2. Deney Sistemi

İzole edilen düz kas preparatı, bir ucundan kas banyosunun dibindeki çengele diğer ucundan ise bir yay vasıtası ile kuvvet transducerine (GRASS-Force displacement transducer FT.03) bağlanır. Kullanılan yayın yay sabiti 3 gr/cm dir. Bu yay deneysel şartları preparatın dokudaki durumuna yaklaştırmak için kullanılır. İzole düz kastan gelen mekanik spontane gerilimler transducer vasıtası ile elektriksel sinyallere çevrildikten sonra bir kompensatör vasıtası ile SCHWARZER Polygraph'ının (V822) DC Chopper amplifikatörüne bağlanır. Bu şekilde amplitüdlere büyütülen sinyaller, diğer bir kompensatörden geçirilip, bir GRASS DC amplifikatörüne iletilir. Bundan sonra da sinyaller, RIKADENKI (B261) iki kanallı yazıcının önce amplifikatörüne sonra da yazıcı kısmına gönderilerek kaydedilir.

Elde edilen zamansal eğriler Zaman Dizileri Analizi metodu tatbik edilmek üzere delikli kartlar vasıtası ile Üniversite Bilgi İşlem Merkezi bilgisayarına (Burroughs 3500) nakledilir.

Taenia coli, vena porta ve aorta'nın mekanik adım cevaplarını elde etmek için de fonksiyon jeneratörü (Hewlett Packard 3310 A) yardımı ile 100 saniye süreli adım fonksiyonu tatbik edilir. Zamansal alanda elde edilen

bulgular (mekanik adım cevapları) delikli kartlara geçirilerek Zamansal Cevap-Frekans Karakteristikleri metodu tatbik edilmek üzere Üniversite bilgisayarına nakledilir.

Deney sisteminin şeması şekil 2.1 de, bu deney sisteminin yer aldığı laboratuvarın fotoğrafı ise şekil 2.2 de sunulmuştur.

2.3. Matematiksel Metodlar

2.3.1. Zaman Dizileri Analizi Metodu

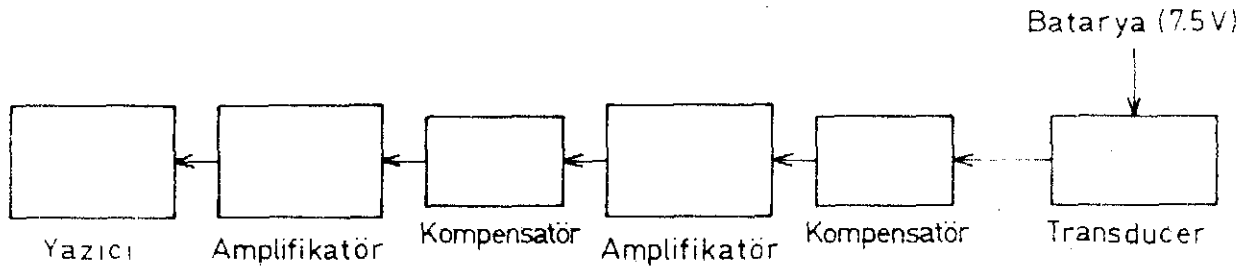
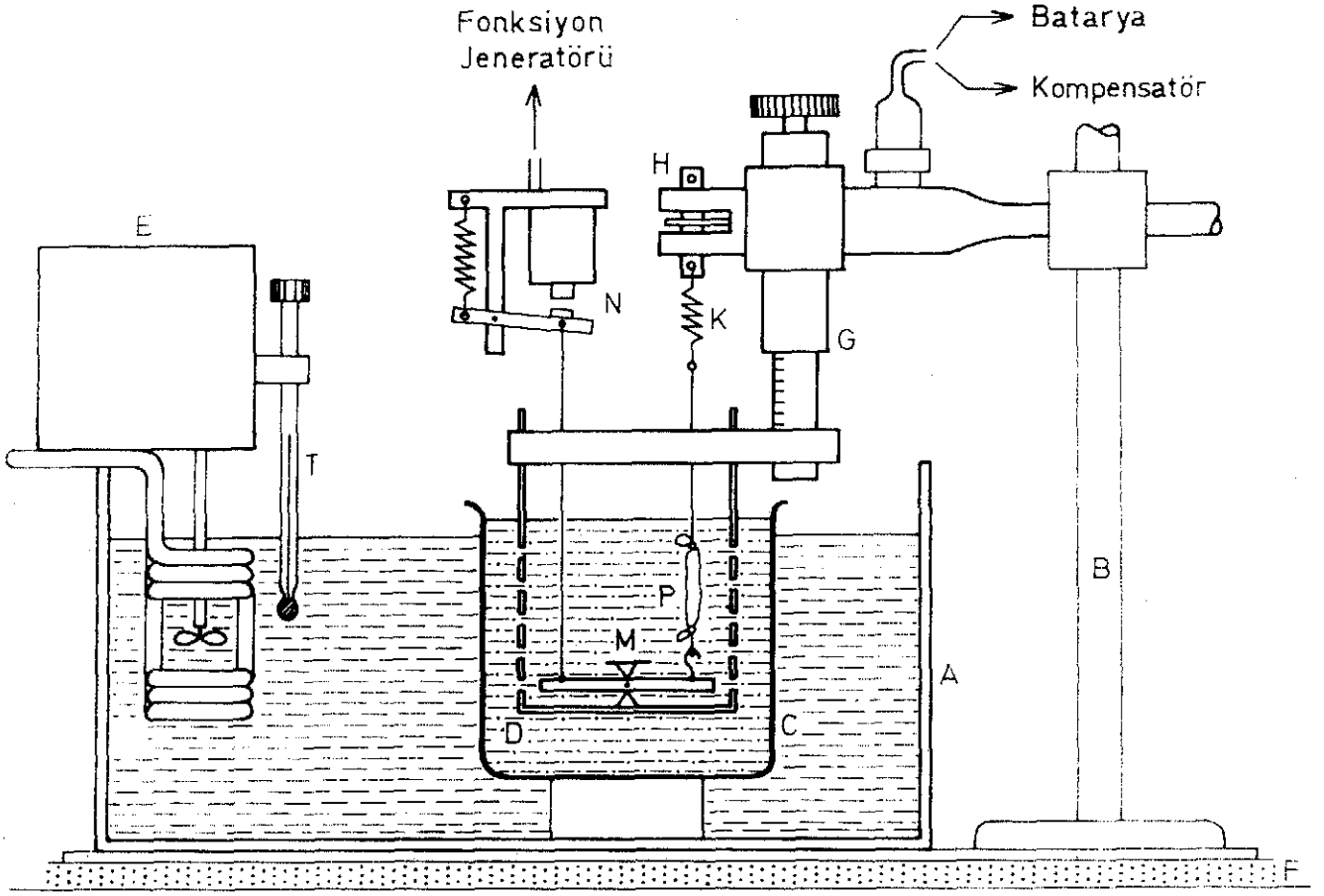
Fiziksel tesadüfi bir sinyalin (random signal) zamansal dizisini (burada $K(t)=x(t)$) bir veri olarak ele alırsak, incelenecek olan sinyalin otokorelasyon fonksiyonu aşağıda gösterildiği şekilde ifade edilir:

$$R_{xx}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T x(t).x(t+\tau) dt \quad (1)$$

Kelimeler ile ifade edildiği takdirde otokorelasyon fonksiyonu aşağıdaki adımlarla elde edilir:

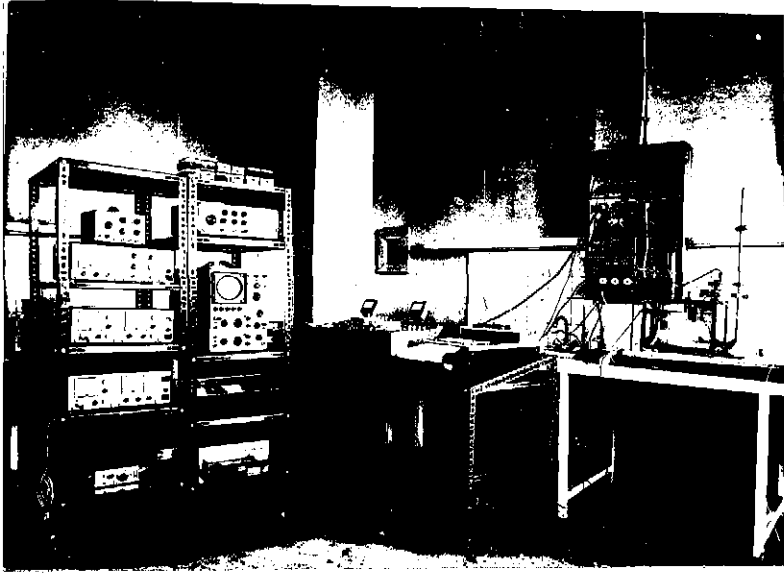
1. Sinyal miktarında bir zaman kayması ile geciktirilir (lag time).
2. Bütün zamanlardaki sinyal değeri τ saniye evvel ölçülmüş olan değer ile çarpılır.
3. İkinci maddedeki enstantane çarpım değerinin ölçü zamanı T üzerinden ortalananır. τ zamanı ölçü zamanı T üzerinde kaydırıldığı zaman otokorelasyon fonksiyonunun (R_{xx}) zamansal bir çizimi olan otokorelogram elde edilir.

Güç spektrumu fonksiyonu $S_{xx}(f)$ (f =frekans) gürültülü sinyallerin frekans



Şekil 2.1. (I) Deney Sistemi. (A) Su dolu akvaryum, (B) Taşıyıcı, (C) Kas banyosu, (D) Krebs solüsyonu, (E) Termoregülatör, (G) Kasa uygulanan pasif gerilimi ayarlayan verniye düzeni, (H) Kuvvet transduceri, (K) Yay, (M) Mekanik gerilmeyi kasa ileten düzen, (N) Kasa tatbik edilen mekanik adım fonksiyonunu sağlayan elektromagnetik düzen, (P) İzole düz kas, (T) Termoregülatörün derecesi.

(II) İzole düz kastan gelen spontane gerilim değişmelerini ve pasif gerilme cevaplarını kaydetmeyi sağlayan ve elektriksel bağlantıları gösteren şema. (Eroğlu, 1974 dan alınmıştır.)



Sekil 2.2. Laboratuvarın fotoğrafl

bileşenleri tesbit etmeğe yarar. Veriler real sayı olduğu takdirde güç spektrumu fonksiyonu Wiener-Khinchin bağıntısı ile ifade edilir. Bu bağıntı güç spektrumu fonksiyonu $S_{xx}(f)$ i, otokorelasyon fonksiyonu $R_{xx}(\tau)$ in Fourier Dönüşümü olarak tanımlar.

$$S_{xx}(f) = 2 \int_{-\infty}^{+\infty} R_{xx}(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau = 4 \int_0^{\infty} R_{xx}(\tau) \cos(2\pi f\tau) d\tau \quad (2)$$

R_{xx} in hesaplanması için bilgi sayar teknikleri kullandık. Önce devamlı spontane aktivite değerleri kesintili (discrete) sayılara çevrildi.

$\{x_n \equiv K_n\}$ $n=1,2,\dots,N$, $x(t) \equiv K(t)$. $|K(t)| = \text{Kuvvet}$. Kesintili bilgiler için rh kaymasındaki otokorelasyon fonksiyonu (1) denklemine göre aşağıdaki şekli alır:

$$R_r = R_{xx}(rh) = \frac{1}{N-r} \sum_{n=1}^{N-r} x_n \cdot x_{n+r} \quad (r=0,1,2,\dots,m) \quad (3)$$

Burada $h =$ ölçü zamanı aralığı

$r =$ geri kalma sayısı

$m =$ maksimum geri kalma sayısı

$R_r =$ geri kalma sayısı r deki otokorelasyon fonksiyonu ($\tau = rh$ deki zamansal kaymaya tekabül eder).

Wiener-Khinchin bağıntısına dayanarak güç spektrumu aşağıda gösterildiği şekilde elde edilir.

$$S_r = 2h \left[R_0 + 2 \sum_{r=1}^{m-1} R_r \cdot \cos \left(\frac{\pi r k}{m} \right) \cdot (-1)^k \cdot R_m \right] \quad (k = 0, 1, 2, \dots, m) \quad (4)$$

Güç spektrumu değerleri Hanning metoduna göre (Bendat ve Piersol, 1967) diferansiye edilir. Şöyle ki:

$$\begin{aligned} S_0 &= 0.5 S_0 + 0.5 S_1 \\ S_k &= 0.25 S_{k-1} + 0.5 S_k + 0.25 S_{k+1} \quad (k=1, 2, 3, \dots, m-1) \\ S_m &= 0.5 S_{m-1} + 0.5 S_m \end{aligned}$$

2.3.2. Zamansal Cevap-Frekans Karakteristikleri Metodu (ZCFK)

ZCFK-metodu Başar (1973) tarafından aynen aşağıdaki şekilde izah edilmektedir:

"Genel sistemler teorisinin bir kuralına göre bütün lineer sistemler zamansal alanda ve frekans alanında tamamen tarif edilebilirler. Bir lineer sistemin frekans karakteristiğindeki bütün bilgi o sistemin zamansal cevabında mevcut bulunmaktadır. Aynı şekilde bir sistemin zamansal cevabındaki bütün bilgi o sistemin frekans karakteristiklerinde mevcut bulunmaktadır. Diğer bir şekilde şunu söyleyebiliriz:

Bir sistemin zamansal cevabı bilindiği takdirde o sistemin değişik frekanstaki sinüs fonksiyonu girişlerine vereceği cevapları hesaplayabiliriz. Eğer bir sistemin adım cevabı bilinirse (step function) o sistemin frekans karakteristiği $|G(j\omega)|$ aşağıda gösterildiği şekilde bir Laplace Dönüşümü ile hesaplanabilir.

$$G(j\omega) = \int_0^{\infty} e^{-j\omega t} \cdot \frac{d\{c(t)\}}{dt} \cdot dt$$

veya

$$G(j\omega) = \int_0^{\infty} e^{-j\omega t} \cdot d\{c(t)\}$$

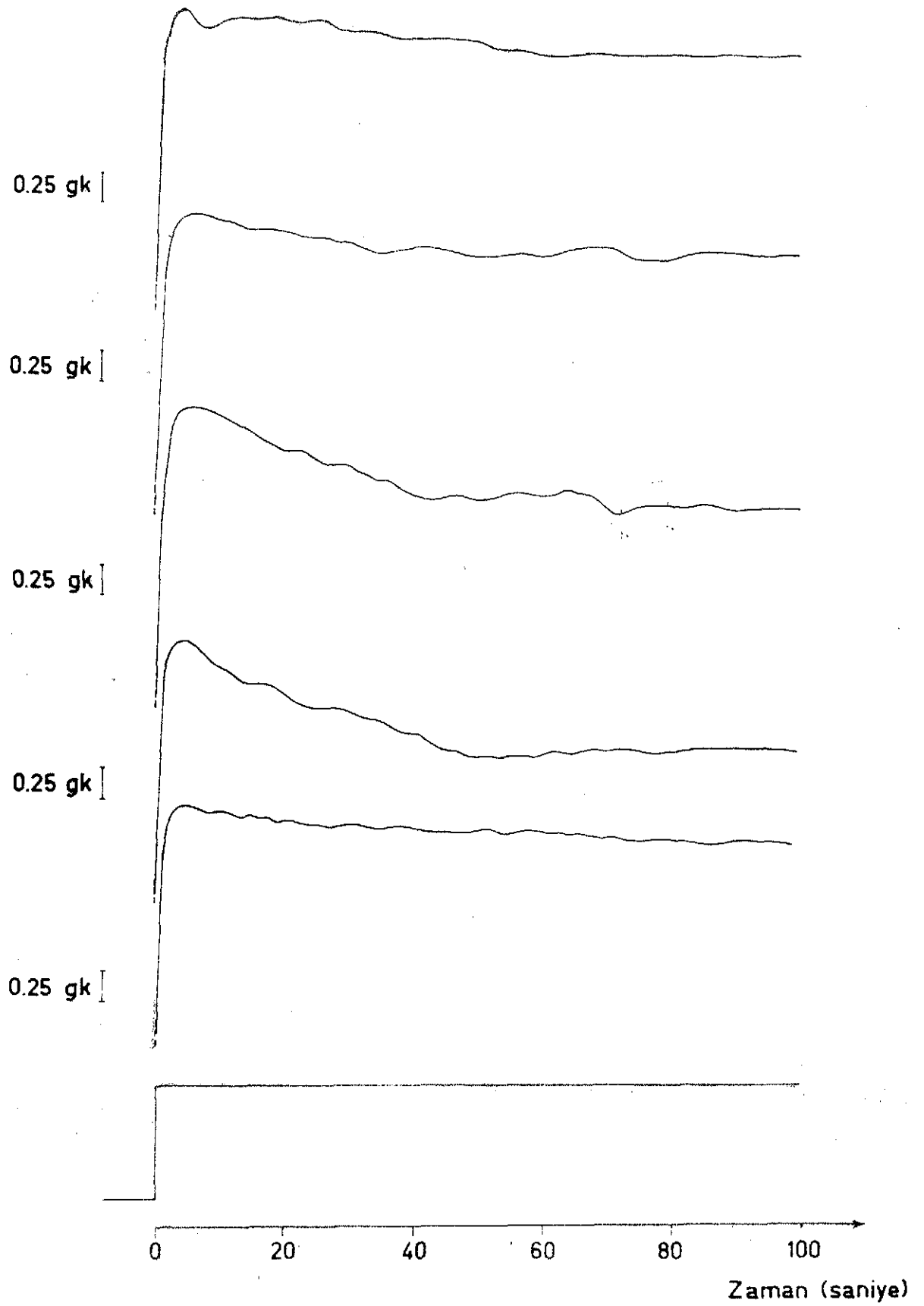
$G(j\omega)$ = Sistemin frekans karakteristiği;

$c(t)$ = Sistemin adım cevabı;

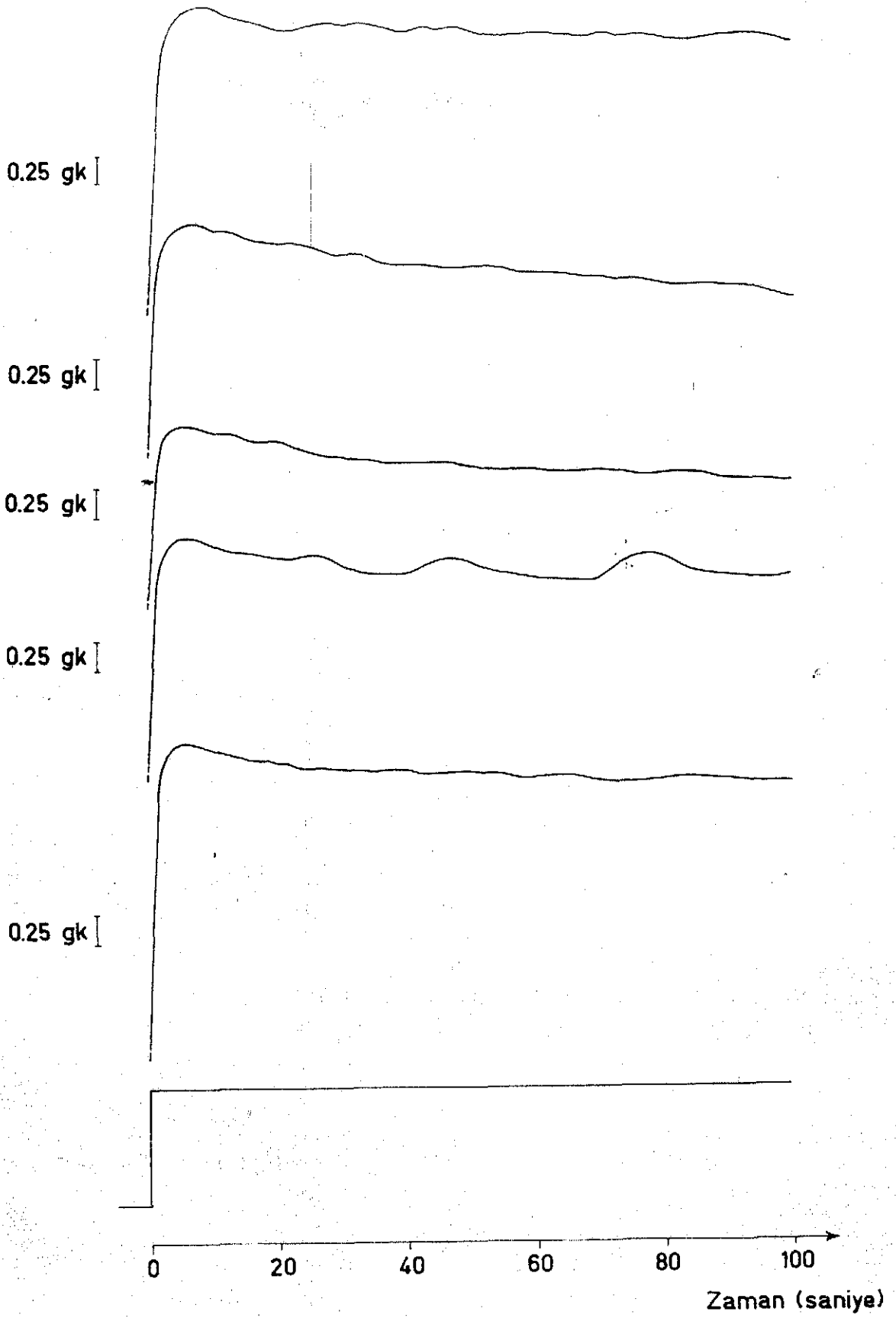
$\omega = 2\pi f$, f giriş sinyalin frekansı.

Bu matematiksel metod hakkında daha fazla izahat literatürde verilmektedir (Başar, 1968; Başar ve Weiss, 1968). Hernekadar bu matematiksel işlem sadece lineer sistemler için düşünülmüş ise de, bir yaklaşım olarak lineer olmayan sistemlere de tatbik edilebilir. Dolayım mekanizmalarının araştırmasında (Başar ve grubu, 1968; Başar ve Weiss, 1968) ve beyin dinamiği araştırmalarında (Başar 1972 a ve b; Başar ve Özesmi, 1972) bu metod, incelenen sistemlerin lineer olmayan karakteristiklerine rağmen güvenilir neticeler vermiştir. Başar, bura-

da biyolojik sistemler analizinde frekans karakteristiklerinin direkt ölçülmesi yerine ZCFK-Metodunun kullanılmasını tavsiye etmektedir. Genellikle biyolojik frekans karakteristiklerinin ölçülmesi o kadar çok zaman almaktadır ki, bu uzun zaman sürecinden meydana gelen hatalar sistemin lineer olmamasından meydana gelen hatalardan çok daha büyüktür.



Sekil 3.1. *Taenia coli*'nin mekanik adım fonksiyonu şeklinde uygulanan gerilmeye verdiği pasif gerilme cevapları.



· Şekil 3.2. Vena porta'nın mekanik adım fonksiyonu şeklinde uygulanan gerilmeye verdiği pasif gerilme cevapları.

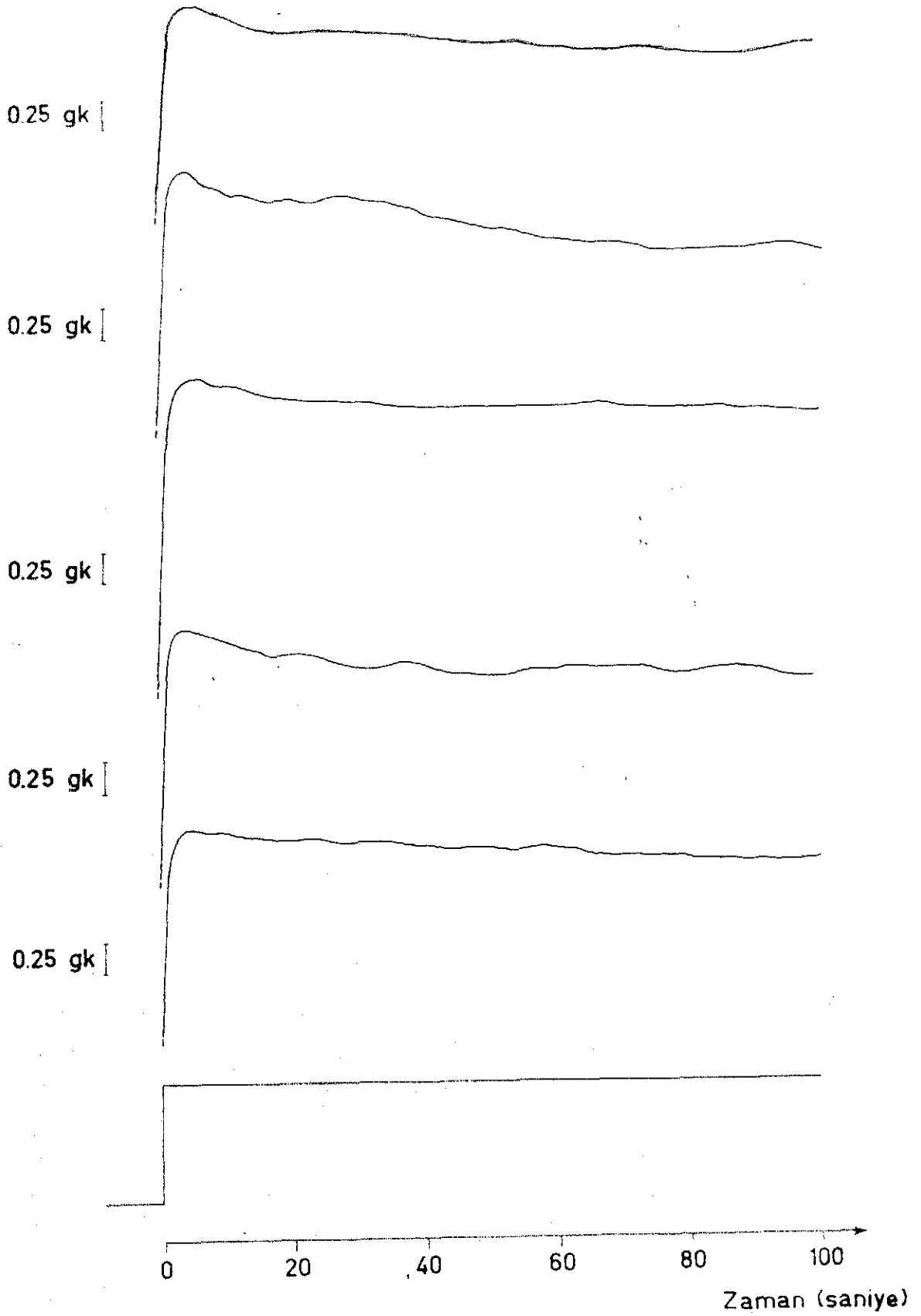
niye süren bir gevşeme izlemekte ve takriben 60 saniyede aktivite durgun hale (steady state) geçmektedir.

3.1.3. Aorta'nın Pasif Gerilme Cevapları

15 adet dişi kobaydan izole edilen dessenden thoracic aorta'nın adım fonksiyonu şeklinde mekanik gerilime verdiği pasif gerilme cevaplarından en tipik olanları şekil 3.3 de görülmektedir. 100 saniye süren mekanik gerilime aorta, ilk 4-5 saniyede ani bir kasılma ile cevap vermektedir. Bunu 10-15 saniye süren bir gevşeme takip etmekte ve cevaplar 60 saniye içinde durgun hale (steady state) geçmektedir. Şekilden de anlaşıldığı gibi dessenden thoracic aorta'nın pasif gerilme cevapları taenia coli ve vena porta'nın pasif gerilme cevaplarına benzemektedir.

3.2 Düz Kasların Frekans Karakteristikleri

Burada adım fonksiyonu şeklinde uygulanan gerilime taenia coli, vena porta ve aorta'nın verdiği zamansal cevaplara, Zamansal Cevap Frekans Karakteristikleri metodu (ZCFK-metodu) uygulanarak hesaplanan frekans karakteristikleri sunulmuştur. Materyal ve metod bölümünde anlatıldığı gibi bir lineer sistemin frekans karakteristiğindeki bütün bilgi o sistemin zamansal cevabında mevcut bulunmaktadır. Bir başka deyişle, bir sistemin zamansal cevabı bilindiği takdirde, o sistemin değişik frekanstaki sinüs fonksiyonu



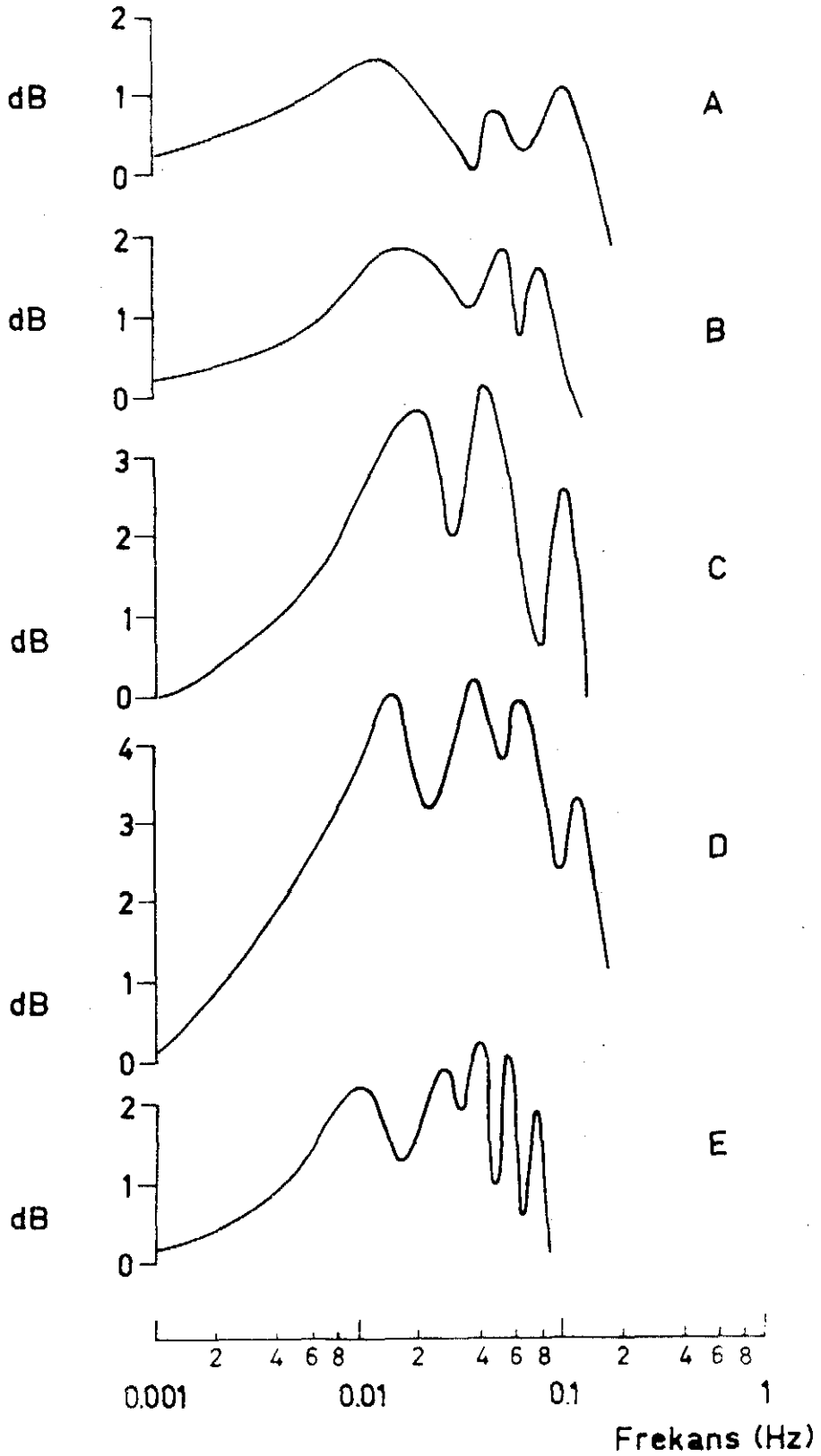
Şekil 3.3. Desenden thoracic aorta'nın mekanik adım fonksiyonu şeklinde uygulanan gerilmeye verdiği pasif gerilme cevapları.

girişlerine vereceği cevaplar hesaplanabilmektedir. Bu matematiksel metod (ZCFK-metodu) hakkında detaylı bilgi materyal ve metod bölümünde verilmiştir.

3.2.1. Taenia Coli'nin Frekans Karakteristiği

Şekil 3.4 de, şekil 3.1 de sunulan taenia coli'nin pasif gerilme cevaplarından hesaplanan frekans karakteristikleri sunulmuştur. Absis eksenine giriş frekansı (f) logaritmik olarak, ordinat eksenine ise kasılma (kontraksiyon) kuvveti desibel cinsinden (logaritmik olarak) geçirilmişlerdir. Ayrıca $20 \log l=0$ olacak şekilde bütün eğriler normalize edilmişlerdir. Şekil 3.4 de sunulan frekans karakteristiklerinde üç ayrı maksimum görülmektedir. Bu maksimumların frekans bandları 0.01-0.03 Hz, 0.04-0.06 Hz ve 0.08-0.12 Hz dir. 0.04-0.06 Hz deki maksimum bir kısım eğrilerde ayrı ayrı iki zirve halinde de görülmektedir (şekil 3.4 D). 15 ko- baydan elde edilen frekans karakteristiklerinin %80 i şekil 3.4 (A,B,C ve D) de sunulan eğrilere benzemektedir. Eğrilerin %20 si ise şekil 3.4 E de sunulduğu gibi beş veya altı zirve ihtiva etmektedir. Maksimumların genlikleri deneme süresince değişmektedir. Bir kısmında şekil 3.4 A da görüldüğü gibi 0.01 Hz deki maksimum kuvvetli olmakta, bir kısmında 0.04-0.06 Hz deki maksimum 0.01 Hz ve 0.10 Hz frekans bandındaki maksimumlara göre daha kuvvetli olmaktadır (şekil 3.4 C). 0.08-0.10 Hz frekans bandındaki maksimum genellikle diğer frekans bölgelerindeki maksimumlara nisbeten daha az kuvvetli olarak görül-

$20 \log |G(j\omega)|$



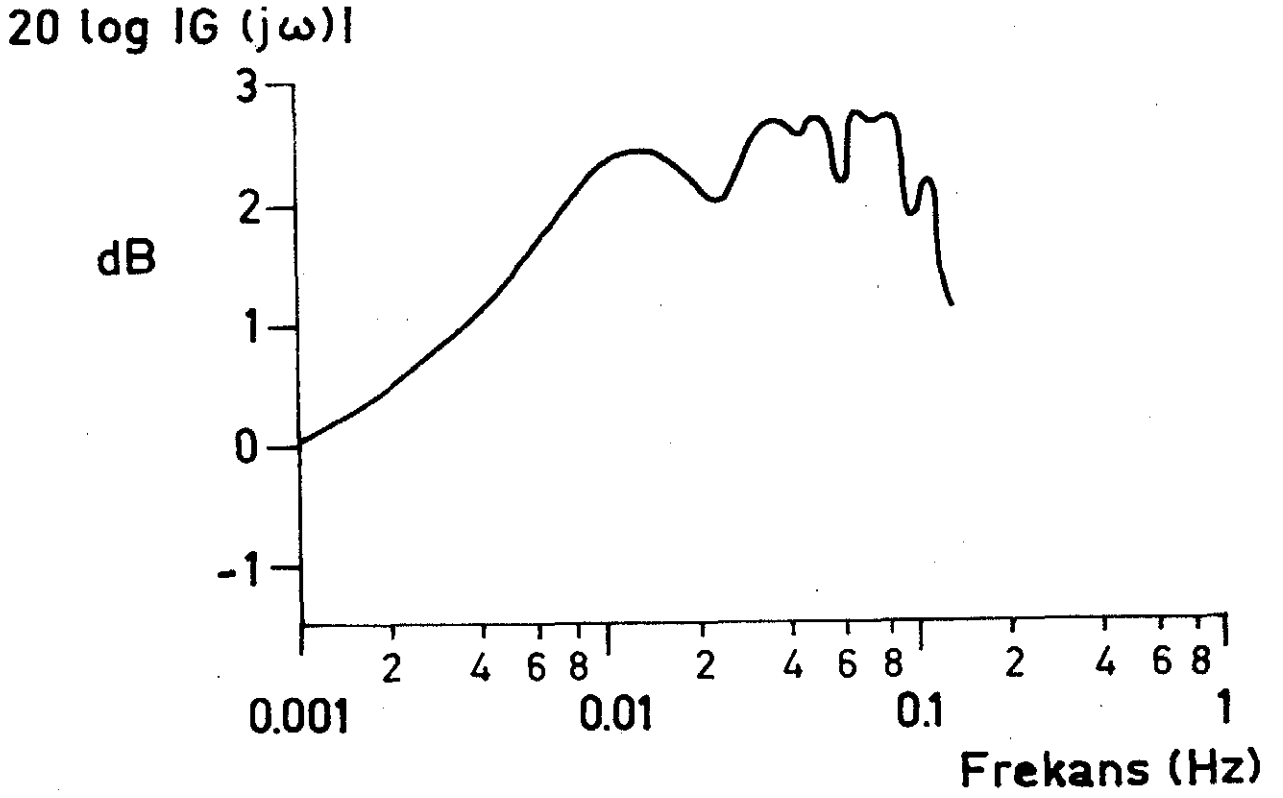
Şekil 3.4. *Taenia coli*'nin şekil 3.1 de sunulan pasif gerilme cevaplarından hesaplanan genlik frekans karakteristikleri.

müştür. Bu da gerilme cevaplarını büyüttüğümüz amplifikatörün filtresinden ileri gelmektedir. Şekil 3.5 de SCHWARZER DC amplifikatörünün filtre karakteristiği sunulmaktadır. Görüldüğü gibi 0.06 Hz ve daha yüksek frekanslarda filtre, genliği oldukça azaltmaktadır.

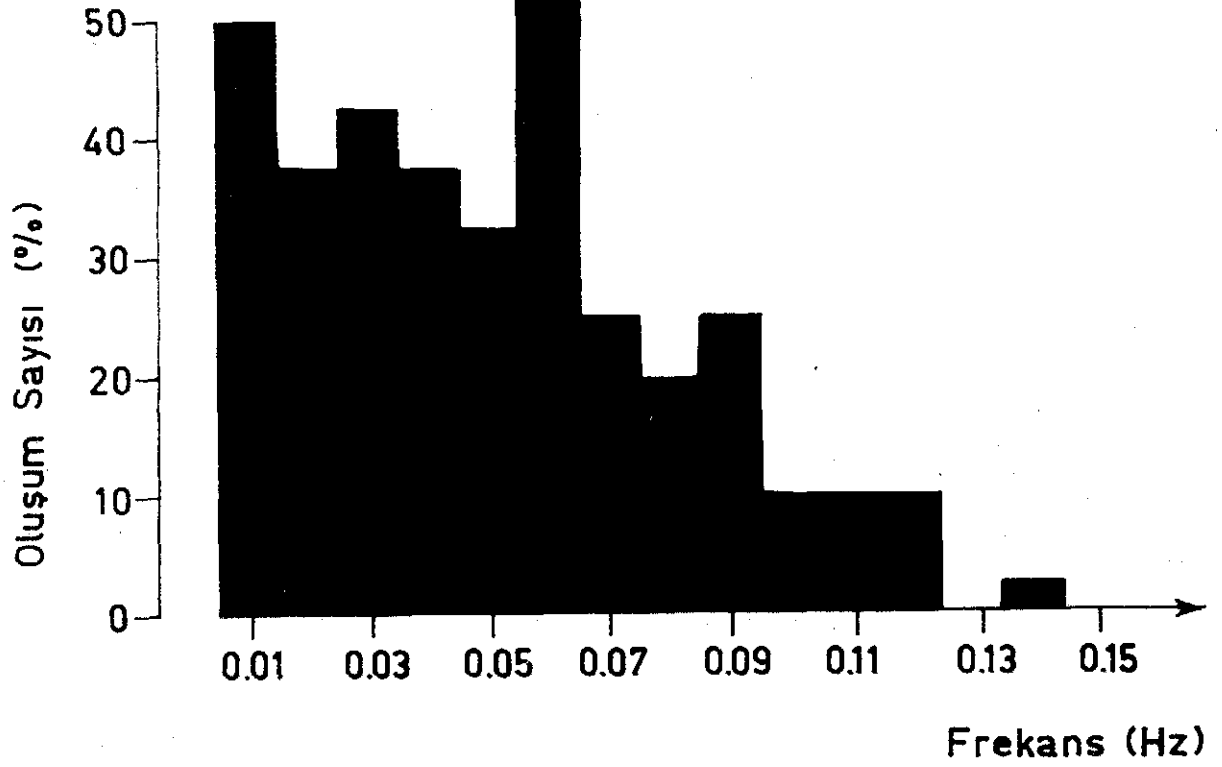
Frekans karakteristiklerinde açığa çıkan üç maksimumun aynı frekanslarda izlendiğini göstermek amacı ile 10 adet ayrı preparattan ortalama frekans karakteristiği (şekil 3.6) hesaplanmıştır. Ayrıca bütün frekans karakteristiklerinden histogram çizilmiştir. Ortalama frekans karakteristiği 0.01-0.03 Hz ve 0.03-0.06 Hz ve 0.07-0.10 Hz de maksimumlar vermektedir. Taenia coli'nin frekans karakteristikleri histogramı (şekil 3.7) ise 0.01 Hz, 0.03 Hz, 0.06 Hz ve 0.09 Hz de zirvelere erişmektedir. Gerek ortalama frekans karakteristiği ve gerekse frekans karakteristikleri histogramı frekans karakteristiklerinde ortaya çıkan maksimumların 0.01-0.03 Hz, 0.04-0.06 Hz ve 0.08-0.12 Hz de toplandıklarını doğrulamaktadır.

3.2.2. Vena Porta'nın Frekans Karakteristikleri

Şekil 3.2 de sunulan vena porta'nın pasif gerilme cevaplarından hesaplanan frekans karakteristikleri şekil 3.8 de gösterilmiştir. Bu eğrilerde absis eksenini giriş frekansını (f) logaritmik olarak, ordinat eksenini ise kasılma kuvvetini (k) desibel cinsinden logaritmik olarak göstermektedir. Eğriler $20 \log l=0$ olacak şekilde

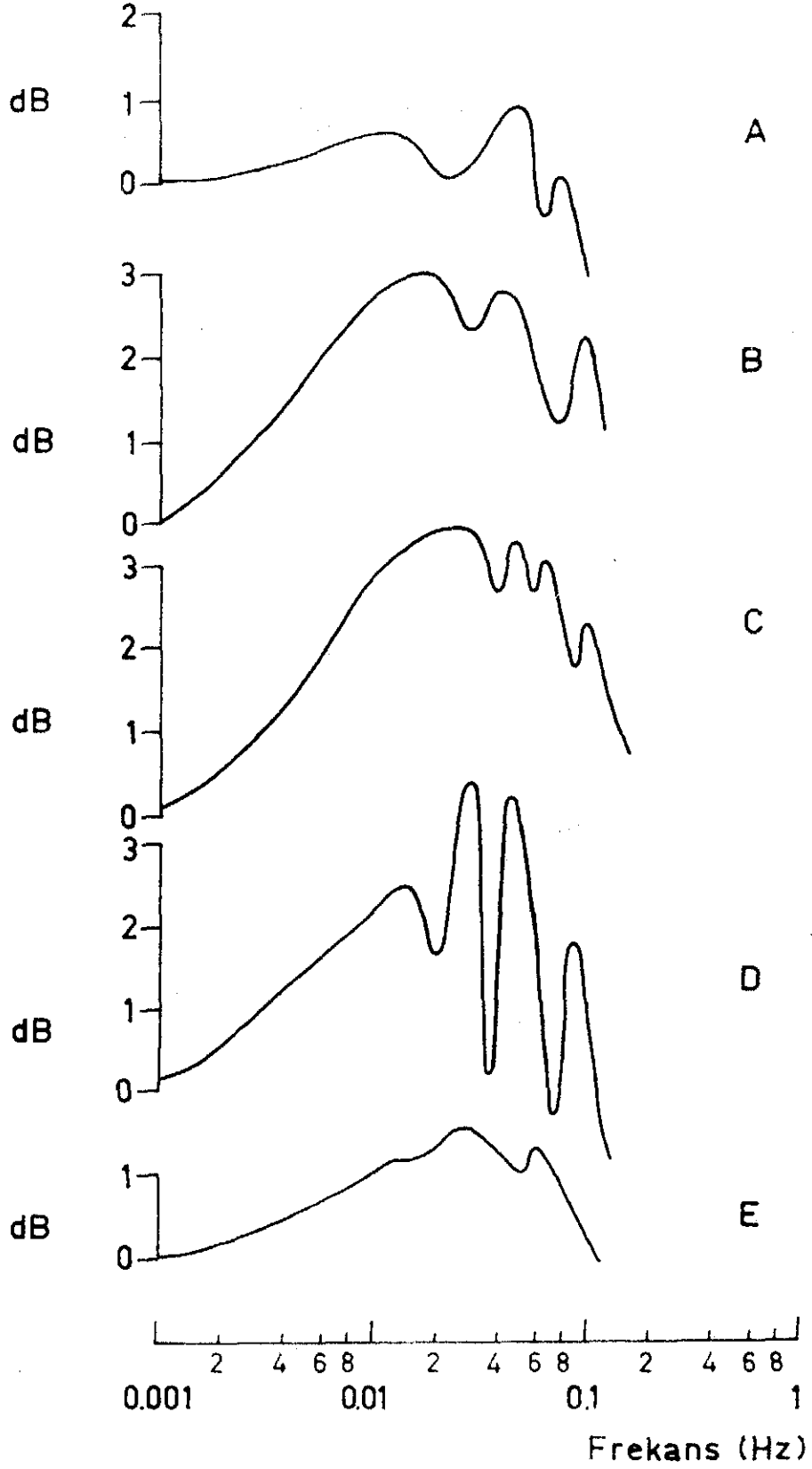


Şekil 3.6. *Taenia coli*'de hesaplanan on ayrı frekans karakteristiklerinin ortalaması.



Şekil 3.7. *Taenia coli*'nin frekans karakteristikleri histogramı.

$20 \log |G(j\omega)|$

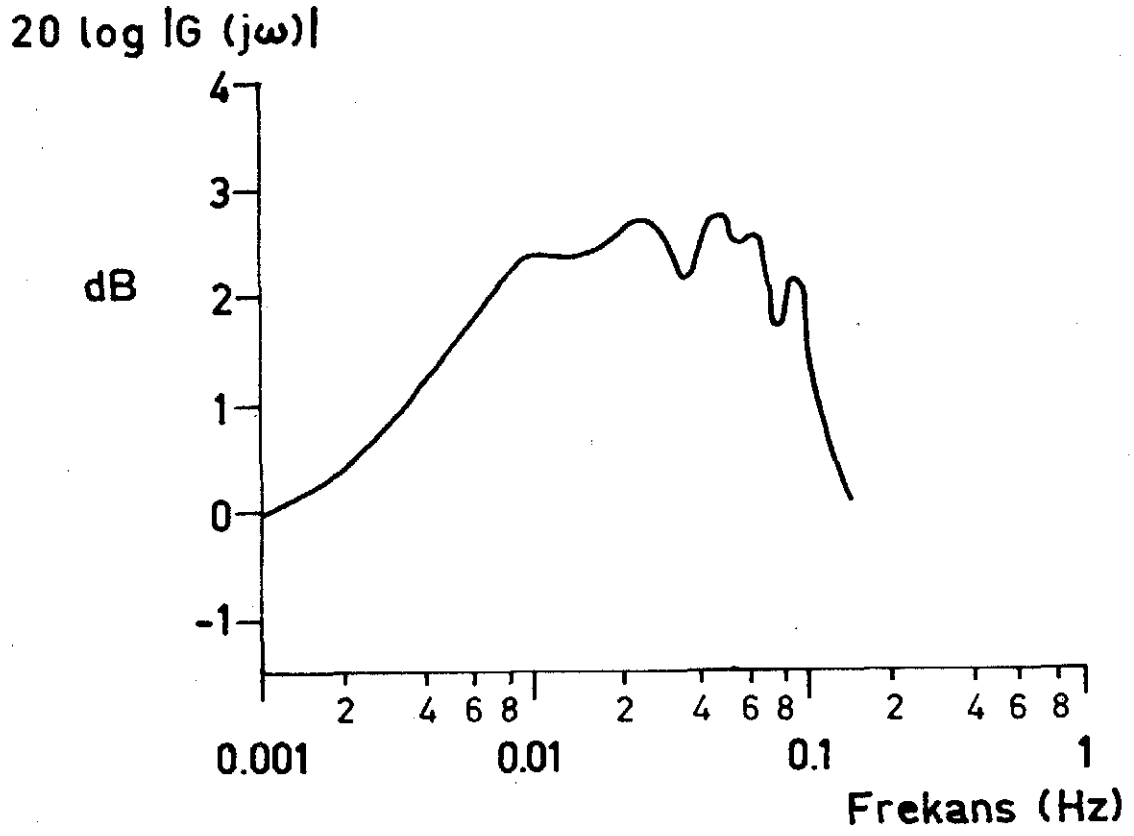


Şekil 3.8. Vena porta'nın şekil 3.2 de sunulan pasif gerilme cevaplarından hesaplanan genlik frekans karakteristikleri.

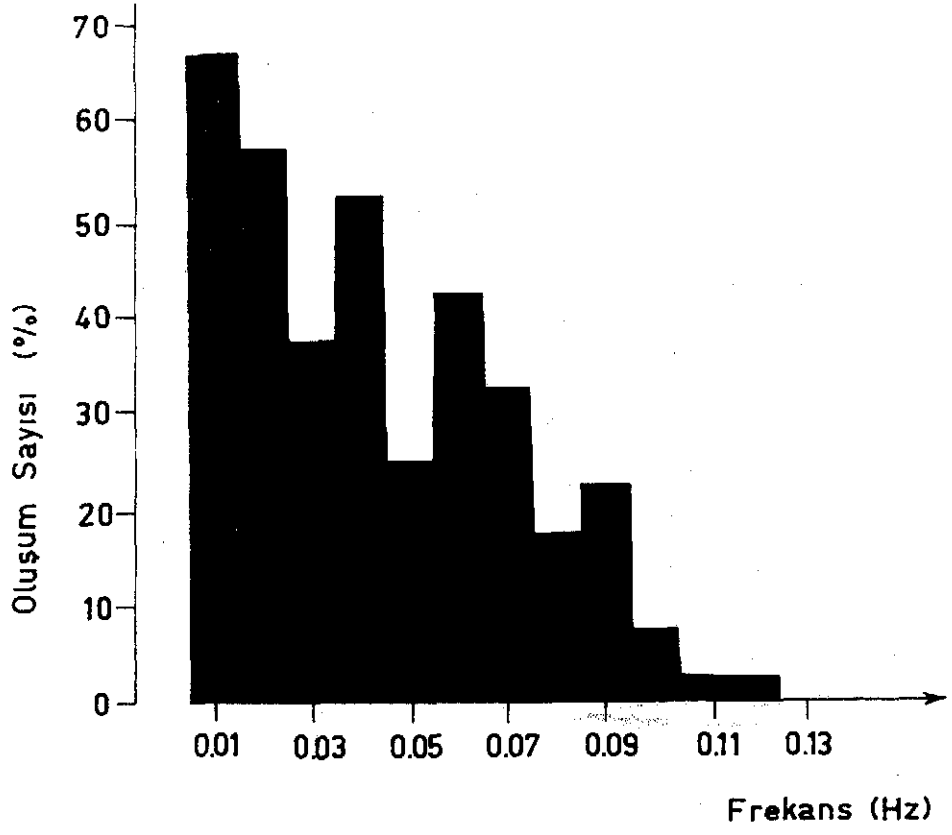
normalize edilmişlerdir. Vena porta'nın frekans karakteristiklerinde 0.01-0.03 Hz, 0.04-0.06 Hz ve 0.08-0.10 Hz frekans bandlarında maksimumlar ortaya çıkmıştır (şekil 3.8 A,B). 0.04-0.06 Hz frekans bandı, eğrilerin %30 unda 0.04 Hz ve 0.06 Hz de ayrı iki zirve halinde izlenmiştir (şekil 3.8 C). Eğrilerin %10 unda ise 0.01-0.03 Hz frekans bandı 0.01 Hz ve 0.02-0.03 Hz de ayrı iki zirve halinde görülmüştür (şekil 3.8 D). Vena porta'dan hesaplanan onbeş ayrı frekans karakteristiği ortalamasında 0.01-0.03 Hz, 0.04-0.06 Hz ve 0.08-0.10 Hz frekans bandlarında maksimumlar belirgin olarak görülmektedir (şekil 3.9). Vena porta'nın frekans karakteristikleri histogramı (şekil 3.10) ise 0.01 Hz, 0.04 Hz, 0.06 Hz ve 0.09 Hz de en yüksek değerlere erişmektedir. Şekil 3.8 de sunulan frekans karakteristiklerindeki maksimumların genlikleri değişmektedir. Şekil 3.8 A da 0.04-0.06 Hz deki maksimum kuvvetli olarak görülmekte, şekil 3.8 B ve C de ise 0.01-0.03 Hz frekans bandındaki maksimum kuvvetli olarak bulunmaktadır. 0.10 Hz deki maksimumun genliği kullanılan amplifikatörün filtresi (şekil 3.5) nedeni ile zayıflamaktadır.

3.2.3. Aorta'nın Frekans Karakteristikleri

Şekil 3.3 de sunulan desenden thoracic aorta'nın zamansal cevaplarından hesaplanan frekans karakteristikleri şekil 3.11 de verilmiştir. Bu eğrilerde de taenia coli ve vena porta'nın frekans

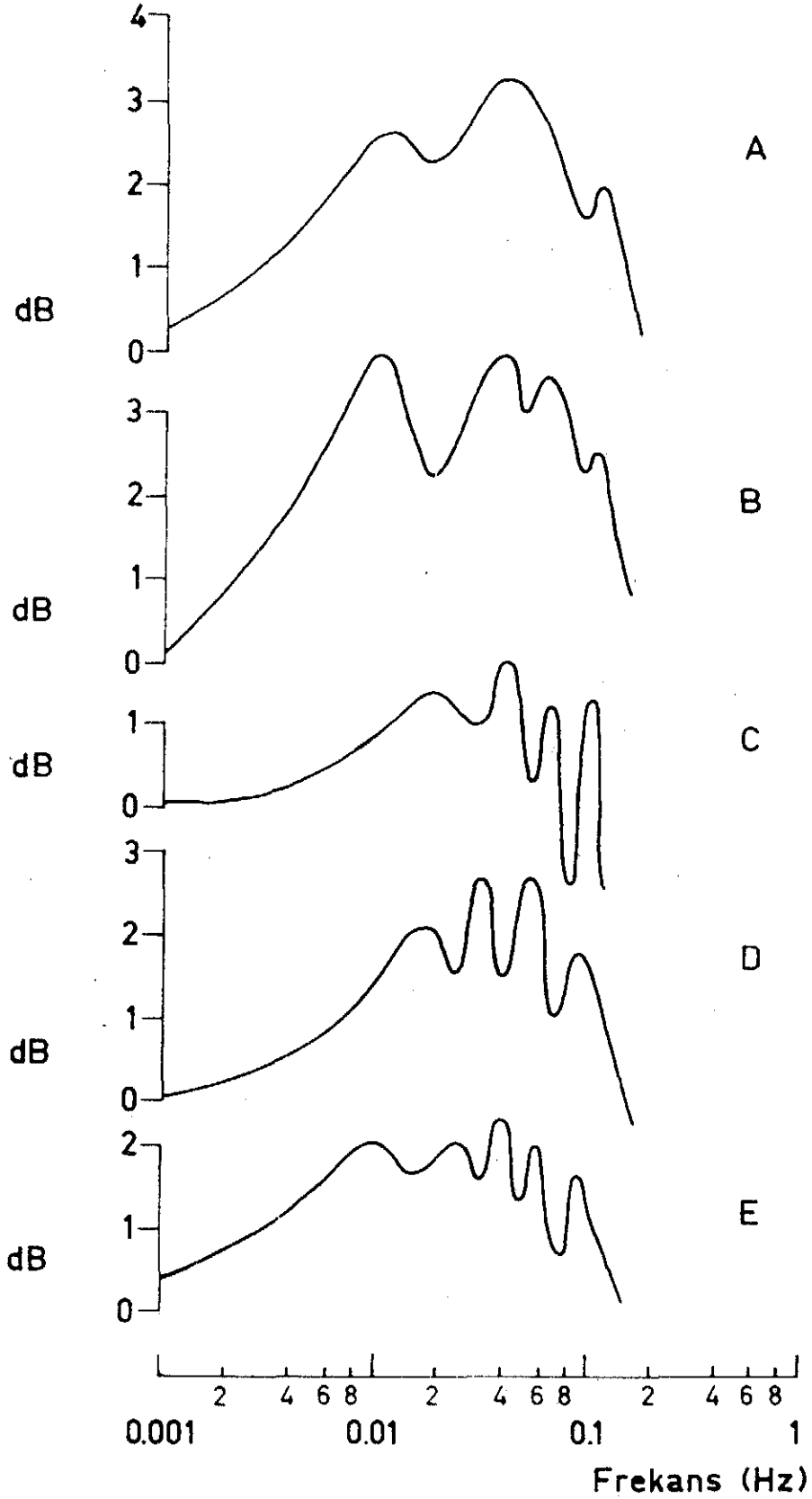


Şekil 3.9. Vena porta'da hesaplanan onbeş ayrı frekans karakteristiklerinin ortalaması.



Şekil 3.10. Vena porta'nın frekans karakteristikleri histogramı.

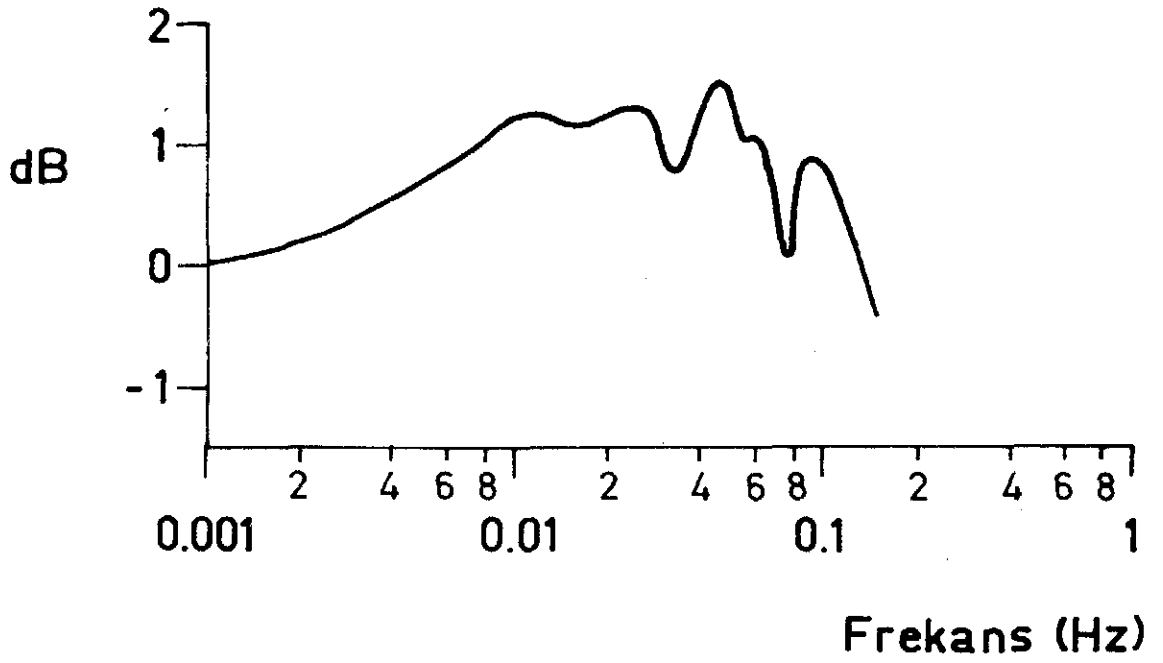
$20 \log |G(j\omega)|$



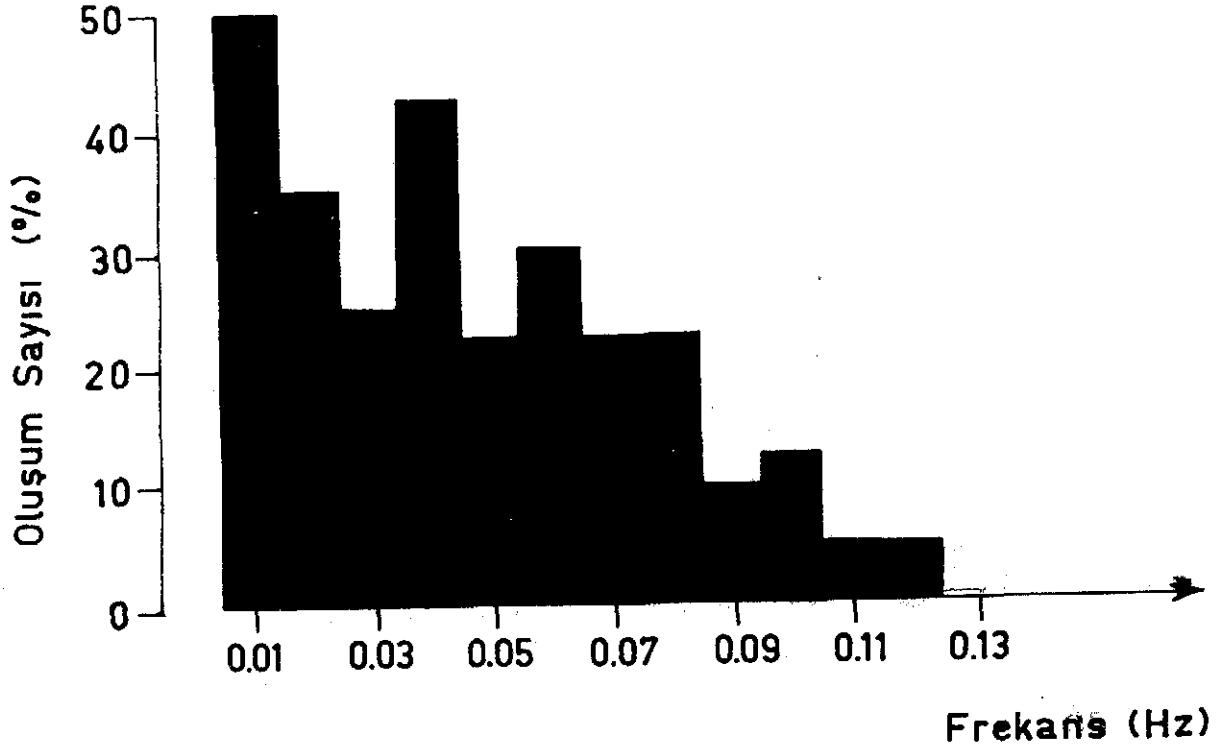
Şekil 3.11. Dessenden thoracic aorta'nın şekil 3.3 de sunulan pasif gerilme cevaplarından hesaplanan genlik frekans karakteristikleri.

karakteristikleri gibi üç ayrı frekans bandlarında (0.01-0.03 Hz, 0.04-0.06 Hz ve 0.08-0.10 Hz) maksimumlar ortaya çıkmıştır. Frekans karakteristiklerinin %30 unda 0.04-0.06 Hz frekans bandı iki ayrı zirve halinde görülmektedir (şekil 3.11 B). 0.01-0.03 Hz frekans bandı ise eğrilerin %20 sinde 0.01 Hz ve 0.03 Hz de ayrı iki zirve halinde görülmektedir (şekil 3.11 D). Aorta'nın frekans karakteristiklerinin %10 u şekil 3.11 E de görüldüğü gibi beş veya altı zirve ihtiva etmektedir. Aorta'nın sekiz ayrı preparattan hesaplanmış frekans karakteristikleri ortalaması (şekil 3.12) 0.01-0.03 Hz de, 0.04-0.06 Hz ve 0.10 Hz de maksimumlar vermektedir. Ayrıca frekans karakteristikleri histogramı (şekil 3.13) 0.01 Hz, 0.04 Hz 0.06 Hz ve 0.10 Hz de zirveler vermektedir. Görüldüğü gibi gerek ortalama frekans karakteristiği ve gerekse histogramı şekil 3.11 de sunulan frekans karakteristiklerinde ortaya çıkan maksimumların daima var olduğunu kanıtlamaktadır.

$20 \log |G(j\omega)|$



Şekil 3.12. Dessenden thoracic aorta'nın sekiz ayrı preparattan hesaplanmış frekans karakteristikleri ortalaması.



Şekil 3.13. Dessenden thoracic aorta'nın frekans karakteristikleri histogramı.

4. TARTIŞMA

4.1. Pasif Gerilme Cevapları

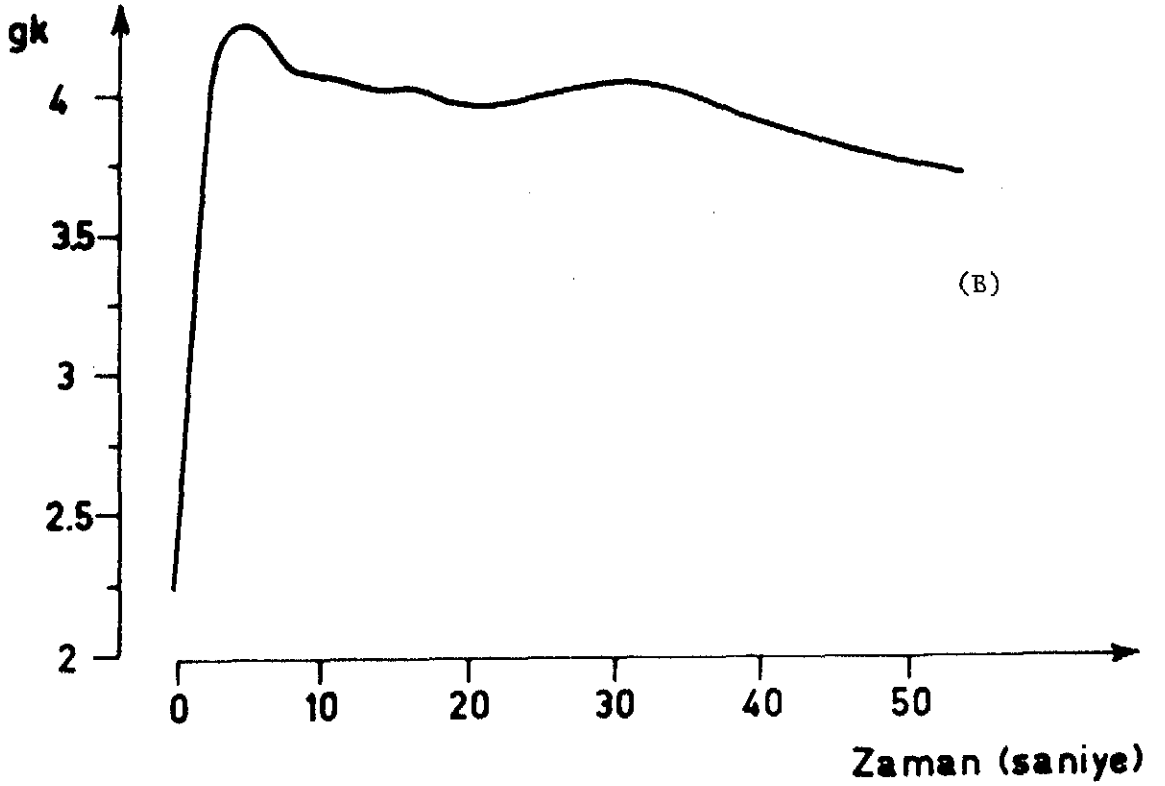
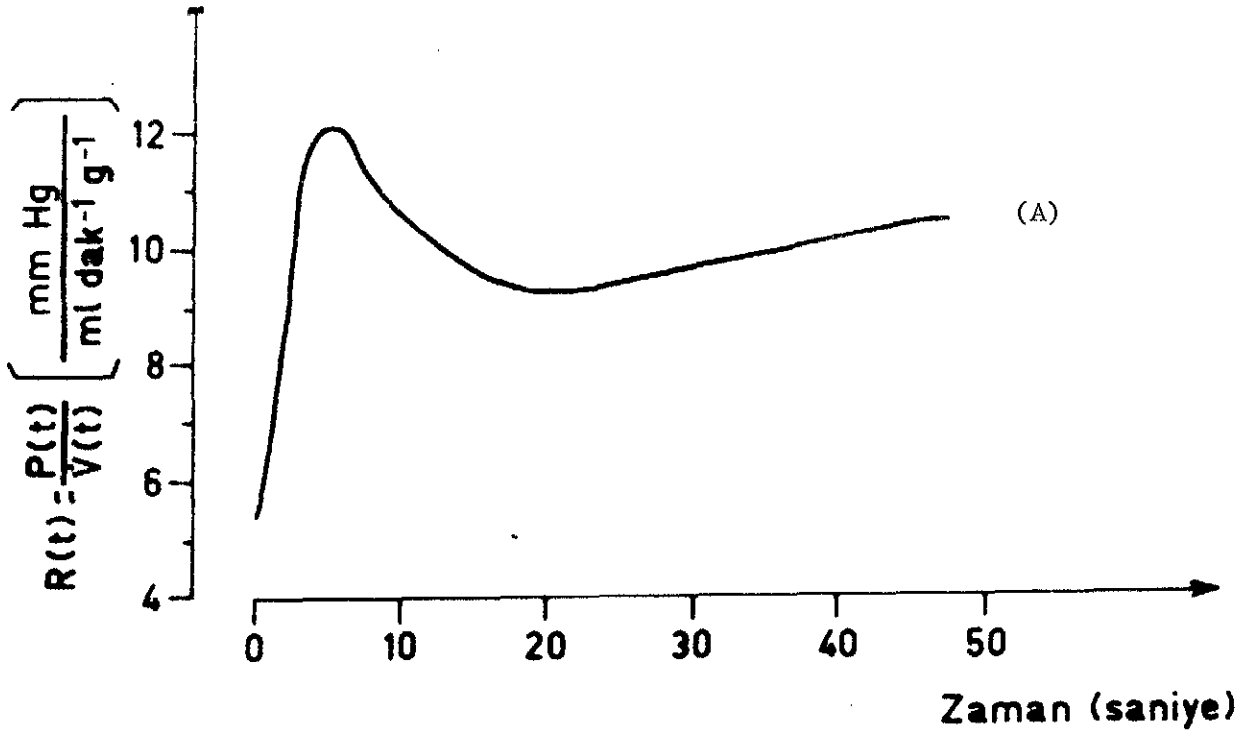
4.1.1. Taenia Coli'nin Pasif Gerilme Cevapları

Şekil 3.1 de sunulan taenia coli'nin pasif gerilme cevapları ilk 4-5 saniyede bir kasılma göstermekte, bunu bir gevşeme takip etmektedir. 10-15 saniye süren gevşemeden sonra düz kas bazı dalgalanmalar göstermekte 60 saniyede durgun hale geçmektedir. Bu ifadeden de anlaşılacağı gibi taenia coli düz kası adım şeklinde uygulanan mekanik gerilime ani bir kasılma ile cevap vermektedir. Taenia coli'nin pasif gerilme cevaplarına literatürde de rastlanmaktadır. Burnstock ve Prosser (1960) taenia coli'nin ani germeye bir kasılma ile cevap verdiğini bulmuşlardır. Burnstock ve Prosser bu çalışmalarında kobay taenia coli'sinden ölçtükleri gerilme cevaplarında kasılma zamanını 3.8 saniye olarak bulmuşlardır. Bizim taenia coli'de ölçtüğümüz pasif gerilme cevapları 4-5 saniyede kasılma artışı göstererek maksimuma ulaşmaktadır. Dolayısı ile bizim bulgularımız Burnstock ve Prosser'in (1960) bulgularını desteklemektedir. Diğer taraftan taenia coli'de gerilme cevaplarını kaydeden Stephens ve grubu (1975) bu düz kasın germeye, pasif olarak bir kasılma ve bunu takip eden pasif bir gevşemeden sonra aktif bir kasılma ile cevap verdiğini kaydetmişlerdir.

Diğer bir ifade ile aorta da taenia coli ve vena porta gibi ger-meye bir kasılma ile cevap vermektedir. Burada sunulan bulgular aorta'da araştırma yapan Wurzel ve grubunun (1970) bulgularını desteklemektedir. Wurzel ve grubu aorta düz kaslarının gerildikleri zaman ani bir uzama gösterdiğini ve bunu yavaş bir uzamanın takip ettiğini kaydetmişlerdir. Diğer taraftan Başar ve Weiss (1969) rat böbreğinin kan akımı dinamiğini saptamak amacı ile yaptıkları çalışmalarında, adım fonksiyonu şeklinde basınç artışı tatbik ederek kan akımının direncini bulmuşlardır. Başar ve Weiss'ın (1969) bulgularına göre, tatbik edilen adım fonksiyonu şeklindeki basınç artışına böbrek, ilk anda 0.2 saniye süren bir direnç artışı ile cevap vermekte, bunu 0.4 saniye süren kan akımının direnç artışında bir azalma takip etmektedir. 6-8 saniye sonra ise kan akımının direnç artışı yükselerek en büyük değere ulaşmaktadır. Başar ve Weiss (1969) 0.2 saniyede görülen kan akımının direnç artışını ve 0.4 saniyede izlenen direnç azalışını böbrek sisteminin pasif bileşenlerinden ileri geldiğini kaydetmektedirler. Bu araştırmacı gruba göre gerçek direnç artışı, diğer bir deyişle aktif direnç artışı 6-8 saniyede görülmektedir. Başar ve Weiss, düz kasların aktivitelerini ortadan kaldırmak üzere böbreği papaverin ile perfuze etmişler ve aktif kan akımı direnç artışının kaybolduğunu görmüşlerdir. Bizim düz kaslarda ölçtüğümüz gerilme cevapları 4-5 saniyede kasılma artışı gösterdiğinden Başar ve Weiss'ın (1969) bulgularını desteklemektedir. Ayrıca, Başar ve Weiss'ın (1969) kalbin koroner sisteminde ölçtükleri adım cevaplarından hesaplanan kan akımının direnç eğrisi de 6-8 saniyede direnç artışında zirve vermektedir. Şekil 4.1A da Başar ve Weiss'ın (1969) kalbin koroner

sisteminde ölçtükleri kan akımının direnç artışını ve şekil 4.1 B de ise bizim aorta'dan elde ettiğimiz pasif gerilme cevapları görülmektedir. Şekilden görüldüğü gibi, kan akımının direnç eğrisi ile aorta'nın pasif gerilme cevabı zamansal alanda birbirlerine benzemektedir.

Bizim bu çalışmada sunduğumuz taenia coli, vena porta ve aorta'dan başka diğer düz kasların germeye verdikleri cevabı inceleyen araştırmalar vardır. Uvelius (1976) mesanede pasif gerilme cevaplarını ölçmüştür. Burnstock ve Prosser (1960) domuz özofagusunda, kedinin ince barsağında, tavşan mesanesinde ve kobayın vas deferens üzerinde çalışarak bu kasların gerilme cevaplarını kaydetmişlerdir. Diğer taraftan, Sparks (1964) insan umbilical arterinin ve tavşan mesanesinin gerilme cevaplarını bulmuştur. Gerek Burnstock ve Prosser (1960) ve gerekse Sparks (1964) vasküler ve visseral düz kasların gerilme cevaplarını karşılaştırırken kasılma ve durgun hale geçme (steady state) zamanlarını ele almışlardır. Gerilme cevaplarının içerdiği frekans bantları hakkında birşey söyleyememişlerdir. Bu çalışmada vena porta'nın, taenia coli'nin ve aorta'nın adım şeklinde uygulanan mekanik germeye verdikleri cevaplar karşılaştırırken sadece zamansal alanda ele alınmadı, frekans alanında da karşılaştırılmaları yapıldı. Bunun için de pasif gerilme cevaplarına matematiksel metod bölümünde izah edilen Zamansal Cevap Frekans Karakteristikleri Metodu (ZCFK-Metodu) uygulandı. Bu matematiksel metodun uygulanması ile pasif gerilme cevaplarının içerdiği frekans bantları belirgin olarak ortaya çıkmaktadır.



Şekil 4.1. (A) Kalbin koroner sisteminde ölçülen kan akımının direnç eğrisi (Başar ve Weiss, 1969), (B) Aorta'nın pasif gerilme cevabı.

Böylece gerilme cevaplarının frekans alanında analizi mümkün olmaktadır. Burada üzerinde durulması gerekli olan bir nokta da sistemin lineer olmamasıdır. Laplace dönüşümü lineer sistemlerin zamansal cevaplarından frekans karakteristiklerini bulma olanağını sağlamaktadır. Zamansal Cevap-Frekans Karakteristikleri metodu Laplace dönüşümünün bir uygulaması olduğundan bu metodun non-lineer olan biyolojik bir sisteme tatbiki yanıltıcı bilgi vermemekte, bilâkis biyolojik sistemin analizinde önemli bir rol oynamaktadır. Bu metod daha önce böbrek ve kalbin koroner sistemine uygulanmış ve bu sistemlerin frekans karakteristikleri elde edilmiştir (Başar ve Weiss, 1968; Başar ve Weiss, 1969). Ayrıca, beyinin çeşitli bölgelerinden ölçülen uyarılma potansiyellerine bu metod uygulanmış ve bu şekilde beyin bölgelerinin frekans alanında analizlerinin yapılabilmesi sağlanabilmektedir (Başar, 1972b; Başar, 1973; Başar, 1976; Başar ve Özesmi, 1972; Başar, Gönder ve Ungan, 1976).

4.2. Frekans Karakteristikleri

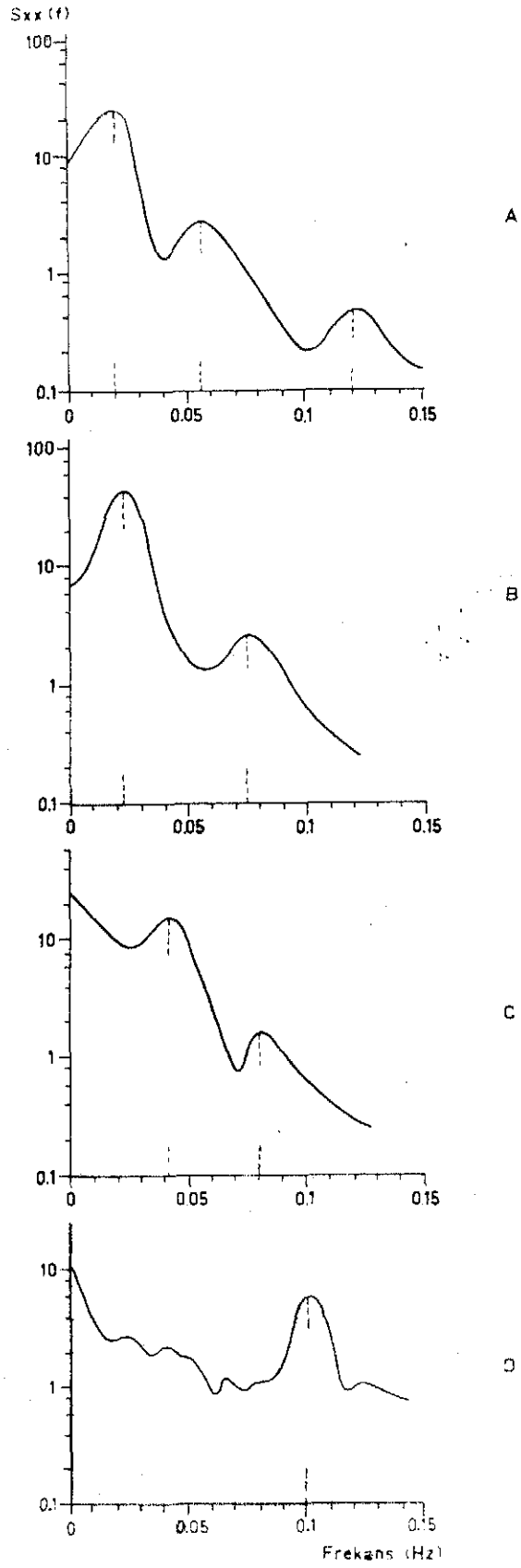
4.2.1. Taenia Coli'nin Frekans Karakteristikleri

Taenia coli'de ölçülen pasif gerilme cevaplarına Zamansal Cevap Frekans Karakteristikleri metodunun (ZCFK-metodu) uygulanması ile elde edilen frekans karakteristikleri üç ana frekans bandında maksimumlar vermektedir (şekil 3.4). Bu frekans bantları 0.01-0.03 Hz 0.04-0.06 Hz ve 0.08-0.12 Hz dir. Bir kısım eğrilerde 0.04-0.06 Hz

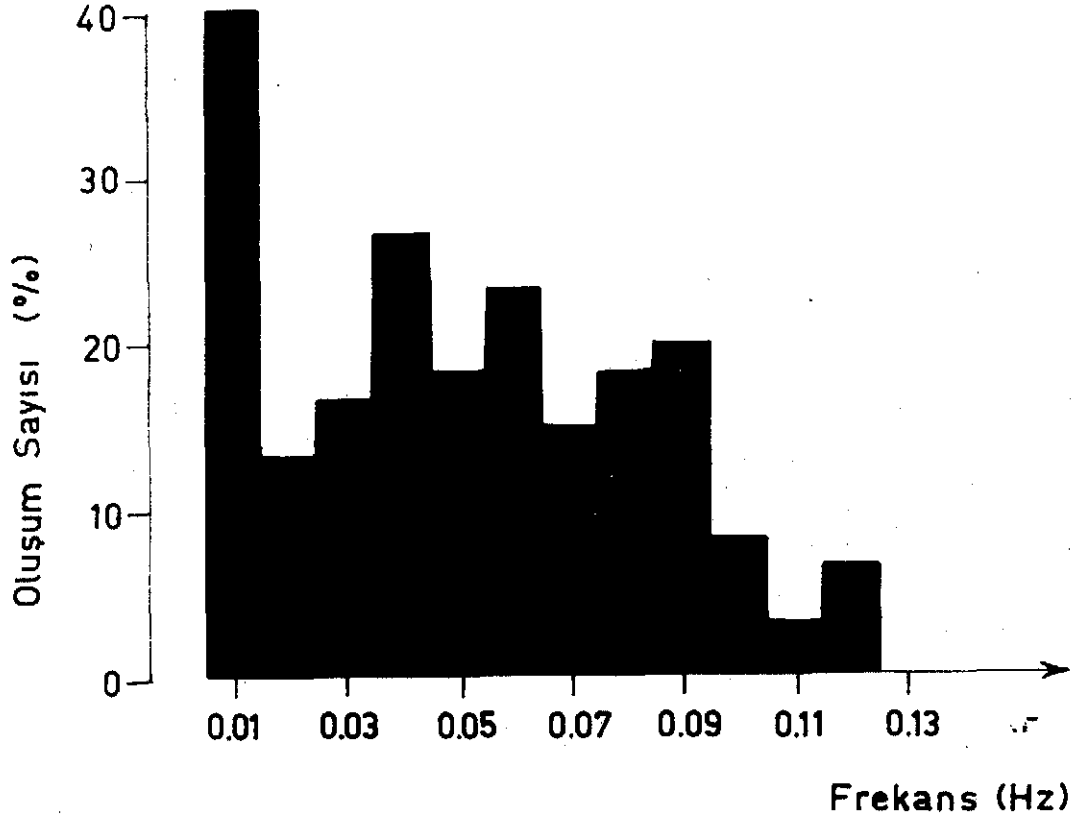
veya üçlü zirveler olarak ortaya çıktıklarını kaydetmişlerdir. Bu çalışmada sunulan taenia coli'nin frekans karakteristiklerinde ise üç maksimum, her zaman belirli olarak ortaya çıkmaktadır. Ayrıca 0.1 Hz de görülen maksimum frekans karakteristiklerinde, güç spektrumlarına göre daha kuvvetli olmaktadır. Diğer bir ifade ile germe spontane aktiviteyi kuvvetlendirmektedir. Bu bulgu germenin taenia coli'de mekanik aktiviteyi artırdığını yazan araştırmacıların bulgularını desteklemektedir (Golenhofen, 1965; Prosser, 1974). Prosser düz kasların germe ile mekanik özelliklerinin değiştiğini yazmaktadır. Golenhofen (1965) taenia coli'nin sinüs fonksiyonu şeklinde bir uyarıya devamlı maruz bırakıldığı zaman rezonans gösterdiğini kaydetmiştir. Golenhofen (1970), germe ile dakika ritminin (0.01 Hz lik ritm) frekansının etkilenmediğini sadece ortaya çıkış şeklinin değiştiğini yazmıştır. Bu çalışmada sunulan bulgularda 0.01 Hz frekans bandındaki maksimumun bütün frekans karakteristiklerinde görülmesi Golenhofen'in (1970) bulgusunu desteklemektedir.

4.2.2. Vena Porta'nın Frekans Karakteristikleri

Vena porta'nın pasif gerilme cevaplarına ZCFK-metodunun uygulanması ile elde edilen frekans karakteristikleri (şekil 3.8) 0.01-0.03 Hz, 0.04-0.06 Hz ve 0.08-0.10 Hz frekans bandlarında maksimumlar vermektedir. Şekil 3.10 da sunulan vena porta'nın frekans karakteristiklerinden elde edilen histogramda da 0.01-0.03 Hz, 0.04-0.06 Hz ve 0.08-0.10 Hz de maksimumların toplandığı görülmekte-



Şekil 4.2. Dessenden thoracic aorta'nın güç spektrumları.



Şekil 4.3. Desenden thoracic aorta'nın güç spektrumları histogramı.

Gerek aorta'nın güç spektrumu (şekil 4.2) ve gerekse güç spektrumu histogramı (şekil 4.3) aorta'nın frekans karakteristikleri (şekil 3.11) ile karşılaştırıldığında önemli iki nokta ortaya çıkmaktadır:

1) Güç spektrumlarında görülen maksimumların frekansları, aorta'dan elde edilen frekans karakteristiklerindeki maksimumların frekanslarına uymaktadır. Fakat güç spektrumlarında maksimumlar yaygın, geniş bir banda dağılmış oldukları halde, frekans karakteristiklerinde dar band halinde ve genellikle hep aynı frekanslarda görülmektedirler. Spontane aktivitede düzensiz olan titreşimlerin frekansı gerilme ile dar bir frekans bandında toplanmakta ve hep aynı frekansta titreşim göstermektedir. Böylece aorta'da spontane aktivite uyarım ile düzenlenmektedir. Diğer bir ifade ile aorta düz kaslarında düzensiz olan spontane aktiviteler uyarım ile kuvvetlenmekte, tek bir frekansta toplanmakta ve zamansal cevapta açığa çıkmaktadır. Uyarım sonrası bu tip aktivite herhangi bir nedenle yok olmaktadır. Böyle bir olaya beyinde de rastlanılmıştır. Başar ve grubu (1976) beyin'in hippocampus, formatio reticularis, corpus geniculatum medialis colliculus inferior ve gyrus ectosylvianus anterior bölgelerine derin elektrodlar yerleştirerek spontane aktivitelerini ve uyarılma potansiyellerini incelemişlerdir. Bu araştırmacı grup uyarım öncesi spontane aktivitenin güç spektrumları yaygın ve belirsiz dağılım gösterdiği zaman, uyarılma potansiyellerinin kuvvetli ve dar frekans bandlarında toplandığını bulmuşlardır. Uyarım öncesi spontane aktivitenin güç spektrumu belirli ve dar band halinde zirve verdiği zaman uyarılma potansiyelleri-

nin zayıf olduğunu kaydetmişlerdir. Başar ve grubu (1976) beyinde bu olayı şöyle tanımlamışlardır:" Spontane aktivitede görülen frekans dağılmasından bağımsız olarak uyarılmadan hemen sonra bir frekans kararlılığı (frequency stabilization) ortaya çıkmaktadır." Aorta'da düzensiz olan spontane aktivitenin pasif gerilme ile kuvvetlenmesini ve dar frekans bandında toplanması olayını biz de frekans kararlılığı olarak tanımlayabiliriz.

2) Aorta'nın güç spektrumlarında görülen maksimumların frekansları ile frekans karakteristiklerindeki maksimumların frekanslarının birbirlerine uyduklarını daha önceki bölümlerde değinilmişti. Aynı bulgu taenia coli ve vena porta düz kasları için de doğrudur. Yalnız güç spektrumlarındaki zirveler birbirlerinden bağımsız tek tek de ortaya çıktıkları halde frekans karakteristiklerinde üç zirve her zaman ve hep aynı frekanslarda görülmektedir. Düz kasların spontane aktivitelerin bileşen analizini yapan Eroğlu (1974) üç ana kasılma bileşenleri için şöyle bir yorumda bulunmuştur:" bir ölçü süresince değişik kasılma bileşenleri zaman zaman ortaya çıkmakta, zaman zaman da tamamen kaybolmakta ve bu iki oluşum arasında da değişik ağırlıklar göstermektedir. Değişik titreşim bileşenleri bir araya geldikleri zaman da karmaşık kasılma özşekilleri çok değişik safhalardan geçebilmektedir. Bu değişiklikleri izah etmek için düz kas spontane aktivitelerinin değişik safhaları deyimini ve değişik kasılma bileşenlerinin dengesi kavramını bu çalışmada öne sürmek istiyoruz. Adı geçen deyimlerin getirdiği anlayış tarzı

Diğer taraftan, otoregülasyon gösteren koroner ve böbrek sisteminde, adım şeklinde uygulanan perfüzyon basınç artması ile ölçülen kan akımı eğrilerinden hesaplanan genlik frekans karakteristikleri de 0.008-0.02 Hz de maksimum direnç artışı göstermektedir (Başar ve Weiss, 1969, Başar ve grubu, 1968). Bu bulguya dayanarak Başar (1976) ve Başar ve Weiss (1968) otoregülasyon olayının en az iki bileşenli bir mekanizma olduğunu ve bu bileşenlerin de temel de düz kas kasılmalarına dayandığını iddia etmektedir. Başar ve araştırma grubu 0.008-0.02 Hz deki periferel vazokonstriksiyon olayını şu şekilde yorumlamışlardır:

"0.008-0.02 Hz arasında böbrek ve koroner sistemde meydana gelen aktif kan akımı direnci myojenik bir kaynağa dayanmaktadır. Çünkü; bu her iki organdaki anatomik eş yapı sadece damarların düz kas yapısında mevcuttur. Ayrıca, düz kaslardan taenia coli'nin genlik frekans karakteristiği aynı frekans alanında zirve şeklinde kasılma özşekilleri göstermektedir (Golenhofen, 1965). Bir başka deyişle, basınç artışından dolayı özerk olarak meydana gelen kan akımının direnç artışında (kan akımının otoregülasyon olayında) düz kasların gerilime aktif cevabı ana bileşen olarak ortaya çıkmaktadır". Başar (1976), böbrek, koroner sistem ile düz kaslarda ölçtüğü frekans karakteristiklerinin tartışmasını yaparken yeni bir myojenik hipotez öne sürmüştür. Bu hipoteze göre: "Düz kas kasılma bileşenleri karşıt faz açısı göstermektedir. Diğer kelimelerle, bir düz kas bileşeni kasılırken diğer bir bileşen gevşemektedir. Dolayısı ile periferel damar sistemi özerk olarak basınç stimülasyonunun azalmasını önlemektedir. Şöyle ki: Peri-

5. SONUÇ

Bu çalışmada sunulan düz kasların pasif gerilme cevapları ve bu cevapların frekans alanında analizleri bizi şöyle bir sonuca götürmüştür:

1- Düz kaslarda uyarım sonrası ortaya çıkan gerilme cevaplarının zamansal alanda analizi, düz kasların dinamiği hakkında fazla bilgi vermemektedir. Zamansal cevaplara Zamansal Cevap-Frekans Karakteristikleri metodunun uygulanması ile gerilme cevaplarının içerdiği frekanslar belirli olarak ortaya çıkmaktadır. Bundan dolayı, düz kasların dinamiğinin anlaşılması için, pasif gerilme cevaplarının zamansal alanda incelenildiği gibi frekans alanında da incelenerek analizlerinin yapılması gerekmektedir.

2- Düz kaslarda elde edilen frekans karakteristikleri ile otopregülasyon gösteren böbrek ve koroner sisteminin frekans karakteristiklerinin benzerliği, otopregülasyon olayının myojenik kaynaklı bir mekanizma olabileceğini doğrulamaktadır. Bu bulgu kan akımının otopregülasyon olayı üzerinde çalışan araştırmacılar için önemlidir. Şöyle ki: dolaşım modelleri yapılırken genellikle sistemin pasif bileşenleri göz önüne alınmakta aktif bileşen olan düz kaslar ihmal edilmektedir. Bundan sonra yapılacak modellerde, bu noktanın göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

görülmüştür. Sadece bileşenlerin genliği değişik deneme şartlarında değişik ağırlık kazanmıştır. Böylece düz kasların gerilme sonucunda yeni bir kuvvet dengesi kurduğu düşünülmüştür. Diğer taraftan aorta'nın spontane aktivitesi düzensiz olmasına rağmen mekanik germenin bu düz kasın aktivitesini düzenlediği görülmüş ve aorta'da "frekans kararlılığı" üzerinde tartışılmıştır.

Bu çalışmada, daha sonra taenia coli, vena porta ve aorta düz kaslarının frekans karakteristikleri karşılaştırılmış, aynı frekans bandlarında maksimumlar verdiği görülmüştür. Bu bulgu periferel dolaşım sisteminin bulguları ile karşılaştırılmıştır. Periferel dolaşım sisteminde ölçülen frekans karakteristikleri 0.008-0.02 Hz de kan akımının direnç artışında bir maksimum göstermektedir (Başar ve Weiss, 1968). Başar ve Weiss (1968) 0.008-0.02 Hz de ölçülen kan akımının direncinin kas menşeli olduğunu kaydetmektedirler. Bu çalışmada sunulan taenia coli, vena porta ve aorta düz kaslarının frekans karakteristikleri 0.01-0.03 Hz bir kuvvet artışı göstermiş olduğundan bulgumuz Başar ve Weiss'in (1968) yorumunu doğrulamaktadır.

Ayrıca bu çalışmada kan akımının otoregülasyonu üzerinde durulmuş ve myojenik hipotez düz kasların frekans karakteristikleri ışığı altında tartışılmıştır. Myojenik hipoteze karşı yöneltilen tenkitlere cevap verebilen ve Başar'ın (1976) ileri sürdüğü "çok bileşenli myojenik hipotez" üzerinde durulmuş ve bizim bulgularımızın Başar'ın hipotezini desteklediği görülmüştür.

Sonuç olarak düz kas frekans karakteristiklerinin kan akımının otoregülasyonunu aydınlatmak için gerekli olduğu ve otoregülasyon olayında düz kasların önemli bir rol oynadığı görülmüştür.