

YILDIZ TEKNİK UNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Solunum Sist. Elek. Mod. ve Simul.

Yüksek Lisans Tezi

M. Can Alp

1991

152
111

ELK.
30.000.02

YILDIZ UNIVERSITESI
FEN BILIMLERI ENSTITUSU

SOLUNUM SISTEMLERININ ELEKTRIKSEL
MODELLEMESİ VE SIMULASYONU

YUKSEK LISANS TEZİ
ELK. MUH. Mustafa Can ALP

İstanbul, 1991

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
KÜTÜPHANE DOKÜMANTASYON
DAİRE BAŞKANLIĞI

Kot R 150
111
Alındığı Yer FEN BİL. ENS.
Tarih : 16.04.1992
Fatura :
Fiyatı : 30.000. TL.
Ayniyat No : 1/2
Kayıt No : 48322
UDC : 621.3 378.242.
Ek





YILDIZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTUSU

SOLUNUM SİSTEMLERİNİN ELEKTRİKSEL
MODELLEMESİ VE SIMULASYONU

YUKSEK LİSANS TEZİ
ELK. MUH. Mustafa Can ALP



İstanbul, 1991

ÖZET

Bu tez çalışmamın temel parametrelere ilişkin elemanlarla modelleme ve analiz kademesi sistemin karmaşıklığından dolayı aynı zamanda aynı klinik ölçümlerinin sistemin bütünü üzerinde etkiler olmasından dolayı bu nedenle bu parametrelerin bir arada ele alınması sırasında görülmeyen ara etkilerin anlaşılması mümkün olmuştur.

ÖNSÖZ

Biomedikal mühendisliği , batıda yakın bir geçmişi olmasına karşın ülkemiz için yeni bir alandır.Bu alandaki çalışmalar,hastalıkların teşhis ve tedavilerinin gelişmesinde temel oluşturmaktadır.Bu denli önemi büyük olan bu çalışmalar laboratuvar ve ekip çalışması gerektirmektedir.

Solunum sistemlerinin elektriksel modellemesi ve simülasyonu konusunda çalışma imkanı sağlayarak beni yönlendiren ve çalışmamda her türlü desteği gösteren Sayın Hocam Doç.Dr.Galip Cansever'e teşekkürü bir borç bilirim.

Ayrıca tezimin yazılmasında büyük yardımları olan arkadaşlarıma da teşekkür ederim.

Fenerbahçe,Ekim 1991

Mustafa Can Alp

ÖZET

Solunum yolu sisteminin toplu parametrelili elemanlarla modellenmesinin amacı sadece sistemin karmaşıklığından değil aynı zamanda bütün klinik ölçümlerinin sistemin bütünü üzerinde yapıyor olmasındandır. Bu nedenle bu parametre değerlerinin tespiti ile ölçüm sırasında görülemeyen ara değerlerin bulunması mümkün olur.

İlk bölümde; genel bilgi olarak solunum sistemi yapısı ve özellikleri tanıtılmış ve laboratuarda yapılan klasik ölçümler ile daha sonrada bu çalışmadaki verilerin sağlanmasında kullanılan pletismograf cihazı ve zorlanmış osilasyon tekniği anlatılmıştır.

İkinci bölümde; solunum sistemlerinin modellenmesi yapılmış ve basınç-akım ilişkisini açıklayan matematiksel bir modelden yararlanılmıştır.

Üçüncü bölümde; çeşitli hastalık grupları için solunum sisteminin elektriksel modellenmesinde kullanılan seri ve paralel bölme modellerinin karşılaştırması yapılmış ve fonksiyonların maksimizasyon ve minimizasyon programları ile elde edilen sonuçları verilmiştir.

Dördüncü bölümde; paralel bölmeli modeller arasındaki karşılaştırmalar yapılmış ve aynı yöntemle elde edilen sonuçlar verilmiştir.

Beşinci bölümde ise; yukardaki yöntemlerden farklı olarak modelleme için eğri uydurma yöntemi kullanılmış ve bu hesaplama için matematiksel işlemler ve bunların bilgisayar uygulamaları gösterilmiştir.

SUMMARY

The purpose of modeling the pulmonary system with lumped elements has appeal not only because of the complexity of the system, but also because most clinically feasible measurements can be made only on the system as a whole. That is why it is possible, by determining these parameter values to obtain the midvalues not seen during the experiment.

In the first chapter; the pulmonary system structure and specialities are generally described. Afterwards, the classical measurements obtained in laboratories, the forced oscillation technique and the plethysmograph equipment are explained in detail, the equipment that has been used to provide the data taken in this studies.

In the second chapter; the modeling of pulmonary system has been done. A mathematical model has been derived that describes the pressure-flow relationship.

In the third chapter; the serial and the parallel compartment models used in electrical modeling of pulmonary system for various disease groups and normals has been compared and the results obtained by maximization and minimization programs of the functions has been given.

In the fourth chapter; the comparisons of parallel compartment models has been done and the results obtained with the same method has been given.

In the fifth chapter; the curve fitting method for modeling is used in a different way from other methods and the mathematical operations and theirs computer applications has been shown for this calculation.

SOLUNUM ORGANLARI

Memeli hayvanların ve insanın solunum organları, akciğerler ve bunlara havayı getiren yollar, thorax ve pleura boşluğu ile bunların

İÇİNDEKİLER

Uzunluğu değişiren kaslar ve bu yapılarla ilgili afferent ve efferent sinirlerden ibarettir. Hava yolları burun boşluğu (cavus nasi) pharynx,

1. Solunum sistemi ile ilgili genel bilgiler	1
2. Pletismograf cihazının tanıtımı	26
3. Zorlanmış osilasyon tekniği	33
4. Solunum yolu dinamiklerinin matematiksel modelleşmesi	35
5. Seri ve paralel bölme modellerinde solunuma ilişkin mekanik parametrelerin tahmini	58
6. Paralel bölme modellerinde solunuma ilişkin mekanik parametrelerin tahmini	70
7. Modelleme için için eğrisi uydurma yöntemi (Curve fitting)	83
Kaynaklar	121
Ekler	122
Özgeçmiş	126

SOLUNUM ORGANLARI

Memeli hayvanların ve insanın solunum organları, akciğerler ve bunlara havayı götüren yollar, thorax ve pleura boşluğu ile bunların oylumunu (volümünü) değıştiren kaslar ve bu yapılarla ilgili afferent ve efferent sinirlerden ibarettir. Hava yolları burun boşluğu (cavum nasi) pharynx, larynx, trachea ve bronşlardır (bronchus). Burun boşluğunun mukozası ıslak ve kan damarlarınca zengindir; birçok glandula (bez) taşır. Pharynx, solunum ve sindirim sisteminin müşterek yoludur. (Şekil 1).

Solunum sistemi burun boşluğu ile başlar. Burun boşluğunun yüzeyi bir hayli geniştir ve conchae (konhe) adı verilen birtakım çıkıntıları vardır. Burun boşluğunda conchae'ye çarparak geçen havanın ısısı, vücut ısısına getirilir ve kuru ise rutubetlendirilir. Hava inspirasyon esnasında burun boşluğundan geçerken, içinde bulunan yabancı partiküllerden temizlenir. Bu temizleme şu mekanizma ile olur. Hava conchae'ye çarpınca ani olarak yön değıştirir. Havanın kitlesi hafif olduğundan ataleti (eylemsizliği) de azdır. Fakat havada bulunan yabancı partiküllerin (toz v.s.) kitlesi daha ağır olduğundan, eylemsizlik nedeniyle hava cereyanının orjinal yönünde harekete devam ederek burun mukozasına çarpar ve mükoz sıvı içinde tutulurlar. Solunum havasının yabancı partiküllerden temizlenmesi işinde bu mekanizma öylesine etkilidir ki, beş mikrondan daha irili partiküler akciğerlere doğru geçirilmezler. Şayet burun boşluğuna geçebilen partiküler olursa, bunlar daha sonraki solunum yollarında tutulurlar.

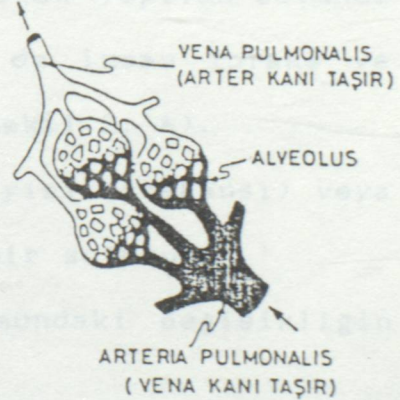
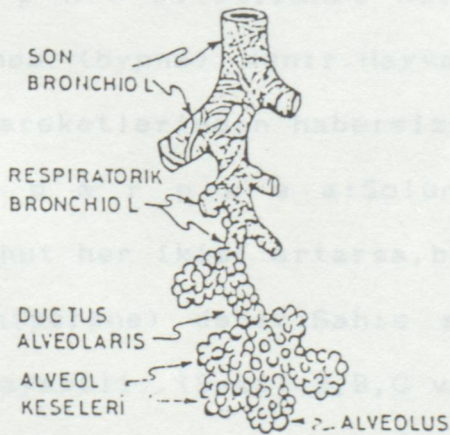
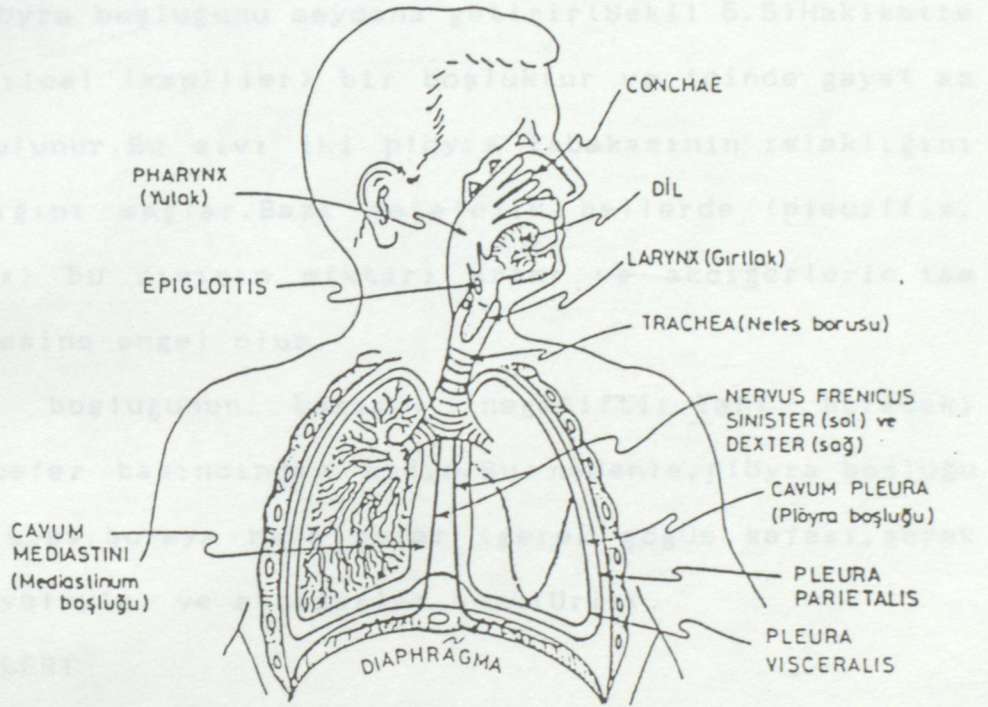
Trachea'nın (nefes borusu) epitel örtüsü cilia'lıdır (kirpikli epitel). Burada bulunan bezlerin sekresyonu ve cilia'lar, burun boşlugunu geçebilen tozları ve diğer yabancı maddeleri tutarak akciğerlere girmesini önlerler. Cilia'ların hareket yönü ağıza doğru olduğundan, hava yollarının sekresyonu ve içinde tutulmuş olan yabancı partiküler ağıza doğru hareket ettirilir ve balgam şeklinde dışarı atılırlar.

Akcigerler iki esnek zarımsı kese kabul edilebilirler. Bu keselerin iç kısmı, dış hava ile serbest ilişki halindedirler ve pekçok alveollerle iç yüzeyi genişletilmiştir. İnsanda tüm alveollerin yüzeyi 70-80 m² kadardır ve alveollerin çapı ortalama 0.2-0.7 milimetre kadardır. İki esas bronş (bronchus) ciğerlere girince kollara ayrılırlar, bu kollar tekrar kollara ayrılırlar ve böylece son olarak respiratorik bronchiol'leri meydana getirirler. Bunların duvarı cartilago (kıkırdak) taşımaz, fakat kas dokusu taşır. (Şekil 1) Bronchoconstrictor (bronşları daraltan) ve bronchodilatator (bronşları genişleten) sinir telleri ile idare edilirler. Bu iki çeşit sinirler hem n. vagus hemde n. sympathicus içinde bronchiol'lere ulaşırlar. Her ikiside bronchiol'lere etkili çeşitli reflekslerin efferent yollarıdır.

Alveolün duvarı tek katlı solunum epitelyumundan yapılmıştır. Alveollerdeki hava ile kılcal damarlardaki kan arasında husule gelen gaz alış-verişinde gazlar, solunum epitelyumunu ve kapiler endotelyumunu bir taraftan öbür tarafa diffüzyon yoluyla geçerler. Akcigerler aslında kafesinin boşlugundan daha küçüktürler. Fakat atmosfer basıncı

ile şişerler ve göğüs kafesinin içini tamamen doldururlar. Cavum pleura'nın (plöyra boşluğunun) atmosfer ile teması yoktur ve Cavum abdominalis 'ten (karın boşluğu) diaphragma vasıtasıyla tamamen ayrılmıştır. (Şekil 1).

Şekil 1 SOLUNUM ORGANLARI VE ALVEOLLERİN FONKSIYONEL ANATOMİSİ



Hayat boyunca göğüs kafesinin ve dolayısıyla esnek olan akciğerlerin oylumu (volümü) aralıksız değiştirilmektedir ve bu solunum kasları etkisiyle olmaktadır. Plöyralar iki seröz tabiatta zardır ve sağlı sollu iki plöyra boşluğu teşkil ederler. Plöyra thorax'ın iç yüzünü kapladıktan sonra (parietal pleura), kıvrılıp ciğerlerin üzerini de kaplar (visceral pleura) ve böylece göğüs kafesi ile akciğer arasında plöyra boşlugunu meydana getirir(Şekil 5.5)Hakikatte bu boşluk,kılcal (kapiller) bir boşluktur ve içinde gayet az bir sıvı bulunur.Bu sıvı iki plöyra tabakasının ıslaklığını ve kayganlığını sağlar.Bazı patalojik hallerde (pleuritis, hydrothrorax) bu sıvının miktarı artar ve akciğerlerin tam olarak şişmesine engel olur.

Plöyra boşlugunun basıncı negatiftir.Yani buradaki basınç atmosfer basıncından azdır.Bu nedenle,plöyra boşluğu açılacak olursa,buraya hava dolar (gerek göğüs kafesi,gerek akciğerler yoluyla) ve akciğerler büzülürler.

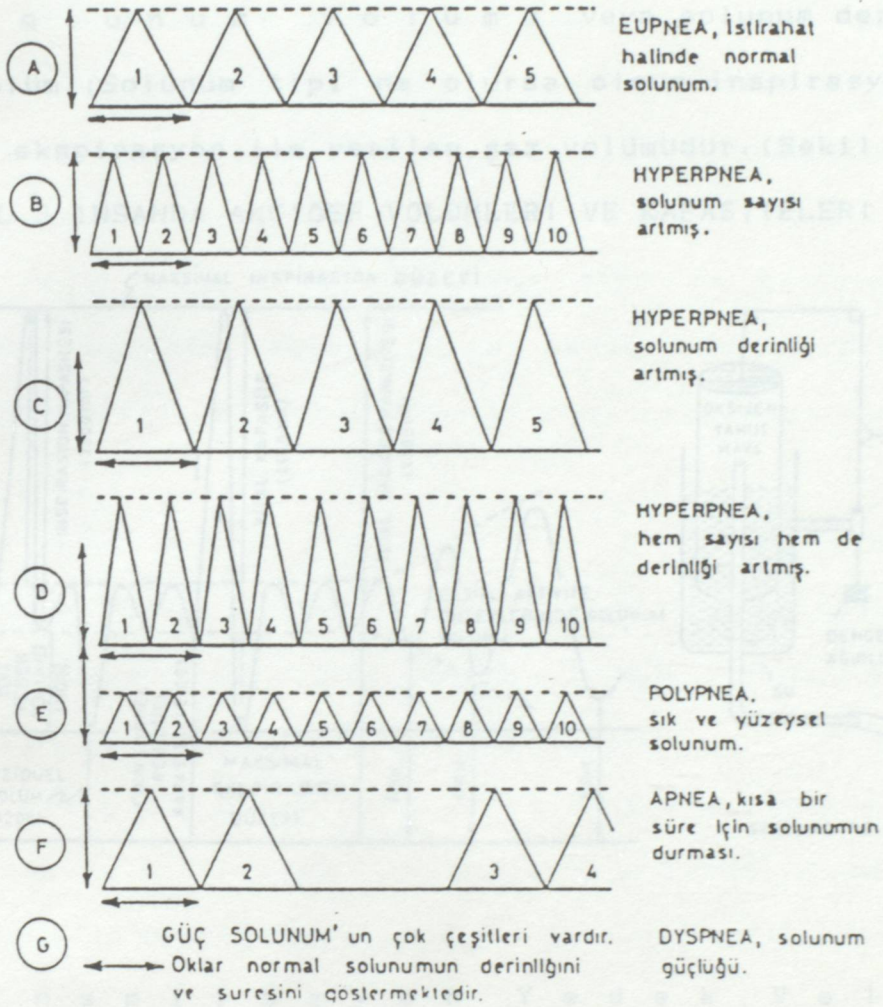
SOLUNUM TIPLERİ

1. E u p n e a:İstirahat halinde iken yapılan solunum şekline eupnea (öypne) denir.Hayvan ya da insan toraks ve diyafragma hareketlerinden habersizdir.(Şekil 2, A).

2. H y p e r p n e a:Solunum sayısı (frekans) veya derinliği yahut her ikisi artarsa,böyle bir solunuma hyperpnea (hiperpne) denir.Şahıs solunumundaki değişikliğin farkında olmayabilir.(Şekil 2,B,C ve D).

3. P o l y p n e a:Çabuk yüzeysel(sathi),kesik kesik olan solunuma bu ad verilir(polipne)(Şekil 2, E)

ŞEKİL 2 SOLUNUM TIPLERİ (Temsili Olarak)



4. A p n e a: Solunum geçici bir süre için durması haline apnea (apne) denir. (Şekil 2, F)

5. D y s p n e a: Güç solunuma bu ad verilir (dispne). Çeşitli dereceleri vardır (Şekil 2, G)

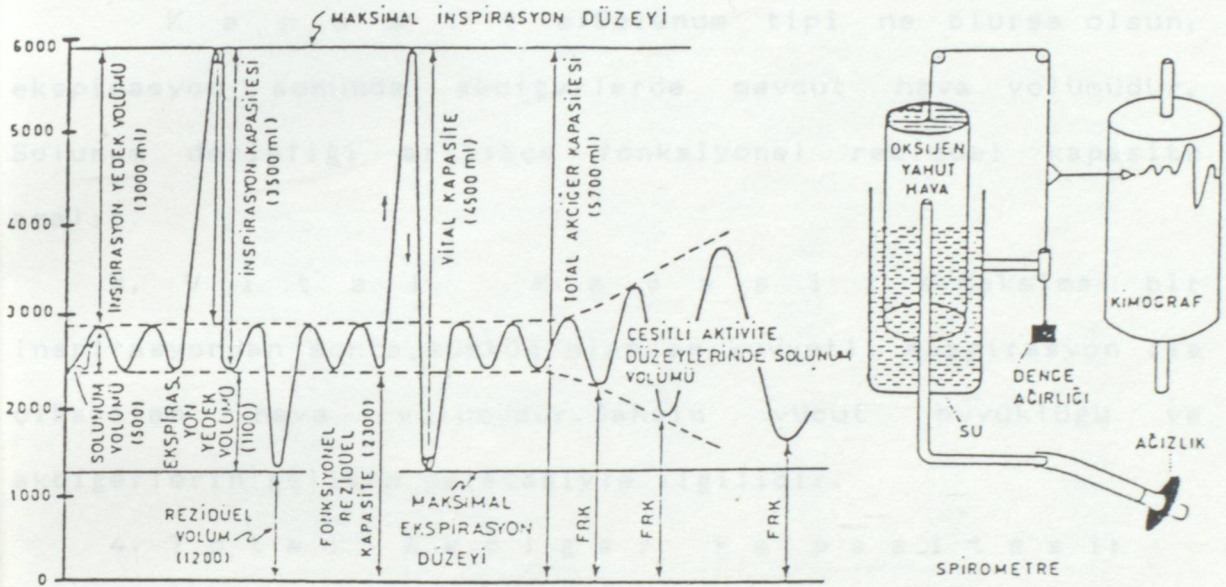
SOLUNUM HAVASI VOLUMLERİ

İnsanda çeşitli durumlarda teneffüs edilen hava volümleri (hacimleri) gazometre ile ölçülebilir. Hutchinson'un spirometresi veya bunun modifiye edilmişleri kullanılabilir (Şekil 3)

AKCIĞER VOLUMLERİ

1. S o l u n u m V o l ü m ü veya solunum derinliği (tidal volüm):Solunum tipi ne olursa olsun,inspirasyon ile alınan ve ekspirasyon ile verilen gaz volümüdür.(Şekil 3)

ŞEKİL 3 İNSANDA AKCIĞER VOLUMLERİ VE KAPASİTELERİ



2. İ n s p i r a s y o n Y e d e k V o l ü m ü: istirahat halinde normal bir inspirasyon sonundan başlamak üzere,maksimal bir inspirasyonla alınması mümkün gaz volümüdür.

3. E k s p i r a s y o n Y e d e k V o l ü m ü: istirahat halinde normal bir Ekspirasyon sonundan başlamak üzere,maksimal bir ekspirasyonla akciğerlerden çıkarılması mümkün gaz volümüdür.

4. R e z i d ü e l V o l ü m:Yapılması mümkün en kuvvetli ekspirasyondan sonra, akciğerlerde kalan gaz volümüdür.

AKCIĞER KAPASİTELERİ

1. I n s p i r a s y o n k a p a s i t e s i:Şahıs istirahat halinde iken,ekspirasyon sonundan itibaren yapılan maksimal inspirasyonla alınabilen hava volümüdür.(Şekil 3)

2. F o n k s i y o n e l R e z i d ü e l

K a p a s i t e:Solunum tipi ne olursa olsun, ekspirasyon sonunda akciğerlerde mevcut hava volümüdür. Solunum derinliği arttıkça fonksiyonel rezidüel kapasite azalır.

3. V i t a l K a p a s i t e:Maksimal bir

inspirasyondan sonra,mümkün olan en kuvvetli ekspirasyon ile çıkarılan hava volümüdür.Şahsın vücut büyüklüğü ve akciğerlerin gelişim derecesiyle ilgilidir.

4. T o t a l A k c i ğ e r K a p a s i t e s i:

Maksimal inspirasyon sonunda,akciğerlerde mevcut tüm hava volümüdür.Vital kapasite ve rezidüel volüm toplamına eşittir.

Istirahat halindeki bir insan veya hayvanda solunum volümü,vücut ağırlığı bilindiği takdirde,aşağıdaki formülle hesaplanabilir.

$$\text{Solunum Volümü (ml)} = 0.0074 \times \text{Vücut ağırlığı (gram)}$$

DAKİKA AKCIĞER VOLUMU (BİR DAKİKADAKİ AKCIĞER VENTILASYONU)

Dakika akciğer volümü, bir dakikada akciğerlere giren ve çıkan hava volümüdür.Dakikadaki solunum sayısının,solunum volümü ile çarpımından elde edilir.İnsanda istirahat halinde solunum sayısı 12 ve solunum volümü 500 ml kədardır.Dakika akciğer volümü $500 \times 12 = 6000$ ml. olur.

Tablo 1. Akciğer hacim ve kapasitelerinin erişkin insanda (20-30, 50-60 yaş gruplarında) yatar durumdaki ortalama değerleri (ml).

Parametre	Kısaltma	20-30 yaş		50-60 yaş
		Erkek (1.7 m ²)	Kadın vücut yüzeyi (1.6 m ²)	Erkek (1.7 m ²)
Soluk hacmi	V _T	500		
Solunum dakıka hacmi	V	6000		
İnspirasyon kapasitesi	IC	3600	2400	2600
İnspirasyon rezervi	IRV	3100		
Ekspirasyon rezervi	ERV	1200	800	1000
Vital kapasite	VC	4800	3200	3600
Zorlu Ekspirasyon Vital kapasitesi	FVC			
Birinci saniyede zorlu ekspirasyon hacmi	PVC ₁			
Rezidüel hacim	RV	1200	1000	2400
Total akciğer kapasitesi	TLC	6000	4200	6000
Fonksiyonel rezidüel kapasite	FRC	2400	1800	3400
RV/TLC x 100		% 20	% 24	% 40

ALVEOLAR VENTILASYON (VENTILATION)

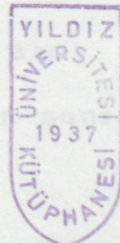
Ventilasyon havalandırma demektir. İnspirasyon ve ekspirasyonda alveollerin oylumu (volümü) az değişir. Akciğerlerin şişmesi ve büzülmesi sırasında hava yollarında volüm değişikliği alveollerden daha fazladır. En çok oylum değiştiren ductusalveolaris'lerdir. Bronchiol'lerin duvarında düz kaslar vardır. Bu kaslar oblik(çapraz) olarak yer aldıklarından, bunların ekspirasyon esnasında kasılması, bronchiol'lerin hem çapını, hem de boyunu küçültür. İnspirasyonda bunun aksi olur. (Lippold, 1968).

Dış solunumda alveoller ile akciğer kılcal damarları arasında O_2 ve CO_2 alışverişi olur. Bu gaz alışverişine etkili esas faktör:

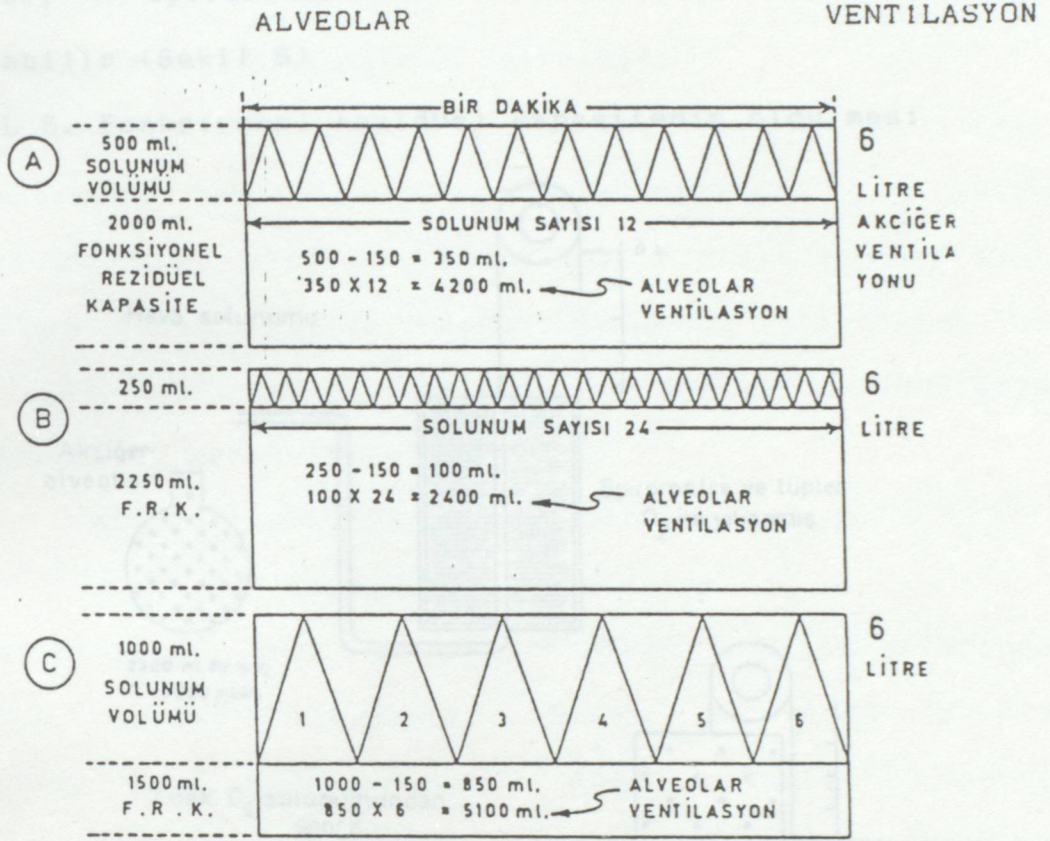
- 1) alveolar ventilasyon derecesi,
- 2) akciğer kılcal damarlarından kan akım miktarıdır.

Akciğer ventilasyonu ile alveolar ventilasyon aynı şeyler değildir. Akciğer ventilasyonu deyince, belirli bir süre içinde (bir dakikada) solunum sistemine giren ve çıkan hava volümü anlaşılır. Örneğin, bir insan veya hayvan her solunumda 500 ml hava alıp verse ve dakikada 12 solunum yapsa akciğer ventilasyonu dakikada 6000 ml olur ($500 \times 12 = 6000$) (Şekil 4). Fakat bu havanın hepsi alveollere girmez. Inspirasyonla alınan havanın bir kısmı hava yollarını doldurur. Buradaki hava alveollerin havalandırılmasında, daha doğrusu gaz alış-verişinde, kullanılmaz. Bu nedenle, hava yollarının kapsadığı yere (oyluma) "ölü aralık" denir. Ölü aralığın oylumu insanda 150 ml kadardır. Ölü aralık volümü insanda yaklaşık olarak 1kg vücut ağırlığı için 2ml kabul edilebilir. Daha iyisi, anatomik ölü aralık (V_D) akciğer volümüne göre, dolayısıyla tidal volüme göre (V_T) değiştiğinden aşağıdaki denklem ile hesaplanabilir:

$$V_D = 0.33 V_T$$



ŞEKİL 4. İNSANDA ÇEŞİTLİ SOLUNUM DERİNLİKLERİNDE



Akciger Hacim ve Kapasitelerinin Ölçülmesi

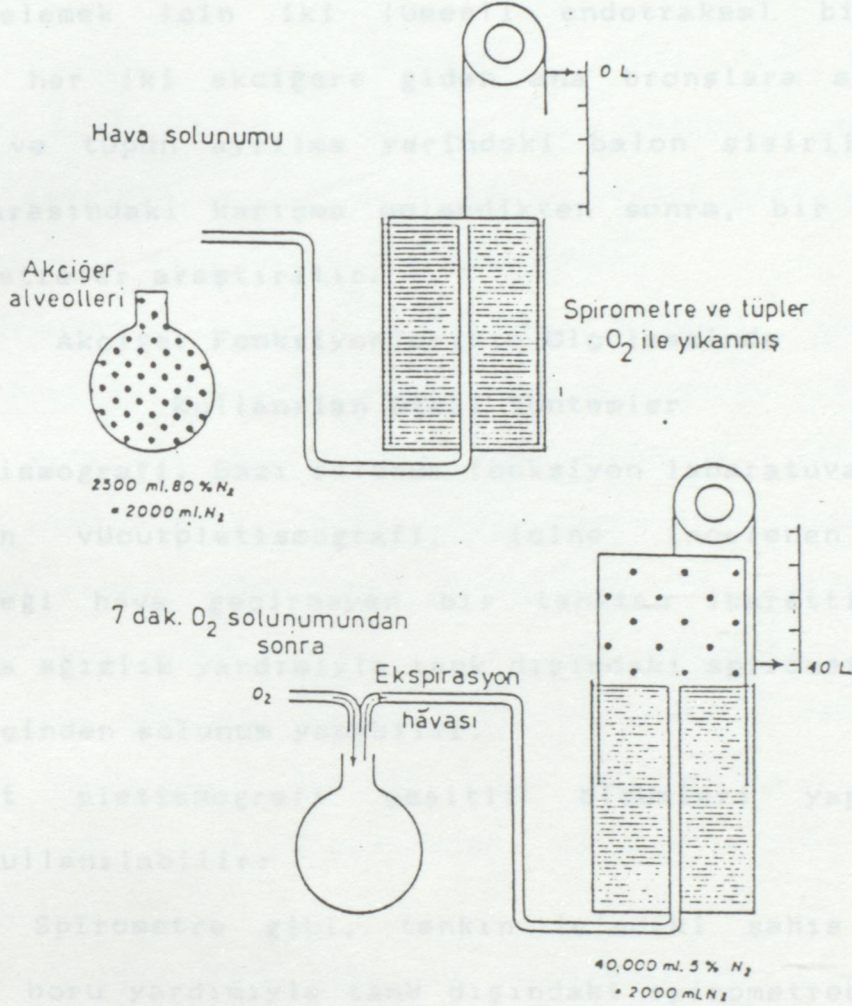
Spirometri Soluk hacmi inspirasyon ve ekspirasyon rezervleri ve vital kapasite en basit ve kolay şekilde spirometre ile ölçülebilir

Rezidüel hacim, fonksiyonel rezidüel kapasite ve total akciğer kapasitesinin ölçülmesinde en çok kullanılan açık devre metodunu inceleyelim:

Nitrojenden arınma metodu atmosfer havasında solunum yapan kişinin akciğerlerindeki azot miktarının saptanmasına dayanır. Normal bir ekspirasyondan sonra başlamak üzere, O dolu

bir spirometreden 7 dak. kadar saf O₂ dolu bir spirometrede toplanırsa, spirometredeki azot miktarından FRC hesaplanabilir (Şekil 5)

ŞEKİL 5. Fonksiyonel rezidüel kapasitenin ölçülmesi



Örnek. Deney sonunda spirometrede 40 l gaz karışımı bulunsun ve analiz, bunun % 5 N₂ içerdiğini gösterebilir.

Fonksiyonel rezidüel kapasiteye ait azotun toplamı $40.000 \times 0.05 = 2.000$ ml olduğuna göre %80 N₂ içeren fonksiyonel rezidüel kapasitenin $2.000 \times \frac{100}{80} = 2500$ ml olacağı hesaplanır.

Aynı deney derin bir soluk vermeden sonra tekrarlanırsa rezidüel hacim tayin edilir. Total kapasite, vital kapasite ile rezidüel hacmin toplamından ibarettir.

Bronkspirometri. Her iki akciğerin fonksiyonlarını ayrı ayrı incelemek için iki lümenli endotrakeal bir tübün lümenleri her iki akciğere giden ana bronşlara ayrı ayrı bağlanır ve tübün ayrılma yerindeki balon şişirilerek iki akciğer arasındaki karışma önledikten sonra, bir akciğere ait parametreler araştırılır.

Akciger Fonksiyonlarının Ölçülmesinde

Kullanılan Öteki Yöntemler

Pletismografi. Bazı solunum fonksiyon laboratuvarlarında kullanılan vücutpletismografi, içine incelenen şahsın girebileceği hava geçirmeyen bir tanktan ibarettir. Şahıs, maske yada ağızlık yardımıyla tank dışındaki spirometreden ya da tank içinden solunum yapabilir.

Vücut pletismografi çeşitli ölçümleri yapabilecek şekilde kullanılabilir:

1 - Spirometre gibi, tankın içindeki şahıs dışarıya bağlı bir boru yardımıyla tank dışındaki spirometreden soluk alıp verir. Bu sırada göğüs hareketleriyle tank içindeki havanın yer değiştirmesi, tanka bağlı bir kayıt sistemiyle kaydedilerek spirometrik bir eğri alınır.

2 - Akciger hacimlerinin ölçülmesi. Tamamen kapalı olan tankın içindeki havadan inspirasyon yapan şahıs, bir manometreye karşı ekspirasyon yaparken basınç kaydedilir. Göğüs içinde artan basınçla gaz hacimindeki azalma arasındaki

ilişki, Boyle yasasına uyar:Ekspirasyonda artan basınçla göğüs hacmi küçüldüğünden,pletismograf içinde şahsın kapladığı hacim de azalır.Uygun şekilde kalibre edilmiş bir basınç kaydedici aletten,akciğerdeki gaz hacmini hesaplamak mümkündür.

3 - Rezidüel hacmin ölçülmesi. Yukarıdaki yöntemle akciğerdeki hacim tayin edildikten sonra,mümkün olduğu kadar derin bir ekspirasyon yapılarak hacim tekrar kaydedilir.İki hacim arasındaki fark rezidüel hacmi verir.

4 - Solunum yollarının direncinin ölçülmesi. Kapalı tank içindeki havadan solunum yapan şahsın vücudu,ekspirasyon sırasında kısa bir zaman için daha küçük bir yer kaplar. Yukarıdaki yöntemlerle akciğer hacmi tayin edildikten sonra, ekspirasyon sırasındaki hacim de kaydedilerek aradaki fark bulunur.Buradan ekspirasyon sırasında akciğerler içinde gelişen basınç saptanır ve bu değerden tank içindeki basınç farkı elde edilir.Aynı zamanda, ekspirasyonda hava akışı da ölçülürse, bu iki parametreden solunum yolu direnci hesaplanabilir.

5 - Akciğer kan akımının ölçülmesi, Tank atmosfere tamamen kapatılır.Şahıs bir esnek balondan nitroz oksit solunumu yapar.Nitroz oksit, pulmoner dolaşım kanına absorbe edildikçe, tankın içinde tutulan balondaki gazların ve buna bağlı olarak tanktaki gazların total hacmi azalır.Böylece pulmoner kan akımı tank içindeki hacmin azalma hızından, alveollerdeki nitroz oksit konsantrasyonundan ve kanda nitroz oksidin erime katsayısından hesaplanabilir.

Akciger Hacim ve Kapasitelerindeki Değişmelerin Anlamı

Akcigerlerdeki hava miktarıyla ilgili ölçmeler sırasında vücudun durumu göz önünde tutulmalıdır. Yatar durumda diyafragmanın karın organları tarafından yukarı itilmesi ve akciğerdeki kan hacminin çoğalması havanın girebileceği hacmi küçültür.

Kuvvetli ekspirasyonda çıkarılamayan hava hacminin (rezidüel hacim) çoğalması, soluk alıp verme sırasında alveol havasının yenilenme oranını düşürür. Fonksiyonel rezidüel kapasite özellikle inspirasyonlar arasındaki sürede gaz alım verimlerini sağladığından büyük önem taşır. Solunum hareketleriyle bileşimi çok az değişen bu kapasite yardımıyla inspirasyon ve ekspirasyon sırasında kan gazlarının konsantrasyonlarında büyük osilasyonlar önlenmiş olur. Fonksiyonel rezidüel kapasite, akciğerlerin anfizem ve astım sonucu aşırı gerilmesinde artar.

Vital kapasite vücut yapısı, yaş ve cinsten başka (a) durum, (b) solunum kaslarının kuvveti (c) akciğer ve göğüs kafesinin esnekliğine bağlı olarak değişir.

Tablo 2. Vital kapasitenin vücut yüzeyi ve boyla ilişkileri

	Erkek	Kadın
Yüzey	2.5 l/m ²	2 l/m ²
Boy	25 ml/cm	20 ml/cm
Boy-yaş	[27.63-(0.112)yaş]hoy (cm)	[21.78-(0.101)yaş] boy (cm)

Yüzücülerde ve sualtı sporu yapanlarda vital kapasite % 30-40 kadar artabilir. Tüberküloz, anfizem, kronik astım, plörit, plörezi gibi pulmoner kompliyansın azaldığı hastalıklar, poliyomiyelitis, solunum yolları obstrüksiyonu, pnömotoraks, ascites, gebelik ve pulmoner ödemde azalır. Akciğer konsjestyonu yapan sol kalb yetersizlikleri vital kapasiteyi düşürür. Özellikle bu son bildirilenlerde yapılan ölçmeler hastalığın gidişini izlemede yardımcı olur.

Dinamik Parametreler

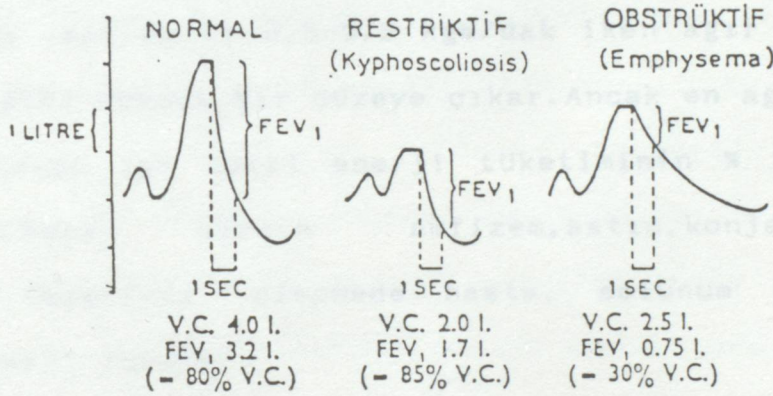
Solunum Dakika Hacmi. Sakin solunumda, erişkin bir insanda 6-7 l kadar olan solunum dakika hacmi sakin soluk havası ile (ortalama 500 ml) ile dakikadaki soluk sayısının (12-14) çarpımına eşittir. Ekspirasyon (V) havasını bir gaz asitinden geçirmek suretiyle ölçülebilir. Egzersiz sırasında 70 litreye kadar çıkar. Solunum frekansı çocuklarda yüksek olduğu halde (20-25/dak) yaşla azalır. (Erişkinde 10-17)

Maksimal Solunum Kapasitesi (MBC). Ya da son zamanlarda daha çok kullanılan terimiyle maksimal istemli solunum hacmi (MVV ing. Max Voluntary Ventilation). Belirli kısa bir süre içinde istemli olarak yapılabilen maksimal solunum hacmidir ve genellikle şahsa 15 saniye solunum yaptırılarak dakikada litre cinsinden bildirilir. Akciğerlerin ve göğüs kafesinin kompliyansına, solunum yollarının direncine bağlı olan maksimal solunum hacmi erkeklerde ortalama 125-170 l/ dak dır. Anfizem ve solunum yolları tıkanmalarında ve yaşla bu değer azalır.

Akciğerde yaklaşık 1500 ml hava bu değerle hava yolları

Zamanlı Vital Kapasite veya Zorlu Ekspirasyon Kapasitesi

Çok basit olmakla beraber çok yararlı bir akciğer testi de zamanlı vital kapasite veya zorlu ekspirasyon FVC (ing. Forced Vital Capacity)dir. Bu parametreyi tayin için, burnu kapatılan şahıs ağızlık yolu ile kaydedici spirometreden en derin bir inspirasyon yaptıktan sonra spirometreye en zorlu ve mümkün olduğu kadar hızla bir ekspirasyon yapar. (Şekil 6) de çeşitli koşullarda kaydedilen zorlu



Şekil 6. Normal şahıslarda restriktif ve obstrüktif akciğer hastalığı olanlarda zorlu ekspirasyon kapasitesi

vital kapasite eğrileri görülmektedir. Normal akciğerlerle, solunum yolları obstrüksiyonunda alınan eğriler karşılaştırılırsa zorlu vital kapasitelerin hemen hemen eşit olduğu görülür. En büyük fark ekspirasyonun özellikle birinci saniyesindeki akış hızındadır. Bu nedenle birinci saniyede çıkarılan zorlu ekspirasyon hacmi (FEV₁) kaydedilerek bunun zorlu vital kapasiteye oranı (% FEV₁/FVC) hesaplanır. Normal akciğerde yaklaşık %80 olan bu değer hava yolları

tıkanmasında (Şekil 6) bu oranın % 30'a kadar indigi görülmektedir. Akut astımda olduğu gibi ciddi solunum tıkanmalarında bazen % 20 nin altına indigi de görülebilir. Buna karşın kifoskolyoz gibi restriktif akciğer hastalıklarında vital kapasite çok düştüğü halde bu oran normal düzeyini korur.

Solunumda Yapılan İş. Solunum kasları göğüs kafesinin gerimini ve çaplarını değiştirirken karşılaştıkları çeşitli kuvvetleri yenmek üzere önemli bir iş yaparlar. Sakin solunum sırasında yapılan iş 0,3-0,5 kgm/dak iken ağır egzersizde 10 kgm/dak gibi yüksek bir düzeye çıkar. Ancak en ağır egzersizde bile solunum işi total enerji tüketiminin % 3'ünden fazla değildir. Buna karşın amfizem, astım, konjektif kalb yetersizliklerinde, dispnede hasta, solunum işi için çok büyük enerji tüketir.

Solunum kaslarının yaptığı iş basitçe, hacim x basınç olarak tanımlanabilir. Göğüs boşluğunun hacmini değiştirmek için yenilmesi gereken kuvvetler özellikle: 1) Akciğer ve göğüs çeperi ile diyafragma esnek dokularının direnci, (2) akciğer ve göğüs çeperi yapılarının viskozitesi, (3) havanın solunum yollarından akışı sırasında karşılaşılan dirençtir. Son iki çeşit direnç çok defa birlikte esnek olmıyan direnç terimi ile belirtilir.

Göğüs Kafesi ve Akciğerlerin Kompliyansı. Göğüs kafesi, diyafragma ile akciğerlerdeki dokular esnek yapılardır. İç içe yerleşmiş bulunan bu esnek yapılar, birbirlerinin hacimleri üzerine etkili olurlar. Doğumundan sonra ilk solunum

hareketiyle genişleyen göğüs kafesi sükun halindeki akciğerleri esnekliklerine uyan hacimden biraz daha geniş tuttuğu gibi, akciğerler de göğüs kafesinin hacmini saptar. Akciğerlerin esnekliği göğüs kafesinin fazla genişlemesini önler. Göğüs sükun durumunda iken, akciğerler fonksiyonel rezidüel kapasiteyi içerdikleri halde, göğüs kafesinin dışına çıkarıldıkları zaman ancak minimum havayı içerecek kadar küçülürler. Akciğerler dışarı alındıktan sonra göğüs kafesinin hacmi de büyüyerek, hemen hemen vital kapasitenin % 55'ini bulur. Anfizem gibi akciğer hastalıklarında sükun durumunda göğsün genişlemesi karakteristiktir. Normal koşullarda göğüs boşluğu ve bu boşlukta bulunan akciğerler esneklikleri nedeniyle inspirasyon sırasında genişlemeye karşı belirli bir direnç gösterirler. Solunum fizyolojisinde akciğerlerin gerilme yetenekleri, hacimle gerici kuvvet arasındaki ilişki ($\Delta V/\Delta P$) kompliyans (gerilebilme) terimi ile ifade edilmektedir.

Kompliyans, 1 cm su sütununda eşit bir basıncın, esnek dokularda meydana getirdiği litre cinsinde hacim değişmesi olarak bilinir. Normal koşullarda, akciğer ve göğüs kafesinin ayrı ayrı kompliyansları $0.2 \text{ l/cmH}_2\text{O}$ olduğu halde, birlikte kompliyansları $0.1 \text{ l/cmH}_2\text{O}$ ya düşmektedir. Elastans terimiyle tanımlanan esneklik ya da büzülebilme yeteneği kompliyansın tersi ($\Delta P/\Delta V$) olarak tanımlanır, ortalama değeri akciğer ve toraks için birlikte $5-8 \text{ cm. H}_2\text{O/l}$ bulunur.

Akciger ve Göğüs Kompliyansının Ölçülmesi

Solunum fonksiyonu ile ilgili çeşitli yapıların kompliyansı şöyle formüle edilebilir:

Akciger hacmindeki değişme

$$1) \text{ Total Kompliyansı} = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

Alveol/atmosfer basınç farkı değişmesi

Akciger hacmindeki değişme

$$2) \text{ Akciger Kompliyansı} = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

Alveol/intratorakal basınç farkı değişimi

Akciger hacmindeki değişme

$$3) \text{ Göğüs Çeperi Kompliyansı} = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

Atmosfer/intratrokal basınç farkı değişimi

Kompliyansın ölçülmesi için akciğer ve toraks basınç-hacim eğrisi çizilir. Bu amaçla şahsın bir burun deliği kapatılarak öteki burun deliginden nazofarinkse sokulan sondaya bağlı manometre ile solunum yolları basıncı ölçülür. Şahıs bir ağızlık yardımı ile spirometreden belirli hacimlerde soluk aldıktan sonra, spirometreden hava getiren yol kapatılır ve şahsa glotisini ve solunum kaslarını tam gevşetmesi söylenir. Bu gevşeme sırasında solunum yollarında meydana gelen nazofarinkse bağlı manometrede izlenen basınç değişikliği intrapulmoner (intra alveoler) basınca eşittir. (Şekil 7).

Akciğerlerin yalnız başına kompliyansı benzer şekilde fakat transpulmoner basınç kaydedilerek tayin edilir: Solunum yolları açık tutulduğu takdirde intrapulmoner basınç nazal kateterle ölçülür.

Transpulmoner basınç intrapulmoner basınçtan, intraplevral (intratrokal) basıncı çıkarmak suretiyle bulunur. Intraplevral (intratorakal) basınç iki şekilde ölçülebilir. (a) Bir enjektör yardımıyla intraplevral boşluğa çok az miktarda hava verilerek, enjektöre bağlı manometrede basınçlar kaydedilir. (b) Daha kolay olarak katetere bağlı, hava içeren küçük bir balon özofagusun 1/3 alt bölümüne indirilerek inspirasyon sonu ekspirasyon sonu ve intraplevral basınçlar ölçülür. Ölçümden önce ve ölçüm sırasında şahıs tüm solunum kaslarını ve glottisi gevşetmelidir. Şekil 7 de, akciğerlerin yalnız ve göğüs kafesi ile birlikte, kompliyansı ile göğüs kafesinin kompliyans eğrisi görülmektedir.

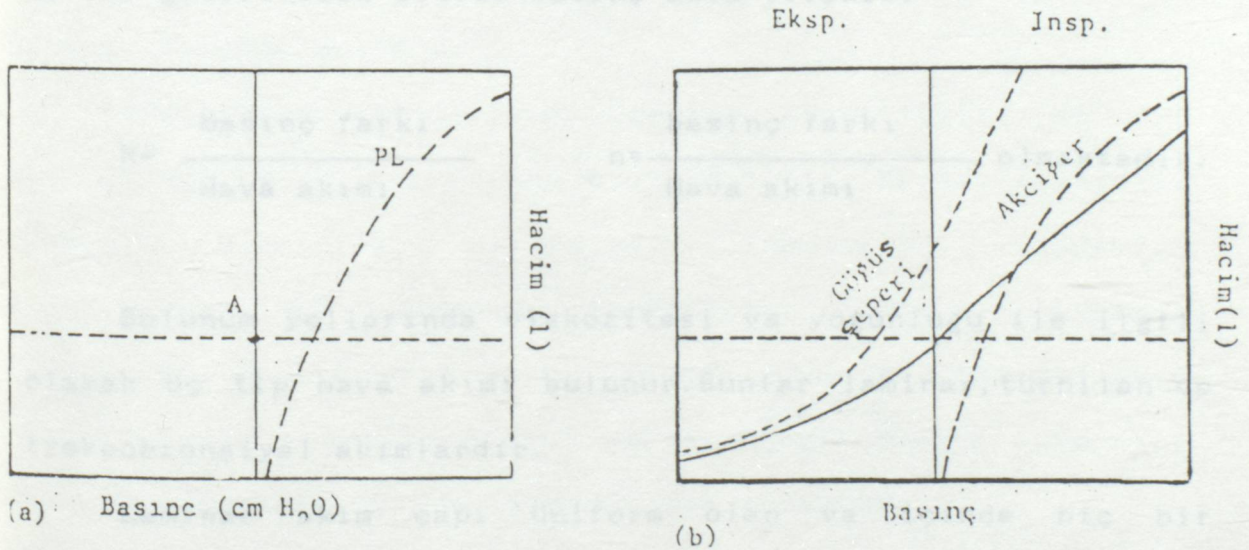
Klinikte kullanılan spesifik kompliyans değeri şöyle hesaplanır:

$$\text{Spesfik kompliyans} = \frac{\text{Kompliyans}}{\text{Fonksiyonel Rezidüel Kapasite}}$$

Esnek Olmayan Direnç. Solunum yollarında hava akımı kısmen lineer, kısmen de girdaplıdır. Akış hızı çoğaldıkça girdaplar artarak, direnci çoğaltır. Esnek olmayan direnç, akciğerlere hava belirli bir hızla akarken ağız içindeki basınçla alveol basıncı arasındaki farkı ve havanın akım

hızını ölçmek suretiyle bulunur. Belirli bir akış hızında ağızla alveol basıncı arasındaki fark olarak belirtilen, esnek olmayan direnç normalde 1 l/san'lik hava akışında 3.5 cm H₂O, ya da 0.5 l/san hızda 1.5 cm H₂O basıncı kadardır.

Kompliyansı Değiştiren Koşullar. Akciğer dokusunu haraplayan patolojik durumlar, fibröz değişiklikler ya da ödem yaratarak veya bronşiyolleri kapatarak esnekliği azaltıp kompliyansı düşürürler. Alveol çeperlerinin haraplanmasıyla karakterize anfizemde kompliyans ileri derecede bozulur. Akciğer ve toraks kompliyansları birlikte düşünüldüğü zaman, göğüs kafesinin genişleme yeteneğini azaltan kifoz, skolyoz gibi deformiteleri, fibrotik plörezi, solunum kaslarının fibröz dejenerasyonu ya da paralizisini de göz önünde tutmak gerekir.



Bu ifadelerden şu sonuçları çıkarabiliriz:

1) Akcigerlerdeki havalandıran gazın basıncı sabitse bu gazın akım hızı hava yolu yarıçapının dördüncü kuvvetiyle doğru orantılıdır. Bu durum bize bronş çapındaki küçük bir değişikliğin alveollere belirli zaman içinde erişen hava miktarını ne kadar büyük bir ölçüde değiştirebildiğini göstermektedir.

2) Solunan gazın akım hızı sabit kalırsa basınç hava yolu yarıçapının dördüncü kuvvetiyle ters yönde değişiklik göstermelidir. Öyle ise hava yolu daralması bulunduğu sabit bir ventilasyon sağlanabilmesi için itici basıncın büyük ölçüde artması gerekir.

Eğer viskozite (n) bir direnç şekli olarak düşünülecek ve Poiseuille orantısı konstantların atılması ile bir orantı haline getirilecek olursa basınç akım ilişkisi

$$R = \frac{\text{basınç farkı}}{\text{Hava akımı}} \quad n = \frac{\text{basınç farkı}}{\text{Hava akımı}} \text{ olmaktadır.}$$

Solunum yollarında viskozitesi ve yoğunluğu ile ilgili olarak üç tip hava akımı bulunur. Bunlar laminar, türbilan ve trekeobronşiyal akımlardır.

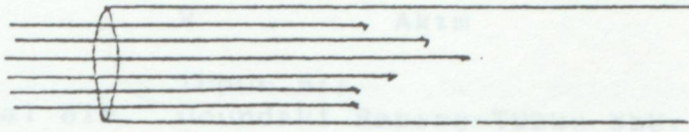
Laminar akım çapı uniform olan ve içinde hiç bir tikanıklık bulunmayan bir tüp içinde gazın düzgün bir şekilde küçük yön değişiklikleri ile aksamasıdır. Laminar akım en çok trakea'da ve ana bronşlarda bulunur. Laminar akım alçak ve orta derecedeki akım hızlarında daha ziyade gazın

viskozitesinin etkisi altındadır. Akımın sağlanabilmesi için itici basıncın aynı oranda artması gerekir.

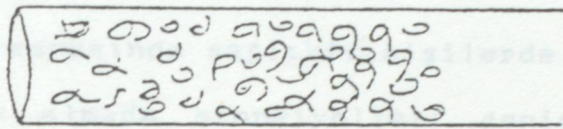
Türbilan akım ise anaforlar meydana getirir ve kayalıklı bir yatak içinde akan dereye benzer. Hava yollarında türbilan akım, akım yönünün ani değişiklikleri ve hava yolu çapının aniden daralması sonucu ortaya çıkar. Yüksek hızlarda, düz hava yollarında bile akım türbilan olabilir. Normal solunum yollarındaki türbilan akımın yüzde doksanı burun ve trakea arasındaki düzensiz geçitlerde meydana gelir. Bununla beraber küçük bronşların distal dallarında ve bronşiyollerde bulunabilir. Türbilan akım hastalıkla bozulmuş hava yollarında yapı değişikliklerinin ani daralmalar meydana getirdiği durumlarda büyük klinik önem kazanır.

Trekeobronşiyal akım laminar ve türbülant akımın karışımıdır ve devamlı olarak dallanan ve gitgide daralan hava yollarında bulunur.

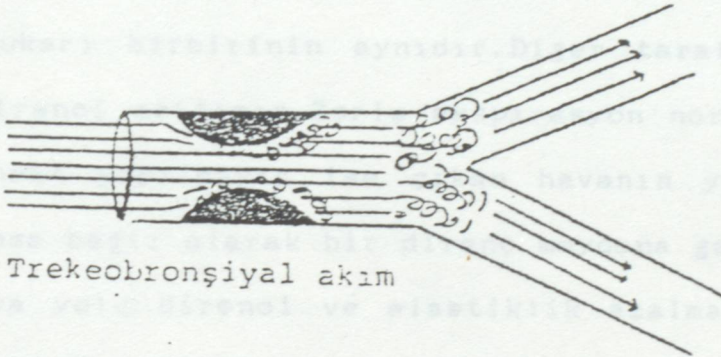
Türbilansın ventilasyon üzerine olan tesiri en iyi şekilde Bernoulli etkisi ile açıklanabilir. (Daniel Bernoulli 1708-1782). Bernoulli prensibi inhalasyon tedavisi aygıtlarının bir çoğunun fonksiyonel temelini meydana getirir. Bu kanuna göre hava yolunda akan gaz basıncı, akım hızı ile ters orantılı olarak değişmektedir. Burada akım hızı gazın birim zaman içinde hareket eden volümüdür.



Laminar akım



Türbülant akım



Trekeobronşiyal akım

(Şekil 8)

Solunum esnasında hava yollarında çeşitli dirençler görülür. Bunlar;

Atmosfer Basıncı-nazolarenkstekki basınç

$$\text{Burundaki direnç} = \frac{\text{Atmosfer Basıncı-nazolarenkstekki basınç}}{\text{Akım}}$$

Larenkstekki Basınc-Trekaenin Çatal.Yer.Bas.

$$\text{Trekeadaki direnç} = \frac{\text{Larenkstekki Basınc-Trekaenin Çatal.Yer.Bas.}}{\text{Akım}}$$

Konduktans =

Basınc Farkı

$$\text{Bütün hava yolları direnci} = \frac{P_m - P_a}{V} = \frac{\text{Ağızdaki Basınç-Alveol Basınç}}{\text{Akım}}$$

$$\text{Endotrakeal bir tüpdeki basınç} = \frac{\text{Tübün bir ucundaki Basınç-Tübün öbür ucundaki basınç}}{\text{Akım}}$$

Ekspirasyona karşı hava yolu direnci ve esnekliğin azalması ventilasyon şeklini tayin eden önemli faktörlerdir. Sakin solunum esnasında sağlıklı kişilerde negatif toraks içi basıncın, soluk almada bronşiyolları genişletip uzatması ve soluk vermede basıncın yükselmesi ile daralıp kışalmasına rağmen inspirasyon ve ekspirasyon esnasında hava yolu direnci aşağı yukarı birbirinin aynıdır. Diğer taraftan zorlu soluk verme direnci arttırır. Zorlu ekspirasyon normal ve açık hava yollarından yapılmakta ise çıkan havanın yüksek velositesi türbülansa bağlı olarak bir direnç meydana getirir.

Hava yolu direnci ve elastiklik azalması uzun bir süre devam ederse göğüste yapı değişiklikleri meydana gelir. Bu bozuklukların önde gelen bir sonucu havanın ekspirasyonla tam boşalmaması ve adeta hapsolmesi veya toraksın elastik geri dönüş kuvvetlerinin yetersizliği nedeniyle seviyesinin gitgide yükselmesidir. Bu durumlarda fonksiyonel rezidüel kapasite (FRC) ve rezidüel volüm (RV) artar. Önu alınmazsa fıçı göğüs ismi verilen deformite ortaya çıkarır.

Akciger volümü arttıkça hava direnci azalır. Hava yolu direncinin tersi kondüktans'dır.

$$\text{Kondüktans} = \frac{\text{Hava Akımı}}{\text{Basınç Farkı}}$$

Kondüktans fonksiyonel rezidüel ile doğru orantılı olarak değişir.

Sakin solunum esnasında hava yolu direnci inspirasyon esnasındakinden hafifçe düşüktür.Çünkü pulmonal dokuların inspirasyondaki dışa doğru çekimi küçük hava yollarını genişletir.Ekspirasyon esnasında ise hava yolu direnci hafifçe büyüktür.Bununla beraber hava yolu direnci normal insanlarda maksimal bir ekspirasyonun sonuna doğru daha fazla artmaz.

Direnç ölçümünde;

- 1) Bir önceki inspirasyon,direnci etkiler,
- 2) Akım,volüm artışı ile direnç ters orantılıdır,
- 3) Sigara ve hava tozlarının etkisi ile direnç iki misli artabilir.
- 4) Submikronik inert partiküllerinin (Bunlar, karbon, alüminyum,tebeşir tozu v.s. olabilir) 20-40 dakika inhalasyonu hava yolları direncinde iki misli artmaya sebep olur.

PLETISMOGRAF CİHAZIN TANITIMI

Tüm vücut pltesimograf araştırma teknigie ait ilk fikirler 100 yıl önceye aittir,1978 de Bert tarafından yapılmıştır.

İlk defa Gad 1881'de basınç sabiteli pletismografı bir yıl sonra da Pflüger volüm sabit pletismografı hulmuştur. Klinikte ilk kullanılan pletismograf Comroe Boteho,Du Bois tarafından 1956 da yapılmıştır.Bu volüm sabiteli bir pletismograf idi.Bu tipin çeşitli dezavantajlarından ötürü

Mead 1960'da basınç sabiteli volüm değişkenli modern pletismograf tipini geliştirmiştir.

Dr.Fenyves ve arkadaşları, basınç sabit tipi geliştirerek ve Mead'ın kullandığı Krogh'schen spirometresi yerine bir pnömotakograf kullanarak ilk açık "Volüme Displacement Plethysmographen" yapmışlardır.

Volüm değişimleri kabin duvarına yerleştirilen bir pnömotakgraf ile giren ve çıkan hava akımlarının integrasyonu ile ölçülebilir.

Bu iki tip pletismograf arasında bazı farklar olmakla beraber genelde çıkış noktaları aynıdır.

Basınç sabit pletismografda sonuçlar hastanın volümüne bağlı değildir. Buna karşılık volüm sabit pletismografda hastanın volümü hesaba katılmalıdır. Volüm sabit basınç pletismografı forse ekspirasyonların kaydı için uygun değildir.

Basınç sabit pletismografda sinyaller hava moleküllerinin hızı ile yayılmaktadır. Volüm sabit pletismografda sinyaller basınç dalgalarının dalga hızıyla yayılmaktadır.

Basınç sabiteli pletismografda çalışırken;

- a) İzotermik şartları sağlamak lazımdır,
- b) Basınç değişiklikleri yok edilmelidir,
- c) Faz kaymalarını ortadan kaldırmak lazımdır,
- d) Her deneyde başlangıç şartlarını ayarlamak gerekir.

Hava yolları direncini ölçerken hastadan aletten ve ortam şartlarından doğan bazı hataları yok etmek gerekir. Bunlardan bazıları, hastanın soluduğu havanın solunum torbasında fazla ısınmış olması, su buharı ile yeteri kadar doymuş olmaması, deneyin uzaması halinde kabin havasının ısınması, izotermik şartların bozulması gibi faktörlerdir.

Deneyin sağlıklı olması için hastanın solunum torbasından soluduğu havanın BTPS şartlarına uygun olması lazımdır.

BTPS şartlarındaki küçük kaymalar büyük hataya sebep olduğundan solunum havası otomatik olarak hazırlanır. Bunun için aletimizde hacmi yaklaşık 50 litre olan dirençsiz plastikten yapılmış bir solunum torbası bulunmaktadır (Douglas torbası). Su bir termostatta bulunur ve bir pompa yardımıyla torbaya fişkırtılır. Burada kullanılan suya dikkat etmeli ve distile su kullanılmalıdır. Solunum torbasındaki 37°C ye kadar ısınır ve içindeki havayı 37°C de su buharı ile doymuş hale getirir. Bu akciğerlerdeki hava ile aynı şartlarda olan havadır. Eğer ısı farkı olursa, hasta solunum torbasından soluyacağı için alınan ve verilen havada ısı farkı olacağından bir kayma söz konusudur. O halde izotermik şartlara önem vermek gerekmektedir. Bunlardan biri de hasta ile solunum torbası arasındaki bağlantıların ısı oda şartlarına uygun olmasıdır.

Solunum torbasının doldurulması ve boşaltılması için bir vantilatör mevcuttur. Her deneyden sonra solunum torbasının havasını değiştirmek gerekir. Aksi halde torbada CO₂ konsantrasyonu artar.

Vücut pletismografinin volümü yaklaşık olarak 690 litre kadardır. Tamamen metalden yapılmıştır. Bu da ısı eşitliğini çabuk sağlar. Kabin kalibrasyonu için ayrı bir ayar pompası bulunmaktadır. Kabin içinde uzaktan kumandalı bir kapama sistemi (schuttter), bir vantilatör ve hastayla diyalog kurmak için bir hoparlör vardır.

Kalbinin kapısı pleksiglastan yapılmıştır ve büyük bir penceresi olduğundan ayrıca aydınlatmaya gerek yoktur. Ayrıca kalbin içindeki elektromanyetik bir açıcı ile hasta kabin kapısını istediği an açabilir.

Vücut pletismografı ile solunum parametrelerindeki değişmeler akciğer basınç ve volümleri ile ölçülür. Vücut pletismografı önemli iki üniteden meydana gelmiştir.

a) Body - box (kabin),

b) Ölçüm üniteleri,

Vücut pletismografı ile şu ölçümler yapılmaktadır:

a) Spirometrik ölçümler,

b) Body Boxta ihtiyaç gösteren ölçümler (Direnç, kompians fonksiyonel rezidüel kapasite),

c) Toraks Gaz ölçümü,

d) Pulmoner kapiler dolaşımın ölçümü,

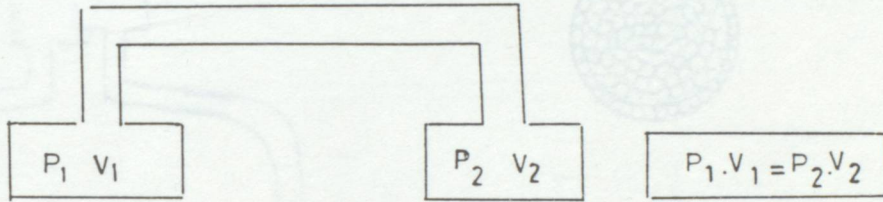
e) Ekspirasyon havasındaki CO₂ ve O₂ nin ölçümü

BTPS : (Body temperature pressure saturty) Vücut, hararet, basınç doygunluk.

B: Vücut T: Hararet P: Basınç S: Doygunluk

VUCUT PLETİSMOGRAFİNİN PRENSİBİ

Solunum laboratuvarında kullandığımız vücut pletismografinin temeli Boyle-Mariotte Kanununa dayanır. Bu kanuna göre kapalı bir kap içinde bulunan gazın birinci durumdaki hacmiyle basıncının çarpımı, ikinci bir durumdaki hacmiyle basıncının çarpımına eşittir.



Hacim hangi oranda artarsa basınç o oranda bir eksileme gösterir. Bunun karşıtıda doğrudur.

DENEYİN UYGULANMASI VE ÖLÇÜMLER

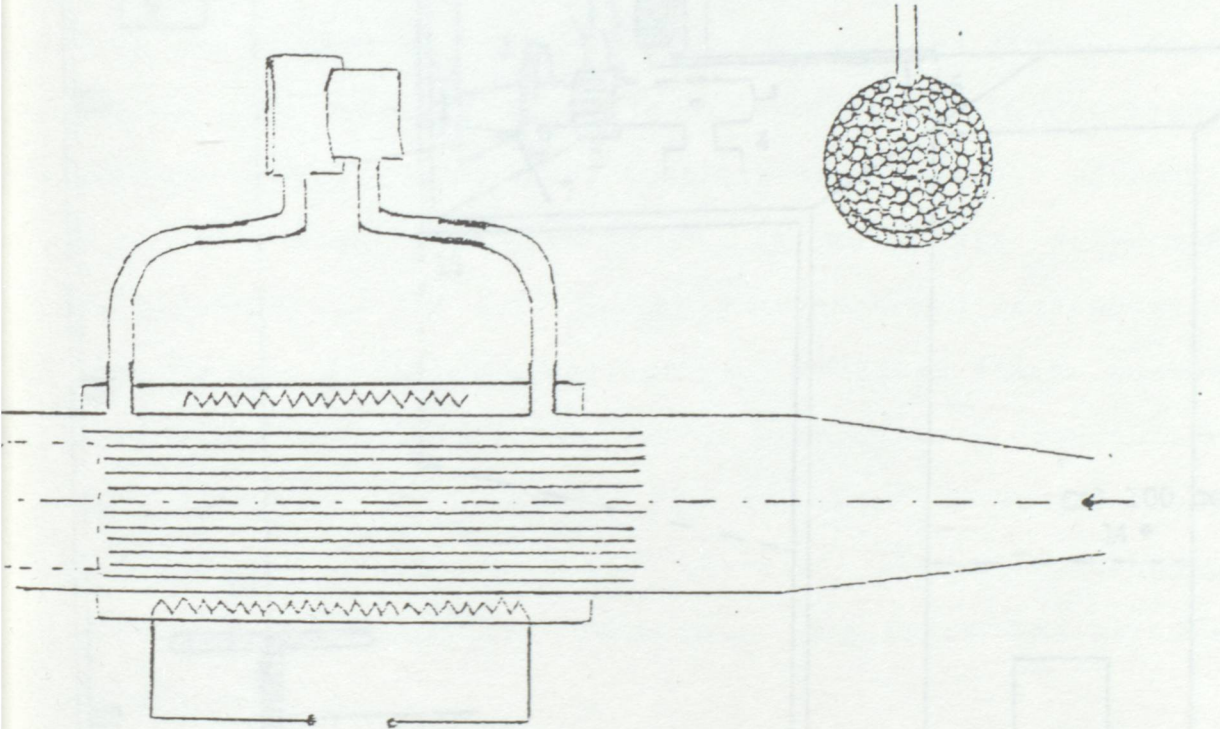
Deneyler kısa zamanda ve kabin kapısı kapalı iken yapılmıştır. Kabin içine oturtulan hasta bir ağızlık ve boru vasıtasıyla pnömotakografa bağlandı. Pnömotakograf seri ve paralel (yaklaşık 400 adet) tüplerden yapılmıştır. Hava akımı bu paralel tüplerden geçirilerek türbülans önlenir, akım laminar hale geçer. Akım hızı solunum siklusunun istenilen anında ölçülebilir.

Pnömotakograf ince plastik borularla akım ve volüm unitelerine bağlanır. Eger kabin içindeki ısı solunum

torbasından ve dış ortamdan farklı ise $P.V=St$ ifadesi

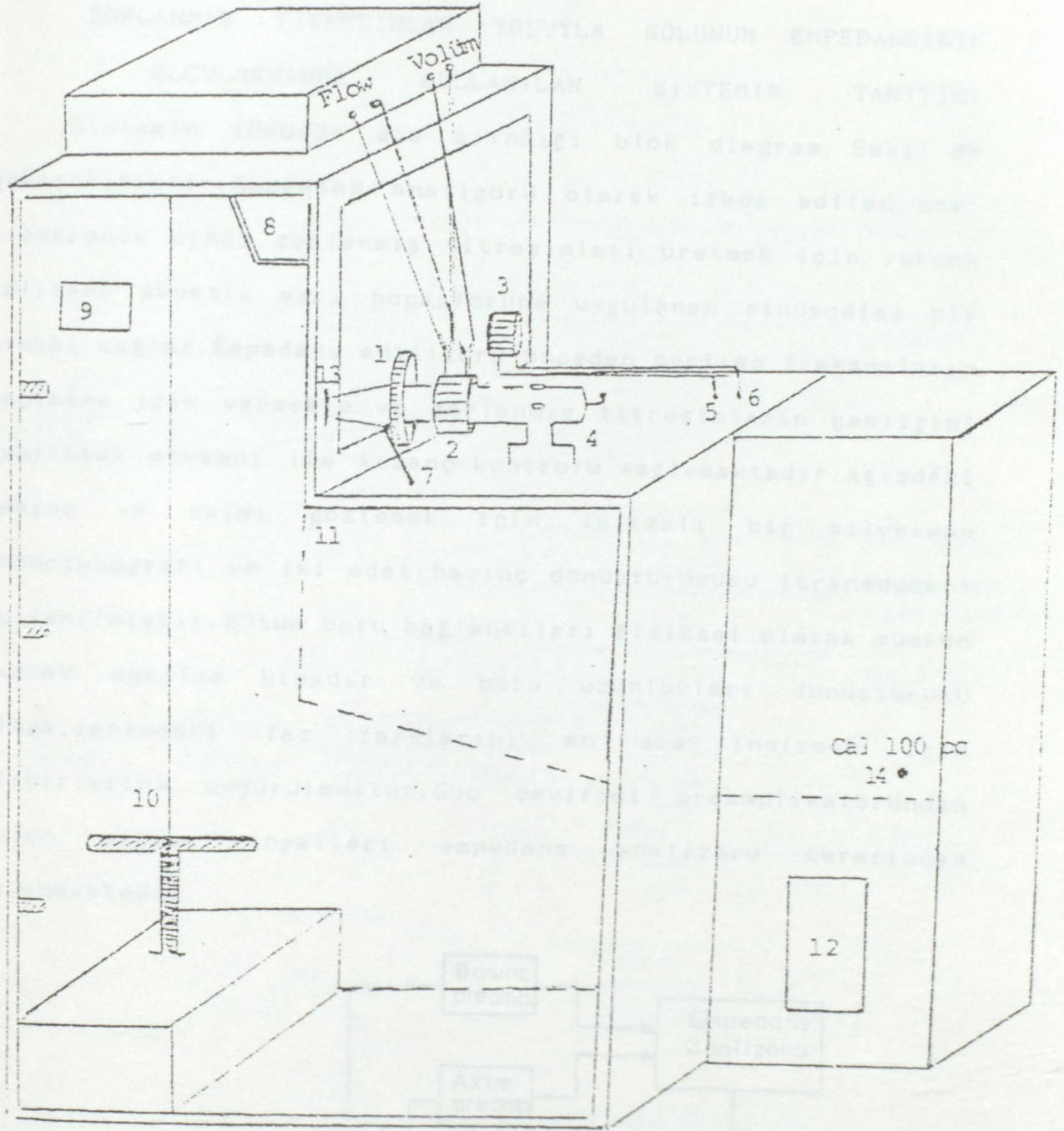
$$\frac{P_1 V_1}{T_1} = \frac{P_2 V_2}{T_2} \text{ şeklini alır.}$$

İşte bu yüzden izometrik şartların önemi büyüktür.



Şekil 9 :Pnömotakograf'ın şeması

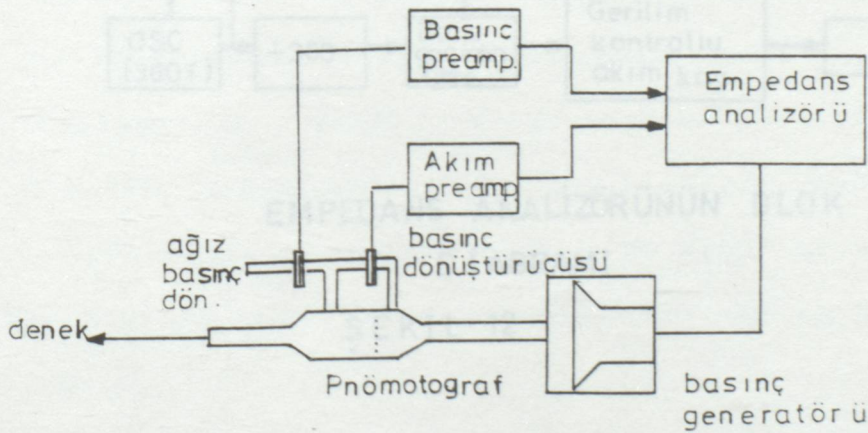
Pletismograf kabınınin hacmi (V), basıncı (P) dir.Kabin içine giren şahıs kapı kapanınca vücut hacmi kadar bir volümü dışarı çıkarır.Volüm değişmeleri kabin duvarına yerleştirilen bir pnömotakograf ile giren ve çıkan hava akımlarının integrasyonu ile ölçülür.Hastanın volümü hesaba katılmaz.İlk anda kalbinden dışarı, dışarıdan kalbine bir akım olur. İzotermik şartlar normal ise kabin bir iki dakikada denge halini alır.



- 1) Schutter
- 2) I.PT
- 3) II.PT
- 4) Dört kanallı sistem
- 5) Pressure Body
- 6) Volume Body
- 7) Pressure Mouth
- 8) Ventilator
- 9) Hoporlör
- 10) Dönerli oturma sistemi
- 11) Solunum torhası
- 12) Termostat
- 13) Plastik ağızlık
- 14) Kabin kalibrasyon Pompası

ZORLANMIŞ TITREŞİMLER YOLUYLA SOLUNUM EMPEDANSININ
ÖLÇÜLMESİNDE KULLANILAN SİSTEMİN TANITIMI

Sistemin tümünün ele alındığı blok diagram Şekil de gösterilmiştir. Empedans analizörü olarak ifade edilen özel elektronik cihaz zorlanmış titreşimleri üretmek için yüksek kalitede akustik askı hoparlörüne uygulanan sinüsoidal bir sinyal sağlar. Empedans analizörü önceden seçilen frekansların seçimine izin vermekte ve zorlanmış titreşimlerin genliğini ayarlamak maksadı ile kazanç kontrolü sağlamaktadır. Ağızdaki basınç ve akımı gözlemek için ısıtmalı bir silverman pnömotakografı ve iki adet basınç dönüştürücüsü (transducer) kullanılmıştır. Bütün boru bağlantıları fiziksel olarak mümkün olacak şekilde kısadır ve boru uzunlukları dönüştürücü sinyallerindeki faz farklarını en aza indirmek için birbirlerine uydurulmuştur. Güç çevirici preamplikatöründen gelen çıkış sinyalleri empedans analizörü tarafından işlenmektedir.



SİSTEMİN BLOK DİAGRAMI
SEKİL 11

Empedans analizörü, bir elektronik oslitör, bir güç amplikatörü ile basınç ve akış sinyallerini işleyen bir devre içerir. Elektronik oslitör ve güç amplikatörü hoparlöre yol vermede kullanılır. Basınç ve akış sinyallerini işleyen devre ise, bu iki sinyalin büyüklüğünü, aralarındaki faz açısını ve zorlanmış osilatörün frekansının doğrudan okunmasını sağlar empedans analizinin blok diagramı şekilde gösterilmiştir.

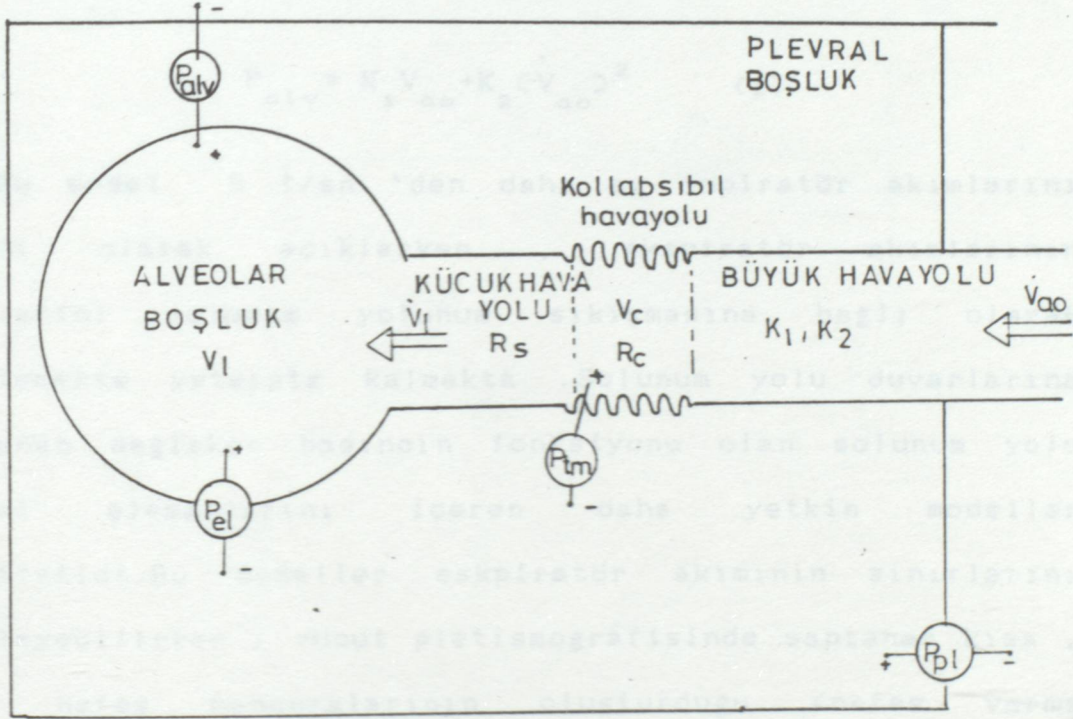
SOLUNUM YOLU DİNAMİKLERİNİN MATEMATİKSEL MODELLEMESİ

Bu bölümde solunum sistemindeki sabit akciğer hacmi koşullarında basınç-akım ilişkisini açıklayan bir matematiksel model geliştirildi. Modelin parametreleri küçük solunum yolu direncini, büyük solunum yolu direncini ve akciğerin elastik sönümlenmesini içermektedir. Nefes verme sırasında, hava yolu sıkışmasının modeli bir açılır, kapanır (kollabsibil) hava yolu segmentide içermektedir.

Hava akımının model parametreleri üzerinde etkisini saptamak için teorik çalışmalar yapılmıştır. Nefes alma sırasında bütün (küçük ve büyük) havayolu direncinin akımın birincil belirleyicisi olduğu fakat nefes verme sırasında hava yolu kollabsinin, akımı, küçük solunum yolu direnci ve akciğer elastik sönümlenmesinin belirlediği ölçülerde, sınırladığı gözlenmiştir. Geçici olarak bu sınırların üzerine çıkan ekspiratör akımları solunum yolu hacminin daralmasıyla açıklanabilir.

Model parametrelerinin değerini, insanlardan elde edilen verilere, en az kareler anlamında, denk düşürebilmek için bir parametre tahmin yöntemi (parameter estimation technique)

kullanılmıştır. Sözü geçen tahmin yöntemi kısa, hafif nefes alan ve zorlayıcı akciğer rahatsızlığı olan kişilerde uygulanmıştır. Bu çalışmalara ve teorik bilgilere dayanarak nefes alıp-verme sırasındaki basınç-akım ilişkisinin, modele ilişkin kavramlarla açıklanabileceği sonucuna ulaşılmıştır.



Şekil 13

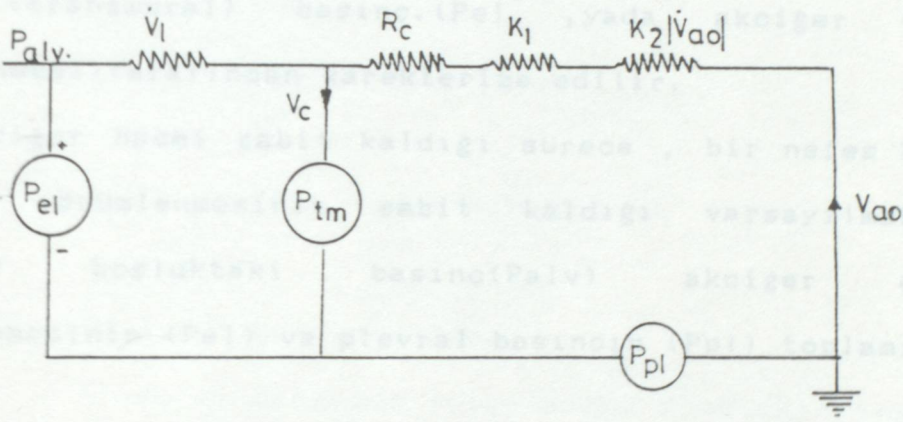
1. GİRİŞ

Solunum yolu sisteminin toplu elemanlarla modellenmesi gereği sadece sistemin karmaşıklığından değil aynı zamanda hemen bütün geçerli klinik ölçümlerin sistemin bütünü üzerinde yapılıyor olmasındandır. 1915'de Rohrer alveolar basınçla (P_{alv}) ağızdan hava akımı arasındaki (\dot{V}_{ao}) ilişkisini açıklayarak belki de böyle bir modeli ilk kez ortaya atmıştır.

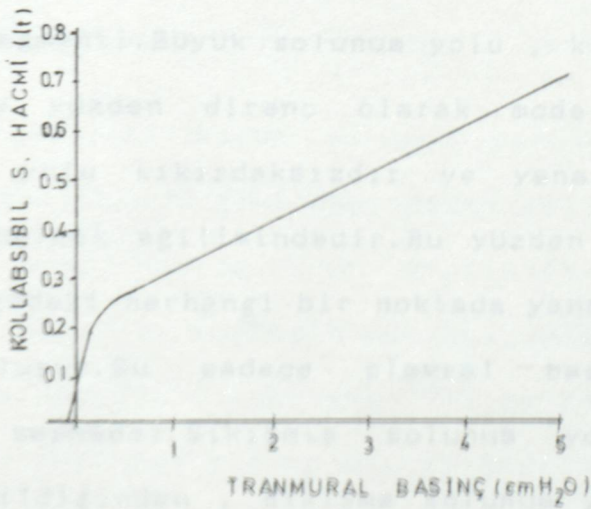
$$P_{alv} = K_1 \dot{V}_{ao} + K_2 (\dot{V}_{ao})^2 \quad (1)$$

Bu model 5 l/sn 'den daha az inspiratör akımlarını yeterli olarak açıklarken , ekspiratör akımlarının limitlerini solunum yolunun sıkışmasına bağlı olarak belirlemede yetersiz kalmakta .Solunum yolu duvarlarına uygulanan değişken basıncın fonksiyonu olan solunum yolu direnci elemanlarını içeren daha yetkin modeller geliştirildi.Bu modeller ekspiratör akımının sınırlarını belirleyebilirken , vücut pletismografisinde saptanan kısa , hafif nefes manevralarının oluşturduğu <nefes verme döngüsünü> açıklayamazlar.Buna benzer bir döngü (yada histerisiz) şekil 18b'de ekspiratör fazında gösterilmiştir. Bu bölümde , ekspiratör döngüsündeki basınç - akım karakteristiklerini belirleyen faktörleri anlamaya yönelik bir modelleme çalışmasıdır.Bir nefes boyunca, akımın 2 l/sn den az olduğu ve sabit akciğer hacminde , akımı açıklayan bir matematiksel model geliştirilmektedir.Modelle birlikte bir

nefesi değişik değerdeki model parametreleri ile simule edebilmek için numerik entegrasyon teknikleri kullanılmaktadır. Model parametrelerinin değerini, insanlardan elde edilen verilere en az kareler anlamında, (least square sense) denk dūőurebilmek için bir parametre tahmin yontemi kullanılmıőtır.



ŞEKİL 14



ŞEKİL 15

II. MODELİN GELİŞTİRİLMESİ

Şekil 13 solunum sisteminin toplu bir göstergesidir. Bütünsel alveolar boşluk ağıza, uniform olmayan tek bir hava yoluyla bağlanmıştır. Alveolar boşluk ve solunum yolu plevral oyuk tarafından sarılmıştır.

Alveolar boşluk akciğer hacmi tarafından belirlenen yanal (transmural) basınç (P_{el} , yada akciğer elastik sönümlenmesi) tarafından karakterize edilir.

Akciğer hacmi sabit kaldığı sürece, bir nefes boyunca akciğer sönümlenmesinin sabit kaldığı varsayılmaktadır. Alveolar boşluktaki basınç (P_{alv}) akciğer elastik sönümlenmesinin (P_{el}) ve plevral basıncın (P_{pl}) toplamıdır.

$$P_{alv} = P_{el} + P_{pl} \quad (2)$$

Solunum yolu üç segmente ayrılmıştır. Büyük solunum yolu segmenti, açılır-kapanır yada kollapsibil segment ve küçük solunum yolu segmenti. Büyük solunum yolu, kıkırdaktan ötürü pürüzlüdür, bu yüzden direnç olarak modellenmiştir. Fakat küçük solunum yolu kıkırdaksızdır ve yanal basınç sıfıra yaklaştıkça incelmek eğilimindedir. Bu yüzden solunum yolunda sıkışma bu bölgedeki herhangi bir noktada yanal basınç sıfıra yaklaşırken oluşur. Bu sadece plevral basınç pozitifken oluşur. (nefes vermede). Sıkışmış solunum yolundaki basınç sabit kabul edildiğinden, sıkışma solunum yolunda basıncın en düşük olduğu yerde oluşur. Sonuç olarak, alveolar basınç nefes verme sırasında pozitif olduğu için, kollaps (açılıp-

kapanma) küçük solunum yolunun sonunda (alveolar boşluktan uzakta) oluşur. Şekil 13, küçük solunum yolu, direnç (Rs) olarak modellenmiş küçük pürüzlü solunum yolu segmentine ve hacmi yanıl basınca göre değişen sabit uzunluklu bir silindir olarak modellenmiş kollabsibil segmente ayrılır.

Palv : alveolar basınç

Pel : akciğer elastik sönümlemesi

Ppl : plevral basınç

Ptm : Kollabsibil segmentin dışına doğru olan yanıl basınç.

Vl : Alveolar boşluğun hacmi

Vl : Alveolar boşluğun içine doğru olan akım (hava)

Vao : Ağız kısmından içeri doğru olan akım

Rs : Küçük solunum yolu direnci

Vc : Kollabsibil segmentin hacmi

Rc : Kollabsibil segmentin direnci

K1, K2 : Büyük solunum yolu direncinin parametreleri

Murtagn ve arkadaşları küçük solunum yolunun yanıl basınç sıfıra yaklaştıkça incelmesini saptamıştı. Kollabsibil segment hacmi (Vc) ve yanıl basınç (Ptm) arasındaki ilişki değişik biçimlerde açıklanabilir. [Örneğin parabol, hiperbol, Gaussian dağılımı vs.]. Bu spesifik ilişki şekil 15 de gösterilmiştir.

Uzunluğu L, yarıçapı r olan bir silindirde laminar akıma bağlı direnç (R) Poiseville yasasına göre ifade edilebilir.

$$(3) \quad R = \frac{8\rho L}{\pi r^4} \quad \rho: \text{sıvının viskozitesi (akışkanlığı)}$$

Kollabsibil segmentin direnci (R_c) yarıçapın dördüncü kuvveti ile ters orantılı olarak değişir, yada segmentin uzunluğu sabit olduğu için kollabsibil segmentin hacminin (V_c) karesiyle ters orantılı olarak değişir. Burada kollabsibil segment direnci, hacime bağlayan aşağıdaki eşitlik kullanılmıştır.

$$R_c = 0.2 \left[\frac{0.02}{V_c} \right]^2 \quad (4)$$

Normal kollabsibil segment hacminde (incelmemiş, 0.02 l) kollabsibil segment direncinin bütün solunum yolu direncinin olabildiğince küçük bir kısmını oluşturması için (0,2cm HO/l) uygun bir sabit seçilmiştir.

Matematiksel modelin elektriksel analogu Şekil 14 'de gösterilmiştir. Alveolar boşluk sabit basınç kaynağı (P_{el}) olarak modellenmiştir. Büyük ve küçük solunum yolu direnci olarak modellendi, fakat büyük solunum yolu direnci akıma bağlı bir terim $K_2 |V_{ao}|$ içermektedir. Bu terim büyük solunum yolunda olabilecek tazyikli akımları ifade etmektedir. Tazyikli akım toplam kesit alanının büyüklüğünden ötürü küçük solunum yolunda oluşmaz.

Kollabsibil segment hacmi, kendi hacmine (V_c) bağlantılı olan (Şekil 15) bir yanıl basınç (P_{tm}) olarak ve R_c direnci şeklinde (4)'de ifade edildiği gibi modellenmiştir.

Matematiksel modeli kapsayan denklemler aşağıda verilmiştir.

$$0 = P_{el} - P_{tm} + R_s \cdot \dot{V}_1 \quad (5)$$

$$0 = P_{tm} + P_{pl} + (R_c + K_1 + K_2 |\dot{V}_{ao}|) \cdot \dot{V}_{ao} \quad (6)$$

$$P_{tm} = f_h(V_c) \quad (7)$$

$$R_c = 0.2 \left[\frac{0.02}{V_c} \right]^2 \quad (8)$$

$$V_c(t) = V_c(0) + \int_0^t (\dot{V}_{ao} - \dot{V}_l) dt. \quad (9)$$

(5) ve (6). eşitlikler Kirchhoff gerilim yasasına göre sırasıyla 1. ve 2. döngülerden çıkarılmıştır. (Bk Şekil 14) Bu denklemler model parametrelerini (K_1, K_2, P_{el}, R_s), basınç girdisi (input) (P_{pl}), akım çıktısı (output) (V_l, V_{ao}), ve R_c , P_{tm} terimlerini içermektedir. (8)'deki direnç R_c (4)'de açıklandığı gibi bulunur. Öte taraftan yanıl basınç P_{tm} (7) şekil ¹⁵'de gösterildiği gibi hiperbolik ilişkiden çıkarılır. Bu her iki terimin , P_{tm} ve R_c , bağlı olduğu hacim ve V_c uygun başlangıç koşullarıyla , segment içindeki net akımın integrali alınarak hesaplanabilir. Sonuç olarak , verili bir dizi model parametreleri ile plevral basıncın (yada alveolar basıncın) birim zamandaki değişimi ve kollabsibil segmentin başlangıç hacmi biliniyorsa yukarıdaki denklemler sisteminin çözümü bulunabilir.

Bu denklemler iki özel durum için basite indirgenebilir. [kollabsibil segment hacminin (V_c) iki ekstrem degeri için] Kollabsibil segment boyunca yanıl basınç arttıkça nefes

alırken olduğu gibi , kollabsıbil segment direnci artar ve tüm solunum yolu direnci (R_{av}) basınçtan bağımsızlaşır.

$$R_{av} = K_1 + R_s + K_2 |\dot{V}_{ao}| \quad (10)$$

kollabsıbil segment hacminde minimum değişim olduğunu varsayarsak hava akımı alveolar basınç ve solunum yolu direnciyle belirlenir.

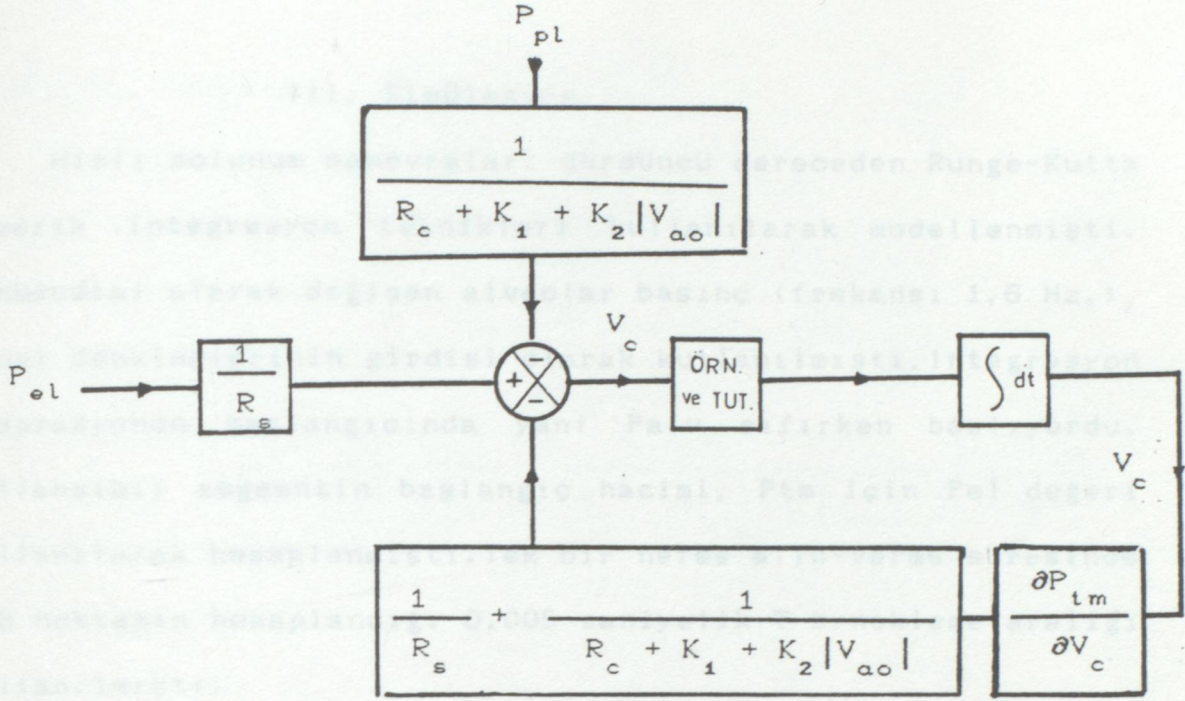
$$\dot{V}_{ao} = \frac{P_{alv}}{R_{av}} \quad (11)$$

Solunum yolu sıkışması olduğunda, kollabsıbil segment direnci göz ardı edilemez ve (11) daha fazla geçerli değildir Alveolar boşluktan çıkan akım (\dot{V}_l), küçük solunum yolu direnci boyunca oluşan basınç tarafından belirlenir.

$$-\dot{V}_l = \frac{P_{el} - P_{tm}}{R_s} \quad (12)$$

Alveolardan dışarı maximum akım (\dot{V}_{max}), P_{el} ve R_s sabitken P_{tm} 'nin minimum olduğu durumlarda oluşur. Şekil 15 bakarsak , P_{tm} 'in minimum değerinin sifıra yakın olduğu ve V_{max} 'ın aşağıdaki biçimde ifade edildiği görülür

$$\dot{V}_{max} = - \frac{P_{el}}{R_s} \quad (13)$$



Şekil 16: Modelin sistemler göstergesi ve nümerik integrasyon rutini

V_{ao} ' ın V_{max} 'dan daha negatif olması , kollapsıbil segmentin hacminin azalmasına ve aynı zamanda direncinin artmasına neden olur. Artan direnç V_{ao} 'ı azaltır. Bu yüzden V_{max} 'ın fazla olmasından ötürü ağızda oluşan nefes verme akımı geçici olarak sağlansada V_{ao} 'nun sürekli maximum negatif değeri V_{max} ' dır.

Sonuç olarak , nefes alma sırasında akımlar alveolar basınç ve solunum yolu direnci tarafından belirlenmesine karşın , solunum yolu sıkışması ekspirator akımını, akciğer sönümlemesi ve küçük solunum yolu basıncının belirlediği ölçülerde sınırlar.

III. Simülasyon

Hızlı solunum manevraları dördüncü dereceden Runge-Kutta nümerik integrasyon teknikleri kullanılarak modellenmişti. Sinüsoidal olarak değişen alveolar basınç (frekansı 1,6 Hz.), Model denklemlerinin girdisi olarak kullanılmıştı. Integrasyon insprasyonun başlangıcında yani Palv sıfırken başlıyordu. Kollabsibil segmentin başlangıç hacimi, Ptm için Pel değeri kullanılarak hesaplanmıştı. Tek bir nefes alıp-verme süresince 128 noktanın hesaplandığı 0,005 saniyelik T örnekleme aralığı kullanılmıştı.

Örnekleme işlemiyle açığa çıkan stabilite denklemleri araştırıldı. Şekil 16 nümerik integrasyonun bir sistemler göstergesidir. Tek geri-beslemeli döngünün kazancı

$$G(s) = \left[\frac{1-e^{-Ts}}{s^2} \right] \cdot \left[\frac{1}{R_s} + \frac{1}{R_c + K_1 + K_2 |\dot{V}_{ao}|} \right] \cdot \frac{\partial P_{tm}}{\partial V_c} \quad (14)$$

olarak ifade edilir. Denklikteki T, örnekleme aralığını gösterir. Z transformuyla yeniden yazıldığında kazanç aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$G(z) = \frac{1}{(z-1)} \cdot \left[\frac{1}{R_s} + \frac{1}{R_c + K_1 + K_2 |\dot{V}_{ao}|} \right] \cdot \frac{\partial P_{tm}}{\partial V_c} \quad (15)$$

Örneklenmiş data sisteminde stabilite kriteri $1+G(Z)$ 'nin birim çember içinde kalan kökleriyle (zeros) belirlenir.

Diğer bir deyişle

$$|\text{köklere}(1+G(z))| < 1 \quad (16)$$

Model sistem için

$$1 + G(z) = \frac{z-1 + T \left[\frac{1}{R_s} + \frac{1}{R_c + K_1 + K_2 |V_{ao}|} \right] \frac{\partial P_{tm}}{\partial V_c}}{z-1} \quad (17)$$

ve tek kök

$$\text{Kök} = 1 - T \left[\frac{1}{R_s} + \frac{1}{R_c + K_1 + K_2 |V_{ao}|} \right] \frac{\partial P_{tm}}{\partial V_c} \quad (18)$$

biçiminde ifade edilir.

Sonuç olarak stabilite kriteri aşağıdaki biçimde ifade edilir.

$$0 < T \left[\frac{1}{R_s} + \frac{1}{R_c + K_1 + K_2 |V_{ao}|} \right] \frac{\partial P_{tm}}{\partial V_c} < 2 \quad (19)$$

İfadedeki bütün terimler pozitif olduğu için bizi sadece üst limit ilgilendiriyor. En kötü durum $V_{ao}=0$ ve P_{tm} 'nin ,

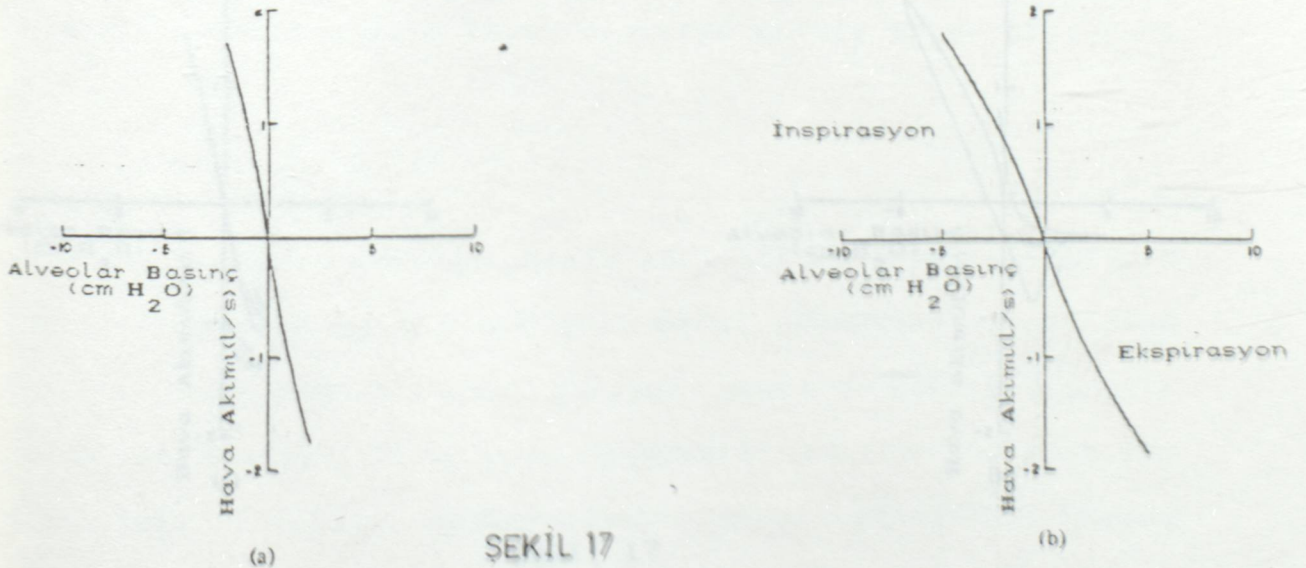
Rc'i ihmal edebilecek kadar büyük olmasıdır. Böylelikle , yeni kriter aşağıdaki biçime dönüşür.

$$\left[\frac{1}{R_s} + \frac{1}{K_1} \right] \cdot \frac{\partial P_{tm}}{\partial V_c} < \frac{2}{T} \quad (20)$$

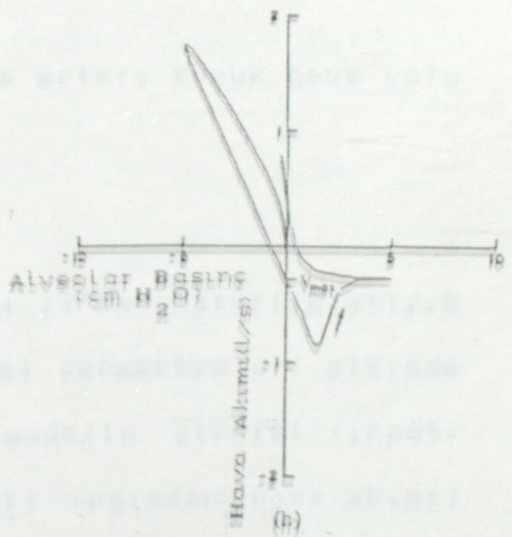
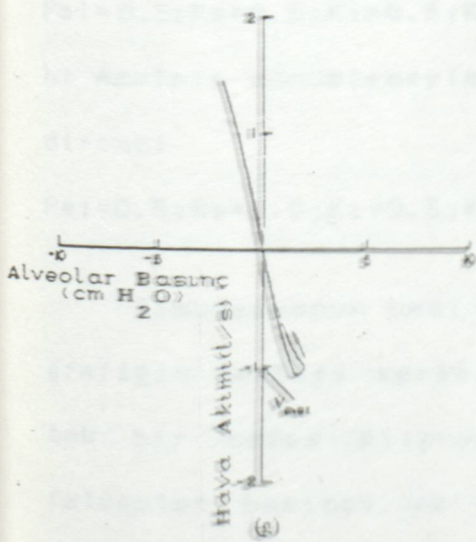
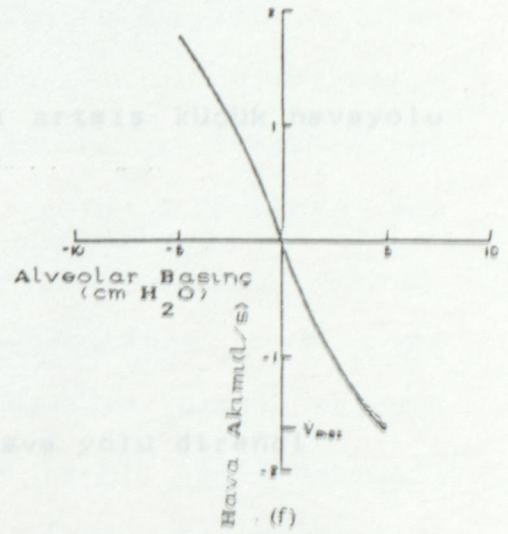
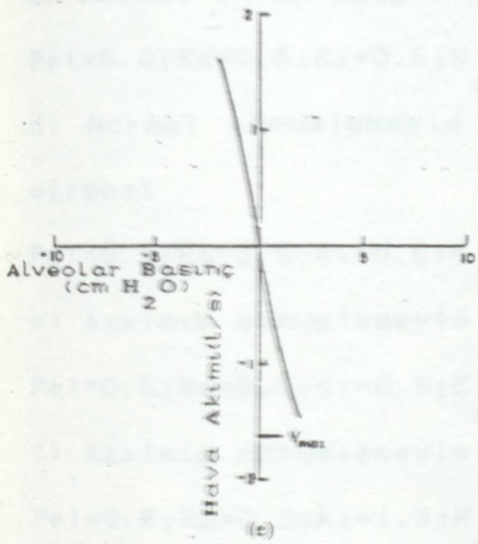
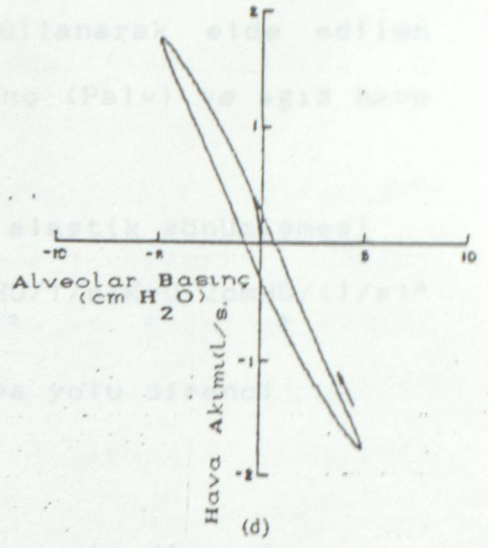
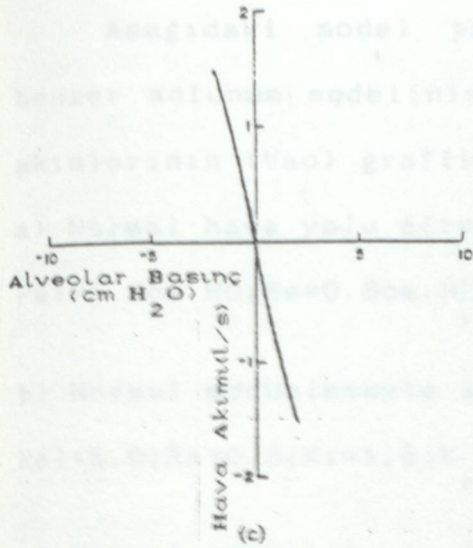
Rs, R1 ve T'nin önceden belirlendiğini varsayarsak $\frac{\partial P_{tm}}{\partial V_c}$ için üst limit aşağıdaki gibi gösterilir.

$$\max \left[\frac{\partial P_{tm}}{\partial V_c} \right] < \frac{2R_s K_1}{T(R_s + K_1)} \quad (21)$$

Bu yüzden kaçınılmaz olarak kollapsıbil segmentin ucu sıfırdan farklı bir limite yaklaşır. Bu kavrayış basınç-hacim ilişkisini açıklayabilmek için Şekil 15 de gösterildiği gibi bir hiperbolün seçilmesini zorunlu kılar.



ŞEKİL 17



Aşağıdaki model parametreleri kullanarak elde edilen benzer solunum modelinin alveolar basınç (P_{alv}) ve ağız hava akımlarının (V_{ao}) grafikleri

a) Normal hava yolu direnci ve akciğer elastik sönümlenmesi

$$P_{el} = 5.0 \text{ cm } \frac{HO}{2}; R_s = 0.3 \text{ cm } \frac{HO}{2} / l/s; K_1 = 0.5 \text{ cm } \frac{HO}{2} / l/s; K = 0.2 \text{ cm } \frac{HO}{2} / (l/s)^2$$

b) Normal sönümlenmeyle artmış büyük hava yolu direnci

$$P_{el} = 5.0; R_s = 0.3; K_1 = 1.5; K = 0.5$$

c) Normal sönümlenmeyle artmış küçük hava yolu direnci

$$P_{el} = 5.0; R_s = 0.5; K_1 = 0.5; K = 0.2$$

d) Normal sönümlenmeyle büyük miktarda artmış küçük havayolu direnci

$$P_{el} = 0.5; R_s = 2.0; K_1 = 0.5; K = 0.2$$

e) Azalmış sönümlenmeyle normal direnç

$$P_{el} = 0.5; R_s = 0.3; K_1 = 0.5; K = 0.2$$

f) Azalmış sönümlenmeyle artmış büyük hava yolu direnci

$$P_{el} = 0.5; R_s = 0.3; K_1 = 1.5; K = 0.5$$

g) Azalmış sönümlenmeyle artmış küçük hava yolu direnci

$$P_{el} = 0.5; R_s = 0.5; K_1 = 0.5; K = 0.2$$

h) Azalmış sönümlenmeyle büyük miktarda artmış küçük hava yolu direnci

$$P_{el} = 0.5; R_s = 2.0; K_1 = 0.5; K = 0.2$$

Simulasyonun bazı sonuçları şekil 17'de gösterilmiştir. 8 grafiğin herbiri verili bir dizi model parametreleri altında tek bir nefes alıp-verme boyunca modelin girdisi (input) (alveolar basınç) ve çıktısı (output) (ağızdan hava akımı) arasındaki ilişkiyi göstermektedir. Şekil 17(a)-(d) normal

değerde 5 cm H₂O için , Şekil 17(e)(h) azaltılmış değerde 0,5 cm H₂O için çizilmiştir.

Şekil 17 (a) normal solunum yolu direncini göstermektedir. Inspirasyon (nefes alma) ekspirasyona (nefes verme) özdeştir. Bu ise , solunum yolu sıkışmasının önemli ölçüde eksikliğini gösterir.Şekil 17 (b) büyük solunum yolu direncinin üç katına çıktığını göstermektedir.Eğrinin eğiminin normal durumuna göre azaldığı görülmektedir.Bu da solunum yolu direncinin arttığını yansıtmaktadır.Şekil 17c'de görüldüğü gibi küçük solunum yolu direncini arttırmanın eğrinin eğimi üzerinde daha az etkisi vardır.Bunun nedeni büyük solunum yolunun hala solunum yolu direncinin ana bileşeni olmasındandır.

Ancak ,küçük solunum yolu direncinin yedi kat arttırılması [Şekil 17(d)] eğrinin eğimini önemli ölçüde azaltır.Kollabsibil segmentin sıfırdan farklı limitine bağlı olarak , bu eğride bir histerisizde kaçınılmazdır. Stabilitenin sağlanabilmesi (21) için uygunluk değerinin minimum olması, yüksek küçük solunum yolu dirençli histerisizi kaçınılmaz yapar.

Diğer dört eğride , akciğer sönümlenme basıncı 0,5 cm H₂O'a düşürülmüştür.Normal solunum yolu direnci şekil 17(e)'de gösterilmiştir.Bu eğriyi , şekil 17a ile karşılaştırdığımızda özdeş inspirasyon fakat solunum yolu sıkışmasını gösteren aşağı sönümlenmeyle birlikte azaltılmış ekspiratör akım gözleriz.Bu açıklama,maximum kalıcı ekspiratör akım(Vmax)(13) 1,67 l/sn olarak hesaplanarak doğrulanmaktadır.Akım Vmax'a

ulaşırken, solunum yolu sıkışması oluşur. Bu sıkışma kollapsıbil segment direncini dolayısıyla bütün direnci arttırır.

Artmış büyük solunum yolu direncini Şekil 17(f)'de gösterilmiştir. Inspirasyon Şekil 17(b)'dekine özdeşken ekspirasyon akım sınırları şekil 17(e)dekine benzerdir. Benzer olarak Şekil 17(g)'de , artan küçük solunum yolu direnci şekil 17(c)'dekine özdeş inspirasyona neden olmaktadır. -1.0 l/sn. kadar azaltılan V_{max} 'a bağlı olarak ekspirasyon akımı daha da azalmaktadır.

Şekil 17(h)'de gösterilen , yedi kez arttırılmış küçük solunum yolu direnci , Şekil 17(d) 'dekine özdeş inspiratör histerisizine neden olmaktadır. Ekspiratör akımı önceden tahmin edilen düşük V_{max} değeri ($-0,25$ l/s) ile sınırlandırılmıştır. V_{max} 'ın fazla olduğu durumda , V_{max} 'ın tam sınırlaması oluşmaz ve ekspiratör akım (V_{ao}) geçici olarak gözlenir. Bu ek ekspiratör akım , kollapsıbil segment hacmini düşürmek için gereklidir. Akımı sınırlayan elemanlar olarak basınca bağlı dirençler içeren matematiksel modeller bu ek akıma gereksinim duymazlar. Bu yüzden , bu ekspiratör döngüyü tahmin edemezler.

Simülasyon çalışmalarından elde edilen sonuçlara dayanarak , model parametrelerini etkileyen aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1) Artan büyük solunum yolu direnci , basınç-akım egrisini daha az negatif yapar, fakat ekspiratör akım sınırlamalarını değiştirmez.

2) Artan küçük solunum yolu direnci egrinin egimini azaltabilir ve azalan sönülemeyle birlikte ekspiratör akım sınırlamasına neden olur.

3) Azalan akciğer sönülemesinin egrinin egimi üzerinde etkisi yoktur, fakat maximum ekspiratör akımının azalmasına neden olur.

Bu sonuçlar , indirgenmiş model denklemleriyle (11), (13) uygunluk içindedir. Ne yazık ki , bu denklemlerin dört değişkene bağlı oldukları için tek bir çözümü yoktur. Bu yüzden subjektif data'dan model parametrelerini tahmin edilmesi istendiğinde , tek bir sonuca ulaşabilmek için başka koşullar göz önünde bulundurulmalıdır. Bu amaçla solunum yolunun tam (full) gerilmesiyle, akım sınırlama kollabsı arasındaki geçiş bölgesi incelendi. Ancak bu periyod boyuncada akım karakteristikleri kollabsıbil segment geometrisine bağlıdır. Sıkışmış solunum yolu modelinin bütünsel doğası ve stabilite sınırlamaları, tek bir tahminin (unique estimation) fizyolojik olmayan koşullarda yapılabileceğini göstermektedir. Bu yüzden , gerçek data ile yapılan tahmin prosedüründe sadece Paw ve V_{max} birleşik parametreleri fizyolojik olarak önemlidir.

IV. PLETİSMOGRAFİK DATA (VERİ) İLE KULLANIMI

Veriler yüksek frekanslı (\approx Hz) düşük hacimli ($<0,1$ l) vücut pletismografisinde gerçekleştirilen hızlı nefes alıp verme manevralarından toplandı. Veriler normal ve zorlayıcı akciğer rahatsızlığı olan bireylerden elde edilir. Klasik metodlar kullanılarak alveolar basıncın (P_{alv}) ve ağızdaki hava akımının (V_{ao}) bir nefes boyunca zaman kayıtları elde edildi.

Verileri eğriye uydurabilmek için matematiksel modellerle birlikte, Levenberg ayarlamalı Gauss-Newton en az kareler algoritması kullanılmıştır. Alveolar basınç modelin girdisi (input) olarak alınmıştır. Gözlenen hava akımıyla (V_{obs}), modelden hesaplanan değer (V_{mod}) arasındaki farkın karesini minimize edebilmek için Gauss-Newton algoritmi parametre vektör α 'yı (dört model parametresi, P_{el} , R_s , K_1 ve K_2 'den oluşur) ayarlanmıştır. Dolayısıyla performans endeksi $\phi(\alpha)$ aşağıdaki gibi tanımlanmıştır.

$$\phi(\alpha) = \frac{1}{2} \sum_{i=0}^N (\dot{V}_{mod}(\alpha, t_i) - \dot{V}_{obs}(t_i))^2 \quad (22)$$

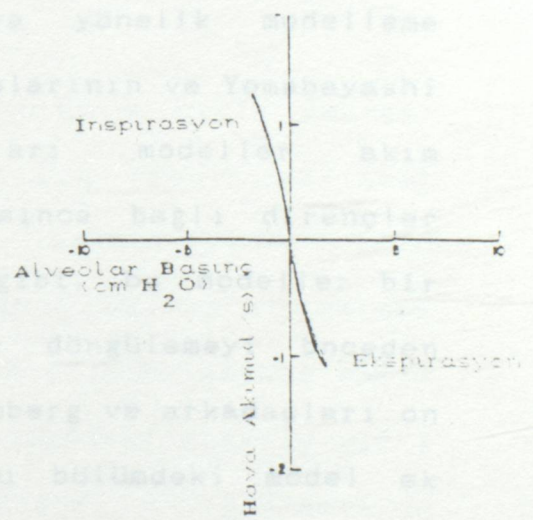
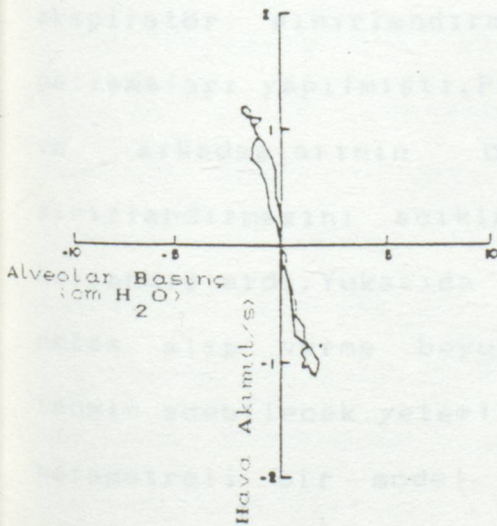
Levenberg ayarı her iterasyonda adım uzunluğunu ($\Delta\alpha$) (step size) sınırlar ve bu yüzden performans endeksi aşağıdaki koşulda minimize edilir.

V. SONUÇLAR

$$\Delta\alpha^T \Delta\alpha = r^2 \quad (23)$$

Parametre tamin rutini ilk kez model tarafından üretilen veri ile kullanılmıştır ve uygun parametre değerlerine yakınsama sağlanmıştır.

19 nefes alıp-vermeden elde edilen veriler de prosedüre uydurulmuştur. İki tip nefes alıp verme sonuçları Şekil 18'de gösterilmiştir. Şekil 18(a)'da inspiratör ve ekspiratör akımları özdeşdir. Buda solunum yolu sıkışmasının olmadığını göstermektedir. Model simülasyonunda aynı eğimde benzer bir eğri oluşturmuştur. Buda Vmax'ın model tarafından hesaplanan değeriyle gösterilmiştir. Eğri ayarlamasında tek hata, akım Vmax'ı geçtiği zaman ortaya çıkmaktadır. Daha önce söylendiği gibi, bu kollabsıbil segmentin değişmez karakteristikleri tarafından ortaya çıkan modelleme hatalarıdır.



V. SONUÇLAR

Modelleme çalışmalarının geçerliliği aşağıdaki iki kriter tarafından belirlenir.

- 1 - Literatürde belirtildiği gibi modelin fizyolojik fenomenle uyumlu olması.
- 2 - Modelin eğriyi geçerek subje verilere uydurmakta yeterliliği. Bu modelleme yapılan simulasyon çalışmaları model çıktısı (output), solunum yolu direnci prensipleri ve maximum solunum yolu direnci prensipleri ve maximum solunum yolu akımı arasındaki uygunluğu sağlamaktadır.[1],[2]

Modelin, parametre tahmin teknikleri ile subjekt(insan) veri üzerindeki uygulamalarının , modelin aşağıdaki açılardan pletismografik verileri açıklayabildiği gözlenmiştir.

- 1-) Inspiratör akımlar
- 2) Ekspiratör akım sınırlandırması ve
- 3-) Sınırlandırmada ortaya çıkan ekspiratör döngüleme

Daha önce yukarıda tartışılan fenomeni, özellikle ekspiratör sınırlandırmayı açıklamaya yönelik modelleme çalışmaları yapılmıştı. Pride ve arkadaşlarının ve Yomabayashi ve arkadaşlarının ortaya attıkları modeller akım sınırlandırmasını açıklamak üzere basınca bağlı dirençler kullanmışlardı. Yukarıda tartışıldığı gibi, bu modeller bir nefes alıp verme boyunca ekspiratör döngülemeyi önceden tahmin edebilecek yeterlikte değil Feinberg ve arkadaşları on parametrelili bir model önermişlerdi. Bu bölümdeki model ek olarak dört parametre daha içermesiyle birlikte, kollabsibil segment karakteristiklerinin değişmesinide sağlamışlardı.

Sonuç olarak, en az kareler anlamında subjekt veriye (insansal veri) daha iyi uygun sağlanabiliyordu. Ancak bu modelin fizyolojisinin daha iyi anlaşılmasına yarayıp-yaramadığı sorgulanabilir. Yukarıda tartışıldığı gibi bir tek nefes alıp-verme bazında dört model parametresinin fizyolojik olarak kesin ayrışmasını yapabilmek için solunum yolu sıkışmasının kesin ve doğru biçimde karakterize etmek gerekir. Ancak bu toplu parametrelili bir model için olanaklı değildir. Sonuç olarak modele daha çok parametre koymak daha iyi bir eğri-uydurma metodu sağlanmasına karşın bir nefes alıp-verme süresince daha iyi bir fizyolojik iç gözlem sağlamamaktadır.

Burada ortaya atılan model, toplu parametrelili bir gösterimin sınırları içinde basınç-akım ilişkisini açıklamaktadır. Benzer tüm diğer açıklamalar gibi, bu model de bazı fizyolojik bölgelerce sınırlandırılmıştır. Modelde yapılan iki ana varsayım şunlardır.

1) Akım, Rahrer denkleminin ($V_{ao} < 5 \text{ l/sn}$ [12]) geçerli olduğu bölgeyle sınırlandırılmıştır.

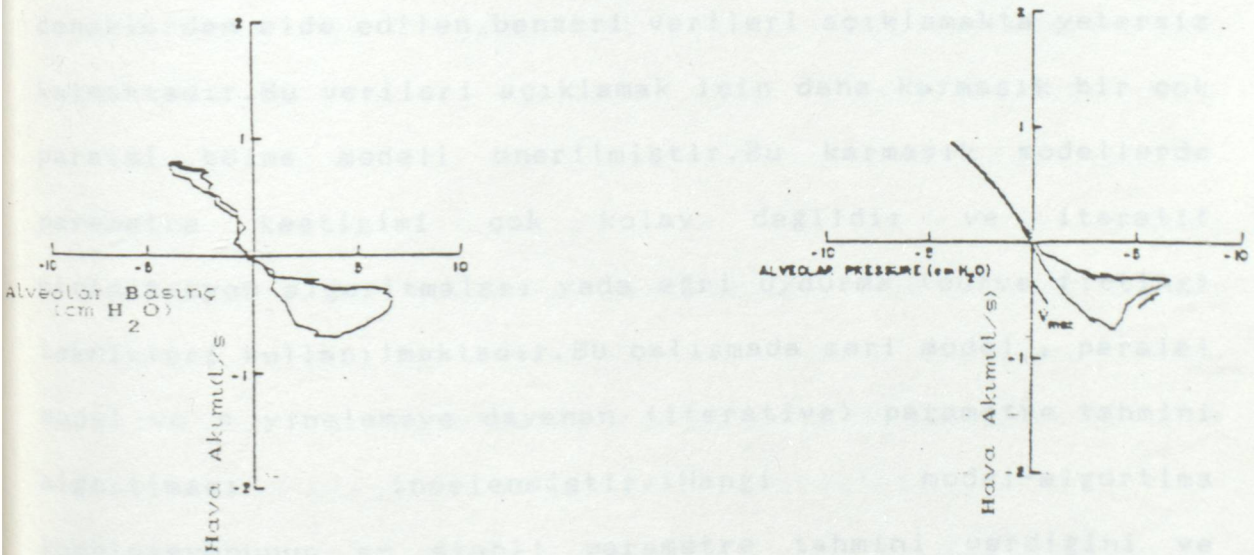
2) Akciğer elastik sönümlenmesinin dolayısıyla akciğer hacminin sabit kaldığı varsayılmıştır. İlk koşulu sağlamak oldukça kolayken, akciğer hacmini değiştirmeden akım oluşturmak olanaksızdır. Bu yüzden ikinci varsayımı gerçek ölçümlerde sağlamak olanaklı değildir. Ancak modelimizde hafif bir nefes alıp-verme boyunca akciğer hacmindeki değişim 0,1 l ile sınırlandırılmış böylelikle akciğer sönümlenmesinde ikinci varsayımı sağlayacak kadar küçük değişiklikler olmuştur.

Modelin kullanımı pletismograftan elde edilen nefes alıp-verme verilerini şöyle yorumlamamızı sağlamaktadır.

1) Inspiratör akımları solunum yolu direnci ve alveolar basınç tarafından belirlenir.

2) Ekspiratör akım sınırlaması akciğer sönümlemesi ve küçük solunum yolu direnci tarafından belirlenir.

3) Solunum yolu hacminin azalmasının neden olduğu ekspiratör döngüleme <sınırlandırma> ile birlikte açığa çıkar. Klasik olarak solunum yolu direnci bir nefes alıp-verme süresince ölçülmesine karşın bu çalışma akciğer mekanizmasının, basınç-akım eğrisinin ekspiratör kısmı (akım sınırlandırması ortaya çıktığında) göz önünde bulundurulduğunda, daha iyi anlaşılacağı öngörülmektedir.



Şekil 18

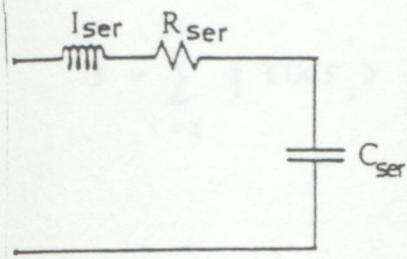
SERİ VE PARALEL BÖLME MODELLERİNDE SOLUNUMA İLİŞKİN MEKANİK
PARAMETRELERİN TAHMİNİ

Solunuma ilişkin mekanik fonksiyonlar solunum sisteminin bir frekans aralığındaki empedansı ile karakterize edilmiştir. Karmaşık dallanan bir sistem olmasına rağmen normal nefes alışveriş sırasında elde edilen veriler dirençsel (resistif), endüktif (intertans), kapasitif (kompliyans) etkileri temsil eden lineer elemanlarının kullanıldığı parametre modelleriyle yorumlanabilir. Bu modeller fizyolojik olarak yorumlanabilirliği olan parametre değerlerinin hesaplanmasını mümkün kılar ve mekanik değişimleri karakterize etmekte kullanışlıdırlar. En basit model bir dizi direnç-indüktör-sığa modelidir. Bu basit model normal deneklerde gözlenen empedans verilerini açıklamasına karşın akciğer hastalığı olan deneklerden elde edilen benzeri verileri açıklamakta yetersiz kalmaktadır. Bu verileri açıklamak için daha karmaşık bir çok paralel bölme modeli önerilmiştir. Bu karmaşık modellerde parametre kestirimi çok kolay değildir ve iteratif minimizasyon algoritmaları ya da eğri uydurma (curve fitting) teknikleri kullanılmaktadır. Bu çalışmada seri model, paralel model ve 4 yinelemeye dayanan (iterative) parametre tahmini algoritması incelenmiştir. (Hangi model-algoritma kombinasyonunun en stabil parametre tahmini verdiğini ve empedans verileri ile modelin davranışı arasındaki uygunluğu sağladığını belirlemek amacıyla).

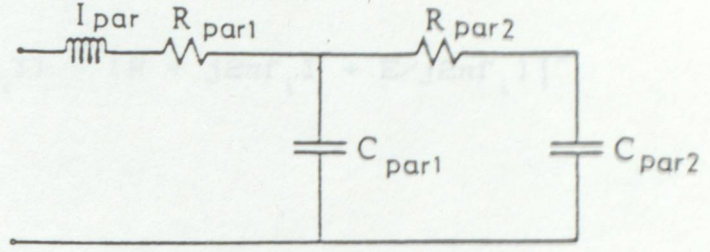
Tahminlerin kararlılığı aynı veri kümesindeki dört bağımsız parametre tahminlerindeki değişiminin katsayısı olarak nicelikselleştirildi. Veriler ve model arasındaki uygunluk her frekansta veri ve model empedansları arasındaki farkın karelerinin ortalamasının karekökü (rms) cinsinden nicelikselleştirildi.

Beş sağlıklı denek ve beş engelleyici nitelikte akciğer hastasının her birinden alınan 4 grup rastgele gürültü girdili empedans verilerinin kullanarak, 3-elemanlı seri model ve 5 elemanlı paralel bölme modeli için, 5 elemanlı model, empedans verileriyle uyum konusunda basit seri modelden daha iyi sonuç vermemiştir. Sağlıklı deneklerden 3 elemanlı model kullanılarak elde edilen veriler makul nitelikte dir ve %25 sınırlar içerisinde yeniden üretilebilmektedir. Akciğer hastalığı olan bütün deneklerde, 5 elemanlı model, 3 elemanlı modele göre daha iyi sonuç vermiştir. Merkezdeki indüktansı ve direnci , solunum yolu (airway) kapasitansını ve çevre resistansını temsil eden parametreler için yapılan kestirmeler makul niteliktedir ve %18'lik sınırlar içinde yeniden üretilebilmektedir. Fakat, akciğer ve göğüs kafesi kapasitansı için yapılan kestirimler daha değişken olduğu görülmüştür çünkü ölçülen empedans kullanılan frekans aralığında bu parametrelerden etkilenmemektedir.

Seri Model



Paralel bölme modeli



a

b

Şekil 19 Solunum mekanik modelleri

Daha önceki bir çalışmada, 3 tane paralel bölme modeli ve 4 tane iterative parametre kestirim algoritması değerlendirilmiş ve iki aşamalı simplex algoritmasının, Şekil 19b' de gösterilen 5 elemanlı kombinasyonun en kararlı kestirimi ve 4-35 Hz aralığında deneysel empedans verileriyle en iyi uyuma yol açtığı bulunmuştur. Bu modeldeki elemanlar merkezi solunum yolu endüktansı (I_{par}), merkezi solunum yolu resistansı (R_{par1}), solunum yolu kapasitansı (C_{par}) olarak yorumlanabilirler.

Seri modelde solunum resistansı, kompiyans ve inertansın hesaplanması

Solunum sisteminde toplam resistans (R) kompiyans (C) ve inertans (I), $R + j2\pi fI + E/j2\pi f$ empedanslı seri devrelerde mevcuttur. Burada E kompiyansın tersi olan elastansı gösterir. Uygun parametreler deneysel verilerle modelin

arasındaki en küçük kareler yöntemiyle bulunur. Bu (J) fonksiyon:

$$J = \sum_{i=1}^N | [U(f_i) + jV(f_i)] - [R + j2\pi f_i I + E/j2\pi f_i] |^2$$

Buradaki $U(f_i)$ ve $V(f_i)$ f_i frekansında ölçülmüş reel ve imajiner kısımları gösterir. N'de toplam ölçüm sayısıdır. Kompleks terimli serinin karesi toplama dahil olduğundan fonksiyon reel'dir. Bu fonksiyonun $\partial J/\partial R$, $\partial J/\partial E$, ve $\partial J/\partial I$ kısmi türevleri hesaplanıp, elde edilen denklem seti sifıra eşitlenirse 3 lineer denklem R, I, C olarak sonuçlanır. Bu denklemlerin çözümleri zorlanmış osilasyonlu rezistans (R_{FO}), inertans (I_{FO}) ve elastans (E_{FO}) için en uygun parametre değerleri setini verir. Daha sonra zorlanmış osilasyonu

kompliyans ($C_{FO} = 1/E_{FO}$) bağlantısı kullanılarak hesaplanabilir

Denklemlerin çözümleri ile elde edilen bağıntılar.

$$R_{FO} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N U(f_i)$$

$$I_{FO} = \frac{N}{c} \sum_{i=1}^N V(f_i) / 2\pi f_i - \frac{a}{c} \sum_{i=1}^N 2\pi f_i V(f_i)$$

$$E_{FO} = \frac{b}{c} \sum_{i=1}^N V(f_i) / 2\pi f_i - \frac{N}{c} \sum_{i=1}^N 2\pi f_i V(f_i)$$

Burada

$$a = \sum_{i=1}^N 1 / (2\pi f_i)^2 \quad b = \sum_{i=1}^N (2\pi f_i)^2 \quad c = N^2 - ab$$

Empedans verilerinden fizyolojik bakımdan anlamlı parametrelerin hesaplanması için bu yaklaşım diğer tekniklerle elde edilen verilerle (data) uyumlu parametre değerlerinin elde edilmesini sağlar. Ayrıca diğer fizyolojik sistemlerinde veri analizinde yararlı olabilir.

Bu yaklaşım yalnızca basit seri veya paralel (R-L-C) devrelerinin çözümü için geçerlidir. Birden fazla bölmeli devreler (Network) için iteratif ve nonlineer çözümler gerekmektedir.

TABLO 3
DENEKLERİN DEMOGRAFİK VE SPIROMETRIK VERİLERİ

DENEK	YAŞ	CINSİYET	KİLO	FEV1/FVC	FVC ^a	FEV1 ^a	FEF75-25 yüzde ^a
N1	24	E	72	0.85	98	100	85
N2	25	E	70	0.86	100	105	100
N3	31	E	73	0.85	111	116	109
N4	23	K	66	0.69	100	97	97
N5	22	K	67	0.84	82	88	86
P1	66	E	71	0.50	68	47	21
P2	37	K	68	0.54	95	59	28
P3	41	K	66	0.42	71	33	11
P4	59	K	65	0.37	61	28	11
P5	39	K	66	0.46	74	40	12

a : yüzde olarak belirtilmiştir.

Yöntemler:

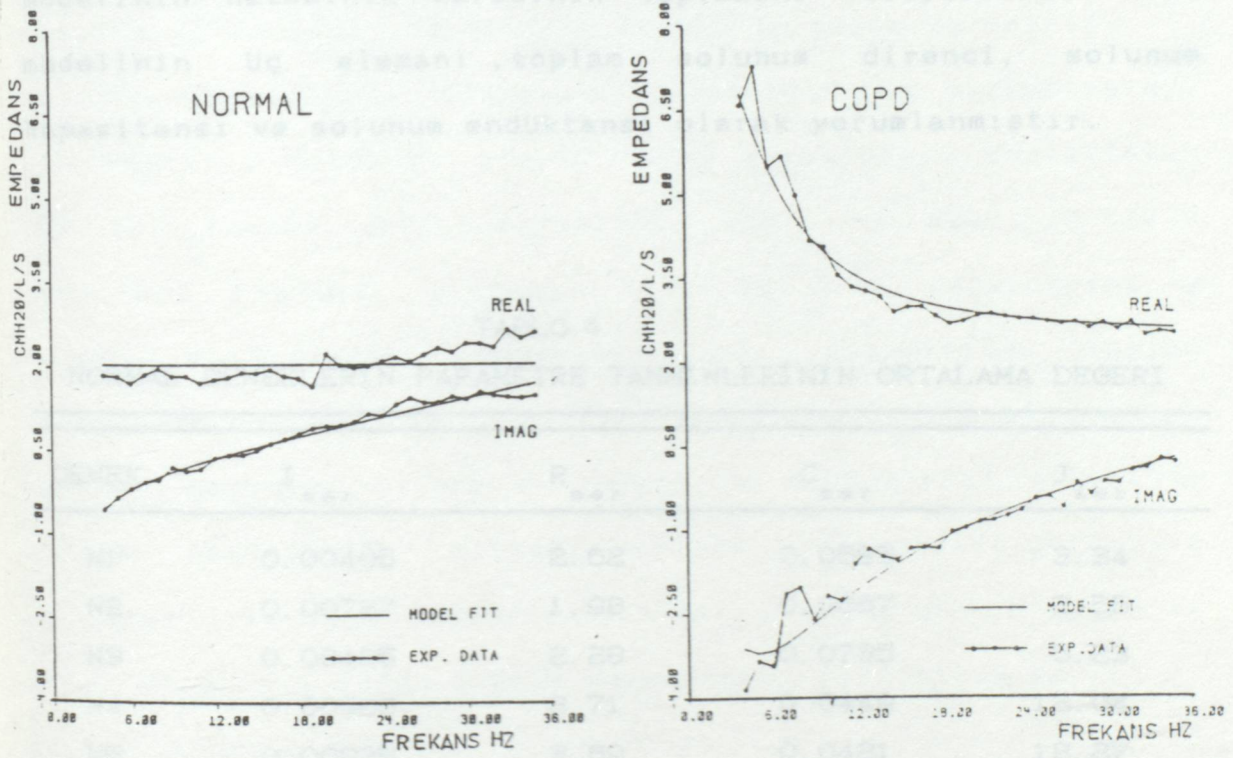
5 tane sağlıklı sigara içmeyen yetişkin denek (N1-N5) ve 5 tane akciğer hastalığı olan denek incelenmiştir. Bunlara ait veriler Tablo 3'de verilmiştir. Her denekten 4 bağımsız empedans spektrumu, yaklaşık 5 dakika boyunca rastgele zorlama gürültü teknikleri kullanılarak alınmıştır. Kısaca, bir hoparlör (ses yükseltici), bir ağızlık vasıtasıyla eklenmiş ve 4-35 Hz. bant genişliğinde rastgele gürültüyle forse edilmiştir. Deneklere bir burun klipi takılmış ve yanakları destekli haldeyken, endüklenmiş basıncın ve akış sinyallerinin 30 sn. kayıtları alınmış ve bunlar daha sonra 512 numune/sn oranıyla (digital) hale getirilmiştir.

Sayısal sinyallerin 1 sn. grupları kullanılan spektral analizi, kompleks empedans için, 4'ten 35 Hz'e kadar 1 Hz aralıklı frekansa bağımlı değerler ortaya çıkarmıştır. Bu veriler, ayrıca ölçülen bias borusu ve ağızlığın empedans etkileri çıkartılarak yeniden düzeltilmiştir.

Düzeltilmiş bu empedans spektrumu, iki grup parametreyi kestirimlemek için iki ayrı algorithmadan geçirilmiştir. İki grup kestirimde, verilerdeki hatanın yapısı hakkında çok az şey bilindiği durumlarda genellikle yapıldığı gibi, hatanın karesinin toplamı fonksiyonun minimizasyonu kriteri kullanılarak elde edilmiştir. Bu fonksiyon (1)'de gösterilmiştir. Burada f hertz cinsinden, frekansı $Z_m(f)$ ve $Z_e(f)$ ise her frekans için model ve deney empedansını göstermektedir.

$$J = \sum |Z_m(f) - Z_e(f)|^2$$

Birinci model için [Şekil 19a],üçlü model elde etmekte TSAI ve arkadaşlarının denklemleri kullanılmıştır.Daha sonra bu seri modeli (Jser) için kullanarak hatanın karesi hesaplanmıştır.İkinci model için [Şekil 19b] aşamalı simplex algoritması kullanılarak 5 parametre için kestirimler elde edilmiştir.



Şekil 20

SONUÇLAR ve YORUMLAR:

Sağlıklı deneklerde, 5 elemanlı model N3 deneginden alınan tek bir empedans spektrumu hariç, empedans verileriyle, 3 elemanlı modelin sağladığından kayda değer ölçüde daha fazla uyum sağlamamıştır. Şekil 20'nin solunda sağlıklı bir denekten alınan tipik bir spektrumu ve 3 parametrelili modelin gösterdiği uyumu görüyoruz. Tablo 4, üç parametrenin ayrı ayrı ortalama değerlerinin ve her sağlıklı denek için seri modelinin hatasının karesinin toplamını veriyor. Basit seri modelinin üç elemanı, toplam solunum direnci, solunum kapasitansı ve solunum endüktansı olarak yorumlanmıştır.

TABLO 4

NORMAL DENEKLERİN PARAMETRE TAHMİNLERİNİN ORTALAMA DEĞERİ

DENEK	I_{ser}	R_{ser}	C_{ser}	J_{ser}
N1	0.00405	2.62	0.0585	3.34
N2	0.00727	1.98	0.0667	2.55
N3	0.00425	2.28	0.0735	5.23
N4	0.00926	2.71	0.0449	12.04
N5	0.00935	3.69	0.0421	18.27
ORT	0.00684	2.66	0.0571	8.27

Inertans birimi $cmH_2O L^{-1}s^2$
Rezistans birimi $cmH_2O L^{-1}s$
Kompliyans birimi $L cmH_2O^{-1}$
 J_{ser} birimi $(cmH_2O L^{-1}s)^2$

Hastalarda, tüm spektrumlar için 5 elemanlı model 3 elemanlı modele göre, empedans verileriyle kayda değer ölçüde daha iyi uyum göstermektedir. Şekil 20 'nin sağında bir hastadan alınan tipik bir spektrum ve 5 elemanlı modelin sağladığı uygunluk gösterilmiştir. Tablo 5 tüm parametrelerin ayrı ayrı ortalama değerlerini ve her hasta için paralel bölme modelinin hatalarının karesi toplamını vermektedir. Bu modelde I_{par1} ve R_{par1} merkezi solunum yollarının endüktans ve rezistansı, C_{par1} solunum yollarının kapasitansı, R_{par2} çevredeki rezistansı ve C_{par2} de akciğer dokusu ve göğüs kafesinin bileşke kapasitansı olarak yorumlanmıştır. Bu parametrelere ait bağımsız ölçümler olmasa da, bu yorumlamayı destekleyen pek çok faktör vardır. Birincisi, I_{par1} ve R_{par1} 'in tekil değerleri sağlıklı gruptaki I_{ser} ve R_{ser} değerlerine ve önceki raporlardaki değerlere çok yakındır. Bu, toplam endüktans ve direncin ana bileşenlerinin normal olarak merkezi solunum yolunda bulunduğu ve engelleyici nitelikte akciğer hastalığının merkezi yolları etkilemediği görüşüyle de tutarlılık içerisindedir. İkincisi, bu gruptaki C_{par1} 'in tekil değerleri solunum yolu kapasitansı için sıkça tayin edilen 0.005 L.cm^{-1} 'e yakındır.

TABLO 5
HASTA DENEKLERİN PARAMETRE TAHMİNLERİNİN ORTALAMA DEĞERİ

DENEK	I _{par}	R _{par1}	R _{par2}	C _{par1}	C _{par2}	J _{par}
P1	0.00720	1.46	3.24	0.0059	0.081	2.75
P2	0.00452	2.15	1.78	0.0107	0.372	3.62
P3	0.00786	2.45	7.13	0.0046	0.464	74.52
P4	0.00581	2.23	5.01	0.0038	0.370	10.50
P5	0.00801	2.15	4.29	0.0046	0.231	3.78
ORT	0.00668	2.09	2.00	0.0059	0.304	19.03

TABLO 6
NORMAL DENEKLERİN PARAMETRE TAHMİNLERİNİN DEĞİŞİM KATSAYILARI

DENEK	I _{ser}	R _{ser}	C _{ser}
N1	0.15	0.02	0.18
N2	0.11	0.04	0.16
N3	0.76	0.21	0.34
N4	0.07	0.06	0.18
N5	0.15	0.03	0.11
ORT	0.25	0.07	0.19

TABLO 7
HASTA DENEKLERİN PARAMETRE TAHMİNLERİNİN DEĞİŞİM KATSAYILARI

DENEK	I _{par}	R _{par1}	R _{par2}	C _{par1}	C _{par2}
P1	0.03	0.04	0.04	0.02	0.39
P2	0.21	0.14	0.19	0.26	0.43
P3	0.48	0.07	0.44	0.28	0.09
P4	0.16	0.17	0.10	0.11	0.51
P5	0.03	0.07	0.05	0.07	0.76
ORT	0.18	0.10	0.16	0.15	0.44

Tablo 5,6,7

Tablo 6, sağlıklı denekler için seri modelin 3 parametresinin değişim katsayısını göstermektedir. Bu verilere göre sağlıklı deneklerin solunum rezistansı, endüktansı ve kapasitansı için yapılan kestirimlerin değişim katsayıları sırasıyla % 7,25 ve 19 olmalıdır. Tablo 7, her hasta için paralel bölme modelinin 5 parametresinin değişim katsayılarını göstermektedir. Bu verilere göre, paralel bölme modelinin solunum

empedansıyla daha iyi uyum gösterdiği hastalar, merkezi endüktans, merkezi rezistans, çevre rezistansı, solunum yolu kapasitansı ve çevre kapasitansına ait kestirimlerin değişim katsayıları ortalama olarak sırasıyla %18,10,16,15 ve 44 olmalıdır. C_{par_2} hariç, parametrelerin değişkenliği kabul edilebilir. Paralel bölme modelindeki C_{par_2} kestirimlerinde görülen yüksek değişkenlik, ölçülen empedansı C_{par_2} 'nin temsil ettiği fizyolojik etkiler karşısında görece duyarsız oluşuna bağlanır. Duyarlılık analizi $R_{par_2} - C_{par_2}$ kombinasyonunun empedansını bu çalışmada kullanılan frekans değerleri için R_{par_2} tarafından belirlendiğini göstermiştir. Daha düşük frekanslı empedans verilerinin kullanılması C_{par_2} 'nin daha iyi bir kestirimine yol açabilir, ancak kendiliğinden solunum artifactininin neden olduğu gürültü yüzünden düşük frekansta ölçüm yapmak zordur.

Bu sonuçlara göre , 4-35 Hz. aralığındaki empedans verileri, Şekil 19'de gösterilen 3 ve 5 elemanlı modeller kullanılarak etkin bir şekilde yorumlanabilir. Bu durum , solunum sistemi için geçerli tek modelin bunlar olduğu anlamına gelmez. Doğrusal olmayan ve zamana göre değişen daha fazla elemanlı, daha gerçekçi modeller tanımlanabilir. Fakat, modelin karmaşıklığı arttıkça güvenilir parametre kestirimleri elde etmenin zorluguda oransız olarak artmaktadır. Örneğin daha önceki bir çalışmada, biraz daha karmaşık paralel bölme modelleri değerlendirilmiştir.

Bunlardan birinde, 5 elemanlı modelin $R_{par_2} - C_{par_2}$ bölmesine, sağlıklı deneklerde empedansın reel kısmında görülen hafif

PARALEL BÖLME MODELLERİNDE

PARAMETRELERİN

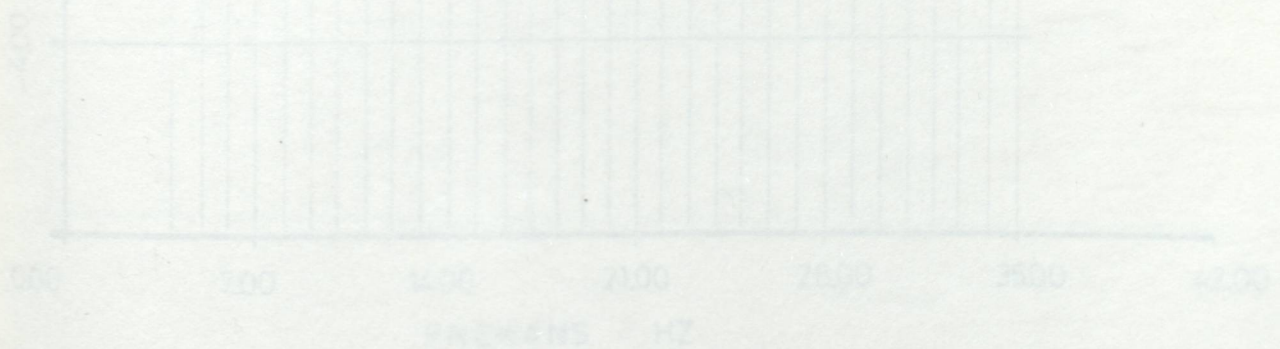
artışı temsil edecek bir endüktans eklenmiştir. Bir diğerinde, Otis ve arkadaşlarının geliştirdiği klasik modelde, iki paralel R-C bölmesini elde etmek için, C_{par1} 'e bir direnç eklenmiştir. Bu altı elemanlı modellerin hiçbirinin 4-35 Hz. aralığında, 5 elemanlı modele göre empedans verileri ile daha iyi uyum sağladığı görülmemiştir, fakat belkide daha önemlisi 6 elemanlı modellerle yapılan kestirimler 5 elemanlı modellerle yapılanlara göre daha az kararlıydı. Yani, sonradan eklenen parametreler, 4-35 Hz. Bant aralığında, empedans verileri üzerinde ölçülebilir fizyolojik bir etkiyi temsil etmediler ve bunların eklenmesi yalnızca minimizasyon süresince kısıtlı nümerik kesinlik sorununu karmaşıklığa yaramıştır. Farklı frekanslardaki verilerin işe karıştırılması, daha farklı bir sonuca yol açabilirdi, çünkü Otis ve ekibinin paralel R-C bölmeli modeli, 4 Hz.'in epey altındaki frekans bağımlılığını göstermektedir.

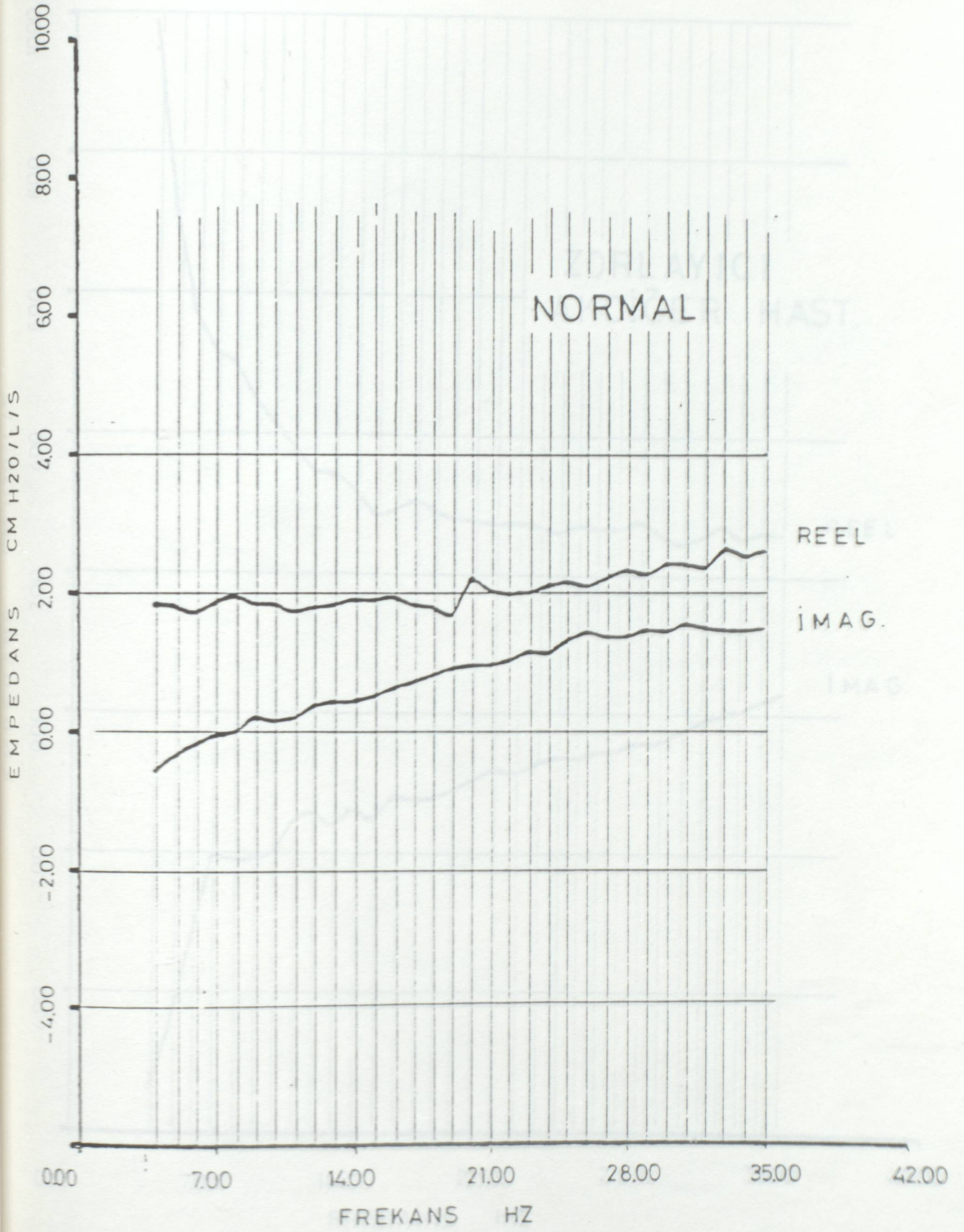
Beş elemanlı modelde kestirimleri elde etmek için gereken oldukça fazla bilgisayar zamanı (PDP-11/34 ile 1 saat düzeyinde) bu algoritmanın sık sık uygulanmasına izin vermemektedir.

PARALEL BÖLME MODELLERİNDE SOLUNUMA İLİŞKİN MEKANİK
PARAMETRELERİN TAHMİNİ

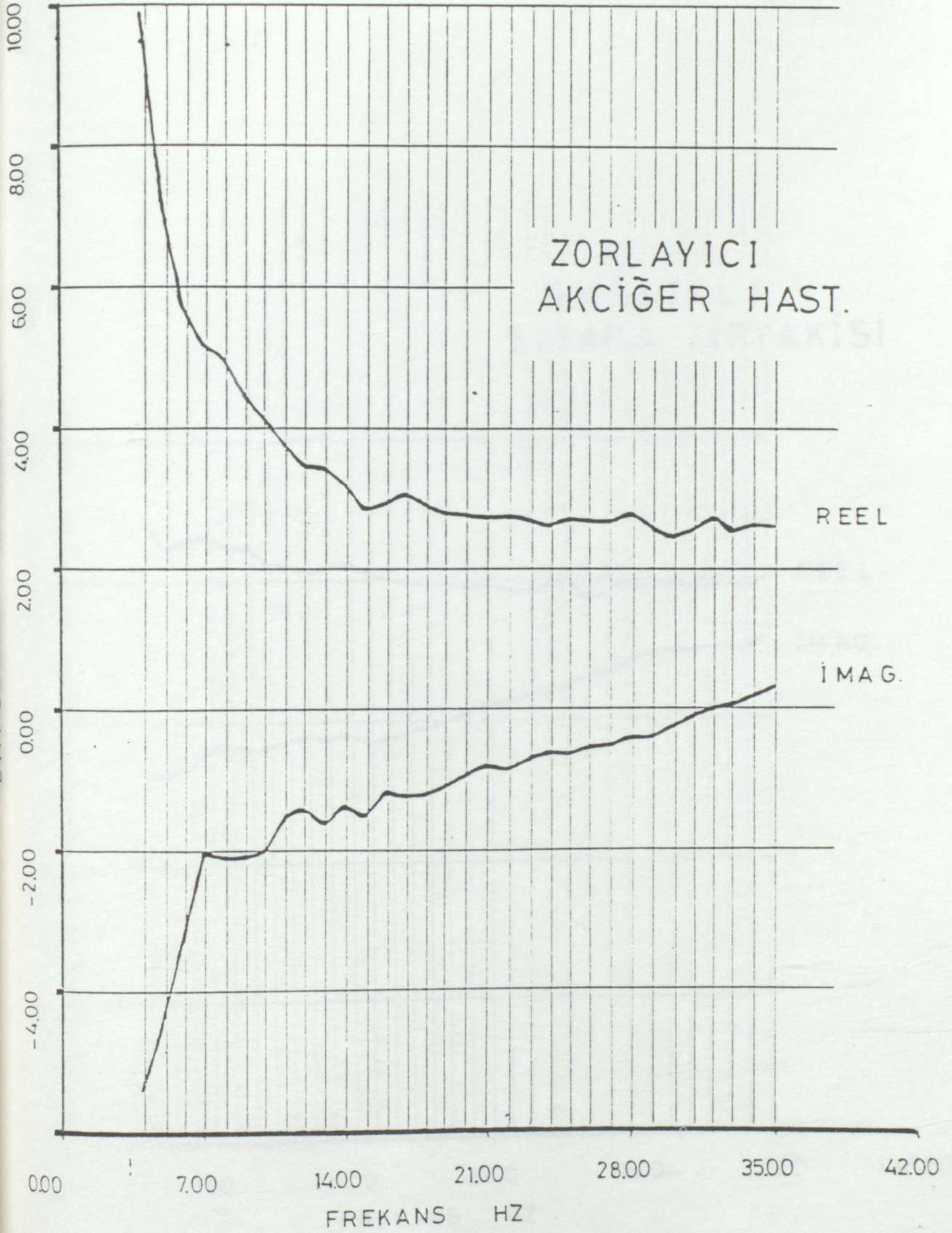
Bu çalışmada daha öncekinde olduğu gibi bir ses yükselticisi bir ağızlık yardımıyla solunum sistemine bağlandı ve 4-35 Hz. aralığında rastgele sinyallerle titreştirildi. Burun mandalı takan ve yanakları desteklenen deneklerden elde edilen 30 Sn.'lik basınç ve akış sinyallerinin kayıtları sayısal hale getirildi. Sayısal hale getirilmiş sinyallerin spektral analizi kompleks empedans için 1 Hz. aralığında frekansın fonksiyonu olan değerler üretmiştir. Bu veriler bias tubing ve ağızlığın empedansı hesaba katılarak düzeltilmiş, ve veriler iki normal, iki çok hafif nefes alma gücünü gösteren (sağlıklı sigara tiryakisi) deneklerden ve 3'de şiddetli nefes alma gücünü gösteren zorlayıcı akciğer hastası deneklerden elde edilmiştir. Normal ve sigara tiryakisi denekler normal spirometrik parametrelere sahip oldukları görülmüştür [21,22,23]. Şekil her gruptan bir temsilciden alınan empedans spektrumlarını göstermektedir.

Analizde kullanılan üç model şekil 24 de görülmektedir.

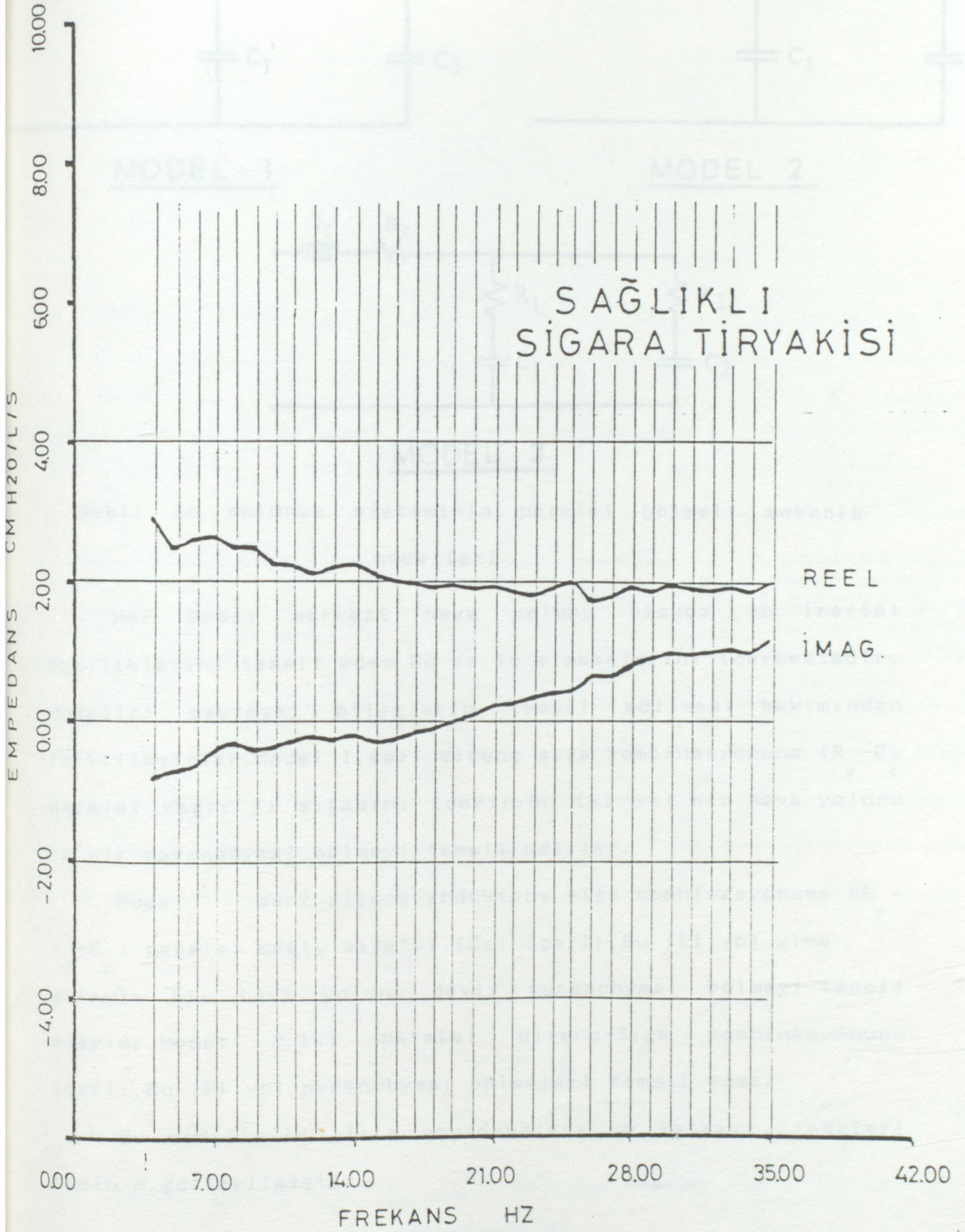




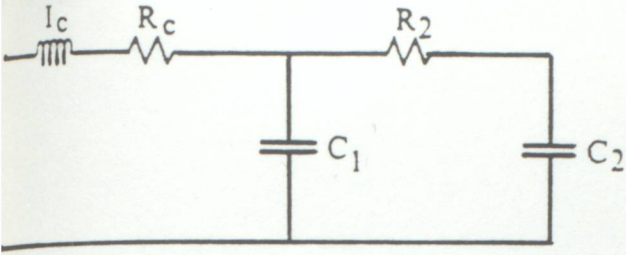
ŞEKİL 21



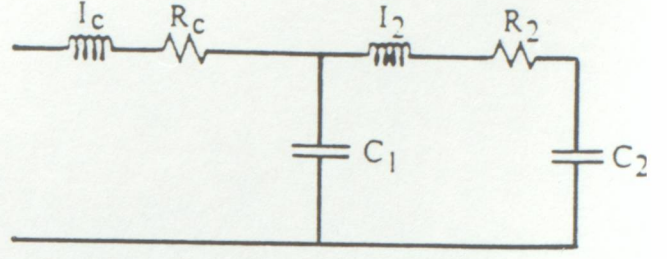
ŞEKİL 22



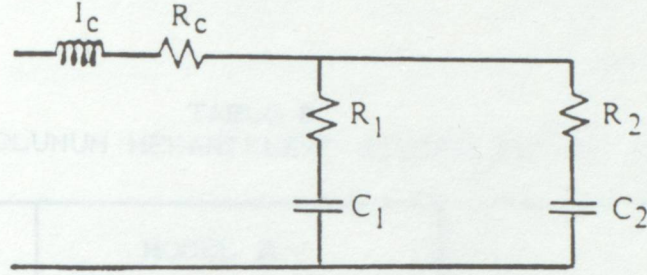
ŞEKİL 23



MODEL 1



MODEL 2



MODEL 3

Şekil 24 solunum sisteminin paralel bölmeli mekanik modelleri

Her model merkezi hava yolunu vizkoz ve inertal özelliklerini temsil eden R_c ve I_c elemanlarını içermektedir. Modeller çevresel bilimlerin temsil edilmesi bakımından farklılaşırlar. Model 1, seri direnç sığa kombinasyonuna ($R_2 - C_2$) paralel bağlı C_1 sığasını içerir. Bu iki yol bir hava yolunu ve bir parenchymal bölmeyi temsil ederler.

Model seri direnç endüktans sığa kombinasyonuna ($R_2 - I_2 - C_2$) paralel bağlı sığa'yı (C_1) içerir. Bu iki yol yine sırayla bir hava yolunu devir parenchymal bölmeyi temsil ederler. Model 3, iki paralel direnç-Sığa kombinasyonunu içerir. Bu iki yol parenchymal bölmeleri temsil eder.

Bu modellerin giriş empedansları ve katsayı ifadeleri tablo 8 gösterilmiştir.

TABLO 8
MODEL 1-3 SOLUNUM MEKANİKLERİ SİSTEMLERİNİN GİRİŞ EMPEDANSI

MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3
$\frac{Ds^3 + Cs^2 + Bs + A}{Gs^2 + Fs}$	$\frac{Es^4 + Ds^3 + Cs^2 + Bs + A}{Hs^3 + Gs^2 + Fs}$	$\frac{Ds^3 + Cs^2 + Bs + A}{Gs^2 + Fs}$
1	1	1
$R_c(C_1 + C_2) + R_2 C_2$	$R_c(C_1 + C_2) + R_2 C_2$	$R_c(C_1 + C_2) + R_1 C_1 + R_2 C_2$
$I_c(C_1 + C_2) + R_c R_2 C_1 C_2$	$I_c(C_1 + C_2) + R_c R_2 C_1 C_2$	$I_c(C_1 + C_2) + [R_c(R_1 + R_2) + R_1 R_2] C_1 C_2$
$I_c R_2 C_1 C_2$	$(R_c I_c + I_c R_2) C_1 C_2$	$I_c (R_1 + R_2) C_1 C_2$
-	$I_c I_c C_1 C_2$	-
$C_1 + C_2$	$C_1 + C_2$	$C_1 + C_2$
$R_2 C_1 C_2$	$R_2 C_1 C_2$	$(R_1 + R_2) C_1 C_2$
-	$I_c C_1 C_2$	-

Model 1-3'e ait solunum sistemi mekanikleri giriş empedansları

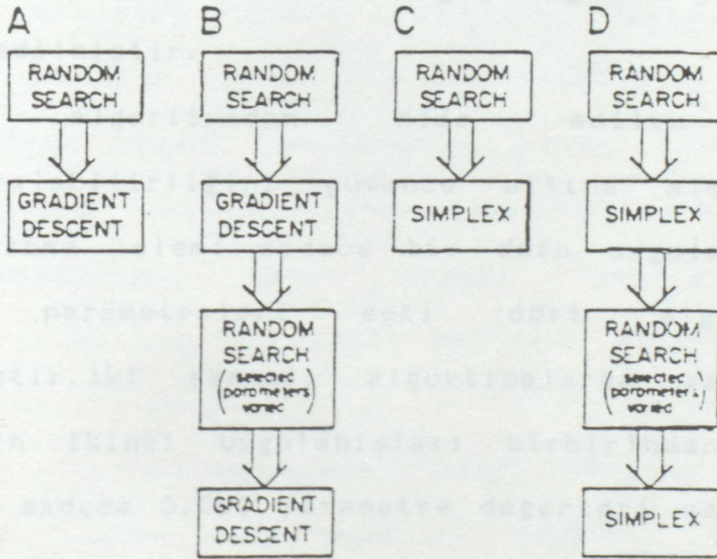
Tablo 8

Parametre tahminleri aşağıda gösterilen f'i frekans $Z_m(f)$ ve $Z_e(f)$ her frekans için model ve deneylerden elde edilen kompleks değerli empedansları gösterdikleri kriter fonksiyonu(1) minimize edilmesi yoluyla elde edilmiştir.

$$J = \sum_{j=4}^{35} |Z_m(f) - Z_e(f)|^2$$

(1)

Bu kriter fonksiyonunu minimize etmekte 4 farklı algoritma kullanılmıştır.



Şekil 25 her algoritma için akış diagramını göstermektedir. Tek aşamalı gradient - descent (artma ve azalma) algoritmasında (A) rastgele arama algoritmini ile bir başlangıç parametre değerleri kümesi belirlenmiş ve daha sonra bu

kümedeki degerler standart gradient descent algoritmasıyla karşılaştırılmıştır ve dezavantajlarından dolayı ayrılaştırılmıştır.

iki aşamalı gradient - descent algoritması (B) parametrelerin değıştığı ikinci bir rastgele arama içerir. İkinci rastgele aramada R_c ve I_c alrutinleri sürekli sabit tutulmuştur. Bu ikinci rastgele aramayı tüm parametrelerin ayarlandığı gradient-descent alrutininin ikinci bir uygulaması izlemiştir.

Bir ve iki aşamalı simplex algortimaları (C) ve (D) tümü ile yalnızca gradient-descent alrutini yerine simplex alrutini geçmiştir.

İlk rastgele arama alrutininde 47,000 rastgele seçilmiş parametre degerleri seti başlangıç degerlerini elde etmek için test edilmiştir.

Dört algortimadan elde edilen sonuçların karşılaştırılabilirliğini güvence altına almak için ilk rastgele arama işlemi sadece bir defa uygulanmış ve aynı başlangıç parametreleri seti dört algortimada da kullanılmıştır. İki aşamalı algortimalarda rastgele arama alrutininin ikinci uygulanışları birbirinden bağımsızdır. Model 1'le sadece 3,000 parametre degerleri seti, model 2 ve 3'le de 5,000 parametre seti test edilmiştir.

Gradient descent rutininin, Gauss-Newton, Newton-Raphson, optimum Gradient ve Gradient Projeksiyon yöntemleri gibi klasik gradient descent minimizasyon tekniklerini kullanmaktadır. Bu kombinasyon her tekniğin avantajlarını

değerlendirmekte ve dezavantajlarından kaçınılmaktadır. Bu alt rutininin her iterasyonunda her parametre, kriter fonksiyonu kısmi türevlerinin belirlediği yönde ayarlanmıştır. Alt rutin, 200 iterasyondan sonra yada parametrelerindeki değişimin veya kriter fonksiyonundaki değişimin , daha önce belirlenmiş değere ulaştığında durdurulmuştur.

Simplex algoritması rastgele arama subrutininden elde edilen başlangıç değerlerinden hesaplanan $n+1$ parametre değeri setinden oluşan bir simplex üretmiştir. Simplex n boyutlu parametre uzayında $n+1$ noktalı bir şekil gibi görülebilir. Her iterasyon da kriter fonksiyonunda en yüksek değeri veren parametre değeri seti yerini, "yansıtma" , "azaltma", "kısaltma" işlemlerinden birini kullanarak daha iyi sete bırakmıştır. Simplex, bu biçimde kriter fonksiyonu bir yere minimumuna doğru yaklaşmıştır. Simplex'i tanımlayan tüm parametre değeri setlerinin kriter fonksiyonundaki değerleri benzer hale geldiğinde yada iterasyon sayısı daha önceden belirlenen bir sayıyı geçtiğinde işlem durdurulmuştur. Maximum iterasyon sayısı , simplex algoritmasının ilk uygulaması için 500'e , iki aşamalı simplex algoritmasının ikinci uygulaması içinde 300'e eşitlenmiştir.

Simplex algoritması gradient descent yöntemlerinin tersine kriter fonksiyonunun türevlerinin her iterasyonunda hesaplanmasını gerektirmez.

Her algoritma model kombinasyonu için , her empedans veri setini tekrar tekrar işleme sokarak dört birbirinden bağımsız parametre tahmini elde edilmiştir. Model 3'ün R_1, C_1

TABLO 9

ve R_2, C_2 bölmelerindeki parametreler için yapılan kestirimler R_1-C_1 bölmesi daha düşük bir zaman sabitine sahip olacak biçimde gerekli olduğu durumlarda birbirini ile değiştirilmiştir. Algoritmalarda, her parametre için yapılan kestirimlerin değişim katsayıları her denek için parametrelerin kararlılığına ilişkin bir ölçüt sağlamıştır. Bu değerlerin 7 denek için alınan ortalaması her parametrenin her algoritma için kararlılığı konusundaki tek ölçütü oluşturmuştur. Her son parametre tahminleri kümesi için veri ve modelin davranışı (çıktı) arasındaki rms farkı, $n=32$ 'nin kullanılan frekansların sayısı olduğu kriter fonksiyonunun (2) son değeri yoluyla hesaplanmıştır.

$$\text{rms} = (J_{\text{final}}/n)^{1/2} \quad (2)$$

Her algoritma model kombinasyonu için 7 denegin tümü için yapılan dört bağımsız tahmin yoluyla dört rms farkı elde edilmiştir. Bu 28 değerın ortalaması alınarak , modelin davranışıyla her algoritma model kombinasyonu için elde edilen deneysel veriler arasındaki uyuşma konusundaki tek ölçüte ulaşmıştır.

TABLO 9

MODEL 1
PARAMETRE TAHMINLERI ICIN DEGISIM KATSAYILARININ ORTALAMASI

ALGORITMA	Ic	Rc	R2	C1	C2	Genel Ortalama
1 ASAMALI						
GRAD.-DESC.	0.166	0.094	0.389	0.200	0.594	0.289
2 ASAMALI						
GRAD.-DESC.	0.136	0.092	0.129	0.186	0.333	0.175
1 ASAMALI						
SIMPLEX	0.009	0.005	0.080	0.030	0.737	0.172
2 ASAMALI						
SIMPLEX	0.005	0.003	0.219	0.024	0.244	0.099

TABLO 10

MODEL 2
PARAMETRE TAHMINLERI ICIN DEGISIM KATSAYILARININ ORTALAMASI

ALGORITMA	Ic	I2	Rc	R2	C1	C2	Genel Ortalama
1 ASAMALI							
GRAD.-DESC.	0.147	0.711	0.057	0.382	0.188	0.621	0.351
2 ASAMALI							
GRAD.-DESC.	0.138	0.579	0.055	0.615	0.179	0.652	0.370
1 ASAMALI							
SIMPLEX	0.131	1.161	0.061	0.446	0.176	0.603	0.430
2 ASAMALI							
SIMPLEX	0.161	0.641	0.041	0.494	0.152	0.617	0.351

TABLO 11

MODEL 3
PARAMETRE TAHMINLERI ICIN DEGISIM KATSAYILARININ ORTALAMASI

ALGORITMA	Ic	Rc	R1	R2	C1	C2	Genel Ortalama
1 ASAMALI							
GRAD.-DESC.	0.235	0.826	0.790	0.431	0.563	0.488	0.555
2 ASAMALI							
GRAD.-DESC.	0.126	0.814	0.793	0.259	0.361	0.666	0.503
1 ASAMALI							
SIMPLEX	0.138	1.041	0.918	0.400	0.623	0.381	0.583
2 ASAMALI							
SIMPLEX	0.067	1.008	0.844	0.230	0.446	0.492	0.514

III. SONUÇLAR

Tablo 9,10,11 dört algoritmada kullanılarak model 1-3'deki her parametre için elde edilen değişim katsayılarının ortalama değerini listelemektedir. Buna ek olarak, bu üç tablonun son sütunlarında tüm modellerdeki tüm parametrelerin değişim katsayıları verilmektedir. Model 1 için elde edilen model 2 ve 3'ten tutarlı ve ayırt edilebilir biçimde küçüktür.

Model 1'de I_c, R_c ve C_1 parametrelerinin iki aşamalı simplex algoritmasıyla elde edilen değişim katsayıları, gradyan azalma algoritması yoluyla elde edilenlere göre daha küçüktür. İki simplex algoritması karşılaştırıldığında iki aşamalı simplex algoritmasının I_c, R_c, C_1 için azda olsa daha küçük C içinde oldukça küçük değişim katsayısı değeri ürettiği görülmüştür.

R için ortalama değişim katsayısının yüksek olmasının nedeni, normal deneklerde akçigerin tek bölme gibi davranması ve bu yüzden de R değerinin anlamsız ve keyfi hale gelmesidir. Yalnızca anormal denekler söz konusu olduğunda iki aşamalı simplex algoritması kullanılarak elde edilen R tahmini değerlerinin değişim katsayısı ortalaması 0,007'dir. Model 1'deki parametrelerin çoğu için diğer algoritmalarda 0,2'den küçük değişim katsayısı ortalaması vermektedir. Buna karşın, yine de en karalı kestirimler veren iki aşamalı simplex algoritmasıdır.

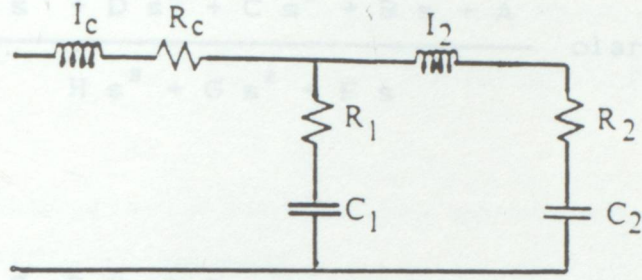
Tablo 12'de her algoritma model kombinasyonu için ortalama rms farkları verilmiştir. Her model için , en küçük ortalama rms farkını 2 aşamalı simplex algoritması vermiştir. Model 3 kullanılarak elde edilen ortalama rms farkları, kullanılan algorthmadan bağımsız olarak, diğer iki modelle elde edilenlere göre daha yüksektir. Model 1 ve 2 için rms farkları belirgin bir farklılık göstermemektedir.

TABLO 12
ORTALAMA RMS FARKLARI

ALGORITMA	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3
1 ASAMALI GRAD.-DESC.	0.470	0.479	0.527
2 ASAMALI GRAD.-DESC.	0.431	0.407	0.438
1 ASAMALI SIMPLEX	0.382	0.426	0.443
2 ASAMALI SIMPLEX	0.378	0.364	0.414

Basit seri devreli rms farkı ortalaması 0.641 dir.

MODELLEME ICIN EGRI UYDURMA YONTEMI (CURVE FITTING)



ŞEKİL 26

$$Z_m(s) = I_c s + R_c + \frac{\left(R_1 + \frac{1}{sC_1} \right) \left(I_2 s + R_2 + \frac{1}{sC_2} \right)}{R_1 + \frac{1}{sC_1} + I_2 s + R_2 + \frac{1}{sC_2}}$$

kesirli ifadenin pay ve paydasını $s^2 C_1 C_2$ ile çarpıp yeniden düzenlersek,

$$Z_m(s) = I_c s + R_c + \frac{(1+sR_1 C_1)(1+sR_2 C_2+s^2 I_2 C_2)}{s^3 I_2 C_2 C_1 + s^2 (R_1 C_1 C_2 + R_2 C_2 C_1) + s(C_1 + C_2)}$$

$$Z_m(s) = \frac{\left[s^4 I_2 I_2 C_1 C_2 + s^3 (I_2 R_1 C_1 C_2 + I_2 R_2 C_2 C_1) + s^2 (I_2 C_1 + I_2 C_2) + s^3 I_2 R_1 C_2 C_1 + s^2 (R_1 R_1 C_1 C_2 + R_2 R_2 C_2 C_1) + s (R_1 C_1 + R_2 C_2) \right]}{s^3 I_2 C_2 C_1 + s^2 (R_2 C_2 C_1 + R_1 C_1 C_2) + s(C_1 + C_2)}$$

$$+ \frac{s^3 I_2 C_1 R_1 C_2 + s^2 (I_2 C_2 + C_1 C_2 R_1 R_2) + s (R_2 C_2 + R_1 C_1) + 1}{s^3 I_2 C_2 C_1 + s^2 (R_2 C_2 C_1 + R_1 C_1 C_2) + s(C_1 + C_2)}$$

buradan $Z_m(s)$ fonksiyonunun genel yapısı,

$$Z_m(s) = \frac{E s^4 + D s^3 + C s^2 + B s + A}{H s^3 + G s^2 + F s} \text{ olarak elde edilir.}$$

burada,

$$A = 1$$

$$B = R_{11} C_1 + R_{21} C_2 + R_{12} C_1 + R_{22} C_2$$

$$C = R_{21} R_{11} C_1 C_2 + R_{22} R_{11} C_1 C_2 + R_{12} R_{21} C_1 C_2 + I_{22} C_2 + I_{11} C_1 + I_{12} C_2$$

$$D = I_{21} R_{11} C_1 C_2 + I_{22} R_{11} C_1 C_2 + I_{12} R_{21} C_1 C_2 + I_{11} R_{22} C_1 C_2$$

$$E = I_{22} I_{11} C_1 C_2$$

$$F = C_1 + C_2$$

$$G = R_{21} C_1 C_2 + R_{12} C_1 C_2$$

$$H = I_{21} C_1 C_2$$

dir.

$s \Rightarrow jw$ domenine geçerse,

$$Z_m(jw) = \frac{(Bw - Dw^3)(Fw - Hw^3) - Gw^2(Ew^4 - Cw^2 + A)}{G^2 w^4 + (Fw - Hw^3)^2} +$$

$$+ j \frac{[(Hw^3 - Fw)(Ew^4 - Cw^2 + A) + Gw^2(Dw^3 - Bw)]}{G^2 w^4 + (Fw - Hw^3)^2}$$

düzenlemeler yapılırsa,

$$\operatorname{Re}\{Z_m(jw)\} = \frac{w^5(HD - GE) + w^3(CG - HB - DF) + w(FB - AG)}{w^5 H^2 + w^3(G^2 - 2HF) + F^2 w}$$

$$\operatorname{Im}\{Z_m(jw)\} = j \frac{w^6 HE + w^4(GD - FE - HC) + w^2(HA + FC - GB) - FA}{w^5 H^2 + w^3(G^2 - 2HF) + F^2 w}$$

$$\tan\theta = \frac{I_m}{R_e} = \frac{w^6 HE + w^4 (GD - FE - HC) + w^2 (HA + FC - GB) - FA}{w^5 (HD - GE) + w^3 (CG - HB - DF) + w (FB - AG)}$$

buradaki katsayıların elektriksel parametre cinsinden eşitleri aşağıdaki gibidir :

$$a = HE = I_c I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$b = GD - FE - HC = I_c R_2^2 C_1^2 C_2^2 + 2I_c R_1 R_2 C_1^2 C_2^2 + I_2 R_1^2 C_1^2 C_2^2 + I_c R_1^2 C_1^2 C_2^2 - \\ - I_2^2 C_1^2 C_2^2 - 2I_2 I_c C_1^2 C_2^2 - 2I_2 I_c C_1 C_2^2$$

$$c = HA + FC - GB = 2I_2 C_1 C_2 + 2I_c C_1 C_2 + I_c C_1^2 + I_2 C_2^2 + I_c C_2^2 - R_2^2 C_1^2 C_2^2 - \\ - R_2^2 C_1 C_2^2$$

$$d = FA = C_1 + C_2$$

$$e = HD - GE = I_2^2 R_1 C_1^2 C_2^2 + I_2^2 R_c C_1^2 C_2^2$$

$$f = CG - HB - DF = R_1 R_2^2 C_1^2 C_2^2 + R_c R_2^2 C_1^2 C_2^2 + 2R_c R_1 R_2 C_1^2 C_2^2 + R_2 R_1^2 C_1^2 C_2^2 + \\ + R_1^2 R_c C_1^2 C_2^2 - 2R_1 I_2 C_1^2 C_2^2 - 2R_c I_2 C_1^2 C_2^2 - 2R_c I_2 C_1 C_2^2$$

$$g = FB - AG = R_1 C_1^2 + R_c C_1^2 + R_2 C_2^2 + R_c C_2^2 + 2R_c C_1 C_2$$

Bundan sonra bu katsayılar yukardaki denklemde yerine konur, w yerine de α dönüşümü yapılırsa, özdeş fonksiyon

$$\tan\theta = \frac{a\alpha_i^6 + b\alpha_i^4 + c\alpha_i^2 - d}{e\alpha_i^5 + f\alpha_i^3 + g\alpha_i} \quad \text{olarak tanımlanır.}$$

Daha sonra şekil 21,22,23 'de gösterilen grafiklerdeki eğrilere en uygun eğriyi verecek fonksiyon katsayılarını (a,b,c,d,e,f,g) bulmak için "En Küçük Kareler Yöntemi" uygulanmıştır.

$$M = \sum_{i=4}^{35} \left[f_i - \frac{ax_i^6 + bx_i^4 + cx_i^2 - d}{ex_i^5 + fx_i^3 + gx_i} \right]^2$$

$$\frac{\partial M}{\partial a} = 0 \Rightarrow \frac{\partial M}{\partial a} = \sum_{i=4}^{35} 2 \cdot \frac{x_i^6}{ex_i^5 + fx_i^3 + gx_i} \left[f_i - \frac{ax_i^6 + bx_i^4 + cx_i^2 - d}{ex_i^5 + fx_i^3 + gx_i} \right] = 0$$

$$\frac{\partial M}{\partial a} = \sum_{i=4}^{35} \left[\frac{f_i x_i^6}{ex_i^5 + fx_i^3 + gx_i} - \frac{x_i^6 (ax_i^6 + bx_i^4 + cx_i^2 - d)}{(ex_i^5 + fx_i^3 + gx_i)^2} \right] = 0$$

payda eşitlersek,

$$= \sum_{i=4}^{35} \left[\frac{f_i x_i^6 (ex_i^5 + fx_i^3 + gx_i) - x_i^6 (ax_i^6 + bx_i^4 + cx_i^2 - d)}{(ex_i^5 + fx_i^3 + gx_i)^2} \right] = 0$$

$$= \sum_{i=4}^{35} \left[f_i x_i^6 (ex_i^5 + fx_i^3 + gx_i) - x_i^6 (ax_i^6 + bx_i^4 + cx_i^2 - d) \right] = 0$$

aynı şekilde sırayla $\frac{\partial M}{\partial b}$; $\frac{\partial M}{\partial c}$; $\frac{\partial M}{\partial d}$; $\frac{\partial M}{\partial e}$; $\frac{\partial M}{\partial f}$; $\frac{\partial M}{\partial g}$

ifadeleri hesaplanıp sıfıra eşitlenirse,

$$\frac{\partial M}{\partial b} = \sum_{i=4}^{35} \left[f_i \kappa_i^4 (e\kappa_i^5 + f\kappa_i^3 + g\kappa_i) - \kappa_i^4 (a\kappa_i^6 + b\kappa_i^4 + c\kappa_i^2 - d) \right] = 0$$

$$\frac{\partial M}{\partial c} = \sum_{i=4}^{35} \left[f_i \kappa_i^2 (e\kappa_i^5 + f\kappa_i^3 + g\kappa_i) - \kappa_i^2 (a\kappa_i^6 + b\kappa_i^4 + c\kappa_i^2 - d) \right] = 0$$

$$\frac{\partial M}{\partial d} = \sum_{i=4}^{35} \left[-f_i (e\kappa_i^5 + f\kappa_i^3 + g\kappa_i) + (a\kappa_i^6 + b\kappa_i^4 + c\kappa_i^2 - d) \right] = 0$$

$$\frac{\partial M}{\partial e} = \sum_{i=4}^{35} \left[-f_i \kappa_i^5 (e\kappa_i^5 + f\kappa_i^3 + g\kappa_i) (a\kappa_i^6 + b\kappa_i^4 + c\kappa_i^2 - d) + \kappa_i^5 (a\kappa_i^6 + b\kappa_i^4 + c\kappa_i^2 - d)^2 \right] = 0$$

$$\frac{\partial M}{\partial f} = \sum_{i=4}^{35} \left[-f_i \kappa_i^3 (e\kappa_i^5 + f\kappa_i^3 + g\kappa_i) (a\kappa_i^6 + b\kappa_i^4 + c\kappa_i^2 - d) + \kappa_i^3 (a\kappa_i^6 + b\kappa_i^4 + c\kappa_i^2 - d)^2 \right] = 0$$

$$\frac{\partial M}{\partial g} = \sum_{i=4}^{35} \left[-f_i \kappa_i (e\kappa_i^5 + f\kappa_i^3 + g\kappa_i) (a\kappa_i^6 + b\kappa_i^4 + c\kappa_i^2 - d) + \kappa_i (a\kappa_i^6 + b\kappa_i^4 + c\kappa_i^2 - d)^2 \right] = 0$$

Sonuçta bu ifadeler düzenlenirse aşağıdaki biçimde 7 bilinmeyenli homojen non-lineer denklem sistemi elde edilir:

$$F_1 = a x_i^{12} + b x_i^{10} + c x_i^8 - d x_i^6 - e f_i x_i^{11} - f f_i x_i^9 - g f_i x_i^7 = 0$$

$$F_2 = a x_i^{10} + b x_i^8 + c x_i^6 - d x_i^4 - e f_i x_i^9 - f f_i x_i^7 - g f_i x_i^5 = 0$$

$$F_3 = a x_i^8 + b x_i^6 + c x_i^4 - d x_i^2 - e f_i x_i^7 - f f_i x_i^5 - g f_i x_i^3 = 0$$

$$F_4 = a x_i^6 + b x_i^4 + c x_i^2 - d - e f_i x_i^5 - f f_i x_i^3 - g f_i x_i = 0$$

$$F_5 = a^2 x_i^{17} + b^2 x_i^{13} + c^2 x_i^9 + d^2 x_i^5 + 2ab x_i^{15} + 2ac x_i^{13} + 2bc x_i^{11} + de f_i x_i^{10} + \\ + df f_i x_i^8 + dg f_i x_i^6 - ae f_i x_i^{16} - af f_i x_i^{14} - ag f_i x_i^{12} - be f_i x_i^{14} - \\ - bf f_i x_i^{12} - bg f_i x_i^{10} - ce f_i x_i^{12} - cf f_i x_i^{10} - cg f_i x_i^8 - 2ad x_i^{11} - \\ - 2bd x_i^9 - 2cd x_i^7 = 0$$

$$F_6 = a^2 x_i^{15} + b^2 x_i^{11} + c^2 x_i^7 + d^2 x_i^3 + 2ab x_i^{13} + 2ac x_i^{11} + 2bc x_i^9 + de f_i x_i^8 + \\ + df f_i x_i^6 + dg f_i x_i^4 - ae f_i x_i^{14} - af f_i x_i^{12} - ag f_i x_i^{10} - be f_i x_i^{12} - \\ - bf f_i x_i^{10} - bg f_i x_i^8 - ce f_i x_i^{10} - cf f_i x_i^8 - cg f_i x_i^6 - 2ad x_i^9 - \\ - 2bd x_i^7 - 2cd x_i^5 = 0$$

$$F_7 = a^2 x_i^{13} + b^2 x_i^9 + c^2 x_i^5 + d^2 x_i + 2ab x_i^{11} + 2ac x_i^9 + 2bc x_i^7 + de f_i x_i^6 + \\ + df f_i x_i^4 + dg f_i x_i^2 - ae f_i x_i^{12} - af f_i x_i^{10} - ag f_i x_i^8 - be f_i x_i^{10} - \\ - bf f_i x_i^8 - bg f_i x_i^6 - ce f_i x_i^8 - cf f_i x_i^6 - cg f_i x_i^4 - 2ad x_i^7 - \\ - 2bd x_i^5 - 2cd x_i^3 = 0$$

Herbir fonksiyonun sırasıyla a,b,c,d,e,f,g 'ye göre türevleri, başlangıç değerleri olan a(0),b(0),c(0),d(0), e(0),f(0),g(0) için hesaplanarak A katsayılar matrisi ve sağ taraf birim vektörü oluşturulur. Bu işlemler, bilgisayar programı içinde gösterilecektir.

FREKANS	NORMAL DENEK		ZORLAYICI AKCIGER HASTASI DENEK		SAGLIKLI SIGARA TIRYAKISI DENEK	
	cm H ₂ O/l/s		cm H ₂ O/l/s		cm H ₂ O/l/s	
	REEL	IMAGINER	REEL	IMAGINER	REEL	IMAGINER
4	1.82	-0.56	9.12	-5.40	2.86	-0.8
5	1.78	-0.31	6.88	-4.26	2.50	-0.69
6	1.71	-0.17	5.60	-3.14	2.61	-0.62
7	1.86	-0.04	5.16	-2.04	2.64	-0.40
8	1.95	0.00	4.90	-2.11	2.50	-0.30
9	1.82	0.20	4.42	-2.10	2.48	-0.40
10	1.81	0.16	4.12	-2.00	2.27	-0.36
11	1.72	0.20	3.72	-1.54	2.24	-0.27
12	1.78	0.36	3.46	-1.43	2.12	-0.21
13	1.80	0.42	3.42	-1.62	2.21	-0.26
14	1.88	0.44	3.14	-1.40	2.26	-0.20
15	1.88	0.51	2.85	-1.50	2.10	-0.28
16	1.92	0.63	2.94	-1.20	2.02	-0.24
17	1.82	0.70	3.04	-1.24	2.00	-0.14
18	1.78	0.80	2.90	-1.23	1.94	-0.10
19	1.66	0.90	2.80	-1.11	1.98	0.00
20	2.20	0.94	2.76	-0.96	1.92	0.10
21	2.02	0.95	2.73	-0.83	1.94	0.24
22	1.97	1.02	2.74	-0.86	1.88	0.26
23	2.00	1.14	2.68	-0.72	1.82	0.36
24	2.08	1.12	2.61	-0.63	1.93	0.40
25	2.14	1.30	2.69	-0.64	2.00	0.44
26	2.10	1.41	2.68	-0.56	1.76	0.66
27	2.20	1.35	2.67	-0.54	1.82	0.66
28	2.30	1.37	2.76	-0.43	1.95	0.80
29	2.26	1.45	2.56	-0.41	1.88	0.92
30	2.40	1.44	2.44	-0.26	1.96	1.00
31	2.39	1.54	2.54	-0.12	1.92	0.98
32	2.35	1.48	2.69	-0.02	1.89	1.01
33	2.59	1.46	2.54	0.05	1.94	1.04
34	2.52	1.45	2.61	0.18	1.88	1.02
35	2.60	1.48	2.60	0.32	2.00	1.20

TABLO 13

FREKANS	NORMAL DENEK		ZORLAYICI AKCI GER HASTASI DENEK		SAGLIKLI SIGARA TI RYAKISI DENEK	
	tan θ	θ	tan θ	θ	tan θ	θ
4	-0.3077	-17.10	-0.5921	-30.63	-0.2797	-15.63
5	-0.1742	-9.88	-0.6192	-31.76	-0.2760	-15.43
6	-0.0994	-5.68	-0.5607	-29.28	-0.2375	-13.36
7	-0.0215	-1.23	-0.3953	-21.57	-0.1515	-8.62
8	0.0000	0.00	-0.4306	-23.30	-0.1200	-6.84
9	0.1099	6.27	-0.4751	-25.41	-0.1613	-9.16
10	0.0884	5.05	-0.4854	-25.89	-0.1586	-9.01
11	0.1163	6.63	-0.4140	-22.49	-0.1205	-6.87
12	0.2022	11.43	-0.4133	-22.45	-0.0901	-5.66
13	0.2333	13.13	-0.4737	-25.35	-0.1176	-6.71
14	0.2340	13.17	-0.4459	-24.03	-0.0885	-5.06
15	0.2713	15.18	-0.5263	-27.76	-0.1333	-7.59
16	0.3281	18.17	-0.4082	-22.20	-0.1188	-6.77
17	0.3846	21.04	-0.4079	-22.19	-0.0680	-3.89
18	0.4494	24.20	-0.4241	-22.98	-0.0515	-2.95
19	0.5422	28.46	-0.3964	-21.62	0.0000	0.00
20	0.4272	23.14	-0.3478	-19.18	0.0521	2.98
21	0.4703	25.19	-0.3040	-16.91	0.1237	7.05
22	0.5177	27.37	-0.3139	-17.42	0.1383	7.87
23	0.5700	29.68	-0.2687	-15.04	0.1978	11.19
24	0.5385	28.30	-0.2414	-13.57	0.2073	11.71
25	0.6074	31.28	-0.2379	-13.38	0.2200	12.41
26	0.6714	33.88	-0.2089	-11.80	0.3750	20.56
27	0.6136	31.53	-0.2022	-11.43	0.3626	19.93
28	0.5956	30.78	-0.1558	-8.85	0.4103	22.30
29	0.6416	32.68	-0.1602	-9.10	0.4894	26.08
30	0.6000	30.96	-0.1066	-6.08	0.5102	27.03
31	0.6443	32.80	-0.0472	-2.70	0.5104	27.04
32	0.6298	32.20	-0.0074	-0.43	0.5344	28.12
33	0.5637	29.41	0.0197	1.13	0.5361	28.19
34	0.5754	29.92	0.0690	3.94	0.5426	28.48
35	0.5692	29.65	0.1231	7.02	0.6000	30.96

TABLO 14

```
100 CLS
110 DIM U(32,7)
120 FOR P=1 TO 32
130 FOR R=1 TO 7
140 READ U(P,R)
150 NEXT R
160 NEXT P
170 PRINT "NON-LINEER DENKLEM SISTEMLERININ 1.ASAMA COZUMLERI"
180 PRINT:PRINT
190 PRINT "INCELEMESI YAPILACAK DENEK NUMARASI ?"
200 PRINT " "
210 PRINT " 1 NORMAL DENEK " :PRINT:PRINT
220 PRINT " 2 ZORLAYICI AKCIGER HASTASI DENEK " :PRINT
230 PRINT " 3 SAGLIKLI SIGARA TIYAKISI DENEK " :PRINT:PRINT
240 PRINT " " :PRINT
250 INPUT "NO :";NO
260 Q=2*NO+1:T=2*NO
270 X17#=0:X15#=0:X13#=0:X12#=0:X11#=0:X10#=0:X9#=0:X8#=0
280 X7#=0:X6#=0:X5#=0:X4#=0:X3#=0:X2#=0:X#=0
290 FX16#=0:FX14#=0:FX12#=0:FX11#=0:FX10#=0:FX9#=0:FX8#=0
300 FX7#=0:FX6#=0:FX5#=0:FX4#=0:FX3#=0:FX2#=0:FX#=0
310 FOR L=1 TO 32
320 X#=-X#+U(L,1)
330 X2#=-X2#+(U(L,1))^2
340 X3#=-X3#+(U(L,1))^3
350 X4#=-X4#+(U(L,1))^4
360 X5#=-X5#+(U(L,1))^5
370 X6#=-X6#+(U(L,1))^6
380 X7#=-X7#+(U(L,1))^7
390 X8#=-X8#+(U(L,1))^8
400 X9#=-X9#+(U(L,1))^9
410 X10#=-X10#+(U(L,1))^10
420 X11#=-X11#+(U(L,1))^11
430 X12#=-X12#+(U(L,1))^12
440 X13#=-X13#+(U(L,1))^13
450 X15#=-X15#+(U(L,1))^15
460 X17#=-X17#+(U(L,1))^17
470 FX#=-FX#+(U(L,Q)/U(L,T))*U(L,1)
480 FX2#=-FX2#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^2
490 FX3#=-FX3#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^3
500 FX4#=-FX4#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^4
510 FX5#=-FX5#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^5
520 FX6#=-FX6#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^6
530 FX7#=-FX7#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^7
540 FX8#=-FX8#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^8
550 FX9#=-FX9#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^9
560 FX10#=-FX10#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^10
570 FX11#=-FX11#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^11
580 FX12#=-FX12#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^12
590 FX14#=-FX14#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^14
600 FX16#=-FX16#+(U(L,Q)/U(L,T))*(U(L,1))^16
610 NEXT L
```

```
620 CLS
630 LOCATE 3,16:PRINT "K A T S A Y I L A R I N   D E G E R L E R I"
640 LOCATE 6,6:PRINT "X  =";X#:LOCATE 6,45:PRINT "FX  =";FX#
650 LOCATE 7,6:PRINT "X2 =";X2#:LOCATE 7,45:PRINT "FX2 =";FX2#
660 LOCATE 8,6:PRINT "X3 =";X3#:LOCATE 8,45:PRINT "FX3 =";FX3#
670 LOCATE 9,6:PRINT "X4 =";X4#:LOCATE 9,45:PRINT "FX4 =";FX4#
680 LOCATE 10,6:PRINT "X5 =";X5#:LOCATE 10,45:PRINT "FX5 =";FX5#
690 LOCATE 11,6:PRINT "X6 =";X6#:LOCATE 11,45:PRINT "FX6 =";FX6#
700 LOCATE 12,6:PRINT "X7 =";X7#:LOCATE 12,45:PRINT "FX7 =";FX7#
710 LOCATE 13,6:PRINT "X8 =";X8#:LOCATE 13,45:PRINT "FX8 =";FX8#
720 LOCATE 14,6:PRINT "X9 =";X9#:LOCATE 14,45:PRINT "FX9 =";FX9#
730 LOCATE 15,6:PRINT "X10 =";X10#:LOCATE 15,45:PRINT "FX10 =";FX10#
740 LOCATE 16,6:PRINT "X11 =";X11#:LOCATE 16,45:PRINT "FX11 =";FX11#
750 LOCATE 17,6:PRINT "X12 =";X12#:LOCATE 17,45:PRINT "FX12 =";FX12#
760 LOCATE 18,6:PRINT "X13 =";X13#:LOCATE 18,45:PRINT "FX14 =";FX14#
770 LOCATE 19,6:PRINT "X15 =";X15#:LOCATE 19,45:PRINT "FX16 =";FX16#
780 LOCATE 20,6:PRINT "X17 =";X17#
790 C$=INKEY$: IF C$="" THEN 790
800 N=7:M=N+1:EPS=1E-38
810 DIM A(N,N+M)
820 A$=INKEY$:IF A$="" THEN 820
830 CLS
840 INPUT "A icin ilk degeri giriniz :",A0#:AI=A0#
850 INPUT "B icin ilk degeri giriniz :",B0#:BI=B0#
860 INPUT "C icin ilk degeri giriniz :",C0#:CI=C0#
870 INPUT "D icin ilk degeri giriniz :",D0#:DI=D0#
880 INPUT "E icin ilk degeri giriniz :",E0#:EI=E0#
890 INPUT "F icin ilk degeri giriniz :",F0#:FI=F0#
900 INPUT "G icin ilk degeri giriniz :",G0#:GI=G0#
910 PRINT:PRINT
920 EPSI=.00001:REM INPUT "EPSILON =";EPSI
930 S=0:CLS
940 F1#=-A0#+B0#*(X10#/X12#)+C0#*(X8#/X12#)-D0#*(X6#/X12#)-E0#*(FX11#/X12#)-F0#*(
FX9#/X12#)-G0#*(FX7#/X12#)
950 F2#=-A0#+B0#*(X8#/X10#)+C0#*(X6#/X10#)-D0#*(X4#/X10#)-E0#*(FX9#/X10#)-F0#*(FX
7#/X10#)-G0#*(FX5#/X10#)
960 F3#=-A0#+B0#*(X6#/X8#)+C0#*(X4#/X8#)-D0#*(X2#/X8#)-E0#*(FX7#/X8#)-F0#*(FX5#/X
8#)-G0#*(FX3#/X8#)
970 F4#=-A0#+B0#*(X4#/X6#)+C0#*(X2#/X6#)-D0#*(1/X6#)-E0#*(FX5#/X6#)-F0#*(FX3#/X6#
)-G0#*(FX#/X6#)
980 F51#=(A0#)^2+(B0#)^2*(X13#/X17#)+(C0#)^2*(X9#/X17#)+(D0#)^2*(X5#/X17#)+2*A0#
*B0#*(X15#/X17#)+2*A0#*C0#*(X13#/X17#)+2*B0#*C0#*(X11#/X17#)+D0#*E0#*(FX10#/X17#
)+D0#*F0#*(FX8#/X17#)+D0#*G0#*(FX6#/X17#)
990 Z1#=-FX14#/X17#:Z2#=-FX12#/X17#:Z3#=-FX10#/X17#
1000 F52#=-A0#*E0#*(FX16#/X17#)-A0#*F0#*(Z1#)-A0#*G0#*(Z2#)-B0#*E0#*(Z1#)-B0#*F0
#*(Z2#)-B0#*G0#*(Z3#)-C0#*E0#*(Z2#)-C0#*F0#*(Z3#)-C0#*G0#*(FX8#/X17#)-2*A0#*D0#
*(X11#/X17#)-2*B0#*D0#*(X9#/X17#)-2*C0#*D0#*(X7#/X17#)
1010 F5#=-F51#+F52#
1020 F61#=(A0#)^2+(B0#)^2*(X11#/X15#)+(C0#)^2*(X7#/X15#)+(D0#)^2*(X3#/X15#)+2*A0
#*B0#*(X13#/X15#)+2*A0#*C0#*(X11#/X15#)+2*B0#*C0#*(X9#/X15#)+D0#*E0#*(FX8#/X15#)
+D0#*F0#*(FX6#/X15#)+D0#*G0#*(FX4#/X15#)
1030 Z4#=-FX12#/X15#:Z5#=-FX10#/X15#:Z6#=-FX8#/X15#
```

1040 F62#=-A0#*E0#*(FX14#/X15#)-A0#*F0#*(Z4#)-A0#*G0#*(Z5#)-B0#*E0#*(Z4#)-B0#*F0#*(Z5#)-B0#*G0#*(Z6#)-C0#*E0#*(Z5#)-C0#*F0#*(Z6#)-C0#*G0#*(FX6#/X15#)-2*A0#*D0#*(X9#/X15#)-2*B0#*D0#*(X7#/X15#)-2*C0#*D0#*(X5#/X15#)

1050 F6#=-F61#+F62#

1060 F71#=(A0#)^2+(B0#)^2*(X9#/X13#)+(C0#)^2*(X5#/X13#)+(D0#)^2*(X#/X13#)+2*A0#*B0#*(X11#/X13#)+2*A0#*C0#*(X9#/X13#)+2*B0#*C0#*(X7#/X13#)+D0#*E0#*(FX6#/X13#)+D0#*F0#*(FX4#/X13#)+D0#*G0#*(FX2#/X13#)

1070 Z7#=-FX10#/X13#:Z8#=-FX8#/X13#:Z9#=-FX6#/X13#

1080 F72#=-A0#*E0#*(FX12#/X13#)-A0#*F0#*(Z7#)-A0#*G0#*(Z8#)-B0#*E0#*(Z7#)-B0#*F0#*(Z8#)-B0#*G0#*(Z9#)-C0#*E0#*(Z8#)-C0#*F0#*(Z9#)-C0#*G0#*(FX4#/X13#)-2*A0#*D0#*(X7#/X13#)-2*B0#*D0#*(X5#/X13#)-2*C0#*D0#*(X3#/X13#)

1090 F7#=-F71#+F72#

1100 F1A#=-1:F1B#=-X10#/X12#:F1C#=-X8#/X12#:F1D#=-X6#/X12#:F1E#=-FX11#/X12#:F1F#=-FX9#/X12#:F1G#=-FX7#/X12#

1110 F2A#=-1:F2B#=-X8#/X10#:F2C#=-X6#/X10#:F2D#=-X4#/X10#:F2E#=-FX9#/X10#:F2F#=-FX7#/X10#:F2G#=-FX5#/X10#

1120 F3A#=-1:F3B#=-X6#/X8#:F3C#=-X4#/X8#:F3D#=-X2#/X8#:F3E#=-FX7#/X8#:F3F#=-FX5#/X8#:F3G#=-FX3#/X8#

1130 F4A#=-1:F4B#=-X4#/X6#:F4C#=-X2#/X6#:F4D#=-1/X6#:F4E#=-FX5#/X6#:F4F#=-FX3#/X6#:F4G#=-FX1#/X6#

1140 F5A#=-E0#*(FX16#/X17#)-F0#*(FX14#/X17#)-G0#*(FX12#/X17#)+2*A0#*2*B0#*(X15#/X17#)+2*C0#*(X13#/X17#)-2*D0#*(X11#/X17#)

1150 F5B#=-E0#*(FX14#/X17#)-F0#*(FX12#/X17#)-G0#*(FX10#/X17#)+2*A0#*(X15#/X17#)+2*B0#*(X13#/X17#)+2*C0#*(X11#/X17#)-2*D0#*(X9#/X17#)

1160 F5C#=-E0#*(FX12#/X17#)-F0#*(FX10#/X17#)-G0#*(FX8#/X17#)+2*A0#*(X13#/X17#)+2*B0#*(X11#/X17#)+2*C0#*(X9#/X17#)-2*D0#*(X7#/X17#)

1170 F5D#=-E0#*(FX10#/X17#)+F0#*(FX8#/X17#)+G0#*(FX6#/X17#)-2*A0#*(X11#/X17#)-2*B0#*(X9#/X17#)-2*C0#*(X7#/X17#)+2*D0#*(X5#/X17#)

1180 F5E#=-A0#*(FX16#/X17#)-B0#*(FX14#/X17#)-C0#*(FX12#/X17#)+D0#*(FX10#/X17#)

1190 F5F#=-A0#*(FX14#/X17#)-B0#*(FX12#/X17#)-C0#*(FX10#/X17#)+D0#*(FX8#/X17#)

1200 F5G#=-A0#*(FX12#/X17#)-B0#*(FX10#/X17#)-C0#*(FX8#/X17#)+D0#*(FX6#/X17#)

1210 F6A#=-E0#*(FX14#/X15#)-F0#*(FX12#/X15#)-G0#*(FX10#/X15#)+2*A0#*2*B0#*(X13#/X15#)+2*C0#*(X11#/X15#)-2*D0#*(X9#/X15#)

1220 F6B#=-E0#*(FX12#/X15#)-F0#*(FX10#/X15#)-G0#*(FX8#/X15#)+2*A0#*(X13#/X15#)+2*B0#*(X11#/X15#)+2*C0#*(X9#/X15#)-2*D0#*(X7#/X15#)

1230 F6C#=-E0#*(FX10#/X15#)-F0#*(FX8#/X15#)-G0#*(FX6#/X15#)+2*A0#*(X11#/X15#)+2*B0#*(X9#/X15#)+2*C0#*(X7#/X15#)-2*D0#*(X5#/X15#)

1240 F6D#=-E0#*(FX8#/X15#)+F0#*(FX6#/X15#)+G0#*(FX4#/X15#)-2*A0#*(X9#/X15#)-2*B0#*(X7#/X15#)-2*C0#*(X5#/X15#)+2*D0#*(X3#/X15#)

1250 F6E#=-A0#*(FX14#/X15#)-B0#*(FX12#/X15#)-C0#*(FX10#/X15#)+D0#*(FX8#/X15#)

1260 F6F#=-A0#*(FX12#/X15#)-B0#*(FX10#/X15#)-C0#*(FX8#/X15#)+D0#*(FX6#/X15#)

1270 F6G#=-A0#*(FX10#/X15#)-B0#*(FX8#/X15#)-C0#*(FX6#/X15#)+D0#*(FX4#/X15#)

1280 F7A#=-E0#*(FX12#/X13#)-F0#*(FX10#/X13#)-G0#*(FX8#/X13#)+2*A0#*2*B0#*(X11#/X13#)+2*C0#*(X9#/X13#)-2*D0#*(X7#/X13#)

1290 F7B#=-E0#*(FX10#/X13#)-F0#*(FX8#/X13#)-G0#*(FX6#/X13#)+2*A0#*(X11#/X13#)+2*B0#*(X9#/X13#)+2*C0#*(X7#/X13#)-2*D0#*(X5#/X13#)

1300 F7C#=-E0#*(FX8#/X13#)-F0#*(FX6#/X13#)-G0#*(FX4#/X13#)+2*A0#*(X9#/X13#)+2*B0#*(X7#/X13#)+2*C0#*(X5#/X13#)-2*D0#*(X3#/X13#)

1310 F7D#=-E0#*(FX6#/X13#)+F0#*(FX4#/X13#)+G0#*(FX2#/X13#)-2*A0#*(X7#/X13#)-2*B0#*(X5#/X13#)-2*C0#*(X3#/X13#)+2*D0#*(X#/X13#)

1320 F7E#=-A0#*(FX12#/X13#)-B0#*(FX10#/X13#)-C0#*(FX8#/X13#)+D0#*(FX6#/X13#)

1330 F7F#=-A0#*(FX10#/X13#)-B0#*(FX8#/X13#)-C0#*(FX6#/X13#)+D0#*(FX4#/X13#)

```
1340 F7G#=-A0#*(FX8#/X13#)-B0#*(FX6#/X13#)-C0#*(FX4#/X13#)+D0#*(FX2#/X13#)
1350 A(1,1)=F1A#:A(1,2)=F1B#:A(1,3)=F1C#:A(1,4)=F1D#:A(1,5)=F1E#:A(1,6)=F1F#:A(1,7)=F1G#
1360 A(2,1)=F2A#:A(2,2)=F2B#:A(2,3)=F2C#:A(2,4)=F2D#:A(2,5)=F2E#:A(2,6)=F2F#:A(2,7)=F2G#
1370 A(3,1)=F3A#:A(3,2)=F3B#:A(3,3)=F3C#:A(3,4)=F3D#:A(3,5)=F3E#:A(3,6)=F3F#:A(3,7)=F3G#
1380 A(4,1)=F4A#:A(4,2)=F4B#:A(4,3)=F4C#:A(4,4)=F4D#:A(4,5)=F4E#:A(4,6)=F4F#:A(4,7)=F4G#
1390 A(5,1)=F5A#:A(5,2)=F5B#:A(5,3)=F5C#:A(5,4)=F5D#:A(5,5)=F5E#:A(5,6)=F5F#:A(5,7)=F5G#
1400 A(6,1)=F6A#:A(6,2)=F6B#:A(6,3)=F6C#:A(6,4)=F6D#:A(6,5)=F6E#:A(6,6)=F6F#:A(6,7)=F6G#
1410 A(7,1)=F7A#:A(7,2)=F7B#:A(7,3)=F7C#:A(7,4)=F7D#:A(7,5)=F7E#:A(7,6)=F7F#:A(7,7)=F7G#
1420 A(1,8)=-F1#+F1A#*A0#+F1B#*B0#+F1C#*C0#+F1D#*D0#+F1E#*E0#+F1F#*F0#+F1G#*G0#
1430 A(2,8)=-F2#+F2A#*A0#+F2B#*B0#+F2C#*C0#+F2D#*D0#+F2E#*E0#+F2F#*F0#+F2G#*G0#
1440 A(3,8)=-F3#+F3A#*A0#+F3B#*B0#+F3C#*C0#+F3D#*D0#+F3E#*E0#+F3F#*F0#+F3G#*G0#
1450 A(4,8)=-F4#+F4A#*A0#+F4B#*B0#+F4C#*C0#+F4D#*D0#+F4E#*E0#+F4F#*F0#+F4G#*G0#
1460 A(5,8)=-F5#+F5A#*A0#+F5B#*B0#+F5C#*C0#+F5D#*D0#+F5E#*E0#+F5F#*F0#+F5G#*G0#
1470 A(6,8)=-F6#+F6A#*A0#+F6B#*B0#+F6C#*C0#+F6D#*D0#+F6E#*E0#+F6F#*F0#+F6G#*G0#
1480 A(7,8)=-F7#+F7A#*A0#+F7B#*B0#+F7C#*C0#+F7D#*D0#+F7E#*E0#+F7F#*F0#+F7G#*G0#
1490 A(1,9)=1:A(1,10)=0:A(1,11)=0:A(1,12)=0:A(1,13)=0:A(1,14)=0:A(1,15)=0
1500 A(2,9)=0:A(2,10)=1:A(2,11)=0:A(2,12)=0:A(2,13)=0:A(2,14)=0:A(2,15)=0
1510 A(3,9)=0:A(3,10)=0:A(3,11)=1:A(3,12)=0:A(3,13)=0:A(3,14)=0:A(3,15)=0
1520 A(4,9)=0:A(4,10)=0:A(4,11)=0:A(4,12)=1:A(4,13)=0:A(4,14)=0:A(4,15)=0
1530 A(5,9)=0:A(5,10)=0:A(5,11)=0:A(5,12)=0:A(5,13)=1:A(5,14)=0:A(5,15)=0
1540 A(6,9)=0:A(6,10)=0:A(6,11)=0:A(6,12)=0:A(6,13)=0:A(6,14)=1:A(6,15)=0
1550 A(7,9)=0:A(7,10)=0:A(7,11)=0:A(7,12)=0:A(7,13)=0:A(7,14)=0:A(7,15)=1
1560 GOSUB 1990 'invers matrisi bulan alt programa gidis
1570 A#=-A(1,8):B#=-A(2,8):C#=-A(3,8):D#=-A(4,8):E#=-A(5,8):F#=-A(6,8):G#=-A(7,8)
1580 S=S+1
1590 PI#=3.141592654#
1600 ON NO GOTO 1610,1620,1630
1610 LOCATE 2,18:PRINT "NORMAL DENEK İÇİN ÇÖZÜM":GOTO 1640
1620 LOCATE 2,10:PRINT "ZORLAYICI AKCIGER HASTASI DENEK İÇİN ÇÖZÜM":GOTO 1640
1630 LOCATE 2,10:PRINT "SAGLIKLI SIGARA TIRYAKISI DENEK İÇİN ÇÖZÜM"
1640 LOCATE 3,7:PRINT "
1650 LOCATE 5,10 :PRINT "A0 = ";A1,"A = ";A#/(2*PI#)^6
1660 LOCATE 6,10 :PRINT "B0 = ";B1,"B = ";B#/(2*PI#)^4
1670 LOCATE 7,10 :PRINT "C0 = ";C1,"C = ";C#/(2*PI#)^2
1680 LOCATE 8,10 :PRINT "D0 = ";D1,"D = ";D#
1690 LOCATE 9,10 :PRINT "E0 = ";E1,"E = ";E#/(2*PI#)^5
1700 LOCATE 10,10 :PRINT "F0 = ";F1,"F = ";F#/(2*PI#)^3
1710 LOCATE 11,10 :PRINT "G0 = ";G1,"G = ";G#/(2*PI#)
1720 LOCATE 13,7:PRINT "ITERASYON SAYISI = ";S," EPSILON = ";EPSI
1730 F1#=-A#+B#*(X10#/X12#)+C#*(X8#/X12#)-D#*(X6#/X12#)-E#*(FX11#/X12#)-F#*(FX9#/X12#)-G#*(FX7#/X12#)
1740 F2#=-A#+B#*(X8#/X10#)+C#*(X6#/X10#)-D#*(X4#/X10#)-E#*(FX9#/X10#)-F#*(FX7#/X10#)-G#*(FX5#/X10#)
1750 F3#=-A#+B#*(X6#/X8#)+C0#*(X4#/X8#)-D#*(X2#/X8#)-E#*(FX7#/X8#)-F#*(FX5#/X8#)-G#*(FX3#/X8#)
```

```
1760 F4#=#A#*B#*(X4#/X6#)+C#*(X2#/X6#)-D#*(1/X6#)-E#*(FX5#/X6#)-F#*(FX3#/X6#)-G#*
(FX#/X6#)
1770 F51#=(A#)^2+(B#)^2*(X13#/X17#)+(C#)^2*(X9#/X17#)+(D#)^2*(X5#/X17#)+2*A#*B#*
(X15#/X17#)+2*A#*C#*(X13#/X17#)+2*B#*C#*(X11#/X17#)+D#*E#*(FX10#/X17#)+D#*F#*(FX
8#/X17#)+D#*G#*(FX6#/X17#)
1780 Z1#=#FX14#/X17#:Z2#=#FX12#/X17#:Z3#=#FX10#/X17#
1790 F52#=-A#*E#*(FX16#/X17#)-A#*F#*(Z1#)-A#*G#*(Z2#)-B#*E#*(Z1#)-B#*F#*(Z2#)-B#
*G#*(Z3#)-C#*E#*(Z2#)-C#*F#*(Z3#)-C#*G#*(FX8#/X17#)-2*A#*D#*(X11#/X17#)-2*B#*D#*
(X9#/X17#)-2*C#*D#*(X7#/X17#)
1800 F5#=#F51#+F52#
1810 F61#=(A#)^2+(B#)^2*(X11#/X15#)+(C#)^2*(X7#/X15#)+(D#)^2*(X3#/X15#)+2*A#*B#*
(X13#/X15#)+2*A#*C#*(X11#/X15#)+2*B#*C#*(X9#/X15#)+D#*E#*(FX8#/X15#)+D#*F#*(FX6#
/X15#)+D#*G#*(FX4#/X15#)
1820 Z4#=#FX12#/X15#:Z5#=#FX10#/X15#:Z6#=#FX8#/X15#
1830 F62#=-A#*E#*(FX14#/X15#)-A#*F#*(Z4#)-A#*G#*(Z5#)-B#*E#*(Z4#)-B#*F#*(Z5#)-B#
*G#*(Z6#)-C#*E#*(Z5#)-C#*F#*(Z6#)-C#*G#*(FX6#/X15#)-2*A#*D#*(X9#/X15#)-2*B#*D#*
(X7#/X15#)-2*C#*D#*(X5#/X15#)
1840 F6#=#F61#+F62#
1850 F71#=(A#)^2+(B#)^2*(X9#/X13#)+(C#)^2*(X5#/X13#)+(D#)^2*(X#/X13#)+2*A#*B#*(X
11#/X13#)+2*A#*C#*(X9#/X13#)+2*B#*C#*(X7#/X13#)+D#*E#*(FX6#/X13#)+D#*F#*(FX4#/X1
3#)+D#*G#*(FX2#/X13#)
1860 Z7#=#FX10#/X13#:Z8#=#FX8#/X13#:Z9#=#FX6#/X13#
1870 F72#=-A#*E#*(FX12#/X13#)-A#*F#*(Z7#)-A#*G#*(Z8#)-B#*E#*(Z7#)-B#*F#*(Z8#)-B#
*G#*(Z9#)-C#*E#*(Z8#)-C#*F#*(Z9#)-C#*G#*(FX4#/X13#)-2*A#*D#*(X7#/X13#)-2*B#*D#*
(X5#/X13#)-2*C#*D#*(X3#/X13#)
1880 F7#=#F71#+F72#
1890 LOCATE 15,10:PRINT "F1(A,B,C,D,E,F,G) =";F1#
1900 LOCATE 16,10:PRINT "F2(A,B,C,D,E,F,G) =";F2#
1910 LOCATE 17,10:PRINT "F3(A,B,C,D,E,F,G) =";F3#
1920 LOCATE 18,10:PRINT "F4(A,B,C,D,E,F,G) =";F4#
1930 LOCATE 19,10:PRINT "F5(A,B,C,D,E,F,G) =";F5#
1940 LOCATE 20,10:PRINT "F6(A,B,C,D,E,F,G) =";F6#
1950 LOCATE 21,10:PRINT "F7(A,B,C,D,E,F,G) =";F7#
1960 IF ABS(A#-A0#)+ABS(B#-B0#)+ABS(C#-C0#)+ABS(D#-D0#)+ABS(E#-E0#)+ABS(F#-F0#)+
ABS(G#-G0#)<EPSI THEN GOTO 2460
1970 A0#=#A#:B0#=#B#:C0#=#C#:D0#=#D#:E0#=#E#:F0#=#F#:G0#=#G#
1980 GOTO 940
1990 REM *GAUSS-JORDAN INDIRGEME YONTEMI *
2000 DET=1:FOR K=1 TO N
2010 DET=DET*A(K,K)
2020 IF ABS(A(K,K))>EPS THEN 2040
2030 PRINT "PIVOT ELEMENI KUCUKTUR MATRIS SINGULER OLABILIR":END
2040 KP1=K+1
2050 FOR J=KP1 TO M+N
2060 A(I,J)=A(K,J)/A(K,K):NEXT J
2070 A(K,K)=1:FOR I=1 TO N
2080 IF I=K OR A(I,K)=0 THEN 2120
2090 FOR J=KP1 TO M+N
2100 A(I,J)=A(I,J)-A(I,K)*A(K,J):NEXT
2110 A(I,K)=0
2120 NEXT I,K
2130 RETURN
```

```
2140 DATA 4,1.82,-0.56,9.12,-5.40,2.86,-0.8
2150 DATA 5,1.78,-0.31,6.88,-4.26,2.50,-0.69
2160 DATA 6,1.71,-0.17,5.60,-3.14,2.61,-0.62
2170 DATA 7,1.86,-0.04,5.16,-2.04,2.64,-0.40
2180 DATA 8,1.95,0.00,4.90,-2.11,2.50,-0.30
2190 DATA 9,1.82,0.20,4.42,-2.10,2.48,-0.40
2200 DATA 10,1.81,0.16,4.12,-2.0,2.27,-0.36
2210 DATA 11,1.72,0.20,3.72,-1.54,2.24,-0.27
2220 DATA 12,1.78,0.36,3.46,-1.43,2.12,-0.21
2230 DATA 13,1.80,0.42,3.42,-1.62,2.21,-0.26
2240 DATA 14,1.88,0.44,3.14,-1.40,2.26,-0.20
2250 DATA 15,1.88,0.51,2.85,-1.50,2.10,-0.28
2260 DATA 16,1.92,0.63,2.94,-1.20,2.02,-0.24
2270 DATA 17,1.82,0.70,3.04,-1.24,2.00,-0.14
2280 DATA 18,1.78,0.80,2.90,-1.23,1.94,-0.10
2290 DATA 19,1.66,0.90,2.80,-1.11,1.98,0.00
2300 DATA 20,2.20,0.94,2.76,-0.96,1.92,0.10
2310 DATA 21,2.02,0.95,2.73,-0.83,1.94,0.24
2320 DATA 22,1.97,1.02,2.74,-0.86,1.88,0.26
2330 DATA 23,2.00,1.14,2.68,-0.72,1.82,0.36
2340 DATA 24,2.08,1.12,2.61,-0.63,1.93,0.40
2350 DATA 25,2.14,1.30,2.69,-0.64,2.00,0.44
2360 DATA 26,2.10,1.41,2.68,-0.56,1.76,0.66
2370 DATA 27,2.20,1.35,2.67,-0.54,1.82,0.66
2380 DATA 28,2.30,1.37,2.76,-0.43,1.95,0.80
2390 DATA 29,2.26,1.45,2.56,-0.41,1.88,0.92
2400 DATA 30,2.40,1.44,2.44,-0.26,1.96,1.00
2410 DATA 31,2.39,1.54,2.54,-0.12,1.92,0.98
2420 DATA 32,2.35,1.48,2.69,-0.02,1.89,1.01
2430 DATA 33,2.59,1.46,2.54,0.05,1.94,1.04
2440 DATA 34,2.52,1.45,2.61,0.18,1.88,1.02
2450 DATA 35,2.60,1.48,2.60,0.32,2.00,1.20
2460 CLS
2470 PRINT "2.ASAMA İÇİN DÜZENLENMİŞ SONUÇLAR"
2480 LOCATE 4,10 :PRINT "Y1 =" ;A#/(2*PI#)^6+G#/(2*PI#)
2490 LOCATE 5,10 :PRINT "Y2 =" ;B#/(2*PI#)^4+E#/(2*PI#)^5
2500 LOCATE 6,10 :PRINT "Y3 =" ;C#/(2*PI#)^2+E#/(2*PI#)^5
2510 LOCATE 7,10 :PRINT "Y4 =" ;A#/(2*PI#)^6+G#/(2*PI#)+D#
2520 LOCATE 8,10 :PRINT "Y5 =" ;A#/(2*PI#)^6+G#/(2*PI#)+E#/(2*PI#)^5
2530 LOCATE 9,10 :PRINT "Y6 =" ;F#/(2*PI#)^3+A#/(2*PI#)^6
2540 LOCATE 10,10 :PRINT "Y7 =" ;G#/(2*PI#)+C#/(2*PI#)^2
2550 PRINT:PRINT
2560 PRINT"      * * * İŞLEM TAMAM * * * "
```

NORMAL DENEK İÇİN ÇÖZÜM

NORMAL DENEK

30 = KATSAYILARIN DEĞERLERİ
C0 = 10
D0 = 10

X	= 624	FX	= 299.8483707606792
X2	= 14896	FX2	= 8038.392286062241
X3	= 396864	FX3	= 225318.4401841164
X4	= 11268880	FX4	= 6550490.957344055
X5	= 333263424	FX5	= 195882269.0698853
X6	= 10136713870	FX6	= 5987081727.70752
X7	= 314725954869	FX7	= 186181015434.4219
X8	= 9926099183170	FX8	= 5870723653803.289
X9	= 316950170368749	FX9	= 187236967570949.6
X10	= 1.022208506908287D+16	FX10	= 6028423032292564
X11	= 3.3240185780613D+17	FX11	= 1.956513061807247D+17
X12	= 1.088391658084861D+19	FX12	= 6.393213288097163D+18
X13	= 3.584724143579745D+20	FX14	= 6.942347272367884D+21
X15	= 3.945376089901046D+23	FX16	= 7.675595794831534D+24
X17	= 4.410077906409116D+26		

0k

2.5880 İÇİN İNTEGRASYON ÇÖZÜMLERİ

- X1 = 6.41538238847351E-07
- X2 = 4.45542324440782E-17
- X3 = 2.18417051045587E-08
- X4 = 2.45841425760528E-09
- X5 = 4.31024538072017E-07
- X6 = 5.10543870081863E-18
- X7 = 5.78402454507268E-07

*** İZLEN TAKIMI ***

NORMAL DENEK İÇİN ÇÖZÜM

AO = .1 A = 3.014262605373865D-18
BO = 100 B = 4.405875958323869D-13
CO = 10 C = -3.134483488754584D-09
DO = 10 D = 1.804979319786071D-06
EO = 1 E = 4.975299008421892D-15
FO = 100 F = -5.465499352422124D-11
GO = 10 G = 6.815349339917238D-07

ITERASYON SAYISI = 39

EPSILON = .00001

F1(A,B,C,D,E,F,G) = 1.413890220899441D-19
F2(A,B,C,D,E,F,G) = 1.746751622774714D-19
F3(A,B,C,D,E,F,G) = -1.413106114605922D-13
F4(A,B,C,D,E,F,G) = 2.002156223318199D-19
F5(A,B,C,D,E,F,G) = 5.835237957466473D-28
F6(A,B,C,D,E,F,G) = 2.063544545972261D-28
F7(A,B,C,D,E,F,G) = -1.370444541989391D-29

Ok

2.ASAMA İÇİN DÜZENLENMİŞ SONUÇLAR

Y1 = 6.815349339947381D-07
Y2 = 4.455628948408088D-13
Y3 = -3.134478513455576D-09
Y4 = 2.486514253780809D-06
Y5 = 6.8153493399700371D-07
Y6 = -5.465499050995863D-11
Y7 = 6.784004505029693D-07

*** İŞLEM TAMAM ***

Ok

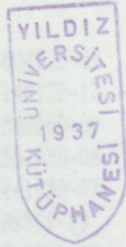
ZORLAYICI AKCIGER HASTASI DENEK için ÇÖZÜM

ZORLAYICI AKCIGER HASTASI DENEK

KATSAYILARIN DEGERLERI

X	= 624	FX	= -138.2746319770813
X2	= 14896	FX2	= -2374.956030845642
X3	= 396864	FX3	= -45674.43772125244
X4	= 11268880	FX4	= -926941.9750671387
X5	= 333263424	FX5	= -19000479.9831543
X6	= 10136713870	FX6	= -374848560.0219727
X7	= 314725954869	FX7	= -6503158383.369141
X8	= 9926099183170	FX8	= -70402132751.94531
X9	= 316950170368749	FX9	= 1390564521711.406
X10	= 1.022208506908287D+16	FX10	= 145505094298306.1
X11	= 3.3240185780613D+17	FX11	= 7571317820707831
X12	= 1.088391658084861D+19	FX12	= 3.293523481758963D+17
X13	= 3.584724143579745D+20	FX14	= 5.071971231868736D+20
X15	= 3.945376089901046D+23	FX16	= 6.942849413240936D+23
X17	= 4.410077906409116D+26		

Ok



ZORLAYICI AKCIGER HASTASI DENEK için ÇÖZÜM

A0 = 1 A = 6.480405616657854D-18
B0 = 13 B = -4.202488132126731D-13
C0 = 35 C = 6.681599326625765D-09
D0 = 7777 D = -5.104700903757475D-06
E0 = 5 E = 5.448409041191884D-15
F0 = 46 F = -1.880418153903416D-10
G0 = 78 G = 6.000613838895268D-07

ITERASYON SAYISI = 46

EPSILON = .00001

F1(A,B,C,D,E,F,G) = -9.732589847611587D-20
F2(A,B,C,D,E,F,G) = -8.89382797562291D-20
F3(A,B,C,D,E,F,G) = 2.993314390511117D-13
F4(A,B,C,D,E,F,G) = -1.460709148764355D-19
F5(A,B,C,D,E,F,G) = -2.733902570440044D-28
F6(A,B,C,D,E,F,G) = -2.617641448541225D-28
F7(A,B,C,D,E,F,G) = -1.864737497412165D-28

Or

2.ASAMA İÇİN DÜZENLENMİŞ SONUÇLAR

Y1 = 6.000613838960072D-07
Y2 = -4.148004041714812D-13
Y3 = 6.681604775034806D-09
Y4 = 5.704762287653483D-06
Y5 = 6.000613893444163D-07
Y6 = -1.88041808909936D-10
Y7 = 6.067429832161526D-07

*** İŞLEM TAMAM ***

Or

SAGLIKLI SIGARA TIRYAKISI DENEK İÇİN ÇİZİM

SAGLIKLI SIGARA TIRYAKISI DENEK

KATSAYILARIN DEĞERLERİ

X	= 624	FX	= 152.0086379647255
X2	= 14896	FX2	= 4970.41654586792
X3	= 396864	FX3	= 156313.5733375549
X4	= 11268880	FX4	= 4902943.411712647
X5	= 333263424	FX5	= 154706695.0772705
X6	= 10136713870	FX6	= 4920498842.554688
X7	= 314725954869	FX7	= 157753010642.4297
X8	= 9926099183170	FX8	= 5095380607290.875
X9	= 316950170368749	FX9	= 165691261803264.5
X10	= 1.022208506908287D+16	FX10	= 5420505076961575
X11	= 3.3240185780613D+17	FX11	= 1.782846624857432D+17
X12	= 1.088391658084861D+19	FX12	= 5.892095683426524D+18
X13	= 3.584724143579745D+20	FX14	= 6.515782775276398D+21
X15	= 3.945376089901046D+23	FX16	= 7.305877623014166D+24
X17	= 4.410077906409116D+26		

OE

NORMAL DENEK

SAGLIKLI SIGARA TIRYAKISI DENEK için ÇÖZÜM

A0 = 1	A = 2.580859245369641D-17
B0 = -1	B = 4.069462235305876D-13
C0 = 0	C = -9.887542373233646D-09
D0 = 0	D = 6.152474725240609D-06
E0 = 100	E = 9.775643859811322D-15
F0 = 10000	F = 5.867802085894765D-11
G0 = -100	G = 3.541256292884092D-07

ITERASYON SAYISI = 40

EPSILON = .00001

F1(A,B,C,D,E,F,G) = 6.699185370299236D-20
F2(A,B,C,D,E,F,G) = 8.84315965359992D-20
F3(A,B,C,D,E,F,G) = -4.434988532340343D-13
F4(A,B,C,D,E,F,G) = 1.211210260637723D-19
F5(A,B,C,D,E,F,G) = 5.195657752418693D-27
F6(A,B,C,D,E,F,G) = 2.679680581436937D-27
F7(A,B,C,D,E,F,G) = 4.338326030233282D-28

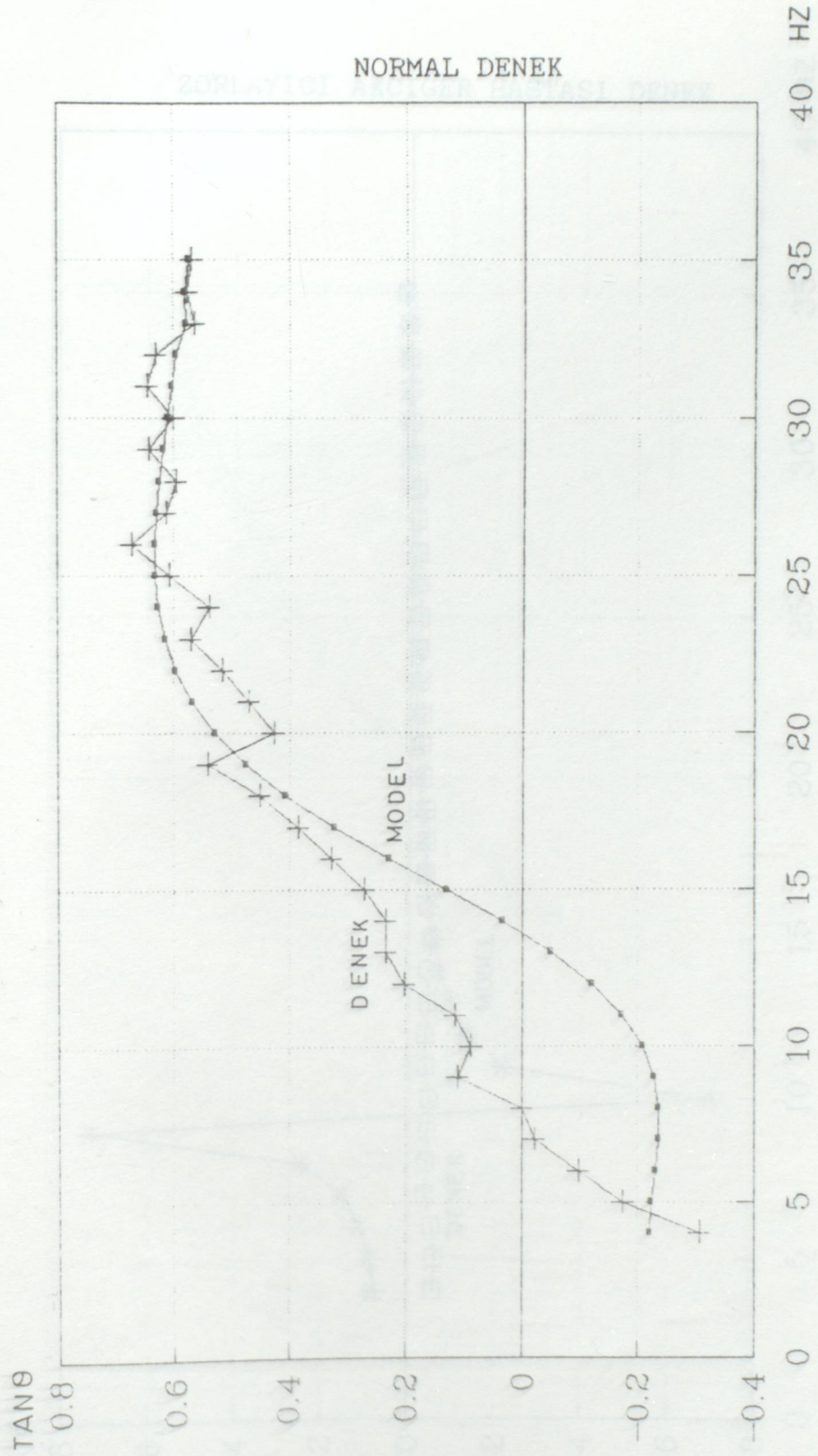
0k

2.ASAMA İÇİN DÜZENLENMİŞ SONUÇLAR

Y1 = 3.541256293142178D-07
Y2 = 4.167216673903989D-13
Y3 = -9.887532597589786D-09
Y4 = 6.506600354554827D-06
Y5 = 3.541256390898617D-07
Y6 = 5.867804666754011D-11
Y7 = 3.442380869151756D-07

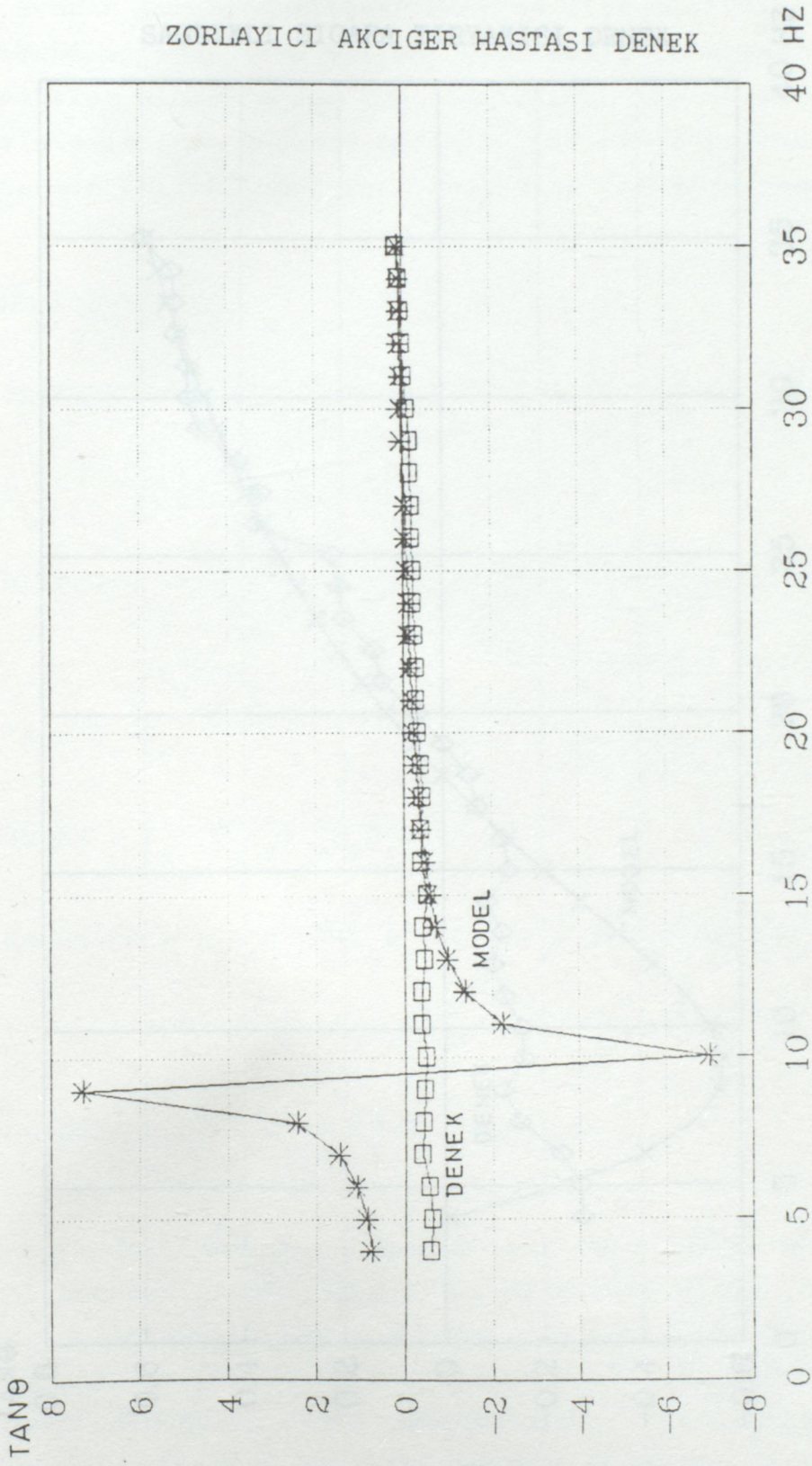
*** İŞLEM TAMAM ***

0k



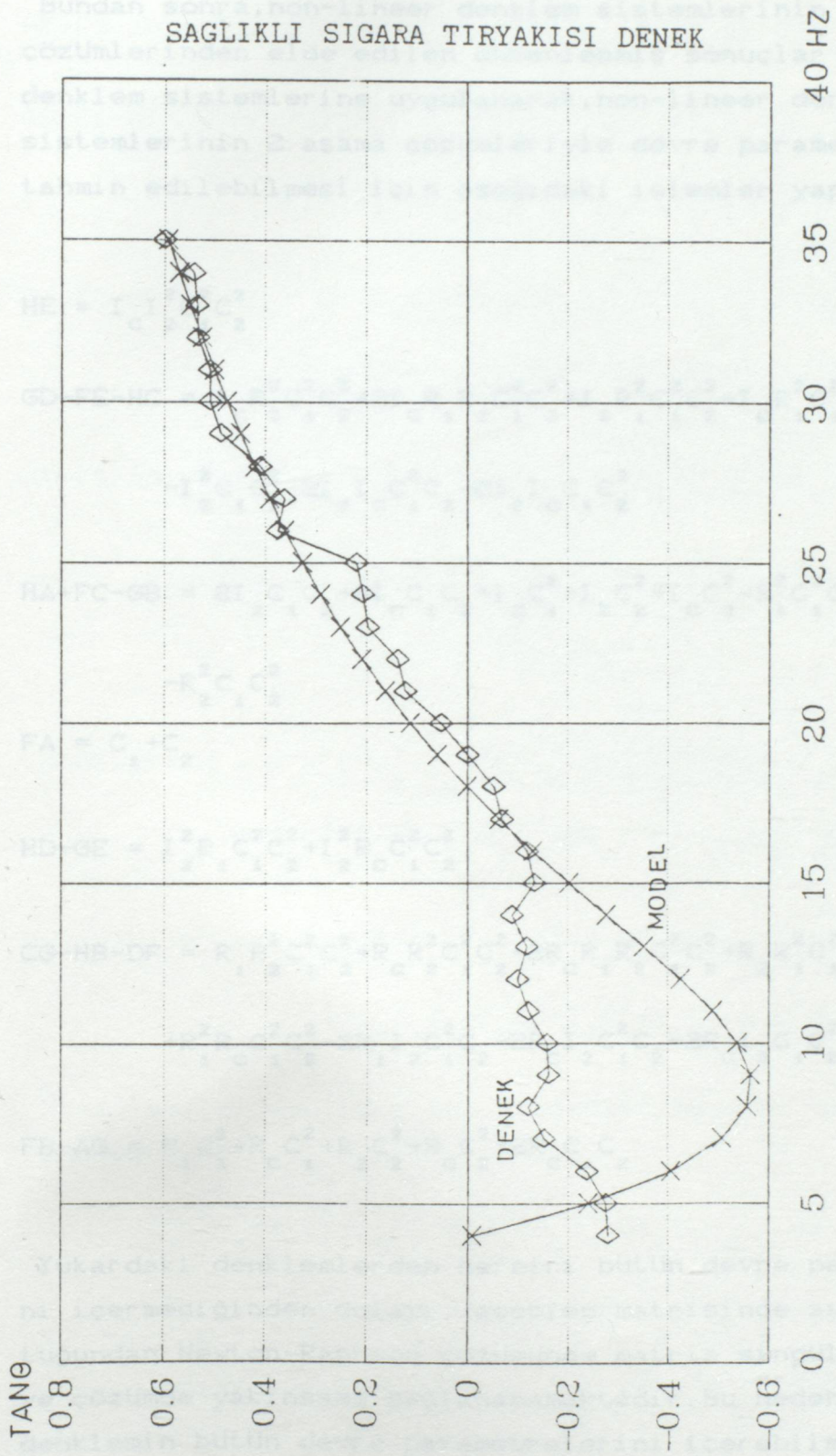
ŞEKİL 27

ZORLAYICI AKCIGER HASTASI DENEK



ŞEKİL 28

SAGLIKLI SIGARA TIRYAKISI DENEK



SEKİL 29

Bundan sonra, non-linear denklem sistemlerinin 1. aşama çözümlerinden elde edilen düzenlenmiş sonuçlar aşağıdaki denklem sistemlerine uygulanarak, non-linear denklem sistemlerinin 2. aşama çözümleriyle devre parametrelerinin tahmin edilebilmesi için aşağıdaki işlemler yapılır.

$$HE = I_c I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$GD-FE-HC = I_c R_2^2 C_1^2 C_2^2 + 2I_c R_1 R_2 C_1^2 C_2^2 + I_2 R_1^2 C_1^2 C_2^2 + I_c R_1^2 C_1^2 C_2^2 -$$

$$-I_2^2 C_1 C_2^2 - 2I_2 I_c C_1^2 C_2 - 2I_2 I_c C_1 C_2^2$$

$$HA+FC-GB = 2I_2 C_1 C_2 + 2I_c C_1 C_2 + I_c C_1^2 + I_2 C_2^2 + I_c C_2^2 - R_1^2 C_1^2 C_2 -$$

$$-R_2^2 C_1 C_2$$

$$FA = C_1 + C_2$$

$$HD-GE = I_2^2 R_1 C_1^2 C_2^2 + I_2^2 R_c C_1^2 C_2^2$$

$$CG-HB-DF = R_1 R_2^2 C_1^2 C_2^2 + R_c R_2^2 C_1^2 C_2^2 + 2R_c R_1 R_2 C_1^2 C_2^2 + R_2 R_1^2 C_1^2 C_2^2 +$$

$$+R_1^2 R_c C_1^2 C_2^2 - 2R_1 I_2 C_1^2 C_2 - 2R_c I_2 C_1^2 C_2 - 2R_c I_2 C_1 C_2^2$$

$$FB-AG = R_1 C_1^2 + R_c C_1^2 + R_2 C_2^2 + R_c C_2^2 + 2R_c C_1 C_2$$

Yukardaki denklemlerden herbiri bütün devre parametrelerini içermediğinden dolayı, Jacobien matrisinde sıfırlar olduğundan Newton-Raphson çözümünde matris singüler olmakta ve çözümde yakınsama sağlanamamaktadır. Bu nedenle herbir denklemin bütün devre parametrelerini içerebilmesi için uygun denklemler arasında çeşitli işlemler yapılarak aşağıdaki düzenlenmiş yeni denklem sistemi oluşturulur.

$$HE+FB-AG = I_c I_c^2 C_1^2 C_2^2 + R_c C_1^2 + R_c C_1^2 + R_c C_2^2 + R_c C_2^2 + 2R_c C_1 C_2$$

$$GD-FE-HC+HD-GE = I_c R_c^2 C_1^2 C_2^2 + 2I_c R_c R_c C_1^2 C_2^2 + I_c R_c^2 C_1^2 C_2^2 + I_c R_c^2 C_1^2 C_2^2 - \\ - I_c^2 C_1 C_2^2 - 2I_c I_c C_1^2 C_2 - 2I_c I_c C_1 C_2^2 + I_c^2 R_c C_1^2 C_2^2 + I_c^2 R_c C_1^2 C_2^2$$

$$HA+FC-GB+HD-GE = 2I_c C_2 C_1 + 2I_c C_1 C_2 + I_c C_1^2 + I_c C_2^2 + I_c C_2^2 - R_c^2 C_1^2 C_2 - \\ - R_c^2 C_1 C_2^2 + I_c^2 R_c C_1^2 C_2^2 + I_c^2 R_c C_1^2 C_2^2$$

$$HE+FB-AG+FA = I_c I_c^2 C_1^2 C_2^2 + R_c C_1^2 + R_c C_1^2 + R_c C_2^2 + R_c C_2^2 + 2R_c C_1 C_2 + C_1 + C_2$$

$$HE+FB-AG+HD-GE = I_c I_c^2 C_1^2 C_2^2 + R_c C_1^2 + R_c C_1^2 + R_c C_2^2 + R_c C_2^2 + 2R_c C_1 C_2 + \\ + I_c^2 R_c C_1^2 C_2^2 + I_c^2 R_c C_1^2 C_2^2$$

$$CG-HB-DF+HE = R_c R_c^2 C_1^2 C_2^2 + R_c R_c^2 C_1^2 C_2^2 + 2R_c R_c R_c C_1^2 C_2^2 + R_c R_c^2 C_1^2 C_2^2 + \\ + R_c^2 R_c C_1^2 C_2^2 - 2R_c I_c C_1^2 C_2 - 2R_c I_c C_1^2 C_2 - 2R_c I_c C_1 C_2^2 + I_c I_c^2 C_1^2 C_2^2$$

$$FB-AG+HA+FC-GB = R_c C_1^2 + R_c C_1^2 + R_c C_2^2 + R_c C_2^2 + 2R_c C_1 C_2 + 2I_c C_1 C_2 + \\ + 2I_c C_1 C_2 + I_c C_1^2 + I_c C_2^2 + I_c C_2^2 - R_c^2 C_1^2 C_2 - R_c^2 C_1 C_2^2$$

Düzenlemeler yapıldığında, aşağıdaki homojen denklem sistemi elde edilir:

$$F_1 = I_c I_c^2 C_1^2 C_2^2 + R_c C_1^2 + R_c C_1^2 + R_c C_2^2 + R_c C_2^2 + 2R_c C_1 C_2 - Y_1$$

$$F_2 = I_c R_c^2 C_1^2 C_2^2 + 2I_c R_c R_c C_1^2 C_2^2 + I_c R_c^2 C_1^2 C_2^2 + I_c R_c^2 C_1^2 C_2^2 - \\ - I_c^2 C_1 C_2^2 - 2I_c I_c C_1^2 C_2 - 2I_c I_c C_1 C_2^2 + I_c^2 R_c C_1^2 C_2^2 + I_c^2 R_c C_1^2 C_2^2 - Y_2$$

$$F_3 = 2I_c C_2 C_1 + 2I_c C_1 C_2 + I_c C_1^2 + I_c C_2^2 + I_c C_2^2 - R_c^2 C_1^2 C_2 - \\ - R_c^2 C_1 C_2^2 + I_c^2 R_c C_1^2 C_2^2 + I_c^2 R_c C_1^2 C_2^2 - Y_3$$

$$F_4 = I_c I_2^2 C_1^2 C_2^2 + R_c C_1^2 + R_c C_1^2 + R_2 C_2^2 + R_c C_2^2 + 2R_c C_1 C_2 + C_1 + C_2 - Y4$$

$$F_5 = I_c I_2^2 C_1^2 C_2^2 + R_c C_1^2 + R_c C_1^2 + R_2 C_2^2 + R_c C_2^2 + 2R_c C_1 C_2 + \\ + I_2^2 R_c C_1^2 C_2^2 + I_2^2 R_c C_1^2 C_2^2 - Y5$$

$$F_6 = R_1 R_2^2 C_1^2 C_2^2 + R_c R_2^2 C_1^2 C_2^2 + 2R_c R_1 R_2 C_1^2 C_2^2 + R_2 R_1^2 C_1^2 C_2^2 + \\ + R_1^2 R_c C_1^2 C_2^2 - 2R_1 I_c C_1^2 C_2 - 2R_1 I_c C_1^2 C_2 - 2R_1 I_c C_1 C_2^2 + I_c I_2^2 C_1^2 C_2^2 - Y6$$

$$F_7 = R_1 C_1^2 + R_c C_1^2 + R_2 C_2^2 + R_c C_2^2 + 2R_c C_1 C_2 + 2I_c C_1 C_2 + \\ + 2I_c C_1 C_2 + I_c C_1^2 + I_2 C_2^2 + I_c C_2^2 - R_1^2 C_1^2 C_2 - R_2^2 C_1 C_2^2 - Y7$$

Bundan sonra her bir denklemin sırasıyla $I_c, R_c, R_1, C_1, I_2, R_2,$ ve C_2 'ye göre alınan türevleri aşağıda gösterilmiştir.

Daha sonra bu türevler, non-linear denklem sistemlerinin 2. aşama çözümlerinde kullanılan Jacobien matrisi oluşturur.

$$F_{1 I_c} = I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{1 R_c} = C_1^2 + C_2^2 + 2C_1 C_2$$

$$F_{1 R_1} = C_1^2$$

$$F_{1 C_1} = 2I_c I_2^2 C_1 C_2^2 + 2R_c C_1 + 2R_c C_1 + 2R_c C_2$$

$$F_{1 I_2} = 2I_c I_2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{1 R_2} = C_2^2$$

$$F_{1 C_2} = 2I_c I_2^2 C_1^2 C_2 + 2R_c C_2 + 2R_c C_2 + 2R_c C_1$$

$$F_{2I_C} = R_2^2 C_1^2 C_2^2 + 2R_1 R_2 C_1^2 C_2^2 + R_1^2 C_1^2 C_2^2 - 2I_2 C_1^2 C_2 - 2I_2 C_1 C_2^2$$

$$F_{2R_C} = I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{2R_1} = 2I_2 C_2 R_1 C_1^2 C_2^2 + 2I_2 R_1 C_1^2 C_2^2 + 2I_2 C_1 R_1 C_1^2 C_2^2 + I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{2C_1} = 2I_2 R_2^2 C_1 C_2^2 + 4I_2 C_1 R_1 R_2 C_1 C_2^2 + 2I_2 R_1^2 C_1 C_2^2 + 2I_2 C_1 R_1^2 C_1 C_2^2 - I_2^2 C_2^2 - 4I_2 I_2 C_1 C_2 - 2I_2 I_2 C_2^2 + 2I_2^2 R_1 C_1 C_2^2 + 2I_2^2 R_2 C_1 C_2^2$$

$$F_{2I_2} = R_1^2 C_1^2 C_2^2 - 2I_2 C_1 C_2^2 - 2I_2 C_1^2 C_2 - 2I_2 C_1 C_1 C_2^2 + 2I_2 R_1 C_1^2 C_2^2 + 2I_2 R_2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{2R_2} = 2I_2 C_2 R_2 C_1^2 C_2^2 + 2I_2 C_1 R_2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{2C_2} = 2I_2 R_2^2 C_1^2 C_2 + 4I_2 C_1 R_1 R_2 C_1^2 C_2 + 2I_2 R_1^2 C_1^2 C_2 + 2I_2 C_1 R_1^2 C_1^2 C_2 - 2I_2^2 C_1 C_2 - 2I_2 I_2 C_1^2 - 4I_2 I_2 C_1 C_2 + 2I_2^2 R_1 C_1^2 C_2 + 2I_2^2 R_2 C_1^2 C_2$$

$$F_{3I_C} = 2C_1 C_2 + C_1^2 + C_2^2$$

$$F_{3R_C} = I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{3R_1} = -2R_1 C_1^2 C_2 + I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{3C_1} = 2I_2 C_2 + 2I_2 C_2 + 2I_2 C_1 - 2R_1^2 C_1 C_2 - R_2^2 C_2^2 + 2I_2^2 R_1 C_1 C_2^2 + 2I_2^2 R_2 C_1 C_2^2$$

$$F_{3I_2} = 2C_1 C_2 + C_2^2 + 2I_2 R_1 C_1^2 C_2^2 + 2I_2 R_2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{3R_2} = -2R_2 C_1 C_2^2$$

$$F_{3C_2} = 2I_2 C_1 + 2I_2 C_1 + 2I_2 C_2 + 2I_2 C_2 - R_1^2 C_2^2 - 2R_2^2 C_1 C_2 + 2I_2^2 R_1 C_1^2 C_2 + 2I_2^2 R_2 C_1^2 C_2$$

$$F_{4I_C} = I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{4R_C} = C_1^2 + C_2^2 + 2C_1 C_2$$

$$F_{4R_1} = C_1^2$$

$$F_{4C_1} = 2I_C I_2^2 C_1 C_2^2 + 2R_1 C_1 + 2R_C C_1 + 2R_C C_2 + 1$$

$$F_{4I_2} = 2I_C I_2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{4R_2} = C_2^2$$

$$F_{4C_2} = 2I_C I_2^2 C_1^2 C_2 + 2R_2 C_2 + 2R_C C_2 + 2R_C C_1 + 1$$

$$F_{5I_C} = I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{5R_C} = C_1^2 + C_2^2 + 2C_1 C_2 + I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{5R_1} = C_1^2 + I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{5C_1} = 2I_C I_2^2 C_1 C_2^2 + 2R_1 C_1 + 2R_C C_1 + 2R_C C_2 + 2I_2^2 R_1 C_1 C_2^2 + 2I_2^2 R_C C_1 C_2^2$$

$$F_{5I_2} = 2I_C I_2 C_1^2 C_2^2 + 2I_2 R_1 C_1^2 C_2^2 + 2I_2 R_C C_1^2 C_2^2$$

$$F_{5R_2} = C_2^2$$

$$F_{5C_2} = 2I_C I_2^2 C_1^2 C_2 + 2R_2 C_2 + 2R_C C_2 + 2R_C C_1 + 2I_2^2 R_1 C_1^2 C_2 + 2I_2^2 R_C C_1^2 C_2$$

$$F_{6I_C} = I_2^2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{6R_C} = R_2^2 C_1^2 C_2^2 + 2R_1 R_2 C_1^2 C_2^2 + R_1^2 C_1^2 C_2^2 - 2I_2 C_1^2 C_2 - 2I_2 C_1 C_2^2$$

$$F_{6R_1} = R_2^2 C_1^2 C_2^2 + 2R_1 R_2 C_1^2 C_2^2 + 2R_1 R_2 C_1^2 C_2^2 + 2R_1 R_C C_1^2 C_2^2 - 2I_2 C_1^2 C_2$$

$$F_{6C_1} = 2R_1 R_2^2 C_1 C_2^2 + 2R_1 R_2^2 C_1 C_2^2 + 4R_1 R_2 R_C C_1 C_2^2 + 2R_1 R_2^2 C_1 C_2^2 + 2R_1^2 R_C C_1 C_2^2 - 4R_1 I_2 C_1 C_2 - 4R_1 I_2 C_1 C_2 - 2R_1 I_2 C_2^2 + 2I_2 I_2^2 C_1 C_2^2$$

$$F_{6 I_2} = -2R_1 C_1^2 C_2 - 2R_c C_1^2 C_2 - 2R_c C_1 C_2^2 + 2I_c I_2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{6 R_2} = 2R_1 R_2 C_1^2 C_2^2 + 2R_c R_2 C_1^2 C_2^2 + 2R_c R_1 C_1^2 C_2^2 + R_1^2 C_1^2 C_2^2$$

$$F_{6 C_2} = 2R_1 R_2^2 C_1^2 C_2 + 2R_c R_2^2 C_1^2 C_2 + 4R_c R_1 R_2 C_1^2 C_2 + 2R_2^2 R_1^2 C_1^2 C_2 + 2R_1^2 R_c C_1^2 C_2 - \\ - 2R_1 I_2 C_1^2 - 2R_c I_2 C_1^2 - 4R_c I_2 C_1 C_2 + 2I_c I_2^2 C_1^2 C_2$$

$$F_7 I_c = 2C_1 C_2 + C_1^2 + C_2^2$$

$$F_7 R_c = C_1^2 + C_2^2 + 2C_1 C_2$$

$$F_7 R_1 = C_1^2 - 2R_1 C_1^2 C_2$$

$$F_7 C_1 = 2R_1 C_1 + 2R_c C_1 + 2R_c C_2 + 2I_2 C_2 + 2I_c C_2 + 2I_c C_1 - 2R_1^2 C_1 C_2 - R_2^2 C_2^2$$

$$F_7 I_2 = 2C_2 C_1 + C_2^2$$

$$F_7 R_2 = C_2^2 - 2R_2 C_1 C_2^2$$

$$F_7 C_2 = 2R_2 C_2 + 2R_c C_2 + 2R_c C_1 + 2I_2 C_1 + 2I_c C_1 + 2I_2 C_2 + 2I_c C_2 - R_1^2 C_2^2 - 2R_2^2 C_1 C_2$$

```
100 CLS
110 N=7:M=N+1:EPS#=1D-38
120 DIM A(N,N+M)
130 PRINT "      NON-LINEER DENKLEM SISTEMLERININ 2. ASAMA ÇÖZÜMLERİ"
140 PRINT:PRINT
150 PRINT "      INCELEMESI YAPILACAK DENEK NUMARASI ? "
160 PRINT "      _____":PRINT:PRINT
170 PRINT "      1  NORMAL DENEK":PRINT
180 PRINT "      2  ZORLAYICI AKCIGER HASTASI DENEK":PRINT
190 PRINT "      3  SAGLIKLI SIGARA TIRYAKISI DENEK":PRINT
200 PRINT "      _____":PRINT
210 INPUT "NO =",NO
215 IF NO=1 OR NO=2 OR NO=3 THEN GOTO 220 ELSE BEEP:GOTO 210
220 ON NO GOTO 230,310,390
230 Y1#=-6.815349339947381D-07
240 Y2#=-4.455608948408088D-13
250 Y3#=-3.134478513455576D-09
260 Y4#=-2.486514253780809D-06
270 Y5#=-6.815349389700371D-07
280 Y6#=-5.465499050995863D-11
290 Y7#=-6.784004505029693D-07
300 GOTO 460
310 Y1#=-6.000613838960072D-07
320 Y2#=-4.148004041714812D-13
330 Y3#=-6.681604775034806D-09
340 Y4#=-5.704762287653483D-06
350 Y5#=-6.000613893444163D-07
360 Y6#=-1.88041808909936D-10
370 Y7#=-6.067429832161526D-07
380 GOTO 460
390 Y1#=1.032568908073083D-06
400 Y2#=1.236570848100286D-13
410 Y3#=-2.312219795280957D-09
420 Y4#=-2.550034613762566D-07
430 Y5#=1.032568909897445D-06
440 Y6#=-4.207571123615984D-11
450 Y7#=1.030256686451295D-06
460 PRINT:PRINT
470 INPUT "EPSILON =",EPSI
480 INPUT "IC =",IC0#:AI=IC0#
490 INPUT "RC =",RC0#:BI=RC0#
500 INPUT "R1 =",R10#:CI=R10#
510 INPUT "C1 =",C10#:DI=C10#
520 INPUT "I2 =",I20#:EI=I20#
530 INPUT "R2 =",R20#:FI=R20#
540 INPUT "C2 =",C20#:GI=C20#
550 S=0:CLS
560 F1#=-IC0#*I20#^2*C10#^2*C20#^2+C10#^2*(R10#+RC0#)+C20#^2*(R20#+RC0#)+2*RC0#*C
10#*C20#-Y1#
570 F2#=(C10#*C20#)^2*(IC0#*R20#^2+2*IC0#*R10#*R20#+I20#*R10#^2+IC0#*R10#^2+I20#
^2*R10#+I20#^2*RC0#)-I20#^2*C10#*C20#^2-2*I20#*IC0#*(C10#^2*C20#+C10#*C20#^2)-Y2
#
580 F3#=2*C10#*C20#*(I20#+IC0#)+IC0#*C10#^2+C20#^2*(I20#+IC0#)-R10#^2*C10#^2*C20
#-R20#^2*C10#*C20#^2+I20#^2*C10#^2*C20#^2*(R10#+RC0#)-Y3#
```

- 590 $F4\# = I0\# * I20\#^2 * C10\#^2 * C20\#^2 + C10\#^2 * (R10\# + RC0\#) + C20\#^2 * (R20\# + RC0\#) + 2 * RC0\# * C10\# * C20\# + C10\# + C20\# - Y4\#$
- 600 $F5\# = I20\#^2 * C10\#^2 * C20\#^2 * (I0\# + R10\# + RC0\#) + C10\#^2 * (R10\# + RC0\#) + C20\#^2 * (R20\# + RC0\#) + 2 * RC0\# * C10\# * C20\# - Y5\#$
- 610 $F6\# = C10\#^2 * C20\#^2 * (R10\# * R20\#^2 + RC0\# * R20\#^2 + 2 * RC0\# * R10\# * R20\# + R20\# * R10\#^2 + R10\#^2 * RC0\# + I0\# * I20\#^2) - 2 * I20\# * C10\#^2 * C20\# * (R10\# + RC0\#) - 2 * RC0\# * I20\# * C10\# * C20\#^2 - Y6\#$
- 620 $F7\# = C10\#^2 * (R10\# + RC0\# + I0\#) + C20\#^2 * (R20\# + RC0\# + I20\# + I0\#) + 2 * C10\# * C20\# * (RC0\# + I20\# + I0\#) - R10\#^2 * C10\#^2 * C20\# - R20\#^2 * C20\#^2 * C10\# - Y7\#$
- 630 $F1IC\# = I20\#^2 * C10\#^2 * C20\#^2$
- 640 $F1RC\# = (C10\# + C20\#)^2$
- 650 $F1R1\# = C10\#^2$
- 660 $F1C1\# = 2 * I0\# * I20\#^2 * C10\# * C20\#^2 + 2 * R10\# * C10\# + 2 * RC0\# * C10\# + 2 * RC0\# * C20\#$
- 670 $F1I2\# = 2 * I0\# * I20\# * C10\#^2 * C20\#^2$
- 680 $F1R2\# = C20\#^2$
- 690 $F1C2\# = 2 * I0\# * I20\#^2 * C10\#^2 * C20\# + 2 * R20\# * C20\# + 2 * RC0\# * C20\# + 2 * RC0\# * C10\#$
- 700 $F2IC\# = C10\#^2 * C20\#^2 * (R10\# + R20\#)^2 - 2 * I20\# * C10\# * C20\# * (C10\# + C20\#)$
- 710 $F2RC\# = I20\#^2 * C10\#^2 * C20\#^2$
- 720 $F2R1\# = C10\#^2 * C20\#^2 * (2 * I0\# * R20\# + 2 * I20\# * R10\# + 2 * I0\# * R10\# + I20\#^2)$
- 730 $F2C1\# = 2 * C10\# * C20\#^2 * (I0\# * R20\#^2 + 2 * I0\# * R10\# * R20\# + I20\# * R10\#^2 + I0\# * R10\#^2 + I20\#^2 * R10\# + I20\#^2 * RC0\#) - C20\#^2 * (I20\#^2 + 2 * I20\# * I0\#) - 4 * I20\# * I0\# * C10\# * C20\#$
- 740 $F2I2\# = C10\#^2 * C20\#^2 * (R10\#^2 + 2 * I20\# * R10\# + 2 * I20\# * RC0\#) - 2 * I20\# * C10\# * C20\#^2 - 2 * I0\# * C10\#^2 * C20\# - 2 * I0\# * C10\# * C20\#^2$
- 750 $F2R2\# = 2 * I0\# * C10\#^2 * C20\#^2 * (R10\# + R20\#)$
- 760 $F2C2\# = 2 * C10\#^2 * C20\# * (I0\# * R20\#^2 + 2 * I0\# * R10\# * R20\# + I20\# * R10\#^2 + I0\# * R10\#^2 + I20\#^2 * R10\# + I20\#^2 * RC0\#) - 2 * I20\#^2 * C10\# * C20\# - 2 * I20\# * I0\# * C10\#^2 - 4 * I20\# * I0\# * C10\# * C20\#$
- 770 $F3IC\# = 2 * C10\# * C20\# + C10\#^2 + C20\#^2$
- 780 $F3RC\# = I20\#^2 * C10\#^2 * C20\#^2$
- 790 $F3R1\# = -2 * R10\# * C10\#^2 * C20\# + I20\#^2 * C10\#^2 * C20\#^2$
- 800 $F3C1\# = 2 * I20\# * C20\# + 2 * I0\# * C20\# + 2 * I0\# * C10\# - 2 * R10\#^2 * C10\# * C20\# - R20\#^2 * C20\#^2 + 2 * I20\#^2 * C10\# * C20\#^2 * (R10\# + RC0\#)$
- 810 $F3I2\# = 2 * C20\# * C10\# + C20\#^2 + 2 * I20\# * C10\#^2 * C20\#^2 * (R10\# + RC0\#)$
- 820 $F3R2\# = -2 * R20\# * C10\# * C20\#^2$
- 830 $F3C2\# = 2 * I20\# * C10\# + 2 * I0\# * C10\# + 2 * I20\# * C20\# + 2 * I0\# * C20\# - R10\#^2 * C10\#^2 - 2 * R20\#^2 * C10\# * C20\# + 2 * I20\#^2 * C10\#^2 * C20\# * (R10\# + RC0\#)$
- 840 $F4IC\# = I20\#^2 * C10\#^2 * C20\#^2$
- 850 $F4RC\# = C10\#^2 + C20\#^2 + 2 * C10\# * C20\#$
- 860 $F4R1\# = C10\#^2$
- 870 $F4C1\# = 2 * I0\# * I20\#^2 * C10\# * C20\#^2 + 2 * C10\# * (R10\# + RC0\#) + 2 * RC0\# * C20\# + 1$
- 880 $F4I2\# = 2 * I0\# * I20\# * C10\#^2 * C20\#^2$
- 890 $F4R2\# = C20\#^2$
- 900 $F4C2\# = 2 * I0\# * I20\#^2 * C10\#^2 * C20\# + 2 * C20\# * (R20\# + RC0\#) + 2 * RC0\# * C10\# + 1$
- 910 $F5IC\# = I20\#^2 * C10\#^2 * C20\#^2$
- 920 $F5RC\# = (I20\# * C10\# * C20\#)^2 + (C10\# + C20\#)^2$
- 930 $F5R1\# = (I20\# * C10\# * C20\#)^2 + C10\#^2$
- 940 $F5C1\# = 2 * I0\# * I20\#^2 * C10\# * C20\#^2 + 2 * R10\# * C10\# + 2 * RC0\# * C10\# + 2 * RC0\# * C20\# + 2 * I20\#^2 * C10\# * C20\#^2 * (R10\# + RC0\#)$
- 950 $F5I2\# = 2 * I20\# * (C10\# * C20\#)^2 * (R10\# + RC0\# + I0\#)$
- 960 $F5R2\# = C20\#^2$
- 970 $F5C2\# = 2 * I0\# * I20\#^2 * C10\#^2 * C20\# + 2 * R20\# * C20\# + 2 * RC0\# * C20\# + 2 * RC0\# * C10\# + 2 * (I20\#)^2 * (C10\#)^2 * C20\# * (R10\# + RC0\#)$
- 980 $F6IC\# = I20\#^2 * C10\#^2 * C20\#^2$

990 F6RC#=(C10#*C20#)^2*(R10#+R20#)^2-2*I20#*C10#*C20#*(C10#+C20#)
1000 F6R1#=(C10#*C20#)^2*(R20#^2+2*RC0#*R20#+2*R20#*R10#+2*R10#*RC0#)-2*I20#*C10#^2*C20#
1010 F6C1#=(C10#*C20#)^2*(2*R10#*R20#^2+2*RC0#*R20#^2+4*RC0#*R10#*R20#+2*R20#*R10#^2+2*R10#^2*RC0#)-4*I20#*C10#*C20#*(R10#+RC0#)-2*RC0#*I20#*C20#^2+2*IC0#*I20#*2*C10#*C20#^2
1020 F6I2#=-2*C10#^2*C20#*(R10#+RC0#)-2*RC0#*C10#*C20#^2+2*IC0#*I20#*(C10#*C20#)^2
1030 F6R2#=(C10#*C20#)^2*(2*R10#*R20#+2*RC0#*R20#+2*RC0#*R10#+R10#^2)
1040 F6C2#=(C10#^2*C20#*(2*R10#*R20#^2+2*RC0#*R20#^2+4*RC0#*R10#*R20#+2*R20#*R10#^2+2*R10#^2*RC0#)-2*I20#*C10#^2*(R10#+RC0#)-4*RC0#*I20#*C10#*C20#+2*IC0#*I20#^2*C10#^2*C20#
1050 F7IC#=(C10#+C20#)^2
1060 F7RC#=(C10#+C20#)^2
1070 F7R1#=(C10#^2-2*R10#*C10#)^2*C20#
1080 F7C1#=-2*R10#*C10#+2*RC0#*C10#+2*RC0#*C20#+2*I20#*C20#+2*IC0#*C20#+2*IC0#*C10#-2*R10#^2*C10#*C20#-R20#^2*C20#^2
1090 F7I2#=-2*C20#*C10#+C20#^2
1100 F7R2#=(C20#^2-2*R20#*C10#)^2*C20#^2
1110 F7C2#=-2*R20#*C20#+2*RC0#*C20#+2*RC0#*C10#+2*I20#*C10#+2*IC0#*C10#+2*I20#*C20#-2*IC0#*C20#-R10#^2*C10#^2-2*R20#^2*C10#*C20#
1120 A(1,1)=F1IC#:A(1,2)=F1RC#:A(1,3)=F1R1#:A(1,4)=F1C1#:A(1,5)=F1I2#:A(1,6)=F1R2#:A(1,7)=F1C2#
1130 A(2,1)=F2IC#:A(2,2)=F2RC#:A(2,3)=F2R1#:A(2,4)=F2C1#:A(2,5)=F2I2#:A(2,6)=F2R2#:A(2,7)=F2C2#
1140 A(3,1)=F3IC#:A(3,2)=F3RC#:A(3,3)=F3R1#:A(3,4)=F3C1#:A(3,5)=F3I2#:A(3,6)=F3R2#:A(3,7)=F3C2#
1150 A(4,1)=F4IC#:A(4,2)=F4RC#:A(4,3)=F4R1#:A(4,4)=F4C1#:A(4,5)=F4I2#:A(4,6)=F4R2#:A(4,7)=F4C2#
1160 A(5,1)=F5IC#:A(5,2)=F5RC#:A(5,3)=F5R1#:A(5,4)=F5C1#:A(5,5)=F5I2#:A(5,6)=F5R2#:A(5,7)=F5C2#
1170 A(6,1)=F6IC#:A(6,2)=F6RC#:A(6,3)=F6R1#:A(6,4)=F6C1#:A(6,5)=F6I2#:A(6,6)=F6R2#:A(6,7)=F6C2#
1180 A(7,1)=F7IC#:A(7,2)=F7RC#:A(7,3)=F7R1#:A(7,4)=F7C1#:A(7,5)=F7I2#:A(7,6)=F7R2#:A(7,7)=F7C2#
1190 A(1,8)=-F1#+F1IC#*IC0#+F1RC#*RC0#+F1R1#*R10#+F1C1#*C10#+F1I2#*I20#+F1R2#*R20#+F1C2#*C20#
1200 A(2,8)=-F2#+F2IC#*IC0#+F2RC#*RC0#+F2R1#*R10#+F2C1#*C10#+F2I2#*I20#+F2R2#*R20#+F2C2#*C20#
1210 A(3,8)=-F3#+F3IC#*IC0#+F3RC#*RC0#+F3R1#*R10#+F3C1#*C10#+F3I2#*I20#+F3R2#*R20#+F3C2#*C20#
1220 A(4,8)=-F4#+F4IC#*IC0#+F4RC#*RC0#+F4R1#*R10#+F4C1#*C10#+F4I2#*I20#+F4R2#*R20#+F4C2#*C20#
1230 A(5,8)=-F5#+F5IC#*IC0#+F5RC#*RC0#+F5R1#*R10#+F5C1#*C10#+F5I2#*I20#+F5R2#*R20#+F5C2#*C20#
1240 A(6,8)=-F6#+F6IC#*IC0#+F6RC#*RC0#+F6R1#*R10#+F6C1#*C10#+F6I2#*I20#+F6R2#*R20#+F6C2#*C20#
1250 A(7,8)=-F7#+F7IC#*IC0#+F7RC#*RC0#+F7R1#*R10#+F7C1#*C10#+F7I2#*I20#+F7R2#*R20#+F7C2#*C20#
1260 A(1,9)=1:A(1,10)=0:A(1,11)=0:A(1,12)=0:A(1,13)=0:A(1,14)=0:A(1,15)=0
1270 A(2,9)=0:A(2,10)=1:A(2,11)=0:A(2,12)=0:A(2,13)=0:A(2,14)=0:A(2,15)=0
1280 A(3,9)=0:A(3,10)=0:A(3,11)=1:A(3,12)=0:A(3,13)=0:A(3,14)=0:A(3,15)=0

```
1290 A(4,9)=0:A(4,10)=0:A(4,11)=0:A(4,12)=1:A(4,13)=0:A(4,14)=0:A(4,15)=0
1300 A(5,9)=0:A(5,10)=0:A(5,11)=0:A(5,12)=0:A(5,13)=1:A(5,14)=0:A(5,15)=0
1310 A(6,9)=0:A(6,10)=0:A(6,11)=0:A(6,12)=0:A(6,13)=0:A(6,14)=1:A(6,15)=0
1320 A(7,9)=0:A(7,10)=0:A(7,11)=0:A(7,12)=0:A(7,13)=0:A(7,14)=0:A(7,15)=1
1330 GOSUB 1670 'invers matrisi bulan alt programa gidis
1340 IC#=A(1,8):RC#=A(2,8):R1#=A(3,8):C1#=A(4,8):I2#=A(5,8):R2#=A(6,8):C2#=A(7,8
)
1350 IC#=ABS(IC#):RC#=ABS(RC#):R1#=ABS(R1#):C1#=ABS(C1#):I2#=ABS(I2#):R2#=ABS(R2
#):C2#=ABS(C2#)
1360 CLS
1370 ON NO GOTO 1380,1390,1400
1380 LOCATE 2,18 :PRINT "NORMAL DENEK için ÇÖZÜM":GOTO 1410
1390 LOCATE 2,10 :PRINT "ZORLAYICI AKCIGER HASTASI DENEK için ÇÖZÜM":GOTO 1410
1400 LOCATE 2,10 :PRINT "SAGLIKLI SIGARA TIRYAKISI DENEK için ÇÖZÜM"
1410 LOCATE 3,8:PRINT "
"
1420 LOCATE 5,10 :PRINT "ICO = ";AI,"IC = ";IC#
1430 LOCATE 6,10 :PRINT "RCO = ";BI,"RC = ";RC#
1440 LOCATE 7,10 :PRINT "R10 = ";CI,"R1 = ";R1#
1450 LOCATE 8,10 :PRINT "C10 = ";DI,"C1 = ";C1#
1460 LOCATE 9,10 :PRINT "I20 = ";EI,"I2 = ";I2#
1470 LOCATE 10,10 :PRINT "R20 = ";FI,"R2 = ";R2#
1480 LOCATE 11,10 :PRINT "C20 = ";GI,"C2 = ";C2#
1490 LOCATE 13,7:PRINT "ITERASYON SAYISI = ";S," EPSILON = ";EPSI
1500 F1#=IC#*I2#^2*C1#^2*C2#^2+C1#^2*(R1#+RC#)+C2#^2*(R2#+RC#)+2*RC#*C1#*C2#-Y1#
1510 F2#=(C1#*C2#)^2*(IC#*R2#^2+2*IC#*R1#*R2#+I2#*R1#^2+IC#*R1#^2+I2#^2*R1#+I2#^
2*RC#)-I2#^2*C1#*C2#^2-2*I2#*IC#*(C1#^2*C2#+C1#*C2#^2)-Y2#
1520 F3#=2*C1#*C2#*(I2#+IC#)+IC#*C1#^2+C2#^2*(I2#+IC#)-R1#^2*C1#^2*C2#-R2#^2*C1#
*C2#^2+I2#^2*C1#^2*C2#^2*(R1#+RC#)-Y3#
1530 F4#=IC#*I2#^2*C1#^2*C2#^2+C1#^2*(R1#+RC#)+C2#^2*(R2#+RC#)+2*RC#*C1#*C2#+C1#
+C2#-Y4#
1540 F5#=I2#^2*C1#^2*C2#^2*(IC#+R1#+RC#)+C1#^2*(R1#+RC#)+C2#^2*(R2#+RC#)+2*RC#*C
1#*C2#-Y5#
1550 F6#=C1#^2*C2#^2*(R1#*R2#^2+RC#*R2#^2+2*RC#*R1#*R2#+R2#*R1#^2+R1#^2*RC#+IC#*
I2#^2)-2*I2#*C1#^2*C2#*(R1#+RC#)-2*RC#*I2#*C1#*C2#^2-Y6#
1560 F7#=C1#^2*(R1#+RC#+IC#)+C2#^2*(R2#+RC#+I2#+IC#)+2*C1#*C2#*(RC#+I2#+IC#)-R1#
^2*C1#^2*C2#-R2#^2*C2#^2*C1#-Y7#
1570 LOCATE 15,10:PRINT "F1(A,B,C,D,E,F,G) = ";F1#
1580 LOCATE 16,10:PRINT "F2(A,B,C,D,E,F,G) = ";F2#
1590 LOCATE 17,10:PRINT "F3(A,B,C,D,E,F,G) = ";F3#
1600 LOCATE 18,10:PRINT "F4(A,B,C,D,E,F,G) = ";F4#
1610 LOCATE 19,10:PRINT "F5(A,B,C,D,E,F,G) = ";F5#
1620 LOCATE 20,10:PRINT "F6(A,B,C,D,E,F,G) = ";F6#
1630 LOCATE 21,10:PRINT "F7(A,B,C,D,E,F,G) = ";F7#
1640 IF ABS(IC#-ICO#)+ABS(RC#-RCO#)+ABS(R1#-R10#)+ABS(C1#-C10#)+ABS(I2#-I20#)+AB
S(R2#-R20#)+ABS(C2#-C20#)<EPSI OR S>300 THEN PRINT "* * *ISLEM TAMAM* * * ":END
1650 ICO#=IC#:RCO#=RC#:R10#=R1#:C10#=C1#:I20#=I2#:R20#=R2#:C20#=C2#:S=S+1
1660 GOTO 560
1670 REM *GAUSS-JORDAN INDIRGEME YONTEMI *
1680 DET=1:FOR K=1 TO N
1690 DET=DET*A(K,K)
1700 IF ABS(A(K,K))>EPS# THEN 1740
1710 PRINT "PIVOT ELEMANI KUCUKTUR MATRIS SINGULER OLABILIR"
1720 INPUT "BASLANGIC DEGERLERI DEGISTIRILEREK ITERASYONA DEVAM EDILECEK MI [ E /
H J ],C$
```

```
1730 IF C$="E" OR C$="e" THEN 480 ELSE END
1740 KP1=K+1
1750 FOR J=KP1 TO M+N
1760 A(K,J)=A(K,J)/A(K,K):NEXT J
1770 A(K,K)=1:FOR I=1 TO N
1780 IF I=K OR A(I,K)=0 THEN 1820
1790 FOR J=KP1 TO M+N
1800 A(I,J)=A(I,J)-A(I,K)*A(K,J):NEXT
1810 A(I,K)=0
1820 NEXT I,K
1830 RETURN
```

1730	IF	C\$="E"	OR	C\$="e"	THEN	480	ELSE	END
1740	KP1=	K+1						
1750	FOR	J=	KP1	TO	M+N			
1760	A(K,J)=	A(K,J)/	A(K,K):	NEXT	J			
1770	A(K,K)=	1:	FOR	I=	1	TO	N	
1780	IF	I=	K	OR	A(I,K)=	0	THEN	1820
1790	FOR	J=	KP1	TO	M+N			
1800	A(I,J)=	A(I,J)-	A(I,K)*	A(K,J):	NEXT			
1810	A(I,K)=	0						
1820	NEXT	I,K						
1830	RETURN							

ITERATION DATA: 1 2001

F(1)	A	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z
F(2)	A	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z
F(3)	A	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z
F(4)	A	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z
F(5)	A	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z
F(6)	A	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z
F(7)	A	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z

NORMAL DENKEM için ÇÖZÜM

IC0 = .01	IC = 1.592184603214264D-02
RC0 = .2	RC = .8829401135444641
R10 = .43	R1 = 1.442712903022766
C10 = .3	C1 = 1.071734232027666D-06
I20 = .5	I2 = 2.069722652435303
R20 = .3	R2 = 1.216533184051514
C20 = .2	C2 = 2.876710141208605D-06

ITERASYON SAYISI = 1 EPSILON = .0001

F1(A,B,C,D,E,F,G) = -6.815094442768238D-07
F2(A,B,C,D,E,F,G) = -4.455996900215305D-13
F3(A,B,C,D,E,F,G) = 3.164616822001103D-09
F4(A,B,C,D,E,F,G) = 1.461955609173376D-06
F5(A,B,C,D,E,F,G) = -6.815094492521227D-07
F6(A,B,C,D,E,F,G) = 5.465492628502488D-11
F7(A,B,C,D,E,F,G) = -6.783448224765096D-07

OK.

ZORLAYICI AKCIGER HASTASI DENEK için ÇÖZÜM

IC0 = .01	IC = .3616161942481995
RC0 = .1	RC = 1.086041331291199
R10 = .5	R1 = .1485371738672256
C10 = .4	C1 = 2.554491402406711D-06
I20 = .5	I2 = 2.62683629989624
R20 = .4	R2 = 1.656885504722595
C20 = .3	C2 = 2.550210183471791D-06

ITERASYON SAYISI = 1 EPSILON = .001

F1(A,B,C,D,E,F,G) = -6.000213389118643D-07
F2(A,B,C,D,E,F,G) = 4.146225908296209D-13
F3(A,B,C,D,E,F,G) = -6.620873017495562D-09
F4(A,B,C,D,E,F,G) = -6.000206567908384D-07
F5(A,B,C,D,E,F,G) = -6.00021344360273D-07
F6(A,B,C,D,E,F,G) = 1.880416061834379D-10
F7(A,B,C,D,E,F,G) = -6.066422064744709D-07

SAGLIKLI SIGARA TIRYAKISI DENEK için ÇÖZÜM

IC0 = .2	IC = .2841380834579468
RC0 = .4	RC = 2.209448337554932
R10 = .6	R1 = .1402204036712647
C10 = .4	C1 = 3.504084888845682D-04
I20 = .76	I2 = 3.64529275894165
R20 = .4	R2 = 1.562068819999695
C20 = .7	C2 = 3.565609804354608D-04

ITERASYON SAYISI = 1 EPSILON = .001

F1(A,B,C,D,E,F,G) = 9.659814706812085D-07
F2(A,B,C,D,E,F,G) = -7.748742862315207D-10
F3(A,B,C,D,E,F,G) = 1.526139594260673D-06
F4(A,B,C,D,E,F,G) = 7.017829760654696D-04
F5(A,B,C,D,E,F,G) = 9.659819483087035D-07
F6(A,B,C,D,E,F,G) = -1.526107546109042D-09
F7(A,B,C,D,E,F,G) = 2.492120528397264D-06

STATISTICAL ALGORITHMS

```

      ! INITIAL SIMPLEX, THE RELATIVE MAGNITUDE OF
      ! ITS N ELEMENTS SHOULD REFLECT THE UNITS OF
      ! THE N VARIABLES.
      KONVGE I INPUT : THE CONVERGENCE CHECK IS CARRIED OUT EVERY
      ! SEVERAL ITERATIONS.
      ICOUNT I INPUT : MAXIMUM NUMBER OF FUNCTION EVALUATIONS.
      ! OUTPUT : FUNCTION EVALUATIONS PERFORMED + 11.000
      ! ERROR NUMBER OF RESTARTS, NEGATIVE ICOUNT
      ! VALUE IDENTIFIES INPUT PARAMETER FAULTS.
  
```

ALL VARIABLES AND ARRAYS ARE TO BE DECLARED IN THE CALLING PROGRAM AS DOUBLE PRECISION.

AUXILIARY ALGORITHM TO THE DOUBLE PRECISION FUNCTION SUBPROGRAM FMAT CALCULATES THE FUNCTION VALUE AT POINT IN X IS DOUBLE PRECISION WITH N ELEMENTS.

REFERENCE TO NELDER, J. A. AND MEAD, R. (1965), A SIMPLEX METHOD FOR FUNCTION MINIMIZATION, COMPUTER J., VOL. 7, PAGES 315-317

```

*****
DOUBLE PRECISION STARTINI,MININI,NEWLO,REQMIN,STEPINI,
1  P120,211,STATIST,POSTOR,STAT,SOC C,1971,
2  UN,DMR,2,500,5000,7.0,0.000001,10000,10000,10000,
3  CURMIN,CELL,PH
DATA 0.000001,1.00,1.000000,1.00,1.000000,1.00,1.00,
REFLECTION,EXTENSION AND CONTRACTION COEFFICIENTS.
VALIDITY CHECKS REFERENCES
  
```

REFERENCES

FLETCHER, R. and POWELL, M. J. D. (1963). A rapidly convergent descent method for minimization. *Computer J.*, 6, 163-168.

NELDER, J. A. and MEAD, R. (1965). A simplex method for function minimization. *Computer J.*, 7, 308-313.

POWELL, M. J. D. (1962). An iterative method for finding stationary values of a function of several variables. *Computer J.*, 5, 147-151.

ROSENBROCK, H. (1960). An automatic method for finding the greatest or least value of a function. *Computer J.*, 3, 175-184.

```

SUBROUTINE MELMIN(N,START,MIN,NEWLO,REQMIN,STEP,KONVGE,ICOUNT)
C
C   ALGORITHM AS 47 APPLIED STATISTICS (J.R.STATIST,SOC C),
C   (1971) VCL.20, NO.3
C
C   THE NELDER-MEAD SIMPLEX MINIMISATION PROCEDURE
C
C   PURPOSE :: TO FIND THE MINIMUM VALUE OF A USER-SPECIFIED
C   FUNCTION.
C
C   FORMAL PARAMETERS ::
C
C       N : INPUT : THE NUMBER OF VARIABLES OVER WHICH WE ARE
C               : MINIMISING
C       START : INPUT : ARRAY; CONTAINS THE COORDINATES OF THE
C               : STARTING POINT.
C       MIN : OUTPUT : ARRAY; CONTAINS THE COORDINATES OF THE
C               : MINIMUM.
C       YNEWLO : OUTPUT : THE MINIMUM VALUE OF THE FUNCTION.
C       REQMIN : INPUT : THE TERMINATING LIMIT FOR THE VARIANCE OF
C               : FUNCTION VALUES.
C       STEP : INPUT : ARRAY; DETERMINES THE SIZE AND SHAPE OF THE
  
```

STATISTICAL ALGORITHMS

```

C          : INITIAL SIMPLEX. THE RELATIVE MAGNITUDES OF
C          : ITS N ELEMENTS SHOULD REFLECT THE UNITS OF
C          : THE N VARIABLES.
C      KONVGE : INPUT : THE CONVERGENCE CHECK IS CARRIED OUT EVERY
C          : KONVGE ITERATIONS.
C      ICOUNT : INPUT : MAXIMUM NUMBER OF FUNCTION EVALUATIONS.
C          OUTPUT : FUNCTION EVALUATIONS PERFORMED + 10,000
C          : TIMES NUMBER OF RESTARTS. NEGATIVE ICOUNT
C          : VALUE IDENTIFIES INPUT PARAMETER FAULT(S).
C
C      ALL VARIABLES AND ARRAYS ARE TO BE DECLARED IN THE CALLING
C      PROGRAM AS DOUBLE PRECISION.
C
C      AUXILIARY ALGORITHM :: THE DOUBLE PRECISION FUNCTION
C      SUBPROGRAM FN(A) CALCULATES THE FUNCTION VALUE AT POINT A.
C      A IS DOUBLE PRECISION WITH N ELEMENTS.
C
C      REFERENCE :: NELDER, J.A. AND MEAD, R. (1965). A SIMPLEX METHOD
C      FOR FUNCTION MINIMIZATION. COMPUTER J., VOL. 7, 308-313
C
C*****
C      DOUBLE PRECISION START(N), MIN(N), YNEWLO, REQMIN, STEP(N),
C      1 P(20,21), PSTAR(20), P2STAR(20), PBAR(20), Y(20),
C      2 DN, DNN, Z, SUM, SUMM, YLO, RCOEFF, YSTAR, ECOEFF, Y2STAR, CCOEFF,
C      3 CURMIN, DEL, FN
C
C      DATA RCOEFF/1.00/, ECOEFF/2.00/, CCOEFF/5.0-1/
C      REFLECTION, EXTENSION AND CONTRACTION COEFFICIENTS.
C
C      VALIDITY CHECKS ON INPUT PARAMETERS.
C
C      KCOUNT=ICOUNT
C      ICOUNT=0
C      IF (REQMIN.LE.0.00) ICOUNT=ICOUNT-1
C      IF (N.GT. 20) ICOUNT=ICOUNT-10
C      IF (KONVGE.LE. 0) ICOUNT=ICOUNT-100
C      IF (ICOUNT.LT. 0) RETURN
C
C      JCOUNT=KONVGE
C      DN=DFLOAT(N)
C      NN=N+1
C      DNN=DFLOAT(NN)
C      DEL=1.00
C
C      CONSTRUCTION OF INITIAL SIMPLEX
C
C      1001 DO 1 I=1,N
C      1 P(I,NN)=START(I)
C      Z=FN(START)
C      Y(NN)=Z
C      SUM=Z
C      SUMM=Z*Z
C      DO 2 J=1,N
C      START(J)=START(J)+STEP(J)*DEL
C      DO 3 I=1,N
C      3 P(I,J)=START(I)
C      Z=FN(START)
C      Y(J)=Z
C      SUM=SUM+Z
C      SUMM=SUMM+Z*Z
C      2 START(J)=START(J)-STEP(J)*DEL

```

APPLIED STATISTICS

```

C
C      SIMPLEX CONSTRUCTION COMPLETE
C
C      FIND HIGHEST AND LOWEST Y VALUES. YNEWLO ( =Y(IHI) ) INDICATES
C      THE VERTEX OF THE SIMPLEX TO BE REPLACED.
C
1000 YLO=Y(1)
      YNEWLO=YLO
      ILO=1
      IHI=1
      DO 5 I=2,NN
      IF(Y(I) .GE. YLO) GO TO 4
      YLO=Y(I)
      ILO=I
4     IF (Y(I) .LE. YNEWLO) GO TO 5
      YNEWLO=Y(I)
      IHI=I
5     CONTINUE
      SUM=SUM+YNEWLO
      SUMM=SUMM+YNEWLO*YNEWLO
C
C      CALCULATE PBAR, THE CENTROID OF THE SIMPLEX VERTICES
C      EXCEPTING THAT WITH Y VALUE YNEWLO.
C
      DO 7 I=1,N
      Z=0.00
      DO 6 J=1,NN
6      Z=Z+P(I,J)
      Z=Z-P(I,IHI)
7      PBAR(I)=Z/DN
C
C      REFLECTION THROUGH THE CENTROID.
C
      DO 8 I=1,N
8      PSTAR(I)=(1.00+RCOEFF)*PBAR(I)-RCOEFF*P(I,IHI)
      YSTAR=FN(PSTAR)
      ICOUNT=ICOUNT+1
      IF (YSTAR .GE. YLO) GO TO 12
C
C      SUCCESSFUL REFLECTION, SO EXTENSION
C
      DO 9 I=1,N
9      P2STAR(I)=ECOEFF*PSTAR(I)+(1.00-ECOEFF)*PBAR(I)
      Y2STAR=FN(P2STAR)
      ICOUNT=ICOUNT+1
C
C      RETAIN EXTENSION OR CONTRACTION.
C
      IF (Y2STAR .GE. YLO) GO TO 19
10     DO 11 I=1,N
11     P(I,IHI)=P2STAR(I)
      Y(IHI)=Y2STAR
      GO TO 900
C
12     NO EXTENSION.
      L=0
      DO 13 I=1,NN
      IF(Y(I).GT.YSTAR) L=L+1
13     CONTINUE
      IF (L .GT. 1) GO TO 19
      IF (L .EQ. 0) GO TO 15
C
C      CONTRACTION ON THE REFLECTION SIDE OF THE CENTROID.
C
      DO 14 I=1,N

```

STATISTICAL ALGORITHMS

```

14 P(I,IHI)=PSTAR(I)
   Y(IHI)=YSTAR
C
C   CONTRACTION ON THE Y(IHI) SIDE OF THE CENTROID.
C
15 DO 16 I=1,N
16 P2STAR(I)=CCOEFF*P(I,IHI)+(1.00-CCOEFF)*PBAR(I)
   Y2STAR=FN(P2STAR)
   ICOUNT=ICOUNT+1
   IF (Y2STAR .LE. Y(IHI)) GO TO 10
C
C   CONTRACT WHOLE SIMPLEX
C
   SUM=0.00
   SUMM=0.00
   DO 18 J=1,MN
   DO 17 I=1,N
   P(I,J)=(P(I,J)+P(I,ILO))*0.500
17 MIN(I)=P(I,J)
   Y(J)=FN(MIN)
   SUM=SUM+Y(J)
18 SUMM=SUMM+Y(J)*Y(J)
   ICOUNT=ICOUNT+MN
   GO TO 901
C
C   RETAIN REFLECTION
19 DO 20 I=1,N
20 P(I,IHI)=PSTAR(I)
   Y(IHI)=YSTAR
900 SUM=SUM+Y(IHI)
   SUMM=SUMM+Y(IHI)*Y(IHI)
901 JCOUNT=JCOUNT-1
   IF (JCOUNT .NE. 0) GO TO 1000
C
C   CHECK TO SEE IF MINIMUM REACHED.
C
   IF ( ICOUNT .GT. KCOUNT ) GO TO 22
   JCOUNT=KONVGE
   CURMIN=(SUMM-(SUM*SUM)/DNN)/DN
C
C   CURMIN IS THE VARIANCE OF THE N+1 FN VALUES AT THE VERTICES.
C
   IF (CURMIN .GE. REQMIN) GO TO 1000
C
C   FACTORIAL TESTS TO CHECK THAT YNEWLO IS A LOCAL MINIMUM
C
22 DO 23 I=1,N
23 MIN(I)=P(I,IHI)
   YNEWLO=Y(IHI)
   IF ( ICOUNT .GT. KCOUNT ) RETURN
   DO 24 I=1,N
   DEL=STEP(I)*1.0-3
   MIN(I)=MIN(I)+DEL
   Z=FN(MIN)
   IF (Z .LT. YNEWLO) GO TO 25
   MIN(I)=MIN(I)-DEL-DEL
   Z=FN(MIN)
   IF (Z .LT. YNEWLO) GO TO 25
24 MIN(I)=MIN(I)+DEL
   RETURN
C
C   RESTART PROCEDURE
C
25 DO 26 I=1,N
26 START(I)=MIN(I)
   DEL=1.0-3
   ICOUNT=ICOUNT+10000
   GO TO 1001
   END

```

KAYNAKLAR

- (1) Solum fizyolojisi II
ist.Uni.Tıp FakÜltesi
- (2) YAKUP COŞKUN Vucut Pletismografi ile ölçÜlen hava yolları direncinin kronik bronkopnömpatilerde obstrÜktif komponentin değerlendirilmesi bakımından önemi 1982
(Tıp Bilimleri Doktora Tezi)
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi
- (3) R. L. PIMMEL
R. A. SUNDERLAND Instrumentation for Measuring Respiratory impedance by Forced Oscillations
(IEEE TRANSACTIONS ON BIOM. ENG. .VOL. BME-24 NO. 2
MARC 1977)
- (4) J. F. GOLDEN Mathematical Modeling of Pulmonary Airway Dynamics
(IEEE TRANS. ON BIOM. ENG. VOL. BME-20
NO. 6 NOVEMBER 1973)
- (5) J. G. EYLES Parameter Estimates in a Five-Element Respiratory Mechanical Model
(IEEE TRANS. ON BIOM. ENG. VOL BME-29
NO. 6 JUNE 1982)
- (6) J. G. EYLES
R. L. PIMMEL Estimating Respiratory Mechanical Parameters in Parallel Compartment Models
(IEEE TRANS. ON BIOM. ENG. VOL BME-28
NO. 4 APRIL 1981)

(7) G. AVANZOLINI

P. BARBINI

Comments on Estimating Respiratory
Mechanical Parameters in Parallel
Compartment Models

(IEEE TRANS. ON BIOM. ENG. VOL BME-29
NO.12 DECEMBER 1982)

(8) J. A. NELDER

R. MEAD

Algorithm AS 47

Function Minimization using a
Simplex Procedure

(APPLIED STATISTICS) 338-345

