

2742

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ • FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YAPAY DOLAŞIM SİSTEMİ VE MODELLEMESİ

(DOKTORA TEZİ)

Yük. Müh. Mehmet KORÜREK

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 22 Nisan 1986

Tezin Savunulduğu Tarih : 23 Eylül 1986

Tez Danışmanı

: Prof. Hasan ÜNAL

Diğer Jüri Üyeleri

: Prof. Dr. Hasan Fehmi VAZICI

Prof. Dr. Ertuğrul YAZGAN

NİSAN 1986

T. C.
Yükseköğretim Kurulu
T.C. Bilimsel Araştırma
Merkezi

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	I
YABANCI DİLDE ÖZET- SUMMARY	III
KULLANILAN BAŞLICA SEMBOLLER	IX
1.BÖLÜM-GİRİŞ	1
2.BÖLÜM- TEORİK İNCELEME	8
2.1. Elektriksel Eşdeğer Model	8
2.2. Model Parametrelerinin Belirlenmesi	15
2.2.1. R_2 Parametresinin Belirlenmesi	15
2.2.2. C_1 , C_2 , L_1 Parametrelerinin Belirlenmesi	16
2.2.2.1. Genel Açıklama	16
2.2.2.2. a, b Parametre Çiftine İlk Yaklaşım	18
2.2.2.3. a-h Parametrelerinin Belirlenmesi	19
2.2.2.4. C_1 , C_2 , L_1 , R_2 Parametrelerinin en son elde edilen Değerleri	22
2.3. Analog Bilgisayar Yardımıyla Modelleme	26
2.3.1. Model	26
2.3.2. Model İçin v Kaynağı	29
2.3.3. Model Çıkışı	30
2.3.4. Devre Parametrelerinin Çıkış İşareti Üzerine Etkileri	32
3. BÖLÜM - POMPA VE SÜRÜCÜ DÜZEN	35
3.1. Pompa	35
3.2. Pistonun Yer Değiştirme Hareketinin Zamana Göre Değişimi	37
3.3. Adım Motoruna Uygulanan İşaretin Frekansının Değişimi	38
4. BÖLÜM - MİKROİŞLEMCİ İLE KONTROL	42
4.1. Mikroişlemci	42
4.2. Program "Logic"	43
5. BÖLÜM - HİDROLİK ELEMANLAR VE HİDROLİK ÖLÇMELER	46
5.1. Hidrolik Parametrelerin Belirlenmesi	47
5.2. Anlık Basınç ve Debi Ölçme Düzenleri	55
5.3. Yapay Sistem Üzerinde Yapılan Bazı Deneyler	60
6. BÖLÜM - SONUÇLAR	65
7. BÖLÜM - EKLER	68
KAYNAKLAR	93
ÖZGEÇMİŞ	95

ÖZET

Bu tezde, insanın kan dolaşım sistemindeki basınç ve debinin zamana göre değişimleri esas alınarak bir yapay dolaşım sistemi gerçekleştirilmiştir. Bu sistemin ana elemanlarını, sol karıncık görevini gören bir pompa ile aort, kılcaldamar ve toplardamar görevlerini gören plastik boru parçacıkları oluşturmaktadır. Sistemde gerçekleştirilmek istenen debi ve basınç değişimleri, Schaaf'ın (1), bir canlıya ait dolaşım sisteminin matematiksel modelini kurmak için ele aldığı eğrilerden seçilmiştir.

Tezin birinci bölümünde, konuya giriş olarak, çalışmanın amacı açıklanmış ve bu konu ile ilgili başka çalışmalarla olan ilişkisi gösterilmeye çalışılmış ve modelleme ve sistem kurma konularını birbirine bağlayıcı özelliği olması, bu tezin, yapay sistem kurma konusunda yapılan çalışmalar içinde üstünlüğünü ortaya koyduğu savunulmuştur. Bu bölümde ayrıca, şimdiye kadar gerçekleştirilen hidromekanik sistemlere göre bu çalışmada gerçekleştirilen sistemin diğer bazı üstünlükleri de anlatılmaya çalışılmıştır. Bu üstünlükler, özet olarak: a) Sistem basit ve ucuzdur. b) Sistemden istenen şartlar (vurum hızı, vurum hacmi, debi şekli, basınç şekli gibi) kolayca sağlanır ve istenirse değiştirilebilir c) Sistem, anlık debi ve hız ölçerlerin kalibre edilmelelerinde kullanılabilir.

İkinci bölümde sistemi oluşturmada yardımcı olarak ele alınan elektriksel eşdeğer modele ait parametrelerin belirleniş metodu anlatılmıştır. Elektriksel modelde pompa, bir akım kaynağı olarak ele alınmış, aort ise esneme özelliği olduğu ve içinden akan akımın ataleti olduğu gözönüne alınarak kapasite ve indüktans elemanları (C_1 , C_2 ve L_1) ile ve kılcal damarlar ise çok daha küçük çaplı olduklarından bir direnç elemanı (R_2) ile temsil edilmiştir. Bu tür bir model "Geliştirilmiş Windkessel Modeli" olarak bilinmektedir (3-6). Referans olarak ele alınan hidrolik büyüklükler (debi, basınç), modelde elektriksel büyüklüklere (akım, gerilim) karşı düşürülmüş ve bu durumda modelin belli noktalarındaki akım-gerilim değişimleri, istenen değişimlere eğrisel olarak uyacak şekilde devre parametreleri belirlenmiştir. Eğri uydurmada "En Küçük Kareler" metodu uygulanmış ve bunun için bir dijital bilgisayardan (IBM 4331) yararlanılmıştır. Uydurulan ve referans eğrilerden bir periyodik süre içinde alınan örneklerin farklarına bir değişken gözü ile bakılıp, standart sapması eğrilerin uygunluğunun bir ölçüsü olarak alınmış ve en küçük karelerle eğri uydurma işlemi sonucunda ele alınan çıkış işareti için bu sapma 2,8 mmHg olarak bulunmuştur. Yapay sistem, model üzerinde yapılan benzer-

lik çalışmalarından elde edilen bilgilerden yararlanılarak kurulacağından model, sistemi daha iyi inceleme imkanı veren analog bilgisayar (EAI 180) üzerinde de gerçekleştirilmiş ve parametrelerin çıkış büyüklüklerine olan etkileri teker teker incelenmiştir.

Üçüncü bölümde sistemin mekanik kısmı anlatılmıştır. Pompa, pistonu bir mikroişlemci kontrollü adım motoru aracılığı ile ötelemeli olarak hareket ettirilen ve iki kapakçığı olan bir emme basma tulumba gibi çalışmaktadır. Piston, ötelemeli hareketini motordan krank-biyel mekanizması ile almaktadır. Pistonun zamana göre yerdeğişim hareketi, pompanın bir atım sürecindeki debi değişimini belirlemektedir ve bu hareket ise mikroişlemci aracılığı ile kontrol edilmektedir.

Dördüncü bölümde, pistona gelen hareketin mikroişlemci yardımı ile nasıl kontrol edildiği, istenen debi değişimini elde edebilmek için mikroişlemcide kullanılan programın ne olduğu ve bu programa ait verilerin (dataların) nasıl elde edildiği anlatılmıştır. Burada mikroişlemci, adım motoruna uygulanan işaretin frekansını zaman içinde bir program dahilinde değiştirerek motorun, bir atım periyodunda değişik hızlarda dönmesini ve dolayısıyla pompa piston hareketinin darbeli olmasını sağlamaktadır. Pompa çıkışında istenen debi değişimi, mikroişlemcide çalıştırılan programın kullandığı veriler uygun seçilerek kolaylıkla elde edilebilmektedir.

Beşinci bölümde sisteme ait hidrolik elemanlar ve hidrolik ölçmeler anlatılmıştır. Hidrolik elemanların, istenen basınç değişimlerini elde edebilmek için elektriksel modeldeki parametre değerlerine uygun olarak seçildiklerinde, sistemden elde edilen debi ve basınçdeğişimlerinin, elde edilmek istenene ne derece benzediği karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Toplu elemanlar olarak gerçekleştirilmeye çalışılan elemanlar, devre parametrelerinin çıkış büyüklükleriyle ilişkileri ikinci bölümden bilindiğine göre, biliçli olarak ayarlanmaya çalışılmış ve sistemden, uydurulmak istenen referans basınç eğrisi ile arasındaki standart sapma 3,4 mmHg olan bir basınç değişimi elde edilmiştir. Daha sonra model parametrelerinin (C_1 , L_1 , C_2 , R_2) ve kolaylıkla değiştirilebilen vurum hızı, vurum hacmi gibi diğer parametrelerin sistem çıkış büyüklüğü üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bu bölümde ayrıca debi ölçme düzeni verilmiş ve bu düzenle anlık debi ölçümü yaparken dikkat edilmesi gereken noktalar açıklanmıştır.

Altıncı bölüm, bir sonuç bölümü olup elde edilen sonuçların bir değerlendirilmesini içermektedir.

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Yapay sistemler üzerinde yapılan çalışmalar tıpta canlı üzerinde yapılan biyomedikal çalışmalara ilk adım teşkil etmesi bakımından büyük önem taşımaktadır. Deney şartlarının tekrarlanabilmesi, uzun süren deney sürecinde deney şartlarının aynı tutulabilmesi ve istendiğinde şartların kolaylıkla değiştirilebilmesi, ölçü düzenlerinin herhangi bir operasyon gerekmeden kolaylıkla ve uzun süre sisteme bağlı tutulabilmesi, yaralama ve deşme gerektirmeyen ölçü düzenlerinin yaralama ve deşme gerektirenlerle kolayca kalibre edilmesi olanağını vermesi, hep bu yapay sistemlerin üstünlüğü olarak karşımıza çıkar. Ayrıca farklı büyüklüklerin aynı anda kolayca ölçülebilmesi gerçek sistemi ve çalışmasını daha iyi anlama olanağını sağlar. Yapay sistemde oluşturulan yapay bozuklukların ölçülen büyüklükler üzerindeki etkilerinin incelenmesi, daha sonra canlı üzerinde yapılan ölçmelerden bozukluk cinsini ve yerini belirlemede kolaylık sağlar. Daha da ileriye gidildiğinde yapay sistemlerden elde edilen deneyimlerden yararlanılarak gene aynı yapay sistemler veya onun önemli parçaları sürekli veya geçici olarak hasta organların görevlerini görmeleri için kullanılabilirler.

Çok eski zamanlardan beri kalp ve dolaşım sisteminin çalışma şekli bilim adamlarının zihnini yormuştur. 16. yüzyıl başlarında vücudumuzda kapalı bir dolaşım sisteminin varlığı ortaya çıkarılmış (2) ve son iki yüzyıldır da dolaşım sisteminin yapısı, işleyişi ve modellenmesi üzerinde çeşitli çalışmalar yapılmış ve hatta yapay olarak bu sistem oluşturulmaya çalışılmıştır (7,9,17, 19). Burada, yapılan bu çalışmaların kronolojik sırasını vermek yerine yakın tarihlerde modelleme ve sistem kurma çalışmaları üzerinde yazılmış makalelerden örnekler verilerek tezin bu çalışmalar arasındaki yeri ortaya konulacaktır.

H.E. Pawel (7), 1974, pistonuna "Kam"¹ aracılığı ile darbe verilen bir pompa ve elastik borulardan oluşan bir suni dolaşım sistemi oluşturmuş ve bu

¹ "Kam", bir manivelaya etki ederek ötelenmeli bir darbe hareketi sağlayan ve çevresine elde edilmek istenen darbenin şekline uygun bir profil verilen ve dairesel hareket eden bir disk olarak tanımlanabilir.

sistemde akış hızı ölçmeleri için anemometre kullanarak türbülans (çalkantı) olayını incelemiş ve akış hızına ait işaretin FFT spektrumundan elde edilen bilgilerin damar hastalıkları teşhisinde yararlı olabileceğini vurgulamıştır.

H.E. Pawel ve C. Wilson (8), 1977, kurdukları yapay dolaşım sisteminde anemometre ile ölçtükleri akış hızı ile haricen kullanılan akustik dönüştürücüden elde ettikleri hız işaretlerini inceleyerek bu işaretlerin sistemin ele alınan bir damar parçasığında yaratılan daralma hakkında bir bilgi taşıdığını belirtmişler ve biri operasyon (cerrahi) gerektiren diğeri gerektirmeyen bu iki hız ölçerden elde ettikleri deney sonuçlarını karşılaştırmalı olarak vermişlerdir.

R. A. Peura ve meslektaşları (9), 1981, yapay olarak kurdukları dolaşım sisteminde yapay olarak oluşturdıkları daralma bölgesinde Angioscan adı verilen bir cihaz yardımı ile elde ettikleri Ultrasonik Doppler frekans spektrumunda daralma derecesi ile ilişkili iki parametre belirlemişlerdir. Özellikle beyine giden damarlardaki daralma derecesinin operasyon gerektirmeyen böyle bir sistem ile ölçülebilmesi, felcin zamanında önlenmesinde büyük önem taşımakta olduğunu bildirmişlerdir.

R.M. Goldwyn (3), 1967, bir self, iki kapasite ve bir dirençten oluşan geliştirilmiş Windkessel elektriksel dolaşım modelini kullanmış, normal ve hasta şahısların kol atardamarından alınan basınçların sadece diyastol (gevşeme) süresindeki kısımlarına, model çıkış geriliminin diyastole karşı düşen zaman aralığındaki değişimi, en küçük kareler yöntemi yardımı ile, uyacak şekilde devre parametrelerini belirlemiştir. Bu çalışmada, bu parametre değerlerinin damar hastalık derece ve şekilleri için iyi bir bilgi olacağı vurgulanmıştır.

S. Laxminarayan ve meslektaşları (4), 1978, bir deney hayvanına ait dolaşım sistemi, buna karşı düşürülen bir Windkessel modeli ve bir üniform tübe ait sistem impuls cevaplarını incelemişler ve deney hayvanına ait impuls cevabının, Windkessel modelinkine daha çok benzediğini açıklamışlardır. Toplam damar kapasitesini, impuls cevabının $t = 0$ anındaki değerinin tersi olarak ve ona paralel gelen direncin de ortalama aort basıncının ortalama aort akımına oranı olarak belirlemişlerdir.

B.W. Schaaf, P.H. Abbrecth (1), 1972, atardamarı düz, esneyebilen ve fakat geometrik olarak incelen bir boru olarak ele alıp buna kütle ve momentumun sakınımı ve lineer elastik membran denklemlerini uygulayarak dolaşım sisteminin matematiksel modelini kurmuşlar ve dolaşım sistemindeki

çeşitli atardamarlar için, damar çapı, damar çeper kalınlığı, elastisite modülü ve damar uzunluklarını parametre olarak alıp, elde ettikleri nonlineer eşitlikleri, dijital bir bilgisayar yardımı ile nümerik olarak çözerek model çıkış büyüklüklerini klinik olarak elde edilenlerle karşılaştırmalı olarak vermişlerdir.

J.W. Clark ve meslektaşları (5), 1980, dolaşım sistemine ait Windkessel modelini ele almışlar. Sağlıklı ve hasta dolaşım sistemine ait model parametrelerinin eğri uydurma yöntemi ile belirlenmiş şeklini göstermişlerdir.

R. A. Paulsen ve meslektaşları (6), 1982, Windkessel modelini ele almışlar. Parametre belirlenmesi için en küçük kareler yöntemi ile eğri uydurma işlemini uygulamışlar ve referans eğri olarak da aortun sadece son kısmındaki basınç değişiminin alınmasının yeterli olduğunu göstermişler ve aort basınç değişimlerinin parametrelere olan duyarlıklarını incelemişlerdir.

T.J. V. Werff (10), 1974, dolaşım sisteminin matematiksel modelini kurmuş ve ele aldığı iki parametrenin, damarın gittikçe daralmasının ve damar esnekliğine bağımlı olan dalga hızının, basınç ve özellikle hız değişimleri üzerinde oldukça etkili olduklarını göstermiş ve elde edilen sonuçlara ve damara ait basınç ya da hız değişimlerine bakılarak damarın sağlıklı oluşu hakkında bir bilgi sahibi olunabileceğini vurgulamıştır.

V. C. Rideout , D.E. Dick (11), 1967, Navier-Stokes denklemlerini bazı koşullarda lineerleştirerek basınç-akış hızı ilişkilerini kurmuşlar ve buradan da elektrik benzeşimine geçerek ve sonlu farklar yöntemini uygulayarak, dolaşım sisteminin elektriksel parametrelerini, sistemin hidrolik parametreleri cinsinden vermişlerdir.

P. P. Chang ve meslektaşları (12), 1974, bir deney hayvanına ait dolaşım sisteminin R,L ve C elemanlarından oluşan elektriksel modelini kurmuşlar. Devre elemanlarının çeşitli hidrolik parametrelere (akışkan viskozitesi ve yoğunluğu, damar çapı ve uzunluğu, damar çeperinin kalınlığı ve Young sabiti gibi) bağlı olduğunu bildirmişler ve 46 elemanlı bu modelde minimumlaştırma kriterini uyguladıktan ve duyarlık araştırması yaptıktan sonra 8 temel parametreyi esas alarak, elde ettikleri modele ait çeşitli noktalardaki gerilim-akım değişimlerini, bir canlı organdan elde edilenlerle karşılaştırmalı olarak vermişlerdir. Uyguladıkları yöntemin, insan dolaşım sisteminde doğrudan ölçülemeyen bazı önemli parametrelerin belirlenmesinde yardımcı olabileceğini vurgulamışlardır.

W. J. Ohley ve meslektaşları, (13) 1980, Navier-Stokes denklemlerine sonlu farklar metodunu (11) uygulamışlar ve fakat damar yarıçapının akış hızı

değişimi ile değiştiğini düşünerek parametrelerin de basınç ya da hız değişimi ile değiştiğini, dolayısı ile denklemlerin nonlineer olduğunu bildirmişlerdir. Kalp vurum hızı ve çevre direncini x ve y eksenleri üzerinde bağımsız parametre olarak ve ortalama diyastol basıncı, kalp çıkışı ve diyastol sonu basınç değerlerinin deney sonuçlarından elde edilen değerlerinden olan farklarını z eksenini üzerinde ayrı ayrı bağımlı parametre olarak alıp üç boyutlu geçerlilik bölgelerini incelemişler ve ancak bu değişimlerin düzgün yüzey verdiği bölgelerde modelin geçerli olabileceğini savunmuşlardır.

V. C. Rideout (14), 1972, bağlı bulunduğu üniversitede biyomedikal alanda çalışma yapan öğrenciler için daha önceki çalışmasından (11) yararlanarak dolaşım sisteminin tümünü 27 diferansiyel denklem takımı ile modellemiş ve bu denklemlerde elektriksel devre parametrelerini kullanmıştır. Bu çalışmada model, bir hibridbilgisayara yüklenmiş ve uygun parametre takımı seçilerek devre çıkış büyüklüklerinin deneylerden elde edilen karşıtlarına benzermesi sağlanmış ve devrenin parametreleri değiştirilerek, yani modelde bozukluk yapılarak bozukluğun model çıkış büyüklükleri üzerindeki etkileri incelenmiştir.

W. Welkowitz ve meslektaşları (15), 1981, hastadan aldıkları boyun atar-mar basınç değişimini 4 parametrelili bir elektriksel modele uygulayarak, modelin çıkış gerilimi değişimi, aynı hastanın kalça atardamar basınç değişimine benzeyecek şekilde devre parametrelerini belirlemişlerdir. Bu şekilde parametreler belirlendikten sonra model üzerinden akış hızı değişimlerinin ve kalbin nasıl çalıştığının göstergesi olan kalp çıkışı değerinin diğer yöntemlere göre daha tehlikesiz ve daha kolay ölçülebildiğini vurgulamışlardır.

H. Karadoğan (16), 1978, kurduğu hidromekanik deney düzeninde laminer pulsatif akımlardaki yük kayıplarını ve ona etkiyen parametreleri incelemiş ve titreşim frekansının artması sonucu ortaya çıkan teorik ve deneysel sonuçlar arasındaki farkı açıklamaya çalışmıştır.

W.M. Swanson, R.E. Clark (17,18), 1977, yapay dolaşım sistemi için olması gereken özellikleri vermişler ve bu özellikleri sağlayan bir yapay dolaşım sistemini kurmuşlardır. Sistemde, pistonu, ötelemeli hareket yapabilmesi için bir krank-biyel mekanizması ile bir motora bağlı olan ve iki kapakçığı bulunan şeffaf malzemeden yapılmış bir pompa kullanmışlardır. Pistonun darbeli hareket edebilmesi için pistonun geri çekilişinde bir yay aracılığı ile motor zorlatılıp yavaşlatılmış ve tersine pistonun ileri hareketinde ise yaydaki bu

birikmiş potansiyel açığa çıkarılarak motor ve dolayısıyla piston hızlandırılmıştır. Damar olarak kullandıkları boruların boylarını ve eşit aralıklı olarak bu borulara yerleştirdikleri kelepçelerin boru parçalarını sıkma miktarlarını ayarlayarak sistemden istenen basınç değişimlerini elde etmişlerdir.

H. Reul (19), 1983, fiziksel benzeşim kurallarına göre dolaşım sisteminin hidromekanik modelini gerçekleştirmiş, bunun için akışkan viskozitesini ve aort geometrisini bire bir oranında benzetmiş ve frekansa bağımlı hacim pulsalarını ise bir motora bağlı "kam" aracılığı ile elde etmiştir. Damarları, yapay kalp ile birlikte, içindeki sıvı basıncı değiştirilebilen kapalı bir depo içine koyarak dolaşım sisteminin kapasitesini ve kılcal damarlar üzerine yerleştirdiği kelepçeler yardımıyla da çevre dirençlerini değiştirerek sistemden istenen basınç değişimlerini elde etmiş, ayrıca vurum hacmi, vurum hızı ve damar esneklik sabiti gibi üç parametreden sıra ile ikisini sabit ve birini değişken seçerek bu parametrelerin aort basıncı üzerindeki etkilerini incelemiştir. Bu çalışmada, sistemin, yapay kalp kapakçıkları ve hatta yapay kalplerin testinde de kullanıldığı ileri sürülmektedir.

Verilen örneklerden görüldüğü gibi bugüne kadar ya sadece yapay dolaşım sistemi üzerinde ya da canlı dolaşım sisteminin modellemesi üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Bu tezde, bu iki konu birleştirilerek canlı dolaşım sisteminin yapay dolaşım sistemine geçişte, sistem modellemesi, bir köprü olarak kullanılmıştır. Yapay sistem, emme basma tulumu gibi çalışan, öteleme hareketi yapan bir pistonu olan ve iki kapakçığı bulunan plexiglasdan yapılmış şeffaf bir pompa ile pompanın giriş ve çıkışı arasında kapalı bir çevrim oluşturan kısmen esnek boru parçacıklarından oluşmaktadır. Pompa pistonu, dairesel hareketi ötelemeli harekete çeviren krank-biyel mekanizması ile bir adım motoruna bağlıdır. Motor, mikroişlemci kontrolü altında çalıştırılmaktadır. Adım motorunun hızı, girişine uygulanan elektriksel darbe katarının frekansı ile değişirken, bu darbelerin frekansı bir mikroişlemci yardımıyla pompanın bir atım periyodunda o şekilde değiştirilir ki piston yerdeğiştirmesi, pompa içi hacim değişimi ve dolayısıyla aorta aktarılan akışkanın hızı ve de aort basınç değişimi, insan dolaşım sistemindekine benzer olarak dârbeli olmuş olur.

Pompadan aorta fırlatılan akışkanındaki değişimi belli iken sisteme ait aorttaki basınç değişimi istenen şekli alacak şekilde sistem parametreleri belli bir metoda göre belirlenecektir. Kullanılacak metod, Goldwyn'in (3)

kullandığı, bilgisayar ile benzeşim metodudur, ancak eğri uydurma işlemi sadece diyastol için değil bütün bir periyod için ele alınmıştır. Hidrolik sistemin elektriksel eşdeğeri (geliştirilmiş Windkessel modeli) kurularak önce bu model üzerinde çalışılmıştır. Model giriş ve çıkışı, Schaaf'ın (1) kendi matematiksel modelinde ele aldığı değişimler olarak belli iken model parametreleri bir bilgisayar yardımı ile en küçük kareler yöntemi uygulanarak bulunmuş ve daha sonra bunların hidrolik eşdeğerleri sistemde kullanılmaya ve böylece yapay dolaşım sisteminde istenen basınç değişimi elde edilmeye çalışılmıştır. Böylece kan dolaşım sistemindeki akışların etüdü için bir model oluşturma yöntemi bu tezde teklif edilmiştir.

Yapay sistemde, Pawel'in (7,8) çalışmalarında kullandığı pompaya benzer bir pompa kullanılmış ancak pompa, profili istenen debi değişimine göre her seferinde değiştirilen "kam" yerine, mikroişlemci kontrollü adım motoru ve krank-biyel mekanizması ile sürülmüştür. İstenen debi değişim biçimi için ise sadece mikroişlemcinin program verilerini değiştirmek yeterlidir. İstenen debi değişim biçimi için gerekli verilere gelince bunlar da bir dijital bilgisayar programı yardımıyla kolayca elde edilebilmektedir. Ayrıca sistemde krankın boyu değiştirilerek debi değişiminin şekli bozulmadan genliği (dolaşısıyla vurum hacmi) kolayca değiştirilebilmektedir. Vurum hızı da mikroişlemciye bağlı olan bir osilatörün frekansı yardımı ile kolayca değiştirilebilmektedir.

Model çalışmaları yapanlar içinde, uydurdukları eğrinin gerçeğe yakınlığı nicel olarak veren iki makaleye rastlanmıştır. Bunlardan Goldwyn (3), sadece diyastol kısmı için parametrelerini belirlediği model çıkış büyüklüğü değişiminin, referans seçtiği değişimden olan farkının standart sapmasını 1 mmHg'den küçük bulmuştur. Clark ve meslektaşları (5) ise bütün bir periyod için hesapladıkları, uydurulan eğriye ait RMS hatasını (root mean square error) 2,7 olarak bulmuşlardır. Hidromekanik sistem gerçekleyenler içinde ise uygunluk ölçüsü verenlere rastlanmamıştır. Bu tezde, gerçekleştirilen yapay sistemin ele alınan çıkış basıncına ait hatanın standart sapması 3,4 mmHg olarak bulunmuştur.

Reul (19), kurduğu hidromekanik sisteminde, gerçeğe yakın çıkışlar elde edebilmek için geometrik ölçek (oran) faktörünü 1 olarak almış ve bunun için de boyutları, esnekliği, uzunluğu boyunca daralma derecesi, yan kolları aorta tıpa tıpa uyan özel malzemeden yapılmış bir aort kullanmış olmasına karşın bu

tezde, ölçek faktörü, sistemin geometrisine değil sistem parametre değerlerine bağlandığından hem sistemde kullanılacak aortun o kadar özel olması gerekmektedir, ki bu sistemi daha basitleştirdiği gibi maliyetini de ucuzlatmaktadır ve hem de toplu olarak gerçekleştirilen parametreler birbirinden bağımsız olarak değiştirilerek farklı durum ve şartlar kolaylıkla oluşturulmakta ve sistemden istenen basınç şekilleri kolayca elde edilebilmektedir.

Verilen makale özetlerindeki bazı deney ve çalışmalar (kapakçık testi deneyleri, boru daralması ile oluşan hız çalkantısının frekans spektrumu ile daralma derecesi arasındaki ilişkiyi bulmaya yönelik çalışmalar, hız profili çıkarma ve türbülans (çalkantı) olayını inceleme çalışmaları gibi) bu tezde verilen sistem yardımıyla da yapılabilir. Bu sistemde ayrıca anlık debi ölçmesi çalışmaları yapılarak, çalışma sistemleri farklı diğer debi ölçerlerin kalibrasyonlarının bu sistem sayesinde mümkün olabileceği vurgulanmıştır.

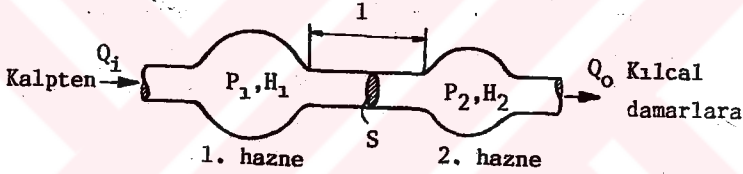
BÖLÜM 2

TEORİK İNCELEME

Bu bölümde dolaşım sisteminin elektriksel modeli verilecek ve model giriş değişkeninin (kaynak akımının) zamana göre değişimi belli iken, model çıkış büyüklüğünün (rezistif yükün uçlarındaki gerilimin) zamana göre değişiminin, uydurulmak istenen sistemin karşı düşen çıkış büyüklüğüne (aortun aşağı kısmındaki basınç değişim biçimine) uyacak şekilde devre parametrelerinin belirlenisi şekli anlatılacaktır.

2.1 ELEKTRİKSEL EŞDEĞER MODEL

Goldwyn (3), aortun toplu elemanlardan oluşan fiziksel modelini Şekil 2.1-deki gibi vermiştir. Bu modelde aort,



Şekil 2.1- Dolaşım sisteminin bir parçası olan aortun fiziksel modeli.

iki elastik hazne ve bu hazneleri birleştiren bir rijit boru yolu olarak ele alınıyor. Birinci hazne aortun yukarı kısmının, ikinci hazne ise aortun daha sert olan aşağı kısımlarının esnekliğini ve iki hazneyi birleştiren rijit boru ise aortun taşıdığı kan sütununu temsil etmektedir. Hazneler daha çok kapasitif özellik gösterdiklerinden, hazne hacmi ile içindeki basınç arasında lineer bir ilişki olduğu varsayılmaktadır. Bu ilişkilere geçmeden önce hidrolik büyüklüklerden önemli olanlarını ve bunların elektriksel karşılıklarını özetleyelim (Tablo 2.1.).

Sistemde dolaşan akışkanın sıkıştırılamaz olduğu ve akışın laminar olduğu kabulü ile Şekil 2.1'de gösterilen modele ait denklemler yazılabilecektir. Hazne içi lineer hacim-basınç ilişkileri;

$$H_1 = H_1(0) + K_1 P_1 \quad H_2 = H_2(0) + K_2 P_2 \quad (2.1)$$

$$Q_1 = dH_1/dt = K_1 \cdot dP_1/dt \quad Q_2 = dH_2/dt = K_2 \cdot dP_2/dt \quad (2.2)$$

Tablo 2.1- Hidrolik ve Elektriksel Büyüklükler.

<u>Hidrolik Büyüklükler</u>	<u>Elektriksel Büyüklükler</u>
H : hacim (cm ³)	q : yük (C)
Q : debi (cm ³ /s)	i : akım (A)
P : basınç (mmHg)	u : gerilim (V)
v : hız (cm/s)	J : akım yoğunluğu (A/m ²)
K : elastisite sabiti (cm ³ /mmHg)	C : kapasite (F)
M : kütle sabiti (mmHg.s ² /cm ³)	L : indüktans (H)
R : direnç (mmHg.s/cm ³)	R : direnç (Ohm)

Momentum sakınımı, rijit boru yoluna uygulanırsa; S, borunun kesit alanı, m, v ortalama hızı ile hareket eden sıvının kütlesi olmak üzere;

$$F = d(mv) / dt \quad (2.3)$$

ρ , sıvının özgül kütlesi, ℓ boru boyu olmak üzere;

$$m = \rho \cdot S \cdot \ell \quad (2.4)$$

dir ve,

$$v = Q / S \quad (2.5)$$

$$F = (P_1 - P_2) \cdot S \quad (2.6)$$

olacağından (2.3) bağıntısı yeniden yazılırsa,

$$(P_1 - P_2) \cdot S = d(\rho \cdot S \cdot \ell \cdot Q / S) / dt$$

$$(P_1 - P_2) = (\rho \cdot \ell / S) \cdot dQ / dt \quad (2.7)$$

elde edilir.

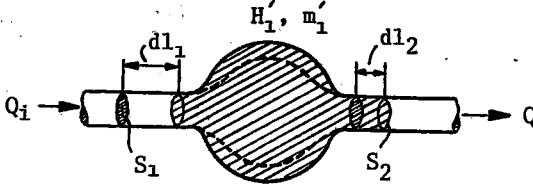
(2.7) eşitliğinde $(\rho \cdot \ell / S)$ terimi bir sabit olup kütle sabiti (M) olarak değerlendirilecektir.

$$M = \rho \cdot \ell / S \quad (2.8)$$

eşitliği, (2.7) ye götürülerek

$$P_1 - P_2 = M \cdot dQ / dt \quad (2.9)$$

elde edilir.



Şekil 2.2 - Genişlemiş durumda 1. hazne.

Şekil 2.2'den yararlanarak, kütleinin sakınımı ilkesi, birinci hazneye uygulanırsa,

$$\sum m \Big|_{t=t_i} = \sum m \Big|_{t=t_{i+1}} \quad (2.10)$$

yazılır.

Birinci haznedeki sıvının t_i anındaki kütlesi m_1 , hacmı H_1 ve t_{i+1} anındaki kütlesi m'_1 , hacmı H'_1 olmak üzere, (2.4) eşitliğinin de yardımıyla, (2.10) eşitliği yeniden düzenlenirse;

$$\rho \cdot S_1 \cdot d\ell_1 + m_1 = \rho \cdot S_2 \cdot d\ell_2 + m'_1 \quad (2.11)$$

olur. Hazne içi sıvı kütlesi (m), hazne hacmı (H) cinsinden genel olarak,

$$m = \rho \cdot H \quad (2.12)$$

ve hazne dışı sıvı hızları, sıvı yerdeğiştirme miktarları cinsinden,

$$v = d\ell / dt \quad (2.13)$$

yazılabilir.

(2.12) ve (2.13) eşitlikleri kullanılarak (2.11) eşitliği yeniden düzenlenirse,

$$\rho \cdot S_1 \cdot v_1 \cdot dt + \rho \cdot H_1 = \rho \cdot S_2 \cdot v_2 \cdot dt + \rho \cdot H'_1 \quad (2.14)$$

ve (2.5) eşitliği kullanılarak ve gerekli sadeleştirmeler yapılarak,

$$Q_1 \cdot dt + H_1 = Q_2 dt + H'_1 \quad (2.15)$$

elde edilir. (2.15) eşitliğindeki Q_1 ve Q_2 debileri sırasıyla Şekil 2.2'deki Q_1 ve Q debileridir, H_1 'deki değişim miktarı da gözönüne alınırsa bu eşitlik,

$$Q_1 - Q = dH_1 / dt \quad (2.16)$$

şekline girer. İkinci hazne için de benzer şekilde,

$$Q - Q_0 = dH_2 / dt \quad (2.17)$$

yazılabilir.

Kılcal damar yatağının daha çok direnç özelliği gösterdiği düşünülerek, bu yatağa giren debi ile yatak uçları arasındaki basınç farkı arasındaki lineer ilişki, yatak direnci R ve yatak uçları arasındaki basınç farkı $(P_2 - P_3)$ olmak üzere; akışın laminar ve Strouhal sayısının 1'den küçük olması halinde;

$$Q_0 = (P_2 - P_3) / R \quad (2.18)$$

dir. Burada P_3 , toplardamar giriş basıncına karşı gelmektedir.

Damarlara göre sertliği fazla olan kalbe ise, Q_1 debisini veren bir akım kaynağı gözü ile bakılabilir (17, 21).

Elde edilen denklemler, (2.2), (2.9), (2.16-18) eşitlikleri ve Tablo 2.1 yardımıyla, dolaşım sisteminin elektriksel modeli kurulabilir.

$$dP_1 / dt = Q_1 / K_1 \quad du_1 / dt = i_1 / C_1 \quad (2.19)$$

$$dP_2 / dt = Q_2 / K_2 \quad du_2 / dt = i_2 / C_2 \quad (2.20)$$

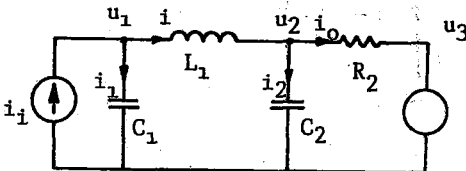
$$(P_1 - P_2) = M \cdot dQ / dt \quad u_1 - u_2 = L_1 \cdot di_1 / dt \quad (2.21)$$

$$Q_1 - Q = dH_1 / dt \quad i_1 - i = dq_1 / dt = i_1 \quad (2.22)$$

$$Q - Q_0 = dH_2 / dt \quad i - i_0 = dq_2 / dt = i_2 \quad (2.23)$$

$$Q_0 = (P_2 - P_3) / R \quad i_0 = (u_2 - u_3) / R_2 \quad (2.24)$$

Elde edilen bu sağ taraftaki elektriksel büyüklükleri içeren eşitliklerden Şekil 2.3'deki elektriksel modele geçilebilmekte ve bu model, Geliştirilmiş Windkessel modeli olarak bilinmektedir (3-6).



Şekil 2.3- Dolaşım sisteminin elektriksel modeli.

Kalp, gevşeme (diyastol) durumunda aorta kan pompalamadığı için bu gevşeme süresi içinde,

$$i_1 = 0 \quad (2.25)$$

dır ve her an için P_3 toplardamar giriş basıncının sabit, dolayısıyla u_3 geriliminin de U_3 değerinde kaldığı varsayılarak, gevşeme süresi içinde, (2.19-24) eşitlikleri,

$$i_1 = 0 \quad (2.26)$$

$$u_3 = U_3 = St. \quad (2.27)$$

$$du_1 / dt = -i / C_1 \quad (2.28)$$

$$du_2 / dt = i / C_2 + (U_3 - u_2) / (R_2 C_2) \quad (2.29)$$

$$di / dt = u_1 / L_1 - u_2 / L_1 \quad (2.30)$$

şekline girer. Denklemler matrisel olarak yazılır.

$$\dot{y} = Ay + B \quad (2.31)$$

$$y = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ i \end{bmatrix} \quad (2.32)$$

ve

$$G = 1 / R, \quad D = 1 / C, \quad \Gamma = 1 / L \quad (2.33)$$

dönüşümleri gözönüne alınırsa,

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1/C_1 \\ 0 & -1/R_2 C_2 & 1/C_2 \\ 1/L_1 & -1/L_1 & 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -D_1 \\ 0 & -G_2 D_2 & D_2 \\ \Gamma_1 & -\Gamma_1 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.34)$$

$$B = \begin{bmatrix} 0 \\ U_3/R_2 C_2 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ D_2 G_2 U_3 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.35)$$

olur.

A, bir alt üçgen matris olduğundan rankı 3'dür ve (2.31) denklemi de üçüncü dereceden olup skaler büyüklükler cinsinden çözümü,

$$y(t) = a_1 e^{s_1 t} + a_2 e^{s_2 t} + a_3 e^{s_3 t} + a_4 \quad (2.36)$$

şeklinde ve bu denklemin s_1, s_2, s_3 özdeğerleri, A matrisine ait karakteristik denklemin kökleri olarak belirlenmektedir (22).

$$d(s) = \det (sI - A) = 0 \quad (2.37)$$

Sistem üçüncü dereceden olduğundan (2.37) eşitliği,

$$d(s) = s^3 + ms^2 + ns + p = 0 \quad (2.38)$$

biçiminde yazılabilir. s_1, s_2, s_3 özdeğerleri (2.37) eşitliğini sağlayacağından, bu eşitlik,

$$d(s) = (s - s_1) \cdot (s - s_2) \cdot (s - s_3) = 0 \quad (2.39)$$

biçiminde yazılabilir. Ayrıca A matrisi (2.37) eşitliğinde yerine konursa,

$$d = \det (sI - A) = \begin{vmatrix} s & 0 & D_1 \\ 0 & s + D_2 G_2 & -D_2 \\ -\Gamma_1 & \Gamma_1 & s \end{vmatrix} = 0 \quad (2.40)$$

$$d = s^3 + D_2 G_2 s^2 + \Gamma_1 (D_1 + D_2) s + \Gamma_1 D_1 D_2 G_2 = 0 \quad (2.41)$$

eşitliği elde edilir. (2.38) ve (2.41) eşitlikleri karşılaştırılırsa,

$$m = D_2 G_2 \quad (2.42)$$

$$n = \Gamma_1 (D_1 + D_2) \quad (2.43)$$

$$p = \Gamma_1 D_1 D_2 G_2 \quad (2.44)$$

elde edilir. G_2 bağımsız parametre olarak alınıp, (2.42-44) eşitliklerinden D_1, D_2 ve Γ_1 parametreleri; m, n ve p cinsinden bulunabilir.

$$D_2 = m / G_2 \quad (2.45)$$

$$\Gamma_1 = G_2 \cdot (m \cdot n - p) / m^2 \quad (2.46)$$

$$D_1 = m \cdot p / ((m \cdot n - p) \cdot G_2) \quad (2.47)$$

Bu denklemler C_1 , C_2 , ve L_1 için düzenlenirse,

$$C_2 = 1 / (m \cdot R_2) \quad (2.48)$$

$$L_1 = m^2 R_2 / (m \cdot n - p) \quad (2.49)$$

$$C_1 = (m \cdot n - p) / (m \cdot p \cdot R_2) \quad (2.50)$$

elde edilir.

(2.41) eşitliğinin katsayıları reel olduğundan, s_1 , s_2 , s_3 köklerinin ya hepsi reeldir veya biri reel diğer ikisi karmaşıktır. Sistem çıkışında bir miktar osilasyon beklendiğinden ikinci varsayım ele alınacaktır. Bu durumda kökler aşağıdaki gibidir (3).

$$s_1 = -b \quad (2.51)$$

$$s_2 = -f + jg \quad (2.52)$$

$$s_3 = -f - jg = \bar{s}_2 \quad (2.53)$$

Bu değerler (2.39) eşitliğinde yerine konulup elde edilen yeni eşitlik (2.38) eşitliği ile karşılaştırılırsa,

$$m = 2f + b \quad (2.54)$$

$$n = f^2 + g^2 + 2bf \quad (2.55)$$

$$p = b (f^2 + g^2) \quad (2.56)$$

eşitlikleri elde edilir.

(2.51-53) eşitlikleri (2.36) eşitliğinde yerlerine konulursa, çıkış büyüklüğünün genel ifadesi elde edilir,

$$y(t) = a.e^{-bt} + d.e^{-ft} \sin(gt+h) + c \quad (2.57)$$

Elektriksel modelde (2.57) eşitliği ile analitik ifadesi verilen durum değişkenlerinden u_1 ve/veya u_2 gerilim değişimleri, kalp-damar sisteminde karşı düşen basınç değişimlerine uyacak şekilde b , f ve g parametreleri ve bu parametreler (2.54-56) eşitliklerinde yerlerine konarak m , n ve p parametreleri bulunacaktır. m , n ve p parametreleri belli iken de R_2 bilinen bir değer olmak üzere (2.48-50) eşitlikleri yardımıyla model parametreleri (C_1 , C_2 ve L_1) bulunabilecektir. O halde burada problem eğri uydurma problemine dönüşmektedir. Daha önce, R_2 'nin, model giriş ve çıkış büyüklüklerinin ortalama değerleri ile nasıl belirleneceğini görelim (4, 5).

2.2 MODEL PARAMETRELERİNİN BELİRLENMESİ

2.2.1 R_2 PARAMETRESİNİN BELİRLENMESİ

Toplardamar giriş basıncı, atardamar basınçları yanında ihmal edilebilecek mertebede küçük olduğu varsayıлып (2.27) ile verilen U_3 gerilimi sıfır alınacaktır.

$$U_3 = 0 \quad (2.58)$$

Bu durumda Şekil 2.3'de verilen model daha basitleşmiş olacak, yani parametrelerden biri yok edilmiş olacaktır. Bu durum, yapay sistemin basitleşmesine de yol açar; sistem R_2 direncinden sonra atmosfere açılacağından toplardamarları modelleme gereği ortadan kalkar, sistemin açık olan bu noktadan belli sürede akıtılan sıvı hacmini ve dolayısıyla ortalama debiyi nicel olarak ölçmek mümkün olur, açık olan uçtan akan sıvı bir kabda toplacağından bu durumun sağlayacağı imkanlardan (sıvı viskozitesini ölçmek ve değiştirmek, dolaştırılan sıvıya karıştırılacak malzemeleri bu kabda homojen hale getirmek, sıvıda oluşacak ısıyı almak ya da sıvı sıcaklığını belli bir değere getirmek gibi) yararlanılır.

Bu yeni durum gözönüne alınarak,

$$i_i = I_o = St. \quad (2.59)$$

doğru akım kaynağı ile model sürülürse R_2 yükünün uçlarında düşen gerilim,

$$u_2 = U_0 = I_0 \cdot R_2 \quad (2.60)$$

olacaktır. i_1 akım kaynağının t domeninde en genel ifadesi Fourier bileşenleri cinsinden,

$$i_1(t) = I_0 + \sum_{n=1}^{\infty} I_n \cdot \sin(n\omega t + \phi_n) \quad (2.61)$$

ve benzer şekilde $u_2(t)$ gerilimi ise,

$$u_2(t) = U_0 + \sum_{n=1}^{\infty} U_n \cdot \sin(n\omega t + \theta_n) \quad (2.62)$$

şeklindedir. (2.61) eşitliği ile verilen akımın ortalama değeri,

$$\overline{i_1(t)} = (1/T) \int_0^T i_1(t) dt \quad (2.63)$$

$$= I_0 + (1/T) \sum_{n=1}^{\infty} I_n \int_0^T \sin(n\omega t + \phi_n) dt \quad (2.64)$$

$$= I_0 \quad (2.65)$$

ve benzer olarak (2.62) eşitliği ile verilen u_2 geriliminin ortalama değeri,

$$\overline{u_2(t)} = U_0 \quad (2.66)$$

olacaktır. (2.60), (2.65) ve (2.66) eşitlikleri birleştirilirse,

$$R = \overline{u_2(t)} / \overline{i_1(t)} = U_0 / I_0 \quad (2.67)$$

bulunur. Bu eşitlik, u_2 ve i_1 değişkenlerinin ortalama değerlerinin oranı olarak R_2 'nin belirleneceğini göstermektedir.

2.2.2. C_1, C_2, L_1 PARAMETRELERİNİN BELİRLENMESİ

2.2.2.1 GENEL AÇIKLAMA

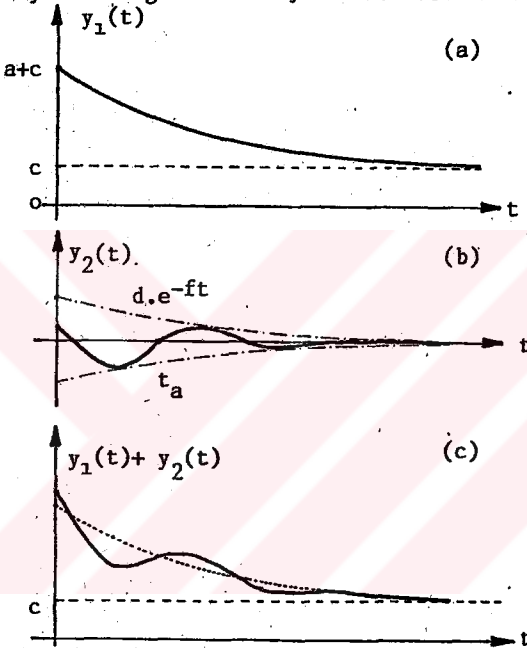
(2.57) eşitliği ile verilen çıkış büyüklüklerinden (u_1, u_2 veya i) herhangi birine ait analitik ifade aşağıdaki gibi iki fonksiyonun toplamı olarak gösterilebilir,

$$y(t) = y_1(t) + y_2(t) \quad (2.68)$$

$$y_1(t) = ae^{-bt} + c \quad (2.69)$$

$$y_2(t) = de^{-ft} \cdot \sin(gt+h) \quad (2.70)$$

Bu fonksiyonların grafikleri şekil 2.4'de verilmiştir.



Şekil 2.4 - (2.57) eşitliği ile verilen çıkış büyüklüğünün zamana göre değişimi.

Goldwyn (3), normal bir insandan alınan kol atardamar basınç değişimini referans alarak eğri uydurmada en küçük kareler metodunu uygulamış; (2.57) ifadesindeki a-h parametrelerini ve $R_2 = 1 \text{ mmHg/cm}^3$ için normalleştirilmiş devre parametrelerini (C_1 , C_2 ve L_1 değerlerini) eğri uydurmada 1 mmHg'lik bir standart sapma hatası ile bulmuştur.

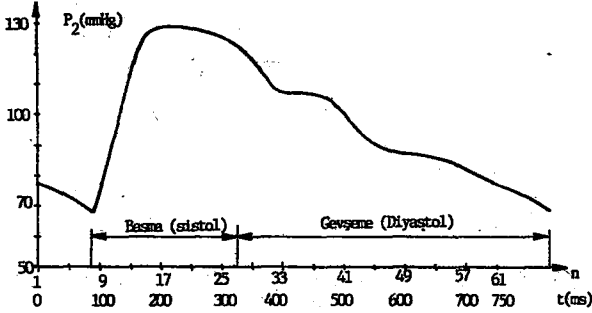
Paulsen (6), eğri uydurmada sadece aortun aşağı kısımlarından alınan basınç değişiminin referans olarak alınmasının elektriksel devre parametrelerinin belirlenmesinde yeterli olduğunu göstermiştir.

Bu çalışmada ele alınan referans basınç eğrisi olarak, Schaaf'ın makalesinde (1) verilen, bir canlıya ait aortun aşağı bölgelerinden alınmış olan basınç değişimlerinden biri alınmış ve bu eğri Şekil 2.5'de gösterilmiştir.

(2.58) eşitliği ile de belirtildiği gibi R_2 yükünden sonraki kaynağın gerilimi sıfır seçildiğinden (2.57) eşitliğindeki c terimi de sıfır olacak,

$$c = 0$$

$$(2.71)$$



Şekil 2.5 - Referans basınç eğrisi.

ve çıkış büyüklüğünün analitik ifadesi, x zaman olarak ele alındığında;

$$y = ae^{-bx} + de^{-fx} \cdot \sin(gx+h) \quad (2.72)$$

şeklini alacaktır. Bu ifade, Şekil 2.5'de verilen eğrinin gevşeme süresindeki değişimine uydurulmaya çalışılarak b, f, g ve (2.48-56) eşitlikleri yardımıyla da dolaylı olarak C₁, C₂, L₁ bulunacaktır.

2.2.2.2 a, b PARAMETRE ÇİFTİNE İLK YAKLAŞIM

Şekil 2.5'de verilen eğrinin gevşeme süresindeki değişimine ilk yaklaşım olarak (2.69) eşitliği ile verilen,

$$y_1(x) = a \cdot e^{-bx} \quad (2.73)$$

ifadesi kullanılacak ve a, b parametre çifti bulunacaktır.

Eğri uydurmada en küçük kareler metodu (23) uygulanacaktır. Bu metodda, (x_j, y_j) data çifti değerleri için,

$$\sum_j (\hat{y}_1(x_j) - y_j)^2 = F(a, b) = \text{minimum} \quad (2.74)$$

yapılmaya çalışılacaktır. Burada y_j referans basınç eğrisinden alınan örneklerdir.

b'nin değerinin biliniyor olduğunu varsayarsak, (2.74) eşitliğinin sağlanabilmesi için

$$\delta F / \delta a = 0 \quad (2.75)$$

bağıntısı geçerli olmalıdır. (2.73) eşitliği, (2.74) ve (2.75) eşitliklerin-

de yerlerine konursa, N data çifti için,

$$\sum_{j=1}^N (ae^{-bx_j} - y_j)^2 = F(a) = \text{minimum} \quad (2.76)$$

$$\delta F / \delta a = 2 \cdot \sum_{j=1}^N (ae^{-bx_j} - y_j) \cdot e^{-bx_j} = 0 \quad (2.77)$$

eşitlikleri bulunur. (2.77) eşitliği yeniden düzenlenirse,

$$a \cdot \sum_{j=1}^N e^{-bx_j} = \sum_{j=1}^N y_j \quad (2.78)$$

$$a = (\sum_{j=1}^N y_j) / (\sum_{j=1}^N e^{-bx_j}) \quad (2.79)$$

elde edilir. Ancak (2.79) eşitliği, verilen bir b değeri için (2.74) eşitliğinde verilen karesel hata fonksiyonunu minimum yapmaktadır. Karesel hatayı azaltacak yönde b değeri ile oynanıp bu işleme, ϵ yeteri kadar küçük bir sayı olmak üzere,

$$|b_{\text{yeni}} - b_{\text{eski}}| \leq \epsilon \quad (2.80)$$

oluncaya kadar devam edilerek iterasyon uygulanacak olursa, karesel hata fonksiyonunu minimum yapan a, b parametre takımı bulunabilir. (2.73-80) eşitliklerinde anlatılan işlemleri yapan bir bilgisayar programı "CUR" ve sonuçları Ek 1'de verilmiştir.

2.2.2.3 a-h PARAMETRELERİNİN BELİRLENMESİ

a, b parametreleri belli iken (2.73) eşitliği ile verilen $y_1(x)$ fonksiyonu belirlenmiş olur. Bu durumda (2.68) eşitliği yardımı ile $y_2(x)$ 'in zamanla değişimi elde edilebilir,

$$y_2(x) = y(x) - y_1(x) \quad (2.81)$$

ve (2.70) eşitliğinde verilen d, f, g ve h parametreleri de 2.2.2.2 alt bölümünde verilen eğri uydurma metodu esas alınarak benzer biçimde bulunabilir. Bunun yerine, $y_2(x)$ değişiminin Şekil 2.4.b'de verilen biçimde olduğu düşünülerek ve bu değişimin şekline bakılarak d, f, g ve h parametreleri kabaca bulunacak ve daha sonra tüm a-h parametre takımı, en küçük karelerle eğri uydurma metodu (2.72) genel ifadesine uygulanarak daha doğru olarak bulunacaktır. Tutulan yol 2.2.2.2 alt bölümünde anlatılan yolun aynısıdır ancak parametre

sayısı biraz artmıştır. Özetle,

$$\sum_j (y(x_j) - y_j)^2 = F(a, b, d, f, g, h) = \text{minimum} \quad (2.82)$$

$$F = \sum_j (a \cdot e^{-bx_j} + d e^{-fx_j} \cdot \sin(gx_j + h) - y_j)^2 = \text{minimum} \quad (2.83)$$

$$\delta F / \delta a = 2 \cdot \sum_j (a \cdot e^{-bx_j} + d e^{-fx_j} \cdot \sin(gx_j + h) - y_j) \cdot e^{-bx_j} = 0 \quad (2.84)$$

$$\delta F / \delta d = 2 \cdot \sum_j (a \cdot e^{-bx_j} + d e^{-fx_j} \cdot \sin(gx_j + h) - y_j) \cdot e^{-fx_j} \cdot \sin(gx_j + h) = 0 \quad (2.85)$$

olur. Verilen b, f, g ve h değerleri için (2.84) ve (2.85) eşitlikleri birleştirilirse,

$$E_2 = \sum_j e^{-2bx_j} \quad (2.86)$$

$$E_4 = \sum_j e^{-2fx_j} \cdot \sin^2(gx_j + h) \quad (2.87)$$

$$E_5 = \sum_j e^{-(b+f)x_j} \cdot \sin(gx_j + h) \quad (2.88)$$

$$Y_3 = \sum_j y_j \cdot e^{-bx_j} \quad (2.89)$$

$$Y_4 = \sum_j y_j \cdot e^{-fx_j} \cdot \sin(gx_j + h) \quad (2.90)$$

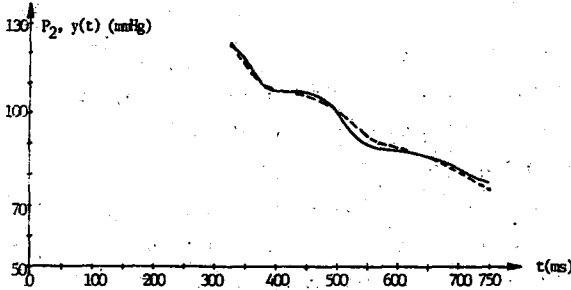
olmak üzere,

$$a = (Y_3 \cdot E_4 - Y_4 \cdot E_5) / (E_2 \cdot E_4 - E_5 \cdot E_5) \quad (2.91)$$

$$d = (Y_4 \cdot E_2 - Y_3 \cdot E_5) / (E_2 \cdot E_4 - E_5 \cdot E_5) \quad (2.92)$$

değerleri karesel hatayı (F'i) minimum yapan değerler olarak elde edilir.

İstenirse $y_1(x)$ fonksiyonu için b parametresini ve istenirse $y(x)$ fonksiyonu için b, f, g ve h parametrelerini iteratif olarak tarayarak eğri uydurma işlemini yerine getiren "CUR" isimli program ve sonuçları Ek. 1'de verilmiş, referans ve referansa uydurulan eğri Şekil 2.6'da gösterilmiştir. CUR programının sonucu olarak elde edilen a-h parametreleri ile bunlar yardımı ile bulunan C_1 , C_2 , L_1 parametreleri Goldwyn'in (3) bulduğu parametrelerle karşılaştırmalı olarak Tablo 2.2'de verilmiştir.



Şekil 2.6 - Diyastol (gevşeme) süresi boyunca referans basınç eğrisi (sürekli eğri) ve buna uydurulan $y(t)$ fonksiyonu.

Tablo 2.2 Eğri uydurma işlemi sonucu bulunan parametre değerleri.

Parametreler	a	b	c	d	f	g	h
CUR programı sonucu	119,4	1,05	0	-4,39	3,56	37	-1,05
GOLDWYN'in sonuçları	69	3,86	68,5	-13,2	4,07	23,6	1,73

Normalleştirilmiş Devre Parametreleri	C_1	C_2	L_1	R_2	U_3	σ
CUR Programı sonucu	0,84	0,122	0,0067	1	0	1,5
GOLDWYN'in sonuçları	0,19	0,083	0,029	1	68,5	<1

Parametrelerdeki farklılıklar, parametrelerden birinin, U_3 'ün, ortadan kaldırılması sonucu ortaya çıkmıştır. Ayrıca referans olarak seçilen basınç değişimleri de birbirinin aynı değildir.

Eğri uydurma işleminde eğrilerin birbirine ne derece uyduğu, aralarında tanımlanacak olan "Standart sapma" değeri ile verilmiştir. Bunun için, uydurulan y ve referans w eğrilerinin bir periyod içindeki örnek farklarını bir ranslantı değişkeni, z , olarak alıp bu farkların standart sapması;

$$\sigma = \left(\sum_{i=1}^M (z_i^2 / M) - \left(\sum_{i=1}^M z_i / M \right)^2 \right)^{1/2} \quad (2.93)$$

olarak hesaplanacaktır ki bu eşitlikte,

$$z = y - w \quad (2.94)$$

olarak tanımlıdır. CUR programının sonucunda uydurulan eğriye ait standart sapma, $M=35$ örnek için, 1,5 mmHg olarak bulunmuştur. Goldwyn ise 1 mmHg'den küçük standart sapma ile parametreleri bulduğunu makalesinde (3) belirtmiştir.

(2.27) eşitliğinde verilen U_3 'yi de parametrelerin arasına sokarak, $U_3 \neq 0$ için yeniden düzenlenen CUR programı yardımıyla eğri uydurma işlemi yerine getirildiğinde, Tablo 2.3'de gösterilen parametre değerleri elde edilmiştir ki bu değerler $U_3 = 0$ yapılarak bulunan parametre değerlerine göre Goldwyn'in bulunduğu parametre değerlerine daha yakındır ve bu durumdaki standart sapma da 0,74 mmHg gibi küçük bir değer çıkmıştır.

Tablo 2.3 $U_3 \neq 0$ için bulunan parametre değerleri.

C_1	C_2	L_1	R_2	U_3	σ
0,225	0,126	0,0113	1	59,6	0,74

Ancak, gerek yapay sistemde toplardamarları benzetme yoluna gidilmeyeceği ve gerekse getireceği diğer üstünlüklerden (ortalama debi ölçebilme, sıvıdan her an örnek alabilme ya da sıvıya birşeyler katabilme) yararlanılacağı düşüncesi ile sistem, R_2 elemanından sonra bir depo yardımıyla atmosfere açılacak, yani $U_3 = 0$ durumu ele alınacaktır.

Parametrelerin daha doğru değerleri, akım kaynağının da devreye sokulduğu bir sonraki alt bölümde elde edilmiştir.

2.2.2.4 C_1, C_2, L_1, R_2 PARAMETRELERİN EN SON ELDE EDİLEN DEĞERLERİ

Şekil 2.5'de gösterilen referans basınç eğrisini tümüyle model çıkışında elde edebilmek için kaynak akımının, sistol süresindeki değişimini de gözönünde bulundurmak gerekir. Ancak, sistol süresinde sadece kaynak değil, hem kaynak ve hem de devre parametreleri etkili olduğundan referans basınç eğrisinin diyastol süresindeki parçasının uydurulması ile bulunan devre parametreleri hala kesin değerlerinde değildir. Yapay sistemde kullanılan pompa rijit malzemeden yapılmış olduğundan kaynak, tam olarak akım kaynağı alınacaktır. Modele uygun akım kaynağının akımının değişim şekli ve aynı zamanda devre parametrelerinin

daha doğru değerleri, modele ait devre denklemlerinin nümerik çözümü ile bulunan model çıkış geriliminin, referans olarak seçilen basınç değişimine (Şekil 2.5), tam bir periyodluk süre içinde uyması sağlanacak şekilde belirlenecektir. (2.19-24) eşitlikleri ile verilen devre diferansiyel denklemleri bilgisayar (IBM 4331) yardımıyla nümerik olarak 4. derece Runge-Kutta (24) metodu ile çözülecek ve eğri uydurmada kriter gene en küçük kareler metodu olacaktır.

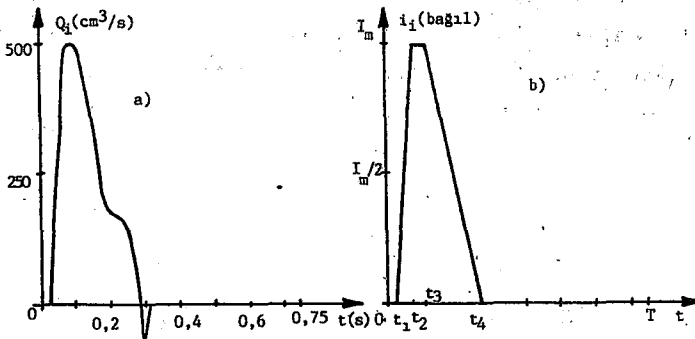
Devre diferansiyel denklemleri yeniden yazılacak olursa,

$$du_1 / dt = (i_1 - i) / C_1 \quad (2.95)$$

$$du_2 / dt = -u_2 / (R_2 C_2) + i / C_2 \quad (2.96)$$

$$di / dt = (u_1 - u_2) / L_1 \quad (2.97)$$

şeklindedir ve durum değişkenlerini etkileyen parametre sayısı i_1 , C_1 , C_2 , L_1 , R_2 olarak beş tanedir. Bu parametrelerden i_1 , akım kaynağının akımı olarak zaman içinde değişkendir. Schaaf'ın makalesinden (1) referans olarak seçilen kalp çıkışı debi değişim şekli ile kaynak akımının seçilen değişim şekli (Şekil 2.7) de gösterilmiştir.



Şekil 2.7 - a) Schaaf'ın makalesinden (1) referans olarak seçilen kalp çıkışı debi değişimi, b) Modelde kabul edilen kaynak akımı değişimi şekli.

Şekil 2.7'de gösterilen kaynak akımının, I_m ve t_1 , t_2 , t_3 , t_4 parametreleri cinsinden analitik ifadesi,

$$i_i(t) = \begin{cases} 0 & 0 \leq t \leq t_1 \\ (t - t_1) \cdot I_m / (t_2 - t_1) & t_1 \leq t \leq t_2 \\ I_m & t_2 \leq t \leq t_3 \\ (t_4 - t) \cdot I_m / (t_4 - t_3) & t_3 \leq t \leq t_4 \end{cases} \quad (2.98)$$

şeklinde yazılabilir. Böylece zaman içinde değişken i_i akımı, zaman içinde sabit t_1 ve I_m parametrelerine dönüştürülmüş olur.

Şekil 2.7b'deki akım değişiminin tepe değeri,

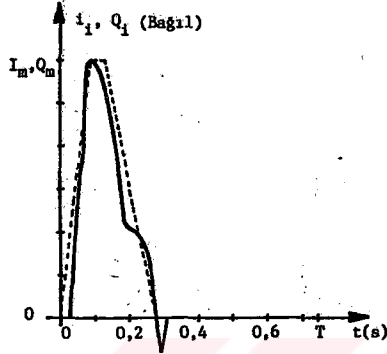
$$I_m = 100A \quad (2.99)$$

için gerek devre parametrelerini ve gerekse t_1 parametrelerini iteratif olarak değiştirerek eğri uydurma işlemini gerçekleştiren bir program, "ITR", ve sonuçları Fk.2'de verilmiştir. Yalnız burada referansa uydurulan eğri olarak $y(t)$ fonksiyonu yerine 2.95-97 diferansiyel denklemlerinin Runge-Kutta metodu ile çözümü olarak bulunan u_2 değişimi kullanılmıştır.

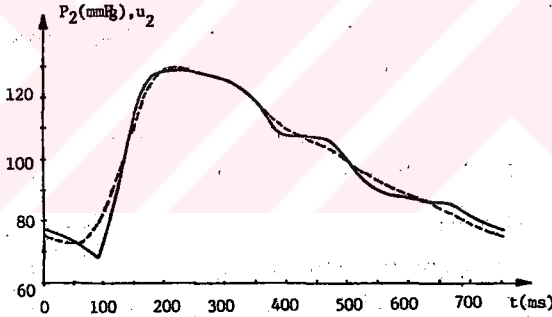
Eğri uydurma işleminin sonucu olarak elde edilen parametre değerleri Tablo 2.4'de, referans kaynak akımı ile karşılaştırmalı olarak ITR programından elde edilen kaynak akımı ve referans basınç değişimi ile karşılaştırmalı olarak elektriksel modele ait u_2 gerilimi değişimi sırası ile Şekil 2.8 ve Şekil 2.9'da gösterilmiştir. Bir T periyod süresi boyunca uydurulan model çıkış işaret değişimi için standart sapma, $M=60$ örnek için, 2,8 mmHg olarak elde edilmiştir.

Tablo 2.4 - ITR Programının sonucu.

C_1 (cm ³ /mmHg)	C_2 (cm ³ /mmHg)	L_1 (mmHg.s ² /cm ³)	R_2 (mmHg.s/cm ³)	U_3 (mmHg)	σ (mmHg)
0,172	0,0218	0,0316	4,69	0	2,8
t_1 (ms)	t_2 (ms)	t_3 (ms)	t_4 (ms)	T (ms)	I_m (cm ³ /s)
0	90	130	280	750	100



Şekil 2.8 - Referans kalp çıkışı debi değişimi (sürekli eğri) ve ITR programı sonucu olarak elde edilen modele ait kaynağın akım değişimi.



Şekil 2.9 - Referans basınç eğrisi (sürekli eğri) ve ITR program çıkışı.

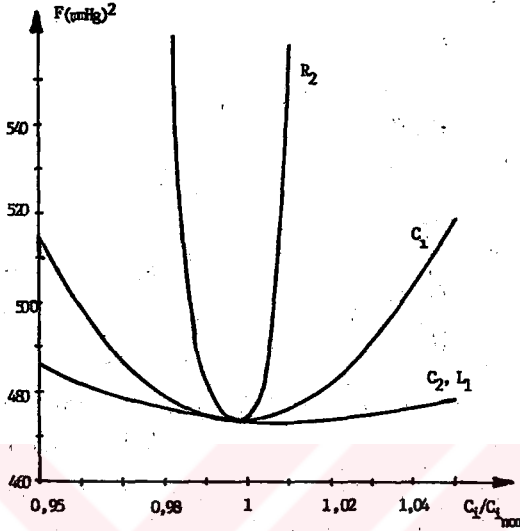
Program ITR'den ayrıca devre parametrelerinin yüzde değişimlerine göre karesel hata değişimlerini elde etmek mümkündür ve bu değişimler Şekil 2.10 da gösterilmiştir. Bu değişim şekline bakıldığında karesel hataya en etkili parametre R_2 'dir, sonra C_1 ve daha sonra C_2 ve L_1 gelmektedir. Ayrıca sistemin öz titreşim frekansını,

$$f_0 = (1/2 \pi) \cdot [(C_1 + C_2) / (C_1 \cdot C_2 \cdot L_1)]^{1/2} \quad (2.100)$$

olarak hesaplamak mümkündür ve Tablo 2.4 de verilen parametrelerle bu frekans,

$$f_0 = 6,4 \text{ Hz} \quad (2.101)$$

dir.



Şekil 2.10 - Eğri uydurma işleminde karesel hatanın devre parametrelerine göre değişimi.

2.3 ANALOG BİLGİSAYAR YARDIMI İLE MODELLEME

Şekil 2.3 de gösterilen elektriksel büyüklüklere etkiyen parametrelerin (C_1 , C_2 , L_1 , R_2 , t_1 , t_2 , t_3 ve t_4) sayısı 8 gibi büyük bir rakam iken bu parametrelerin gerçek değerlerine 2.2.1 ve 2.2.2 alt bölümlerinde belirtildiği gibi yaklaşmak oldukça zahmetli ve zaman alıcıdır. Üstelik bu parametrelerin model çıkış büyüklüklerinin zaman içindeki değişimlerine nasıl etki ettiklerine hemen karar vermek oldukça zordur. Eğer model, bir analog bilgisayar üzerinde kurulursa, hem model parametrelerini potansiyometreler yardımı ile kolayca değiştirmek ve hem de anında çıkış büyüklüklerinin değişimlerini hafızalı bir osiloskop yardımı ile gözlemek mümkün olacağından, eğri uydurma işlemini sırf karesel hata sonucuna bağlamaktan kurtulmuş ve de devre parametrelerinin model çıkış büyüklükleri üzerindeki etkilerini daha yakından izlemiş oluruz.

2.3.1 MODEL

Bu amaca hizmet edecek modeli, analog bilgisayar (EAI 180) üzerinde gerçeklemek üzere (2.95-97) eşitlikleri tekrar ele alınacak ve fakat bu

eşitliklerdeki durum değişkenleri (u_1, u_2, i) yerine modelde bulunacak integratörlerin çıkış gerilimleri (v_1, v_2, v_3) karşı düşürülecektir. Yalnız bu karşı düşürme işlemi belli çarpanlar üzerinden olacaktır.

$$u_1 = \alpha \cdot v_1 \quad (2.102)$$

$$u_2 = \alpha \cdot v_2 \quad (2.103)$$

$$i = \beta \cdot v_3 \quad (2.104)$$

Karşı büyüklüğüne, i_1 'ye, de v karşı düşürülürse,

$$i_1 = \beta \cdot v \quad (2.105)$$

bilgisayara ait devre denklemleri,

$$dv_1 / dt = -(\beta / \alpha C_1) \cdot (v_3 - v) \quad (2.106)$$

$$dv_2 / dt = -(\beta / \alpha C_2) \cdot (\alpha v_2 / \beta R_2 - v_3) \quad (2.107)$$

$$dv_3 / dt = -(\alpha / \beta L_1) \cdot (v_2 - v_1) \quad (2.108)$$

şekline girer.

$$u_{1max} = u_{2max} = 200 \text{ mmHg} \quad (2.109)$$

$$i_{max} = i_{imax} = 100 \text{ cm}^3 / \text{s} \quad (2.110)$$

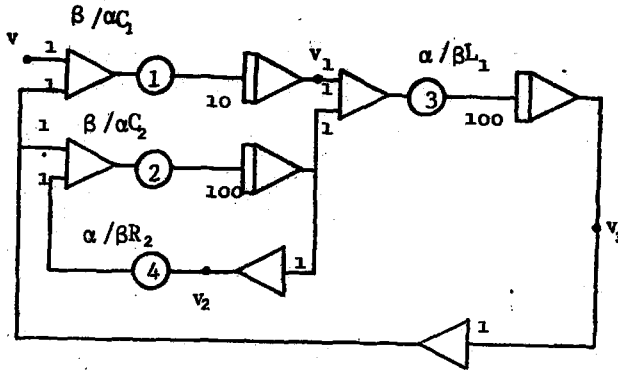
$$v_{1max} = v_{2max} = v_{3max} = v_{mx} = 10 \text{ V} \quad (2.111)$$

sınır değerleri için,

$$\alpha = 20 \text{ (mmHg/V)} \quad (2.112)$$

$$\beta = 10 \text{ (cm}^3 \text{s}^{-1} \text{/V)} \quad (2.113)$$

bulunur. (2.106-108) eşitlikleri yardımıyla elde edilen bilgisayar modeli Şekil (2.11) de verilmiştir.



Şekil 2.11 - Sistemin analog bilgisayar modeli.

Tablo 2.4 de verilen devre parametreleri ve (2.112-113) eşitliklerinde verilen α, β değerleri yardımıyla Şekil 2.11'deki analog bilgisayar modelindeki potansiyometre değerleri (r_1, r_2, r_3 ve r_4) hesaplanabilir.

$$\beta / \alpha C_1 = 2,91 \quad (2.114)$$

$$\beta / \alpha C_2 = 22,9 \quad (2.115)$$

$$\alpha / \beta L_1 = 63,3 \quad (2.116)$$

$$\alpha / \beta R_2 = 0,427 \quad (2.117)$$

olduğuna, potansiyometre değerlerinin 1'den büyük olamayacağına göre bu değerler ancak,

$$r_1 = 0,291 \quad (2.118)$$

$$r_2 = 0,229 \quad (2.119)$$

$$r_3 = 0,633 \quad (2.120)$$

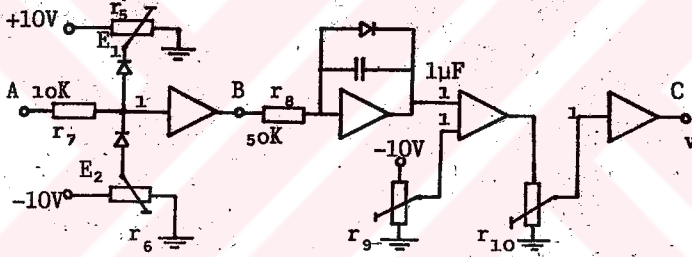
$$r_k = 0,427 \quad (2.121)$$

olabilir. Bu durumda, (2.114-117) eşitlikleri, potansiyometrelerden sonra gelen integratör veya toplayıcıların kazançları uygun seçilerek sağlanır.

(2.106-108) eşitlikleri daha akıllıca yeniden düzenlenerek Şekil 2.11'de verilen modeli daha basitleştirmek (eleman sayısını azaltmak) mümkün ise de, burada bu basitleştirme yapılmayarak her bir potansiyometrenin elektriksel modelin sadece bir devre parametresine karşı düşmesi üstünlüğünden yararlanılacaktır.

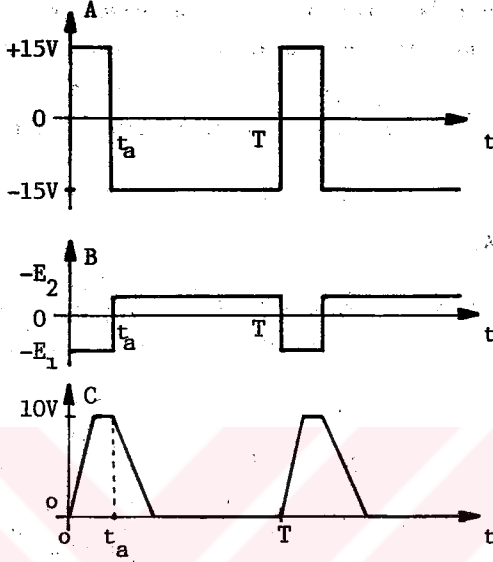
2.3.2 MODEL İÇİN v KAYNAĞI

v kaynağının gerilim değişim şeklinin Şekil 2.7.b'deki gibi olmasını sağlayacak bir devre Şekil 2.12 de görülmektedir.



Şekil 2.12 - v değişiminin Şekil 2.7.b'deki gibi olmasını sağlayan devre.

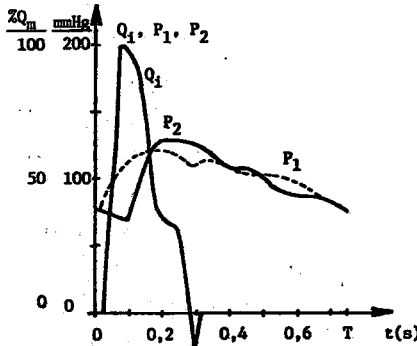
Şekil 2.12'deki A, B ve C noktalarındaki gerilim değişim şekilleri Şekil 2.13'de görülmektedir. A noktasına pozitif ve negatif genlikleri eşit olan dikdörtgen biçimli işaret, bir darbe üretici (HP 3311 A) tarafından uygulanmaktadır. r_5 ve r_6 potansiyometreleri A giriş işaretini üstten ve alttan kırmakta kullanılır. r_5 potansiyometresi yardımıyla E_1 gerilimi değiştirilerek C noktasındaki işaretin, yani v kaynağının, ön kenar eğimi değiştirilir. t_a zamanı ve T periyodu birbirinden bağımsız olarak üretici aracılığı ile ve v kaynak işaretinin arka kenar eğimi ise E_2 gerilimi yani r_6 potansiyometresi ile ayarlanabilir. Şekil 2.12'deki ikinci integratörün giriş çıkışı arasında bağlı diyot integratör çıkış geriliminin negatife geçmesini önlemek için konmuştur. r_9 potansiyometresi, v işaretinin sıfır seviyesini, r_{10} ise v 'nin genliğini ayarlamak için kullanılmıştır.



Şekil 2.13 - Şekil 2.12'deki devrenin çeşitli noktalarındaki gerilim değişimleri.

2.3.3. MODEL ÇIKIŞI

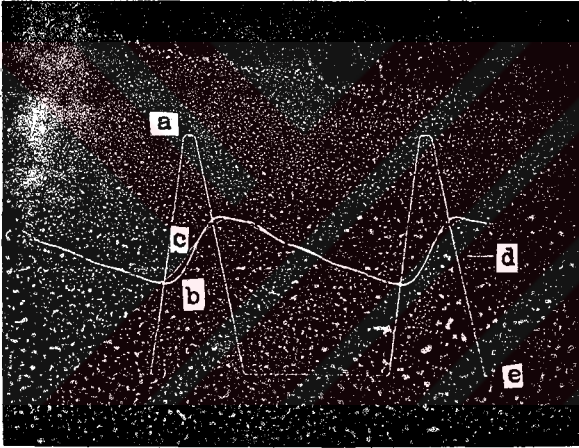
Model çıkışından beklenen gerilimler Şekil 2.8'de verilen işaret boyutlarında giriş referans işaretleri ile birlikte toplu olarak Şekil 2.14'de gösterilmiştir. Referans işaretinin bu boyutlara indirilmesinde amaç, sistem ya da



Şekil 2.14 - Referans debi ve basınç eğrileri.

analog bilgisayardan elde edilen çıkışların bu referans işaretleri ile osiloskop ekranında karşılaştırılabilmesini sağlamak içindir.

Model, bir analog bilgisayarda kurulmuş ve Tablo 2.4'deki devre parametreleri için modelden alınan işaretler, Şekil 2.15'de hafızalı bir osilaskopdan (Tektronix 5111) alınmış bir fotoğraf olarak gösterilmektedir. Şekil 2.16'da ise v_2 geriliminin Şekil 2.5'de verilen referans basınç eğrisi ile karşılaştırmalı olarak değişimi gösterilmektedir. v_2 nin referans eğrisine benzerliği, Şekil 2.9'da verilen u_2 nin referans eğrisine olan benzerliği kadar olduğu, bu eğri çiftleri karşılaştırılarak görülebilir.



$$r_1 = 0,291$$

$$r_2 = 0,229$$

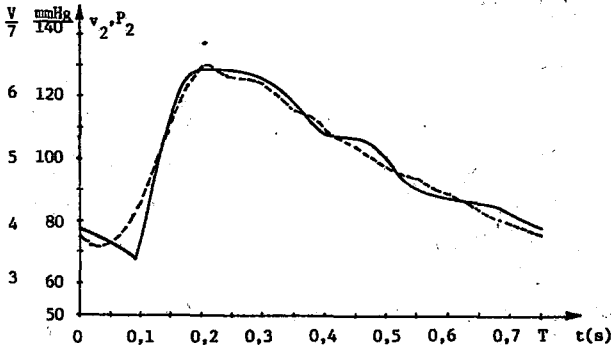
$$r_3 = 0,633$$

$$r_4 = 0,427$$

$$d) 100 \text{ mmHg}$$

$$e) 0 \text{ mmHg ve } 0 \text{ cm}^3/\text{s}$$

Şekil 2.15 - Tablo 2. deki devre ve kaynak parametreleri için analog bilgisayardaki dolaşım modelinden alınan a) giriş işareti v değişimi, b) v_2 ve c) v_1 gerilim değişimleri.

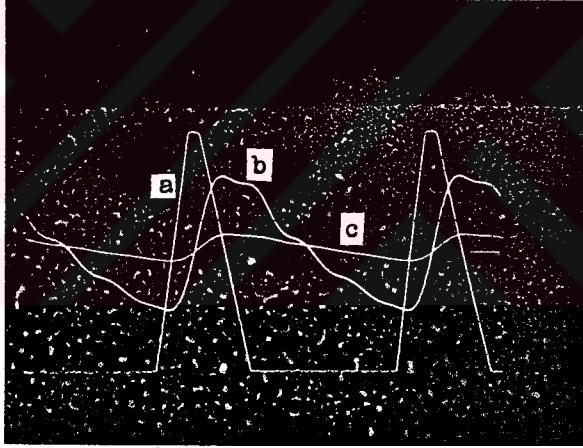


Şekil 2.16 - Analog bilgisayar üzerine kurulan modelde Tablo 2.4'deki parametre değerleri ile elde edilen v_2 gerilimi ve karşılaştırma için referans P_2 basıncı değişimi (sürekli eğri).

2.3.4. DEVRE PARAMETRELERİNİN ÇIKIŞ İŞARETİ ÜZERİNE ETKİLERİ

Devre parametrelerinin v_2 çıkış büyüklüğünün değişim şekli üzerinde yaptıkları değişiklikleri gözlemek amacı ile her seferinde parametrelerden biri, Şekil 2.11'deki potansiyometrelerden biri, değiştirilerek modelden elde edilen v_2 gerilimi değişim şekilleri Şekil(2.17-20)'de gösterilmiştir. Bu değişim şekillerinden elde edilen sonuçları şöyle özetleyebiliriz (parametrelerin normal değerleri (2.118-121) eşitliklerinde verildiği gibidir):

i) C_1 değişimi, ortalama değeri değişmemek şartıyla, v_2 geriliminin genliğine etki etmektedir. C_1 küçüldükçe, yani modeldeki r_1 büyüdükçe v_2 genliği artmaktadır, Şekil 2.17.

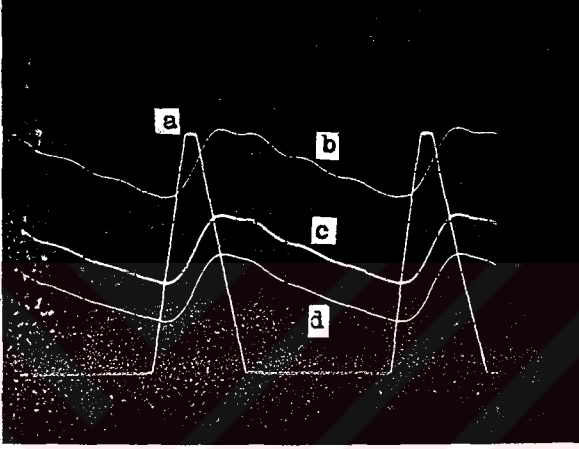


Şekil 2.17 - C_1 değişiminin çıkış büyüklüğüne, v_2 'ye etkisi a) v giriş gerilimi, b) $r_1 = 0,7$ ve c) $r_1 = 0,1$ için çıkış gerilimleri.

ii) Şekil 2.18'de R_2 nin değişiminin v_2 üzerindeki etkisi görülüyor. Daha önce (2.67) eşitliğinde de belirtildiği gibi giriş kaynağının genliği ve değişim şekli değişmediği yani,

$$\bar{i}_1(t) = St. \quad (2.122)$$

kaldığı için R_2 'deki değişme, v_2 işaretinin ortalamasına etki edecektir. Şekil 2.18'de R_2 arttıkça v_2 'nin genlik ekseninde yukarı doğru ötelendiği ve fakat genliğinin ve değişim şeklinin pek bozulmadığı görülüyor.



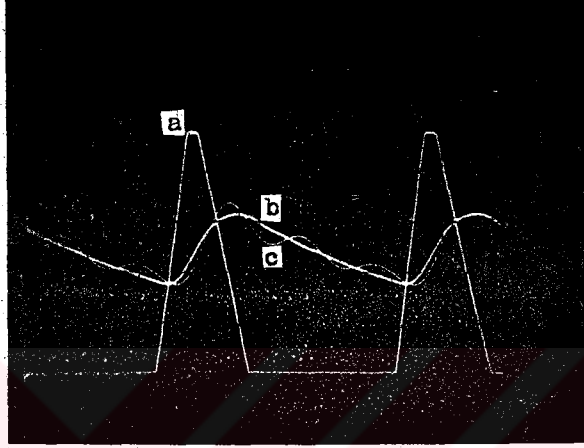
Şekil 2.18 - R_2 değişiminin v_2 üzerine etkisi b) $r_4 = 0,25$, c) $r_4 = 0,427$, ve d) $r_4 = 0,63$.

iii) Tablo 2.4'den görüldüğü gibi C_1 , C_2 den daha büyüktür. (2.100) eşitliğinde C_1 yanında C_2 ihmal edilirse bu eşitlik,

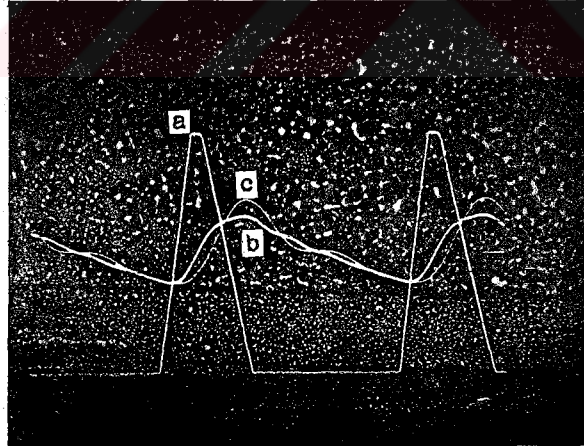
$$f_0 = (1/2\pi) \cdot (1/L_1 C_2)^{1/2} \quad (2.123)$$

şeklinde yazılabilir. Bu ise L_1 ve C_2 'nin v_2 geriliminin diyastol kısmının titreşim frekansına etki edeceğini gösterir. Şekil 2.19'da C_2 arttıkça yani r_2 azaldıkça v_2 gerilimindeki titreşimlerin genliğinin de arttığı görülüyor.

iv) Şekil 2.20'de L_1 arttıkça, r_3 azaldıkça, v_2 'nin ön kenarının zaman ekseninde sağa doğru kaydığı, gecikme olduğu ve diyastol süresindeki titreşimlerin genliğinin arttığı ve frekansının azaldığı görülüyor.



Şekil 2.19 - C_2 değişiminin v_2 üzerine etkisi. Dalgalı ince eğri c için $r_2 = 0,1$ ve diğeri için, b, $r_2 = 0,6$.



Şekil 2.20 - L_1 değişiminin v_2 üzerine etkisi. Dalgalı ince eğri için, c, $r_3 = 0,2$ ve diğeri için, b, $r_3 = 1,0$.

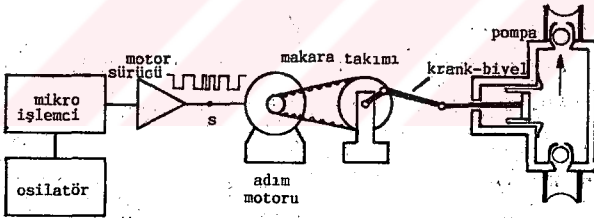
BÖLÜM 3

POMPA VE SÜRÜCÜ DÜZEN

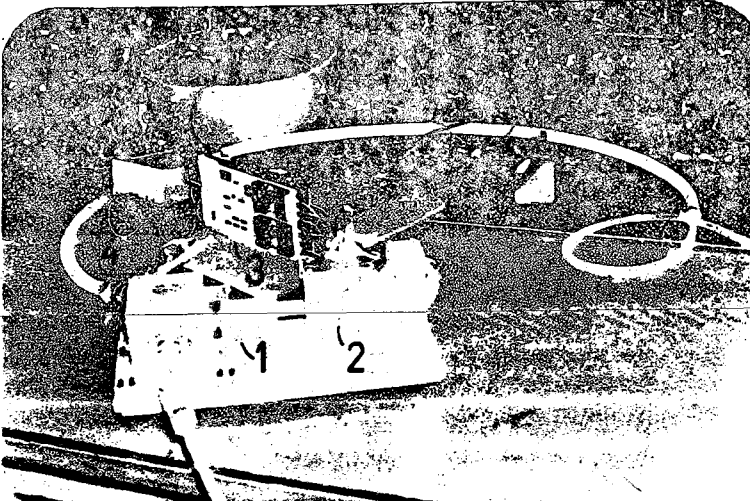
Bu bölümde yapay dolaşım sisteminin temel elemanı olan pompanın ve pompayı süren mekanizmanın çalışma şekli anlatılacaktır. Pompanın sürdüğü, damar görevi gören boru takımı ise 5. bölümde anlatılacaktır.

3.1. POMPA

Sistemin kalbini oluşturan pompa, pistonu ve iki kapakçığı olup plexiglas-dan yapılmıştır ve sürücü mekanizması ile birlikte Şekil 3.1 de şematik olarak gösterilmiştir. Şekil 3.2 de pompa ve sürücü mekanizmasından alınmış bir fotoğrafı bulunmaktadır. Ek.5 da ise pompanın kesit resmi verilmiştir.



Şekil 3.1 - Pompa ve sürücü mekanizması.



3.2-

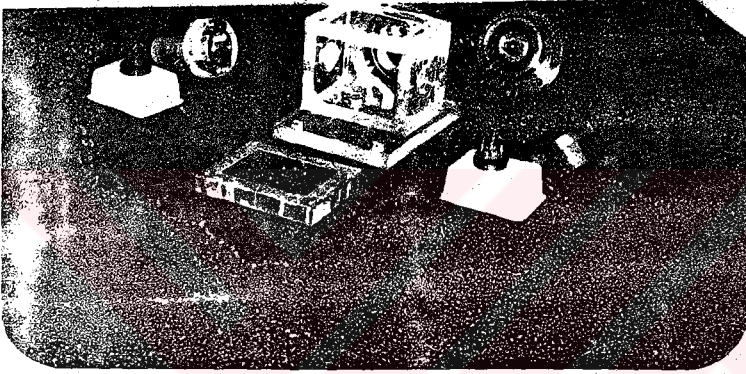
2)

3)

ve 4) Darbe üretici.

Pawel (7,8), Swanson (17,18) ve meslektaşları da çalışmalarında benzer bir pistonlu pompa kullanmışlar, yalnız Pawel, pompayı "Kam" adı verilen ve profili, bir eksen etrafında hareket ettikçe pistonu darbeleri öteleme hareketi veren bir disk yardımı ile, Swanson ise krank-biyel mekanizması ve rotoru sabit hızla hareket eden ve fakat bir yay aracılığı ile piston geri çekildikçe zorlanıp yavaşlayan bir motor yardımıyla sürmeye çalışmışlardır . Bu çalışmada ise krank-biyel mekanizması ile piston, hızı mikroişlemci kontrolü altında değiştirilebilen bir adım motoruna bağlıdır ve pistonu verilmesi gerekli darbe, bir vuruş periyodu içinde değişken olan bu motor hızı yardımıyla sağlanmaktadır. Adım motorunun hızı, girişine uygulanan ve bir mikroişlemci aracılığı ile bir program dahilinde üretilen elektriksel darbe katarının frekansı ile değiştirilmektedir. Frekans o şekilde değiştirilir ki pompanın aort tarafına fırlattığı sıvının debisi Şekil 2.7.b'de verilen eğriye uygun olarak değişir. Bu ise akışkanın sıkıştırılamaz olduğu ve kapakçıkların geri sıvı kaçırmadığı kabulü ile (2.16) eşitliği gözönüne alınarak sistol süresindeki pompa içi hacminin, ya da piston, kesit alanı sabit olan silindir içinde hareketli olduğuna göre sistol süresindeki piston yer değiştirme miktarının, Şekil 2.7.b'de verilen debi değişiminin integrali ile orantılı olarak değiştirilmesini gerektirir.

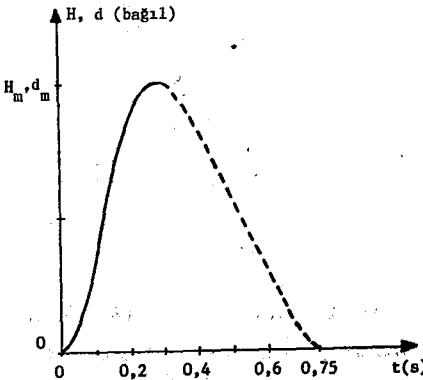
Pompa pistonunun hareket ettiği silindirin iç çapı 5 cm olup silindirin boyu 6 cm kadardır. Pistonun maksimum yer değiştirme miktarı ya da vuruş hacmi, makara takımına bağlı krankın boyu ile değiştirilebilmektedir. Piston çapı 4,7 cm kadardır. Pistona bağlı olan ve kendi üzerinde yuvarlanabilen bir diyafram (bellofram) ile sızdırmazlık ve aynı zamanda pistonun hareket kolaylığı sağlanmıştır. Pompa plexiglasdan yapılmış olup, bu sayede kapakçıkların çalışması ve pompa içi hava kabarcıklarının olup olmadığı gözlenebilir. Kapakçık olarak, bir tel kafes içinde hareketli olan ve pistonun hareket yönüne (daha doğrusu pompa içi basıncının boru içi basıncından olan büyüklüğüne) göre 19 mm çapında bir deliği açan ya da kapatan küresel bir plastik top kullanılmıştır. Şekil 3.3'de pompanın açılmış şekli ve kapakçıklar görülmektedir.



Şekil 3.3 - Pompayı oluşturan temel parçalar ve kapakçıklar.

3.2 PİSTONUN YER DEĞİŞTİRME HAREKETİNİN ZAMANA GÖRE DEĞİŞİM ŞEKLİ

3.1 alt bölümünde, pompa içi hacim değişiminin ya da piston yerdeğiştirme hareketinin pompa çıkış debi değişiminin integrali olarak belirli olduğu açıklanmıştı. Bu bilgi ışığında Şekil 3.4'de, Şekil 2.8'deki debi değişiminin integrali olarak hesaplanmış pompa içi hacim ya da piston yerdeğiştirme hareketinin değişim şekli gösterilmektedir. Debiden hacma geçiş bağıntısı olarak, debiden Δt zaman aralıklarında alınan örnekler cinsinden,



Şekil 3.4 - Şekil 2.8'deki modele ait debi değişimini verecek olan pompa içi bağıl hacim değişimi.

$$H(1) = 0 \quad (3.1)$$

$$H(i+1) = H(i) + (Q(i) + Q(i+1)) \cdot \Delta t/2 \quad (3.2)$$

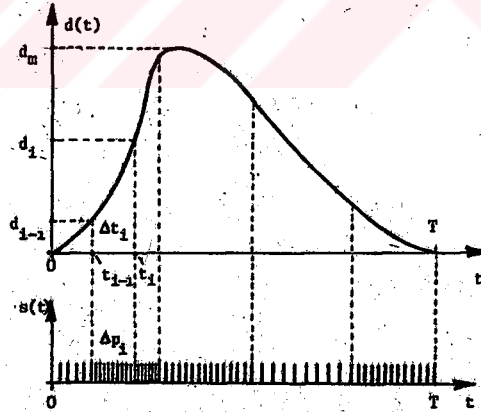
$$\Delta t = 12,5 \text{ ms} \quad (3.3)$$

$$i = 2, 3, 4, \dots, 61 \quad (3.4)$$

eşitlikleri kullanılmıştır. Şekil 3.4'deki kesikli çizgiler, diyastol süresindeki pistonun geri çekiliş değişimidir ve diyastolde aort kapakçığı kapalı olduğundan bu değişimin şeklinin aort basıncı üzerindeki etkisi yok farzedilmektedir.

3.3 ADIM MOTORUNA UYGULANAN İŞARETİN FREKANSININ DEĞİŞİMİ

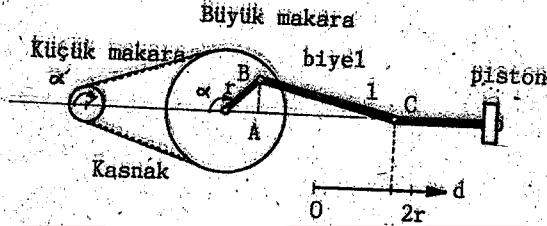
Şekil 3.5'de, motora uygulanan işaretin ($s(t)$ 'nin) frekansı ile piston yerdeğiştirme miktarının zamanla değişim şekli örneklenmiş olarak (ve fakat ölçeksiz olarak) yeniden verilmiştir.



Şekil 3.5 - Zamana göre bağıl yerdeğiştirme eğrisi ($d(t)$) ve motora uygulanan işaretin ($s(t)$ 'nin) frekansının yerdeğiştirme eğrisinin eğimine bağlı olarak değişimi.

Şekil 3.5'den anlaşılabacağı gibi yerdeğiştirme eğrisinin eğimi ne kadar büyük ise piston yerdeğiştirme miktarının, verilen Δt_1 süresinde o kadar büyük olması gerekeceğinden motora uygulanan işaretin frekansı da bu süre içinde o derece büyük olmalıdır.

Şekil 3.6'da ise yerdeğiştirme d , ile işaret frekansı f , arasındaki ilişkiyi kurabilmek için makara takımı, krank-biyel mekanizması ve piston, şematik olarak yeniden gösterilmiştir.



Şekil 3.6-Krankbiyel mekanizması çalışmasını açıklayıcı şekil.

Makara takımı, gerek moment kazanmak ve gerekse motoru gürültüsü daha az olan yüksek devirlerde çalıştırabilmek için kullanılmış ve makaralar arası bağlantı, makaralar arası faz kaymasını önlemek amacı ile bir dişli-kasnak ile sağlanmıştır. Şekil 3.6'daki bazı büyüklüklere-ait değerler,

$$\text{Makara çevirme oranı} = k_1 = 1/4 \quad (3.5)$$

$$\text{Biyel uzunluğu} = l = 16 \text{ cm} \quad (3.6)$$

$$\text{Krank uzunluğu} = r = 0,5 - 2,5 \text{ cm (ayarlı)} \quad (3.7)$$

Şekil 3.6'daki ABC dik üçgeninde Pythagoras bağıntısı uygulanırsa yerdeğiştirme ve büyük makara dönme açısı arasında, pistonun alt ölü noktası referans nokta alındığında,

$$l^2 = (r \cdot \sin \alpha)^2 + (l - r + d - r \cdot \cos(180 - \alpha))^2 \quad (3.8)$$

$$d = -l + r \cdot (1 - \cos \alpha) + (l^2 - r^2 \cdot \sin^2 \alpha)^{1/2} \quad (3.9)$$

$$l \gg r \quad (3.10)$$

için,

$$d = r \cdot (1 - \cos \alpha) \quad (3.11)$$

elde edilir. Makaralar arası çevirme oranı,

$$\alpha / \alpha' = k_1 \approx 1/4 \quad (3.12)$$

olduğundan, (3.11) eşitliği, piston yerdeğiştirmesi ile motor dönme açısı arasındaki bağıntı,

$$d = r \cdot (1 - \cos(k_1 \cdot \alpha')) \quad (3.13)$$

şeklindedir. Adım motoru mili, girişine her elektrik darbesi uygulanışında $1,8^\circ$ dönmektedir. Bu bilgi bize, motora Δt_i süresinde uygulanan elektrik darbesi sayısı, Δp_i , ile motor mili dönüş açısı arasındaki,

$$\Delta \alpha_i = 1,8 \cdot \Delta p_i \quad (3.14)$$

bağıntısını verir. Belli zaman (Δt_i) içindeki darbe sayısı, işaretin frekansını belirleyeceğinden, (3.11-14) eşitlikleri ve Şekil 3.5 yardımı ile motora uygulanan işaretin i. örnek aralığındaki frekansı, f_{p_i} , ile i. örneğe ait piston yerdeğiştirme miktarı d_i , arasındaki ilişki kolaylıkla bulunabilir. Şekil 3.4 ve Şekil 3.5'de gösterilen maksimum yerdeğiştirme,

$$d_m = 10 \text{ mm} \quad (3.15)$$

alınırsa, krank boyu,

$$r = d_m/2 = 5 \text{ mm} \quad (3.16)$$

olur. t_{p_i} , i. örnek aralığındaki darbelerin periyodu, f_{p_i} , darbe frekansı olmak üzere (3.11-14) eşitlikleri,

$$\alpha_i = \cos^{-1}(1 - d_i/5) \quad (3.17)$$

$$\alpha_{i-1} = \cos^{-1}(1 - d_{i-1}/5) \quad (3.18)$$

$$\Delta \alpha_i = \alpha_i - \alpha_{i-1} \quad (3.19)$$

$$\Delta p_i = \Delta \alpha_i / 0,45 \quad (3.20)$$

$$\Delta t_i = t_i - t_{i-1} \quad (3.21)$$

$$EGİM_i = \Delta \alpha_i / \Delta t_i \quad (3.22)$$

$$t_{p_i} = \Delta t_i / \Delta p_i \quad (3.23)$$

$$f_{p_i} = 1 / t_{p_i} \quad (3.24)$$

şekline girer. Bu eşitlikleri kullanarak verilen yerdeğiştirme eğrisi için örnek aralıklarındaki darbe periyodlarını bulan bir program "MEH" ve Şekil 3.4'deki yerdeğiştirme eğrisi için elde edilen sonucu Ek.3'de verilmiştir.

Program MEH ayrıca yerdeğiştirme eğrisindeki, motorun kaldıramayacağı hız ve ivmelerde çalışmayı gerektiren düzensizlikleri yokettiği gibi 4. bölümde anlatılacak olan mikroislemciye yazılı programa, Şekil 3.5'de gösterilen ve frekansı yerdeğiştirme eğrisinin değişim şekline bağımlı $s(t)$ işaretini verecek şekilde gerekli veri değerlerini de hesaplar.

Motorun gürültüsüzce çalışabilmesi için motora verilen darbe frekansı belli bir değerin altına inmemelidir. Ayrıca motor belli bir hızın üzerinde de çalışmayacağından motora uygulanan işaretin frekansı üstten de sınırlıdır. Motor, sisteme bağlı olarak çalıştırılmış ve motora uygulanan işaretin frekansının maksimum ve minimum değerleri, ve karşı düşen darbe periyodları,

$$f_{p_{\max}} = 2\text{KHz} , \quad t_{p_{\min}} = 0,5 \text{ ms} \quad (3.25)$$

$$f_{p_{\min}} = 0,27 \text{ KHz}, \quad t_{p_{\max}} = 3,7 \text{ ms} \quad (3.26)$$

olarak bulunmuştur. Verilen bu sınır değerler (3.20-23) eşitlikleri kullanılarak EĞİM_1 değişkenine yansıtılırsa,

$$\text{EĞİM}_{1_{\max}} = 0,45 / t_{p_{\min}} = 0,9^\circ/\text{ms} \quad (3.27)$$

$$\text{EĞİM}_{1_{\min}} = 0,45 / t_{p_{\max}} = 0,12^\circ/\text{ms} \quad (3.28)$$

elde edilir. Deneysel olarak ayrıca, bir örnek aralığındaki hızdan hemen onu takip eden örnek aralığındaki başka hıza geçerken,

$$\Delta t_{\min} = 14 \text{ ms} \quad (3.29)$$

zaman aralığında maksimum,

$$\Delta \text{EĞİM}_{\max} = 0,08^\circ/\text{ms} \quad (3.30)$$

kadarlık bir EĞİM değişimine motorun cevap verebildiği gözlenmiştir. Motora bir atım periyodu süresince uygulanacak darbe sayısının ise tam tamına,

$$\Delta p_{\text{top}} = 360.4 / 1,8 = 800 \quad (3.31)$$

kadar olduğu da gözden uzak tutulmamalıdır.

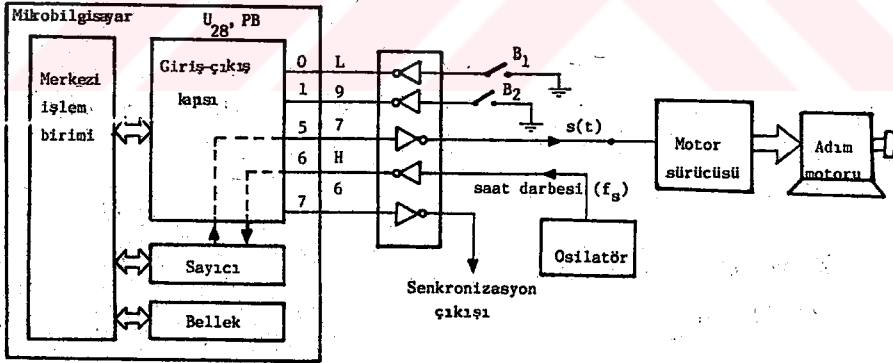
BÖLÜM 4

MİKROİŞLEMCİ İLE KONTROL

Bu bölümde, 3. bölümde anlatılan ve verilen yerdeğiştirme eğrisini elde edebilmek için zaman içindeki darbe sıklığı, verilen veri değerleri ile değiştirilebilen darbe katarının bir mikroişlemci yardımı ile ve bir program dahilinde nasıl elde edildiği anlatılacaktır. Ek.4'de bu programın makina dilinde yazılmış şekli verilmiştir.

4.1 MİKROİŞLEMCİ

Kullanılan mikroişlemci, "SYNERTEK" olup (Merkezi İşlem Birimi: 6502), çıkış kapılarından biri sözkonusu darbe katarının $s(t)$, alınmasında kullanılacaktır. Mikroişlemci ile adım motoru arasındaki bağlantı Şekil 4.1 de gösterilmiştir. Burada mikroişlemci girişine verilen saat darbesi işaretinin frekansını uygun oranlarda bölerek çıkışında adım motoru için gerekli $s(t)$, (Şekil 3.5) işaretine çevirmektedir. Bu şekli ile mikroişlemci programlı bir sa-



Şekil 4.1 - Mikroişlemcinin basitleştirilmiş yapısı ve mikroişlemci-adım motoru bağlantısı.

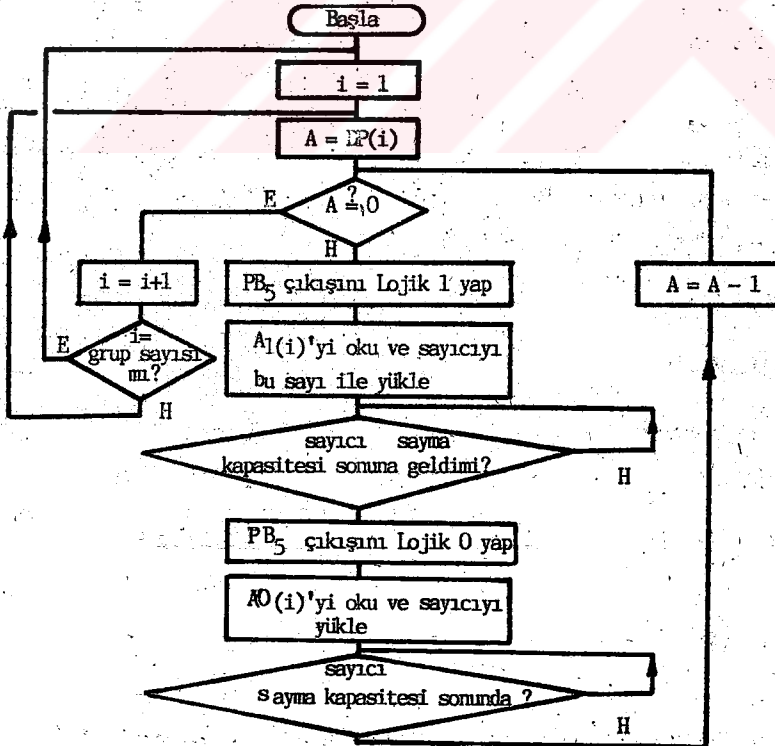
yıcı gibi kullanılarak, $s(t)$ 'nin frekansı zaman içinde değiştirilir ve böylelikle adım motorunun bir atım periyodu içinde değişik hızlarda dönmesi ve dolayısıyla pompa piston hareketinin uygun bir şekil alması sağlanır. Mikroişlemci bu görevi belleğinde yazılı bir program ile bünyesindeki bir sayıcının

sayma kapasitesini, gene belleğinin belli bir bölümüne yazılmış veri değerlerine bağlı olarak değiştirmesi ve bu işlemi periyot başlarında birinci veri grubunu seçerek periyodik olarak tekrarlaması ile başarır. Ancak, $s(t)$ darbe katarının Lojik 1 ve Lojik 0 seviyelerinde kaldığı süreler birbirinden bağımsız olarak A_1 ve A_0 verileri ile seçilmektedir ve her gruba ait darbe sayısı (DP) de veri olarak program akışı içinde okunmaktadır. Saat darbesi işareti olarak, frekansı (f_s), kademeli ve sürekli ayar düğmeleri ile seçilebilen harici bir osilatörün kare dalga çıkış işareti kullanılmıştır.

Bu amaca hizmet eden program 'LOGIC' bir sonraki alt bölümde, alt bölüm 4.2'de, anlatılmıştır.

4.2 PROGRAM 'LOGIC'

Program 'LOGIC'in basitleştirilmiş akış diyagramı Şekil 4.2'de gösterilmiştir.



Şekil 4.2 - Program LOGIC'in basitleştirilmiş akış diyagramı.

Program LOGIC'de $DP(i)$, frekansı $A_1(i)$ ve $A_0(i)$ sayıları ile belirlenen i . veri grubuna ait darbelerin sayısıdır. Programda ilk önce $i=1$ yapılıp birinci işaret grubuna ait darbe sayısı, $DP(1)$, okunarak A' kütüğüne aktarılır. Bu ilk gruba ait darbelerin genişliği t_1 ve darbe aralıkları t_0 kadardır ve bunları sırasıyla A_1 ve A_0 veri elemanları belirler. "A=0 mı?" sorusu ile i . gruba ait zaman aralığında $DP(i)$ adet darbenin oluşturulup oluşturulmadığı sorulur. A=0 ise $DP(i)$ adet darbe oluşturulmuş demektir. Bundan sonra, takibeden gruba ait $DP(i)$, $A_1(i)$, $A_0(i)$ değerleri seçilmek üzere i değeri 1 artırılır. Eğer i , örnek sayısına eşit olmuş ise $i=1$ yapılarak yeni bir periyot oluşturmak üzere en başa dönlür.

A=0 karşılaştırmasının sonucu "Hayır" ise i . gruba ait pulslardan birini oluşturmak üzere akış diyagramının sağ yarısındaki büyük çevrime girilir. Bu çevrimde önce çıkış olarak seçilen nokta PB_5 , Lojik 1 seviyesine çıkarılır ve bu seviyede kalma süresini yani $t_1(i)$ değerini belirleyen $A_1(i)$ sayısı okunarak bu sayı, harici osilatörün frekansı ile geri sayan sayıcıya yüklenir. Sayıcı sıfırlandıktan hemen sonra, PB_5 noktası Lojik 0 yapılır ve bu seviyede kalma süresi $t_0(i)$ ise $A_0(i)$ ile belirlendiğinden sayıcı, saat darbesi işareti ile bu sayıyı sayana kadar geçen sürede $s(t)$ işareti Lojik 0 seviyesinde kalmış olur. $s(t)$ işaretinin gerek Lojik 1 ve gerekse Lojik 0'da kaldığı süreler, hem harici osilatör frekansına, f_s , ve hem de sırası ile okunan $A_1(i)$ ve $A_0(i)$ sayılarına bağlıdır.

$$t_1(i) = A_1(i) / f_s \quad (4.1)$$

$$t_0(i) = A_0(i) / f_s \quad (4.2)$$

Saat darbesi frekansı,

$$f_s = 100 \text{ KHz} \quad (4.3)$$

seçildiğinde μs cinsinden t_1 , t_0 değerleri,

$$t_1(i) = 10 \cdot A_1(i) \quad (4.4)$$

$$t_0(i) = 10 \cdot A_0(i) \quad (4.5)$$

olarak hesaplanır.

Şekil 4.1'de görülen B_1 ve B_2 anahtarları yardımıyla ayrıca dışardan programa etki edilerek programda başlangıç verileri seçilmişken pistonun da

başlangıç konumunda olması yani senkronizasyon şartı sağlanır. Yapılan işlem bir atım periyodundaki toplam darbe sayısı olan $\sum DP(i)$ ile oynamaktır. Bu iş sadece $DP(1)$, + ya da - yönde 10 kadar değiştirilerek yapılır.(3.31) eşitliği ile de verildiği gibi bir atım periyodunda motora,

$$DP_{top} = \sum_i DP(i) = 800 \quad (4.6)$$

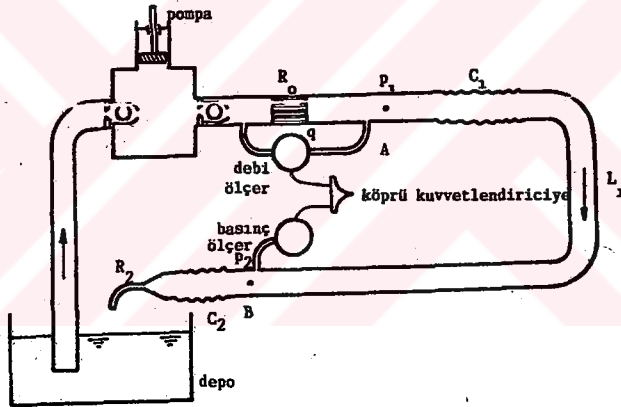
darbe uygulamak gerekir, aksi takdirde motor mili, bir periyot sonunda başlangıçtaki konumuna gelemeyecektir ve dolayısı ile motor çalışırken başlangıç konumu değiştirilmiş olacaktır.

Program LOGIC'in diğer bir üstünlüğü de, motor program kontrolü altında çalıştırılırken pompa vurum hızının, yer değiştirme eğrisinin şeklini bozmadan, değiştirilebilir olmasıdır. Bu, f_s frekansının değeri başka bir değere getirilerek yapılır. f_s 'in değiştirilmesi, DP_{top} 'da değişme yaratmayacağından piston, başlangıç konumunu muhafaza edecek ve dolayısıyla $s(t)$ işaret grupları arasındaki frekans bağıl olarak aynı kalacağından, yerdeğiştirme eğrisi de bozulmayacaktır.

BÖLÜM 5

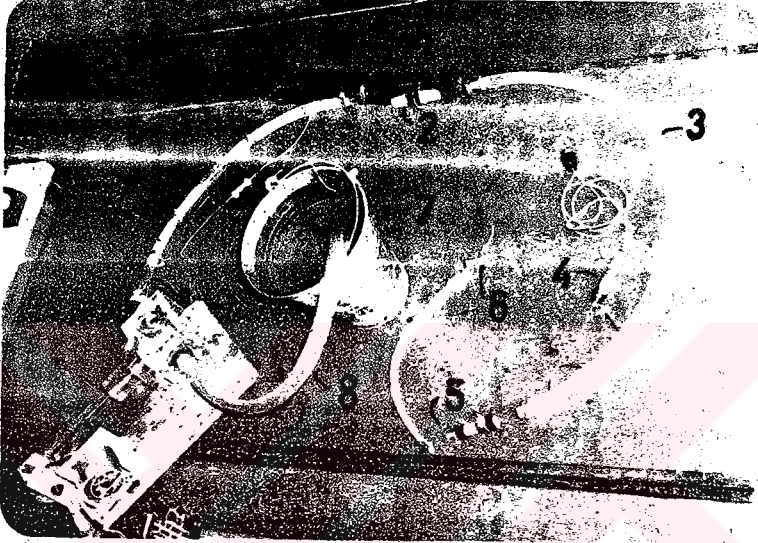
HİDROLİK ELEMANLAR VE HİDROLİK ÖLÇMELER

2. Bölümde dolaşım sisteminin elektriksel bir modeli oluşturulmuş, model parametreleri belirlenmiş ve bu parametrelerin model çıkış büyüklüğü, u_2 gerilimi, üzerindeki etkileri incelenmiş idi. Yapay sistemin hidrolik elemanları da, elektriksel modelde verilen toplu parametrelere uyacak şekilde toplu olarak seçilmiş (Şekil 5.1) ve böylece sistemden istenen p_2 basıncı değişim şekli, birbirinden bağımsız olarak değiştirilebilen hidrolik elemanların değerleri ile, ikinci bölümde elde edilen bilginin ışığında bilinçli olarak, oynanarak elde edilmiştir. Şekil 5.2'de pompa ve sistem elemanları ayrı olarak gösterilmiştir. Bunun yerine hidrolik parametreler rastgele seçilip, 2.



Şekil 5.1 - Toplu elemanlı yapay dolaşım sistemi ile debi ve basınç ölçme düzenleri.

Bölümde tutulan yol yapay sistem çıkışından elde edilen eğriye uygulanarak bu parametrelerin olması gereken değerlerden olan uzaklığı bulunup ona göre de parametreler değiştirilebilirdi ki bu yorucu ve uzun süren bir iştir. Anlık debi ve basınç ölçme düzenleri 5.2 alt bölümünde ve sistemde vurum hızı, vurum hacmi, R_2 elemanının atmosfere açık ucunun referans yüzeyden olan uzaklığı ve 4.2 alt bölümünde anlatılan senkronizasyon şartının bozulmasının sistem çıkışına olan etkileri 5.3 alt bölümünde anlatılacaktır.



Şekil 5.2 - Yapay sistem parametrelerinin ayrıık durumda görünümleeri.

1) Pompa çıkışına bağlanan debi ölçme düzeni (fark manometresi) 2) C_1 elemanı 3) L_1 elemanı 4) Basınç ölçer (manometre) 5) C_2 elemanı 6) R_2 elemanı 7) Depo 8) Pompanın emiş yaptığı plastik boru görülmektedir.

5.1 HİDROLİK PARAMETRELERİN BELİRLENMESİ

Yapay sistem, elektriksel modele (Şekil 2.3) uygun olarak toplu elemanlardan oluşturulmaya çalışılmıştır (Şekil 5.1 ve Şekil 5.2). Pompa çıkışında debi ölçme düzeninden sonra esnek malzemeden yapılmış, ortalama 30 mm çapında ve 13 cm uzunluğunda C_1 elemanı, hemen arkasında sert plastik malzemeden yapılmış 24 mm çapında ve 130 cm uzunluğunda L_1 elemanı, daha sonra 20 mm çapında ve 4 cm uzunluğunda esnek malzemeden yapılmış C_2 elemanı ve en sonda sert plastik malzemeden yapılmış 3 mm iç çapında ve 6 cm uzunluğunda R_2 elemanı kullanılmıştır. R_2 elemanından sonra sistem, sıvıyı bir depoya boşaltmaktadır ve pompa diyastol süresinde 25 mm çapında sert bir plastik boru aracılığı ile bu depodan emiş yapmaktadır. Sistemde sıvı olarak içine %20 oranında (hacimsel oran) gliserin katılmış arı su kullanılmıştır. Sistem, depo ile birlikte yaklaşık 12 lt sıvı almaktadır. Pompanın emme süpabı ile depodaki serbest yüzeyin kod farkı sıfıra yakın tutulmuştur.

Sistem, Şekil 2.8'de verilen debi değişimini sağlayacak şekilde,

$$n = 80 \text{ atım/dakika} \quad (5.1)$$

hızında çalıştırıldığında, yani atım periyodu,

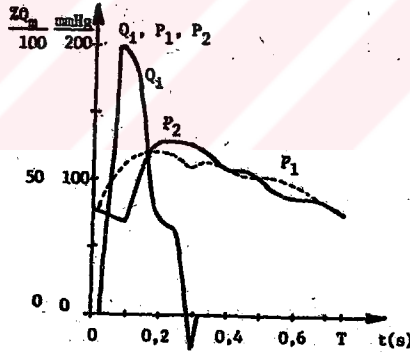
$$T = 0,75 \text{ s} \quad (5.2)$$

olduğunda, pompadan 80 atımda basılan ya da 80 atımda depoda toplanan sıvı hacmi,

$$H_s = 1230 \text{ cm}^3 \quad (5.3)$$

kadardır.

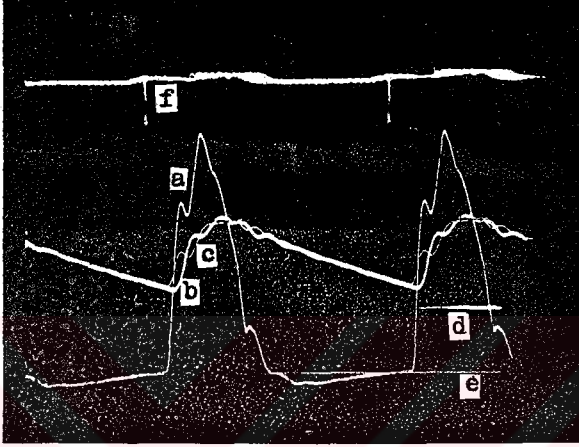
2.2.2.4 alt bölümünde (Şekil 2.10) anlatıldığı gibi modelde u_2 çıkış büyüklüğüne karşı düşen p_2 basıncı değişim şekline C_1 ve R_2 elemanlarının etkileri, C_2 ve L_1 elemanlarının etkilerine nazaran çok fazladır ve Şekil 5.3'de verilen referans P_2 çıkışına en yakın p_2 değişimi elde edecek şekilde yapay sistemde önce R_2 ve sonra C_1 elemanı ayarlanmış ve sistemden elde edilen çıkışlar Şekil 5.4'de gösterilmiştir.



Şekil 5.3 - Referans debi ve basınç eğrileri.

C_1 ve C_2 elemanlarının yapıldığı malzeme top iç lastiği olarak seçilmiştir. C_1 olarak $8 \times 13 \text{ cm}^2$ lik bir lastik parçası, uzun kenarları üst üste getirilerek yapıştırılmış ve böylece esnek bir boru elde edilmiştir. C_1 elemanının değeri bu esnek boru etrafına geçirilmiş kelepçeler sıkılarak, R_2 elemanının değeri ise 3 mm çaplı borunun boyu değiştirilerek ayarlanmaya çalışılmıştır ve Şekil 5.4'de elde edilen eğriler için bu boy 6 cm kadardır.

Her seferinde R_2 , C_1 ve C_2 elemanlarından biri değiştirilip diğerleri Şekil 5.4'de gösterilen çıkış değişimlerini veren değerlerinde tutularak yapay



Şekil 5.4 - Sistemden alınan a) q , b) p_2 ve c) p_1 (ince çizgili) eğrileri, e) q ve p 'ler için sıfır ekseni d) 48,9 mmHg sabit basıncı. l_{L_1} : 1,3 m, l_{R_2} : 6 cm, C_1 : iki boğumlu, l_{C_2} : 0,5 cm.

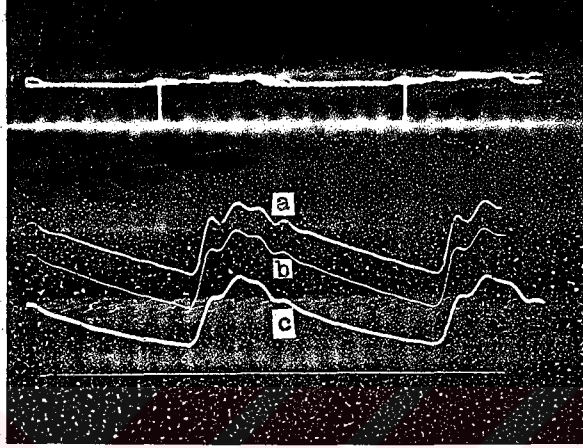
sistemden elde edilen p_2 değişim şekilleri sırasıyla Şekil 5.5-7'de gösterilmiştir. Hidrolik parametrelerin çıkış p_2 basıncı üzerindeki etkileri 2.3.4 alt bölümünde verilen elektriksel parametrelerin v_2 çıkış gerilimi üzerine olan etkilerine oldukça benzemektedir.

Şekil 5.4'deki p_1 , p_2 çıkış çifti Şekil 5.3'de verilen referans P_1 , P_2 çıkış çifti ile karşılaştırıldığında, yapay sistemden elde edilen p_2 nin p_1 'e olan ön kenar gecikmesi oldukça azdır. Bu gecikmeyi sağlayacak olan eleman 2.3.4 alt bölümünde de belirtildiği gibi L_1 elemanıdır. Yapay sistem parametreleri Şekil 5.4'de verilen değerlerinde tutularak ve sadece L_1 elemanının boyu,

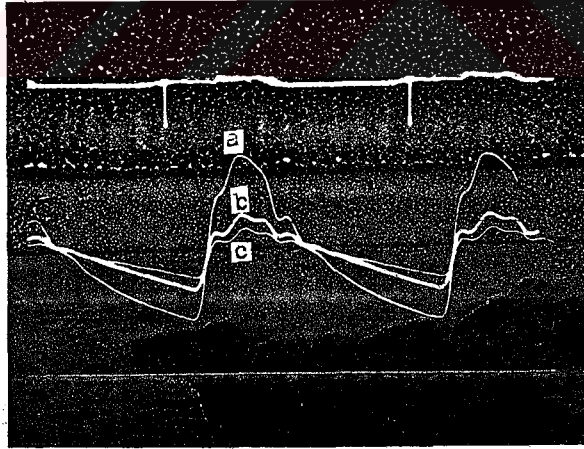
$$l_{L_1} = 500 \text{ cm} \quad (5.4)$$

yapılarak sistemden elde edilen çıkışlar Şekil 5.8'de gösterilmiştir. Bu şekilden de görüldüğü gibi p_1 ve p_2 ön kenarları arasında yeterli kadar bir gecikme sağlanmıştır. Elde edilen parametre büyüklükleri gerçek dolaşım sistemi büyüklükleri ile karşılaştırıldığında şu sonuçlar elde edilir. Aort ve ana uzantılarının boyu kabaca,

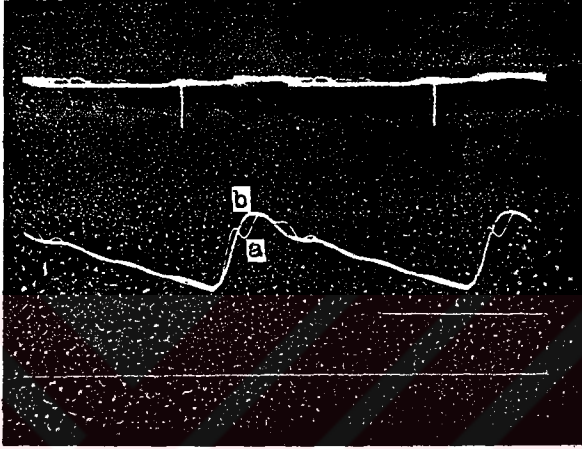
$$l_A = 100 \text{ cm} \quad (5.5)$$



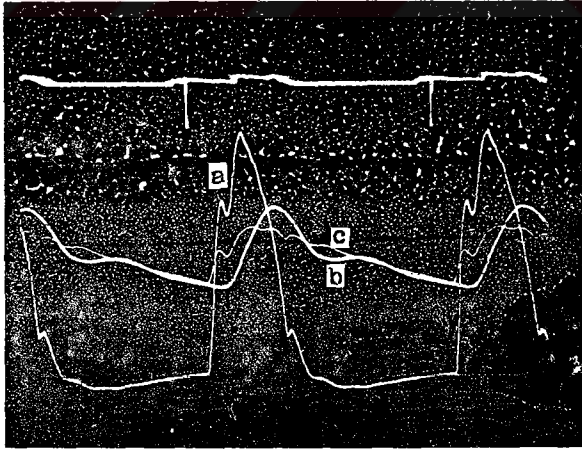
Şekil 5.5 - R_2 elemanının değerinin p_2 eğrisi üzerine etkisi. Çapı 3 mm olmak üzere a) R_2 boyu 12 cm, b) 3 cm ve c) 1,5 cm ve fakat $R_{2,4}$ mm çapında.



Şekil 5.6 - C_1 elemanının değerinin p_2 çıkış eğrisi üzerine etkisi, a) C_1 üç boğumlu, b) iki boğumlu, c) bir boğumlu.



Şekil 5.7 - C_2 elemanın değeri p_2 üzerine etkisi. b) C_2 arttıkça titreşimlerin frekansı küçülüyor.



Şekil 5.8 - L_1 parametresinin yapay sistem çıkış büyüklüklerine etkisi, a) q , b) p_2 ve c) p_1 eğrileri ($l_{L_1} = 5$ m).
(Şekil 5.4 ile karşılaştırın).

kadardır. Yapay sistemde bu boy (5.4) eşitliğinde verildiği gibi,

$$l_{L_1} / l_A = 500 / 100 = 5 \quad (5.6)$$

misli daha büyük çıkmıştır, belki biraz daha büyötmek gerekmektedir. Bu oranın bu derece büyük olamsına neden, sistemin verdiği debi genişliğinin yapay sistemin verdiği debi genişliğine oranının veya aynı şey demek olan bir atımdaki vurum hacımları oranının (5.6) eşitliğinde verilen oran kadar olmasıdır. Bu oranı şöyle çıkarabiliriz; Kalp dakikada ortalama,

$$K_2 = 5,1 \text{ lt} \quad (5.7)$$

kan pompalamaktadır (1). 80 atım/dakika hızı ile çalışan bu kalbin bir atımda,

$$H_a = 5100 / 80 = 64 \text{ cm}^3 \quad (5.8)$$

kan pompalaması demektir. Yapay sistem 80 atımda, (5.3) eşitliğinde verildiği gibi, 1230 cm^3 sıvı pompaladığına göre bir atımda pompa,

$$H_y = 1230 / 80 = 15,4 \text{ cm}^3 \quad (5.9)$$

sıvı pompalar. (5.8) ve (5.9) eşitliklerinde verilen hacımların oranı,

$$H_a/H_y = 64 / 15,4 = 4 \quad (5.10)$$

kadardır. Debi genişliği olması gerekenden 4 kere küçük iken,

$$\bar{q}_1/\bar{q}_1 = H_y/H_a = 1/4 \quad (5.11)$$

aynı genlikte çıkış basınçları,

$$\bar{P}_2 = \bar{P}_2 \quad (5.12)$$

elde edilmek istendiğinden yapay sistemdeki R_{2_y} direncinin, esas sistemdekine (R_{2_a} 'ya) oranla, (2.67) eşitliği yardımıyla,

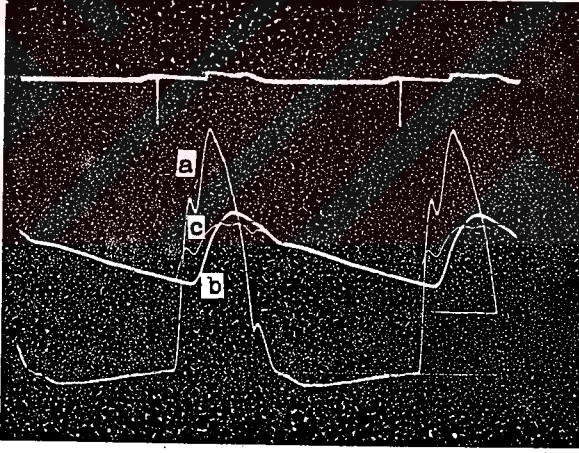
$$R_{2_y} / R_{2_a} = (\bar{P}_2/\bar{q}_1) / (\bar{P}_2/\bar{q}_1) = \bar{q}_1/\bar{q}_1 = 4 \quad (5.13)$$

misli büyük olması gerekir. (2.48-50) eşitliklerine bakıldığında ise yapay basınç genlik değişimlerinin referans basınç değişimlerine benzemesini sağlayan parametrelerden L_1 'in R_2 bağımsız parametre ile orantılı olması yani L_1 'in değerindeki artışın (5.13) eşitliğinde verilen oran kadar olması gerekir. Yapay sistemde boru çapı merteye olarak aort çapı kadar olduğu varsayılarak, hidrolik L_1 elemanının indüktansı, boyu l_{L_1} ile orantılı olduğundan (11), yapay sistemde L_1 elemanına ait boru boyunun aort boyuna oranla ,

$$l_{L_1}/l_A = L_1/L_{1a} = R_2/R_{2a} = 4 \quad (5.14)$$

misli daha büyük olması gerektiği bulunur ki deneyde de (5.6) eşitliğinde verilen aynı mertebede bir oran elde edilmiştir. (2.48 - 50) eşitlikleri ayrıca C_1 , C_2 elemanlarının da R_2 ile ters orantılı olduğunu gösterdiğinden ve R_{2y} de olması gerekenden büyük olduğundan, C_1 , C_2 elemanlarının fiziksel boyutları da oldukça küçük çıkmıştır.

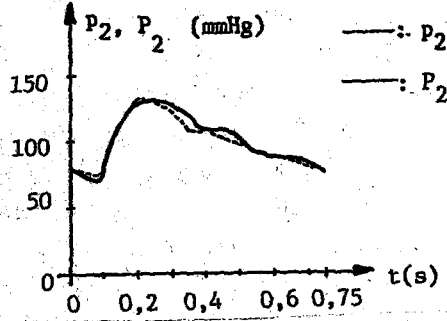
C_2 , Şekil 5.8 elde edilirken olduğu değerden daha küçük yapılarak Şekil 5.3'de gösterilen referans çıkış büyüklüklerine yaklaşılmaya çalışılmış ve elde edilen sonuç Şekil 5.9'de gösterilmiştir. Bu son durum için sistemden elde edilen P_1 ve P_2 basınç değişimleri, Şekil 5.3'de verilen



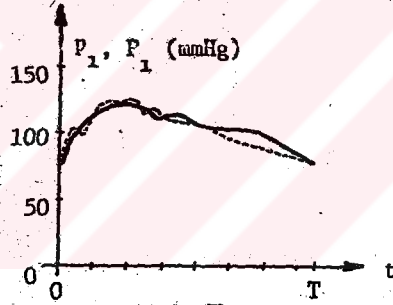
Şekil 5.9 $l_{L_1} = 5$ m ve fakat C_2 , Şekil 5.8 elde edilirken olduğu değerden daha küçük.

ve elde edilmek istenen P_1 ve P_2 referans basınç karşılıkları ile birlikte ayrı ayrı Şekil 5.10 ve Şekil 5.11'de gösterilmiştir. $M = 30$ örnek için (2.93) eşitliği kullanıldığında p_1 basıncının P_1 basıncından olan standard sapması 5,1mmHg ve p_2 basıncının P_2 basıncından olan standard sapması ise 3,4 mmHg olarak elde edilmiştir.

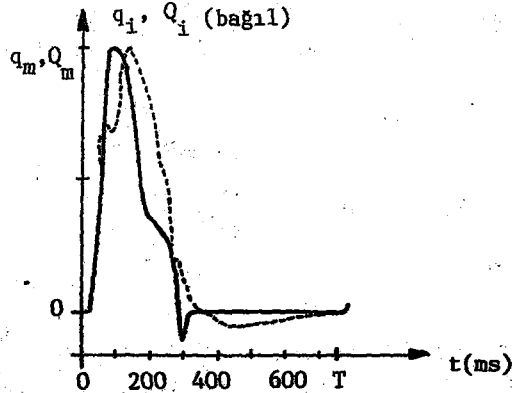
Şekil 5.12'de ise sistemden alınan q_1 debisi ile referans Q_1 debisi karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir. 5.2 alt bölümünde ise q_1 debisi ile sisteme verilmek istenen i_1 debisi karşılaştırılmıştır.



Şekil 5.10- Yapay sistemden elde edilen p_2 ve elde edilmek istenen P_2 basınçları. $\sigma = 3,4$ mmHg.



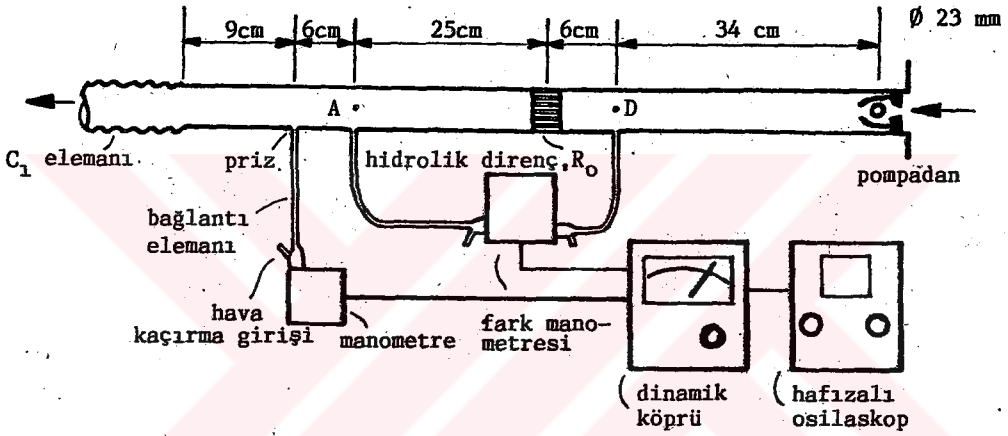
Şekil 5.11- Yapay sistemden elde edilen p_1 ve elde edilmek istenen P_1 basınçları. $\sigma = 5,1$ mmHg.



Şekil 5.12- Yapay sistemde q_1 debi değişimi, $q_m = 100$ cm³/s, ve Q_i referans debi değişimi, $Q_m = 500$ cm³/s (sürekli eğri).

5.2 ANLIK DEBİ VE BASINÇ ÖLÇME DÜZENLERİ

Debi ölçme düzeni, Şekil 5.1'de gösterildiği gibi pompanın hemen çıkışında bulunmaktadır ve bu düzen basınç ölçme düzeni ile birlikte biraz daha ayrıntılı olarak Şekil 5.13'da tekrar gösterilmiştir.



Şekil 5.13- Debi ve basınç ölçme düzenleri.

Hidrolikte basınç ve debi arasındaki ilişkiler, elektrikte gerilim ve akım arasında olduğu kadar basit olmayıp işin içine çeşitli parametreler girmektedir. Ve hidrolikte ölçülebilen en kolay büyüklük basınç olduğundan debi ölçmesini basınç ölçmesine dönüştürmek gerekmektedir. Böyle bir dönüştürücü için ilk akla gelen Ventüri ölçeğidir; ancak, basınç-debi ilişkisi lineer olmadığından dolayı bu ölçek anlık debi ölçme işinde kullanılamaz. Öte yandan basınç-debi arası aranan lineer ilişki ancak kılcal (kapilar) borularda mevcuttur (20) ve sistemde, anlık debi ölçümü için kılcal borulardan oluşan hidrolik bir direnç, R_0 , uçlarında oluşan basınç farkı kullanılmıştır. Hidrolik direncin debi-basınç farkı ilişkisi lineer iken dirence paralel olarak bağlanan (Şekil 5.13) fark manometresinden elde edilen değişimler, debi değişimleri olarak alınacaktır.

Hidrolik direnç, R_0 , 23 mm çapında ve 22 mm uzunluğunda silindirik bir plexglas parçaya boyunca küçük çaplı delikler açılarak oluşturulmuştur. Deliklerin sayısı ve delik çaplarının direncin değerine nasıl etki ettiklerini inceleyelim.

Pürüzsüz borulardaki kayıp, yada borunun iki ucu arasındaki basınç farkı

P_{AD} , 1 boru boyu, D_b boru iç çapı ve v_b akışkanın boru içindeki hızı olmak üzere,

$$P_{AD} = \lambda \cdot (1/D_b) \cdot (v_b^2/2g) \quad (5.15)$$

olarak verilir ve kılcal borularda (laminar akımda) sürekli yük kayıp katsayısı, daimi hareket halinde, (veya çok küçük Strouhal sayısı halinde),

$$\lambda = 64/Re \quad (5.16)$$

şeklinde (20). Bu eşitliklerde g , yerçekimi ivmesi olup değeri,

$$g = 981 \text{ cm/s}^2 \quad (5.17)$$

Re , Reynolds sayısı olup,

$$Re = v_b \cdot D_b / \nu \quad (5.18)$$

olarak hesap edilir ki burada, ν kinematik viskozite olup yapay sistemde kullanılan gliserin-saf su karışımı için, ortam sıcaklığı 20°C olduğunda,

$$\nu = 0,019 \text{ cm}^2/\text{s} \quad (5.19)$$

olarak ölçülmüştür. (5.15-18) eşitlikleri birleştirilirse,

$$P_{AD} = (32 \cdot \nu \cdot l / (g \cdot D_b^2)) \cdot v_b \quad (5.20)$$

eşitliği elde edilir. Ayrıca v_b hızı ile Q_b debisi arasındaki ilişki,

$$Q_b = v_b \cdot \pi \cdot D_b^2 / 4 \quad (5.21)$$

olarak bilindiğine göre (5.20) eşitliği,

$$P_{AD} = (128 \cdot \nu \cdot l / (\pi \cdot g \cdot D_b^4)) \cdot Q_b \quad (5.22)$$

şekline girer. 1 uzunluğunda aynı özellikte N tane kılcal boru paralel olarak hidrolik dirençte bulunduğu göre, hidrolik dirençten akan toplam Q debisi ile her bir kılcal borudan akan Q_b debisi arasında,

$$Q = N \cdot Q_b \quad (5.23)$$

biçiminde bir bağıntı vardır. (5.22) ve (5.23) eşitlikleri birleştirilirse, hidrolik direnç uçlarındaki basınç farkı P_{AD} ile içinden akan Q debisi arasındaki lineer ilişki bulunmuş olur,

$$P_{AD} = (128 \cdot \nu \cdot l / (\pi \cdot g \cdot D_b^4 \cdot N)) \cdot Q \quad (5.24)$$

ve (5.24) eşitliği yardımı ile de hidrolik direncin değeri hesaplanabilir,

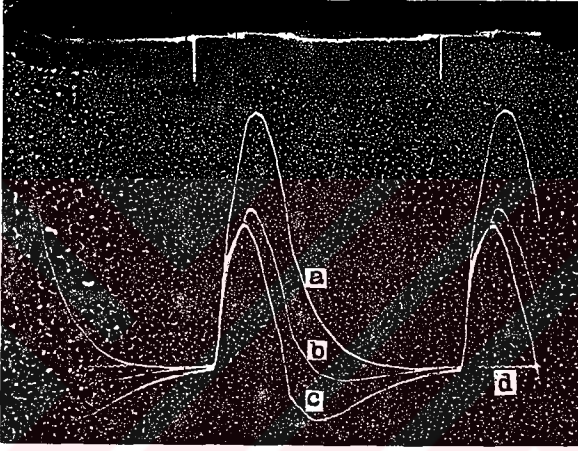
$$R_0 = P_{AD} / Q = 128 \cdot \nu \cdot l / (\pi \cdot g \cdot D_b^4 \cdot N) \quad (5.25)$$

Ayrıca R_0 direncinden geçen sıvıya ait Reynolds sayısı da (5.18), (5.21) ve (5.23) eşitlikleri yardımıyla,

$$Re = 4 \cdot Q / (\nu \cdot \pi \cdot D_b \cdot N) \quad (5.26)$$

olarak elde edilebilir.

Debi ölçme düzeninde R_0 olarak üç farklı hidrolik direnç kullanılmış ve her birinin gözlenen debi değişimi üzerine etkileri, Şekil 5.14'de gösterilmiştir.



Şekil 5.14- Üç farklı R_0 değeri için pompa çıkışında gözlenen debi değişimleri. R_0 değeri azaldıkça genlik küçülmekte ve diyastolde negatif olmaktadır. d) Altındaki yatay çizgi sıfır seviyesini göstermektedir.

Kullanılan dirençlere ait D_b delik çapı ve N delik sayısı, (5.25) ve (5.26) eşitlikleri yardımı ile ve $l = 2,2$ cm için hesaplanan direnç ve dirençten akan akışkana ait Reynolds sayısı değerleri Tablo 5.1'de verilmiştir. Reynolds sayısı için (5.26) ifadesinde Q olarak ortalama değeri, $\bar{Q}$, kullanılmıştır ki sistem dakikada 1230 cm^3 sıvı pompaladığına göre bu değer,

$$\bar{Q} = 1230 / 60 = 20,5 \text{ cm}^3/\text{s} \quad (5.27)$$

olarak elde edilir.

(5.25) ve (5.26) eşitlikleri birleştirilerek R_0 ve Re değerlerini sağlayacak hidrolik direnç için delik çapı D_b ve sayısı N ,

$$D_b = (\nu \cdot l \cdot Re / (\pi \cdot g \cdot Q \cdot R_0))^{1/3} \quad (5.28)$$

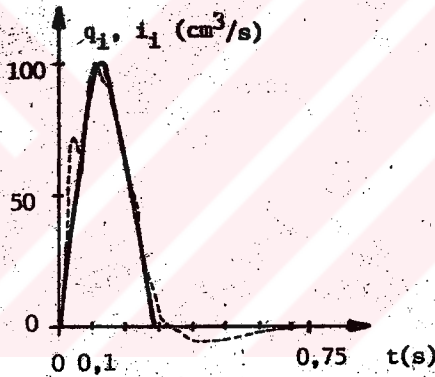
$$N = 127 \cdot Q / (Re \cdot D_b) \quad (5.29)$$

olarak hesaplanabilir.

Tablo 5.1 R_0 olarak kullanılan hidrolik direnç değerleri.

R_0	D_b (cm)	N	$R(\text{mmHg.s/cm}^3)$	Re
R_A	0,3	28	$6 \cdot 10^{-3}$	165
R_B	0,1	110	$116 \cdot 10^{-3}$	125
R_C	0,175	66	$21 \cdot 10^{-3}$	120

R_0 direncinin R_C gibi kritik bir değeri için elde edilen debi değişimi q_i , sistemden beklenen debi değişimine, i_i , oldukça benzemektedir ve bunlar Şekil 5.15'de karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.



Şekil 5.15- Yapay sistemden elde edilen debi değişimi q_i , ve sistemden beklenen debi değişimi i_i (sürekli eğri).

Ortalama debi, $\bar{Q}$, (5.27) eşitliği ile belli olduğuna göre debi değişiminin şimdiye kadar belirsiz olan tepe değeri, q_m , yapay sistemden elde edilen pompa çıkışı debi değişiminin bir periyod üzerinden alınacak ortalama değeri yardımıyla bulunabilir. Sistemden elde edilen debi değişimi, Şekil 2.8'de verilen yamuk şeklindeki değişime oldukça benzediğinden, (Şekil 5.15), ve bu yamuğa ait parametreler (t_1 , t_2 , t_3 ve t_4) Tablo 2.4'de belli olduğundan, bu yamuğun alanı yardımıyla T periyodu içindeki sistemden elde edilen debi değişiminin ortalaması, tepe değeri, q_m , cinsinden,

$$\bar{Q} = q_m \cdot (t_4 - t_1 + t_3 - t_2) / (2.T) = 0,32 \cdot q_m / 1,5 \quad (5.30)$$

olarak hesaplanabilir ve (5.27) ve (5.30) eşitlikleri yardımıyla,

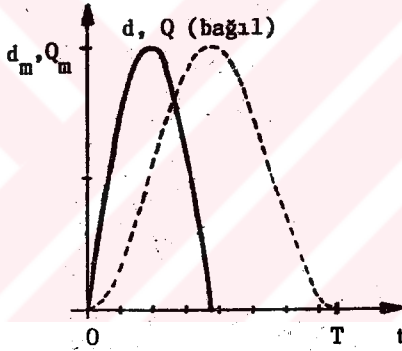
$$q_m = 4,7 \cdot \bar{Q} = 96 \text{ cm}^3/\text{s} \quad (5.31)$$

bulunabilir. Elektriksel modelde ise, benzer olarak (2.99) eşitliği ile verilen,

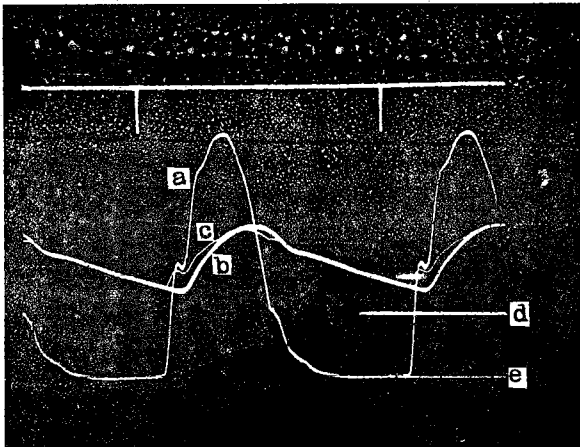
$$I_m = 100 \text{ A} \quad (5.32)$$

değeri kullanılarak parametreler hesaplanmıştır..

Mikroişlemciye, Şekil 5.16'da gösterilen yeni bir yerdeğiştirme eğrisine ait veriler verildiğinde $R_o = R_c$ kritik değerinde iken, sistemden elde edilen debi ve basınç değişimleri Şekil 5.17'de gösterilmektedir. Bu yeni durum için

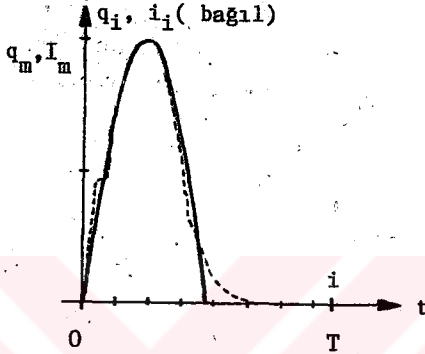


Şekil 5.16- Sisteme uygulanan yeni yerdeğişimi d , ve bunun türevi olarak elde edilen ve pompa çıkışında beklenen debi değişimi Q .



Şekil 5.17 Sisteme uygulanan yeni yerdeğişimine sistemin cevabı.

elde edilen ve elde edilmek istenen debi değişimleri Şekil 5.18'de karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir. Diğer bazı yerdeğiştirme eğrileri ile elde edilen debi değişimlerinin de elde edilmek istenenlerle kabul edilebilir yaklaşıklık içinde olması bu sistemin anlık debi ölçebilen diğer akış ölçerlerin kalibrasyonunda da kullanılabileceğini gösteriyor.



Şekil 5.18- Sistemden beklenen yeni debi değişimi i_i , ve sistemden elde edilen karşılığı q_i (kesikli eğri), $n = 80$ atım/dakika.

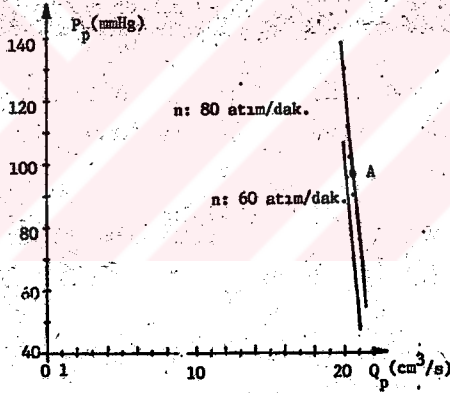
5.3 YAPAY SİSTEM ÜZERİNDE YAPILAN BAZI DENEYLER

5.1 lt bölümünde devre parametrelerinin çıkış basınç büyüklükleri üzerine olan etkileri verilmişti. Bu alt bölümde ise vurum hızı, vurum hacmi, elektriksel modelde (2.27) eşitliği ile verilen ve şimdiye kadar hep sıfır olarak alınan U_3 gerilimi ya da hidrolik karşılığı olan p_3 basıncı, senkronizasyon bozukluğu gibi diğer parametrelerin sistemin çıkış büyüklüğü olarak seçilen p_2 basıncının üzerindeki etkileri gösterilmeye çalışılacaktır.

Daha önce ise, pompanın çalışma bölgesi içindeki karakteristiği çıkarılmaya çalışılacaktır. Bu karakteristiğin kolayca elde edilebilmesi için C_1 ve C_2 elemanları devre dışı bırakılıp R_2 elemanı değiştirilerek pompa giriş ve çıkış basınç farkı ortalaması, P_p , ile pompa çıkışı debi değişiminin ortalamasının, Q_p 'nin, sistemden ölçülmesi gerekir. Farklı R_2 değerleri için sistemden elde edilen (P_p, Q_p) çifti değerleri Tablo 5.2'de verilmiş ve pompa karakteristiği de bu değerler yardımı ile Şekil 5.19'da gösterilmiştir. Şekil 5.19'dan görüldüğü gibi 50 mmHg ve 150 mmHg ortalama basınç değerleri içinde pompanın verdiği ortalama debi ancak % 7 kadar değişmektedir ki bu da oldukça küçük bir değerdir, çünkü zaten ortalama debi ölçümünde %3 ve ortalama basınç ölçümünde ise %6 lık bir ölçme hatası yapılmaktadır ve bu yüzden verilen çalışma bölgesi içinde pompaya bir akım kaynağı (hacim kaynağı) gözü

Tablo 5.2 Pompa karakteristiğine ait P_p , Q_p değerleri.

$l_{R2}(cm)$		1,5	2	4	8	12	16	20
Φ (mm)		4	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5
80 atım/dak.	P_p (mmHg)	61	89	103	104	112	129	137
	Q_p (cm ³ /s)	21,2	20,5	20,3	20,3	20,2	20	19,8
60 atım/dak.	P_p (mmHg)	48	65	77	78	87	95	102
	Q_p (cm ³ /s)	21	20,7	20,5	20,5	20,3	20,2	20

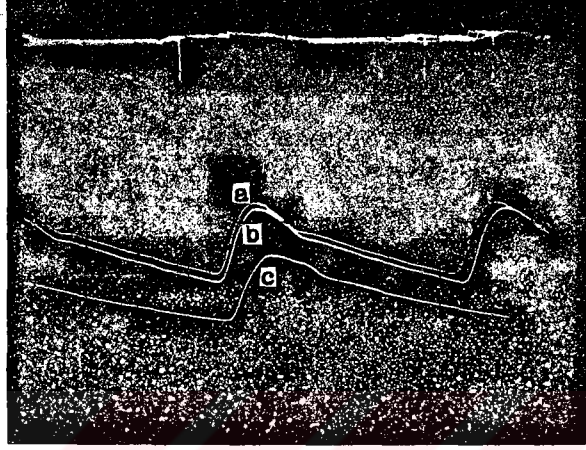


Şekil 5.19- Farklı vurum hızlarında pompa karakteristiği ve çalışma noktası, A.

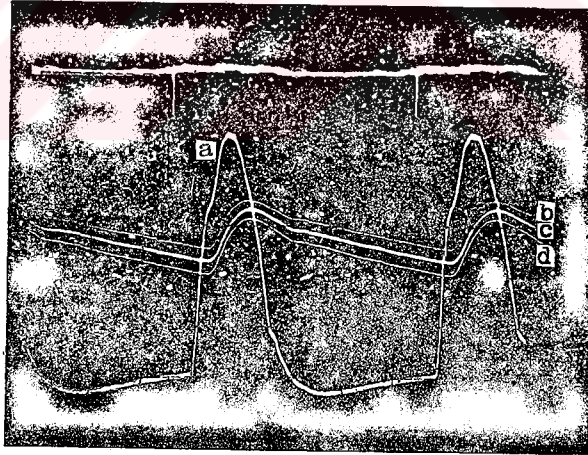
ile bakılabilmektedir.

Şekil 5.20'de pompa vurum hızının sistemin p_2 basınç değişimi üzerindeki etkisi gösterilmektedir. Vurum hızı arttıkça pompanın verdiği ortalama debi artacak ve (2.67) eşitliğinden de görüldüğü gibi R_2 yükü değişmediğine göre ortalama debideki bu artış, p_2 basıncının ortalama değerinde artışa yol açacaktır. Şekil 5.20'de bu olay, vurum hızı azaldıkça basıncın düşey ekseninde sıfır eksenine doğru kayması ile kendini göstermektedir.

Sistemin R_2 ile atmosfere açılan ucunun pompanın kapakçık seviyesinden olan yüksekliği değiştirilmiş ve elde edilen sonuçlar Şekil 5.21'de verilmiştir.



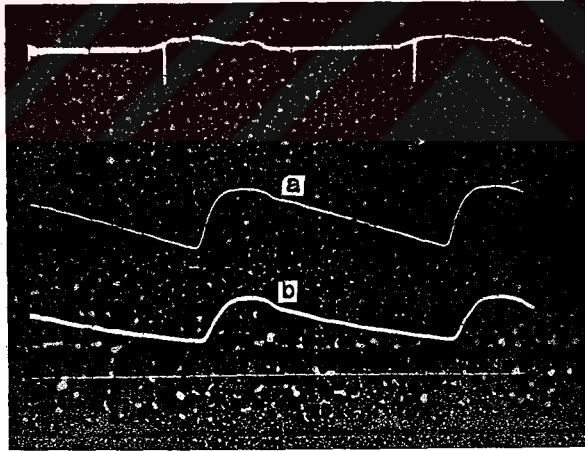
Şekil 5.20- Pompa vurum hızının p_2 basıncı üzerindeki etkisi. a) 82 atım/dak, b) 80 atım/dak. ve c) 62 atım/dak.



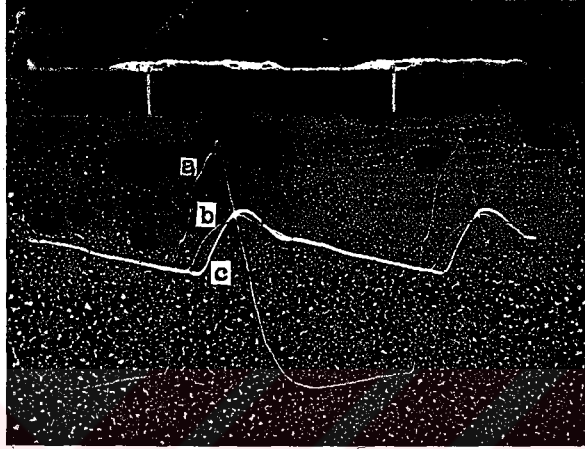
Şekil 5.21- Atmosfere açık uç kapakçık seviyesinden b) 35 cm, c) 20 cm, d) 5 cm yüksekte iken p_2 basıncı değişimleri.

Krankın boyu 5mm 'den 10mm'ye çıkartılarak vurum hacmi arttırılmış ve bunun çıkış basıncı değişim şekli üzerindeki etkisi Şekil 5.22'de gösterilmiştir. Vurum hacmi artınca pompanın verdiği ortalama debi değeri artacağından ve R_2 'nin değeri de değiştirilmediğinden, etki, vurum hızının artışında elde edilen etkiye benzer olacak yani p_2 düşey ekseninde yukarı doğru ötelenecektir. Bunun yanında vurum hacmi artınca p_2 basınç değişiminin genliğinin de arttığı gözden uzak tutulmamalıdır, çünkü kaynak genliğindeki artışın, çıkış büyüklüğü genliğinde de artışa yol açması lineer devrelerin davranış sonuçlarından biridir.

Şekil 5.23'de senkronizasyon bozukluğunun sistem giriş ve çıkış büyüklüklerini değiştirdiği gösterilmeye çalışılmıştır.



Şekil 5.22- Vurum hacminin p_2 üzerine etkisi. a) Krank boyu $r = 10$ mm. ve b) $r = 5$ mm.



Şekil 5.23- Senkronizasyonun p_2 üzerindeki etkisi. b)bilgisayardan gelen senkronizasyon pulsu, mekanik olarak sistemden elde edilene göre 80 ms geride, c) 80 ms ileride.

BÖLÜM 6

SONUÇLAR

Kalp ve dolaşım sistemi çalışmalarına ya da hidrolikte darbeli akım çalışmalarına yardımcı olması amacı ile bir yapay dolaşım sistemi gerçekleştirilmiştir. Bugüne kadar yapılan yapay dolaşım sistemlerinde sistemden elde edilen sonucun gerçeğe ne derece yakınlaştığı üzerinde pek durulmamasına karşın bu çalışmada sistemin elektriksel modelinden elde edilen bilgilerden yararlanılarak ve sistem parametreleri değiştirilerek, referans seçilen basınçtan olan farkının standard sapması 3,4 mmHg olan bir basınç değişimi elde edilmiştir. Sistem çıkış basıncı üzerindeki kontrol kolaylığı, sistem parametrelerinin modeldeki parametrelere uygun olarak mümkün mertebe toplu olarak gerçekleştirilmeleri ve bu yüzden parametrelerin ayrı ayrı değiştirilebilmele-ri sonucu ortaya çıkmıştır. Bu parametreler içinde çıkış basıncı değişimine en etkili parametreler çevre direnci R_2 ve aort giriş kapasitesi C_1 olmuştur.

Yapay sistemde oran faktörü geometriye değil, parametre değerlerine dayandırılmış ve sistem çıkış basıncı ortalaması ile sistem giriş debisi ortalamasının oranı olarak belirlenen ve bağımsız parametre seçilen R_2 direnci için bu oran 4 civarında çıkmıştır. Model kapasitelerinin (C_1 ve C_2), R_2 ile ters L_1 indüktansının ise R_2 ile doğru orantılı olduğu modellemeye eğri uyurma işlemi sonucu olarak elde edilmiştir. Sistemde ise istenen basınç değişimleri elde edildiğinde, esnek lastik parçalarından oluşturulmuş sistem kapasiteleri bu sonuçları doğrular biçimde çok küçük boyutlarda (C_1 için 13cm x ϕ 30mm ve C_2 için 0,5 cm x ϕ 20 mm) ve L_1 elemanı ise oran faktörü mertebesinde büyük boyutlarda (500cm x ϕ 23 mm) çıkmıştır.

Sistem parametrelerinin (R_2 , C_1 , C_2 ve L_1), sistem çıkış basınç değişimleri, p_1 ve p_2 , üzerindeki etkilerine bakıldığında bunların model parametrelerinin model çıkış gerilimleri, u_1 ve u_2 , üzerinde olan etkilerinin aynı olduğu görülmüştür. Ayrıca vurum hızı, vurum hacmi ve atmosfere açık olan R_2 elemanı ucunun pompa çıkış kapakcık seviyesinden olan yüksekliği gibi parametrelerin de çıkış basınç değişimleri üzerindeki etkileri incelenmiştir.

Sistem bir noktasından atmosfere açık olduğundan bunun getirdiği üstünlüklerden (akışkan sıcaklığı ve ortalama debi ölçülmesi gibi amaçlar için) yararlanılmıştır.

Yapay sistemde anlık debi değişimi, sisteme ilave edilen, hidrolik bir

direncin uçlarındaki basınç değişiminden hareket ederek bulunmaya çalışılmıştır. Pompanın bir hacim kaynağı (akım kaynağının analoğu) görevini yapması ve pompa içi hacim değişiminin biliniyor olması, pompa çıkış debi değişim eğrisini belirli kıldığından, bu değişimi doğru gözlememizi sağlayan direncin deney şartlarındaki kritik değeri deneysel olarak bulunmuştur. Debinin ortalama değeri de kolayca ölçüldüğünden, pompa çıkışı debi değişimi, genliği ile birlikte belirlenmiş olur ve bu şekli ile sistem, diğer yöntemlerle çalışan anlık debi ölçerlerin kalibrasyonuna olanak sağlar.

Gerek pompa cidarlarının ve gerekse kapakcık malzemelerinin sert oluşu p_1 basınç değişim eğrisinin ön kenarında istenmeyen titreşimlere yol açmaktadır. Pompa içine konacak esnek bir hazne, hem bu yumuşaklığı sağlayacağı ve hem de piston ile akışkan temasını keseceğinden gerçeğe daha yakın bir durum elde edilmiş olacağı sanılmaktadır.

Mikroişlemciyle çalıştırılan programda biraz değişiklik yapılarak istenirse belli bir debi değişimi sağlayan bir veri grubundan, başka bir debi değişimi sağlayan diğer bir veri grubuna geçilerek sistem çalışırken debi değişiminde değişiklikler yapılabilir.

Pompa ve bilgisayardan oluşan kaynağı da gözönüne alarak sistemin üstünlükleri şöyle sıralanabilir.

a) Kam kullanan sistemlerde kamı değiştirmeye karşılık olarak bu sistemde, mikroişlemciyle çalıştırılan ve adım motoruna darbeler gönderen programın verileri değiştirilerek çeşitli debi değişimleri kolaylıkla elde edilebilir.

b) Harici osilatörün frekansını ayarlayarak motoru durdurmadan pompayı çeşitli vuruş hızlarında çalıştırmak mümkün olur.

c) Krankın boyu değiştirilerek farklı vuruş hacimlerinde çalışmak mümkündür.

d) Motor çalışırken sistem parametreleri değiştirilerek çıkış basıncı eğrileri değiştirilebilir.

e) Motor çalışırken birer anahtar yardımı ile senkronizasyon ya da veri grubunun ilk elemanının seçiliş anı ile krankın pistonu en geride tuttuğu referans noktasında bulunma anı arasındaki zamanlama yapay olarak bozularak çıkış basınç eğrilerinde değişiklikler yaptırılabilir.

f) Canlı deney sistemlerine göre üstünlüğü olarak yapay sistemde şartlar uzun süre korunabilir, istenirse kolayca değiştirilebilir, test ve ölçme cihazları kolaylıkla monte edilebilir. Bu ise araştırmacıya çalışma kolaylığı sağlar. Bu şekli ile yapay sistemler, canlı üzerinde yapılacak biyomedikal

alışmalar için bir öncü görevi görmektedir.

g) Bu tür yapay sistemler, kalp kapakcığı testlerinde de kullanılmaktadır (19).

h) Yapay sistem, model parametreleri kolayca değıştirilip çeşitli hastalık şartları oluşturulabilen bir eğitim aracı olarak kullanılabilir.

i) Hidrolikte darbeli akışlarda çalkantı (türbölans) olayı ve yük kayıpları gibi olayları açıklama ve inceleme olanağı sağlar. Aynı amaç için pompa pleksiglas malzemeden yapılmış olup kapakcık hareketlerini de izlemek mümkündür.

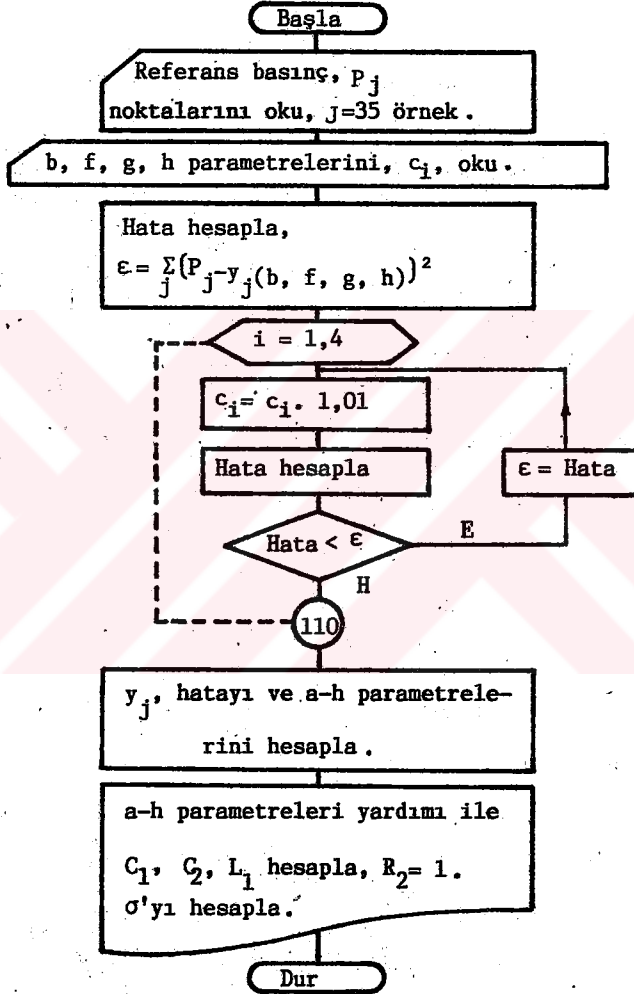
j) Sistemde kullanılan pompada, sistemden elde edilen bilgiler ışığında, değışiklikler yapılarak canlı vücutlardaki dolaşım sistemlerini de sürmesi sağlanabilir.

BÖLÜM 7

EKLER

EK-1 PROGRAM "CUR"

EK.1.1- BASİTLEŞTİRİLMİŞ AKIŞ DİYAGRAMI



PA 001

3a 001

EK.1.4- CUR GİRİŞİ ($y(x)$ için)

DOSYA: CUK22 DATA 03/06/86 11:32:29 IT\ - MAGKA SAYFA 001

[illegible]

EK.1.5- ÇUĞ ÇIKIŞI

DUSVAF CUKYY OUT 03/06/85 11:32:04 ITA - MACKA SAYFA 001

IPR,MT,DR= 2 27 1.01200000
B.F.G. H I C I N I L K D E I E R L E R
B.F.G.n= 1.04699993 1.07999992 37.0000000 -1.22999994
S O V U C L A R

S1= 70.5473783
M= 1.047 F= 3.360 G= 37.000 H= -1.053
A=119.357 C= 0.000 D= -4.393
C1=0.9378 C2=0.1224 L1=0.70674 E2= 0.0000 R2=1.0
HATA= 0.104 KARESEL HATA= 75.773 ST.SAPMA= 1.471

BASIC DESIGN

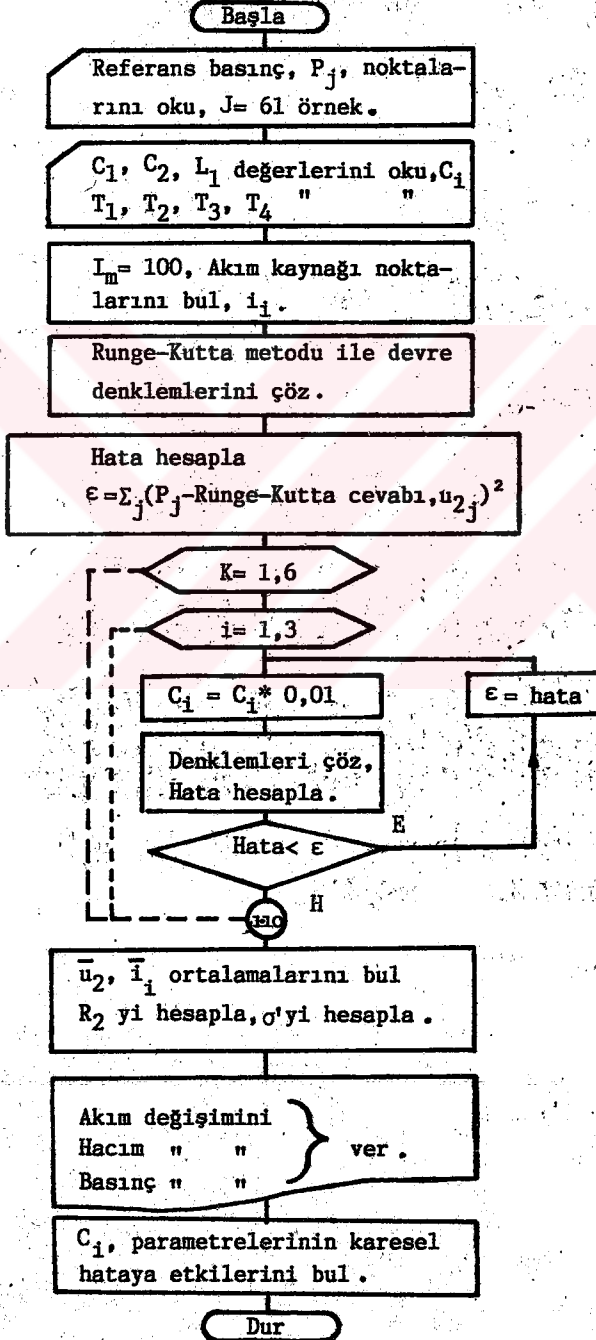
0.03	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
110.06	168.63	137.02	105.28	126.01	105.90	105.69	123.17	129.13	116.79	113.50	103.07
101.16	98.96	90.67	94.51	92.66	91.21	90.17	87.48	84.48	89.00	88.58	88.58
98.06	87.33	86.31	85.02	83.52	81.91	80.31	78.82	77.54	76.49	75.03	73.03

HATA DEĞİŞİMİ

[illegible]

EK-2 PROGRAM "İTR"

EK-2.1. BASİTLEŞTİRİLMİŞ AKIŞ DİYAGRAMI



EK.2.2- "ITR" GİRİŞİ

DOSYA: İTRVY DATA 03/06/86 11:32:58 IT\ - MACKA SAYFA 001

77.5 76.5 75.5 74.0 73.0 71.5 70.0 68.0 74.0 94.0
 94.0 104.0 114.0 121.5 125.0 127.5 128.5 129.5 129.5
 129.0 127.5 127.0 125.5 124.5 123.5 121.0 118.0 115.0
 111.5 108.5 107.5 107.0 107.0 107.0 106.5 105.0 103.0
 100.0 97.0 94.0 91.5 89.0 88.5 87.5 87.0
 85.5 86.5 86.0 85.0 85.0 83.0 82.0 80.5 79.5 78.5
 77.5
 1.01.6.3.-0.00.2
 80.
 1.2.3.6.5.4
 0.5378.0.12240.0.000740.100.000.0.0.1.0
 0.0000.0.09000.0.130.0.280.0.0.0.
 77.5,77.5,0.

EK.2.3- "ITR" ÇIKIŞI

DOSYA: İTRVY OUT 03/06/86 11:33:06 IT\ - MACKA SAYFA 001

OR,KKA,KKB,TDR= 1.010 6 3 0.000
 C2.L1,C1,A2,E2,A1 ICIN ILK DEĞERLER * MK *
 C123054= 0.83780 0.12240 0.00674 100.00000 0.00000 1.00000
 T123456= 0.00000 0.09000 0.13000 0.28000 0.00000 0.00000
 C1,C2,L1,A2= 0.178654525 0.261023529E-01 0.316054225E-01 4.68923187
 S D N U C L A R

HATA,KARESEL HATA= -26.3823547 470.680664 141.841232
 STANDARD SAPMA= 2.77119327 80= 4.70991325
 C123054= 0.17109 0.02182 0.03181 100.00000 0.00000 4.68923
 T123456= 0.00000 0.09000 0.13000 0.28000 0.00000 0.00000

AKIM DEĞİŞİMİ
 0.00 13.89 27.78 41.67 55.56 69.44 83.33 97.22 100.00 100.00
 100.00 95.00 86.67 78.33 70.00 61.67 53.33 45.00 36.67 28.33
 20.00 11.67 3.33 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00
 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00

BASINÇ DEĞİŞİMİ

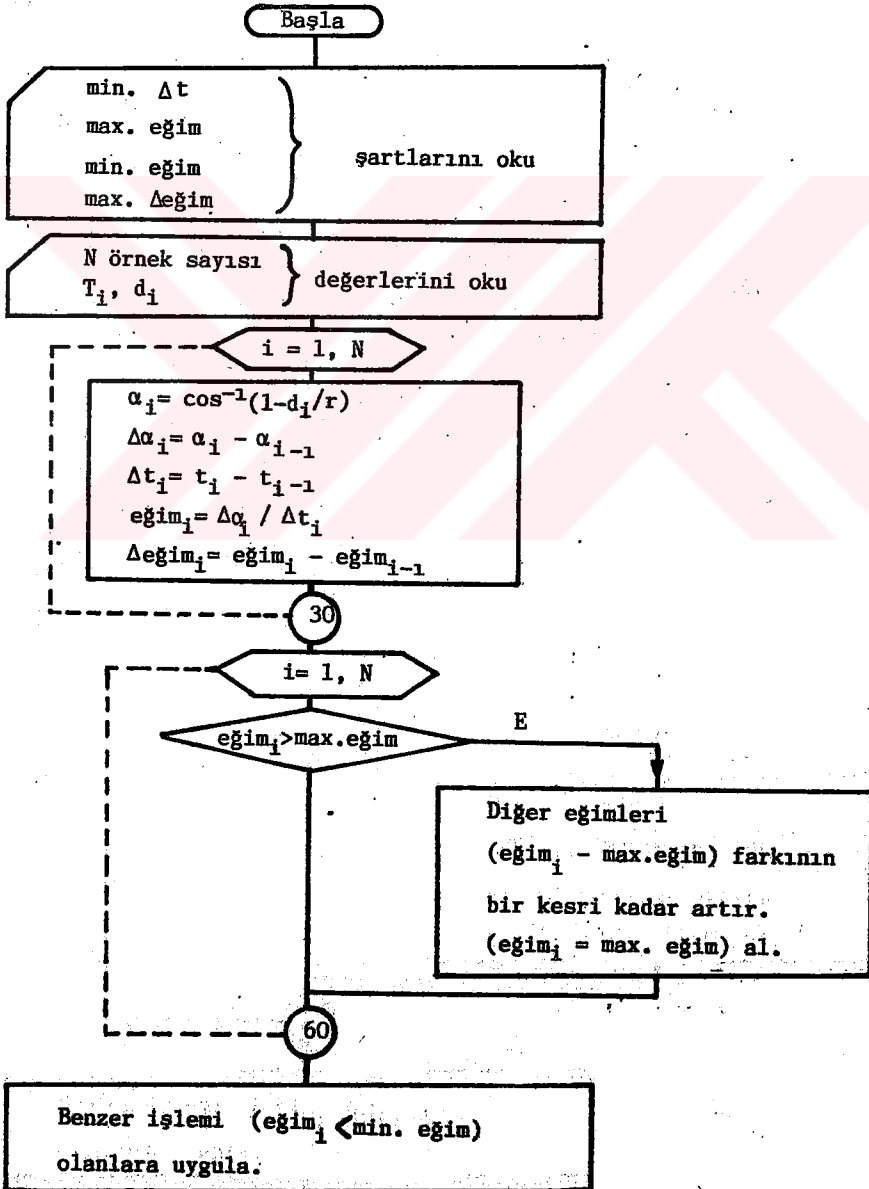
75.58 74.71 73.84 73.16 72.99 73.71 75.66 76.04 83.93 90.17
 127.73 126.98 126.42 125.93 125.27 124.22 122.96 120.63 118.25 115.75
 110.34 111.21 109.76 108.11 107.07 105.21 103.36 101.37 103.16 101.70
 100.03 98.24 96.44 94.12 93.23 91.53 89.42 87.94 88.92 87.98
 85.95 85.81 84.56 83.22 81.85 80.41 79.24 78.09 77.04 76.09
 75.23

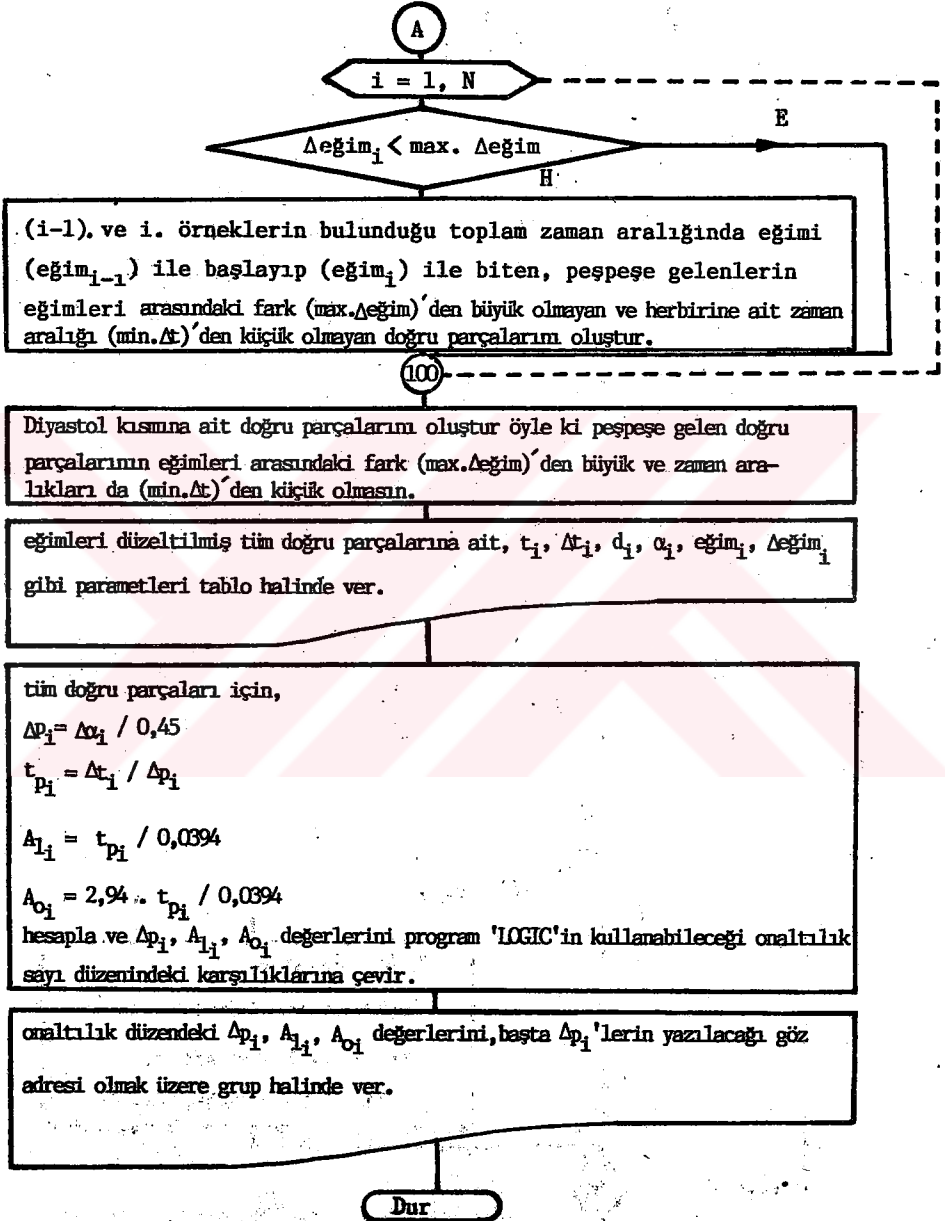
HATA DEĞİŞİMİ 1 2 3 6 5 4
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11
 C11 310.8 494.3 483.1 475.3 471.2 470.7 473.6 479.7 488.8 500.9 515.8
 C12 482.9 478.3 474.9 472.6 471.1 475.7 471.3 472.5 474.5 477.0 480.0
 C13 484.3 478.3 474.9 472.6 471.1 475.7 471.3 472.7 474.5 476.7 479.1
 C14 1170.5 1114.4 922.1 692.3 465.0 477.7 559.2 750.5 1044.6 1614.1 2191.3
 C15 470.7 475.7 473.7 473.7 473.7 473.7 473.7 473.7 473.7 470.7 470.7
 C16 1492.6 1389.7 787.3 585.1 475.9 475.7 555.6 733.0 1001.1 13158.9 1803.8

MACİN DEĞİŞİMİ
 0.00 0.05 0.35 0.70 1.33 2.17 3.13 4.25 5.49 6.74
 7.99 9.29 10.34 11.37 12.32 13.12 13.84 14.45 14.97 15.37
 15.67 15.87 15.97 15.99 15.99 15.99 15.99 15.99 15.99 15.99
 75.1017279 75.5800029 14.5950033
 74.7980957 75.2915228 14.5952423

EK-3 PROGRAM "MEH"

EK-3.1. BASİTLEŞTİRİLMİŞ AKIŞ DİYAGRAMI





EK.3.2- "MEH" GİRİŞİ

DOSYA: MAHEE

DATA

03/06/86

11:30:52

IT\ - MAĞKA

14.0 0.90 0.12 0.08
11 0.75 130.0 1.00 0.08
25.0 0.22
50.0 2.87
75.0 1.95
100.0 3.44
125.0 5.00
150.0 6.48
175.0 7.70
200.0 8.54
225.0 9.37
250.0 9.81
275.0 10.00

EK.3.3- "MEH" ÇIKIŞI

N4=11 T=0.75 SLP MAX=0.90 SLP MIN=0.12 DELSMX=0.08

N	TIME	DISP	ALFA	DT	DA	SLP	DSLP	A	B	C
1	25.	0.220	17.1	25.	17.1	0.682	0.080	T	T	T
2	50.	0.870	34.3	25.	17.3	0.590	0.008	T	T	T
3	75.	1.950	32.4	25.	18.1	0.724	0.034	T	T	T
4	100.	3.440	71.8	25.	19.4	0.776	0.052	T	T	T
5	125.	5.000	90.0	25.	18.2	0.727	0.049	T	T	T
6	150.	6.480	107.2	25.	17.2	0.659	0.033	T	T	T
7	175.	7.700	122.7	25.	15.3	0.519	0.070	T	T	T
8	200.	8.670	137.2	25.	14.3	0.582	0.037	T	T	T
9	225.	9.370	150.9	25.	13.7	0.548	0.033	T	T	T
10	250.	9.810	164.0	25.	13.2	0.529	0.019	T	T	T
11	275.	10.000	180.0	25.	12.8	0.534	0.105	T	T	T

TAFMS= 0.300000000E+03

N	TIME	DISP	ALFA	DT	DA	SLP	DSLP	A	B	C
1	25.	0.220	17.1	25.	17.1	0.682	0.080	T	T	T
2	50.	0.870	34.3	25.	17.3	0.590	0.008	T	T	T
3	75.	1.950	32.4	25.	18.1	0.724	0.034	T	T	T
4	100.	3.440	71.8	25.	19.4	0.776	0.052	T	T	T
5	125.	5.000	90.0	25.	18.2	0.727	0.049	T	T	T
6	150.	6.480	107.2	25.	17.2	0.659	0.034	T	T	T
7	175.	7.700	122.7	25.	15.3	0.519	0.070	T	T	T
8	200.	8.670	137.2	25.	14.3	0.582	0.037	T	T	T
9	225.	9.370	150.9	25.	13.7	0.548	0.033	T	T	T
10	250.	9.810	164.0	25.	13.2	0.529	0.019	T	T	T
11	275.	10.000	180.0	25.	12.8	0.534	0.105	T	T	T
12	275.	10.000	180.0	14.	9.1	0.534	0.025	T	T	T
13	269.	0.954	157.8	14.	7.3	0.554	0.080	T	T	T
14	303.	0.843	194.4	14.	5.6	0.474	0.060	T	T	T
15	317.	0.701	199.9	14.	5.3	0.374	0.080	T	T	T
16	694.	0.345	333.03	17.	133.1	0.353	0.041	T	T	T
17	099.	0.362	338.1	14.	5.1	0.362	0.009	T	T	T
18	722.	0.188	344.3	14.	6.2	0.342	0.080	T	T	T
19	735.	0.054	351.6	14.	7.3	0.322	0.080	T	T	T
20	750.	0.000	360.0	14.	9.6	0.502	0.080	T	T	T

350-ALFA FOR MIN SLOPE = 27.0 DEGREE 11=16
THE NUMBER OF PULSES BEFORE THE ZERO POINT IS 60 DECIMAL

NUMB OF AL AO
0020 26 OC 2A
0023 26 JC 2A
0026 26 CB 27
0029 26 DA 24
0032 26 EB 27
0035 26 OF 33
0038 12 11 37
0039 1A 11 37
0040 13 OF 27
0041 14 OF 27
0044 11 1C 36
0047 0F 13 3E
004A 2C 14 50
004D 2F 1C 38
0050 29 1C 58
0053 3B 1F 27
0056 3D 13 33
0059 10 13 33
005C 13 3E 2F
IS=798

IS-803 MUST BE SUBTRACTED FROM OP ON THE LAST LINE

EK.4- PROGRAM "LOGIC"

EK.4.1- LOGIC'IN MAKİNA DİLİNDE YAZILMIŞ ŞEKLİ

```
.V V 300-427
0300 FF FF FF FF FF FF FF FF, F8
0308 FF FF FF FF FF FF FF FF, F0
0310 A5 1F 8D 65 03 A9 AD 8D, 7F
0318 02 A8 8D 0E A8 85 8D A9, 1A
0320 20 8D 0B A8 A5 20 85 12, D6
0328 6F F0 85 11 69 15 85 13, DB
0330 A9 80 8D 00 A8 A9 00 85, 67
0338 10 AA A8 A5 10 D5 20 F0, 63
0340 22 A9 00 8D FE FF A9 04, 65
0348 8D FF FF A9 20 8D 00 A8, EE
0350 E8 B5 20 8D 0B A8 A9 00, 91
0358 8D 09 A8 A5 80 F0 03 4C, 33
0360 5F 03 40 C8 C0 0E F0 0A, 65
0368 E8 E8 E8 A9 00 85 10 4C, A7
0370 3D 03 A5 12 85 20 AD 00, F0
0378 A8 29 03 C9 00 F0 B1 A5, D3
0380 11 85 20 AD 00 A8 29 03, 0A
0388 C9 01 F0 A4 A5 13 85 20, C5
0390 4C 30 03 FF FF FF FF, 3F
0398 FF FF FF FF FF FF FF 15, 4D
03A0 26 0C 2A 26 0C 2A 28 0B, 38
03A8 27 2B 0A 24 28 0B 27 26, 38
03B0 0C 2A 22 0E 2F 20 0F 33, 2F
03B8 1E 11 37 1A 11 37 13 0E, 18
03C0 2F 14 0E 2E 11 10 36 0F, FD
03C8 13 3E 0C 19 30 FF 1C 58, 36
03D0 29 1C 58 0B 1C 57 0E 15, 74
03D8 43 10 12 3A 15 0E 2F FF, 64
03E0 FF FF FF FF FF FF FF FF, 5C
03E8 FF FF FF FF FF FF FF FF, 54
03F0 FF FF FF FF FF FF FF FF, 4C
03F8 FF FF FF FF FF FF FF FF, 44
0400 A9 00 8D 00 A8 A9 3B 8D, 93
0408 FE FF A9 03 8D FF FF E8, AF
0410 B5 20 8D 0B A8 A9 00 8D, F7
0418 09 A8 CA CA E6 10 A9 00, DB
0420 85 8D 40 FF FF FF FF FF, 1B
951B
```

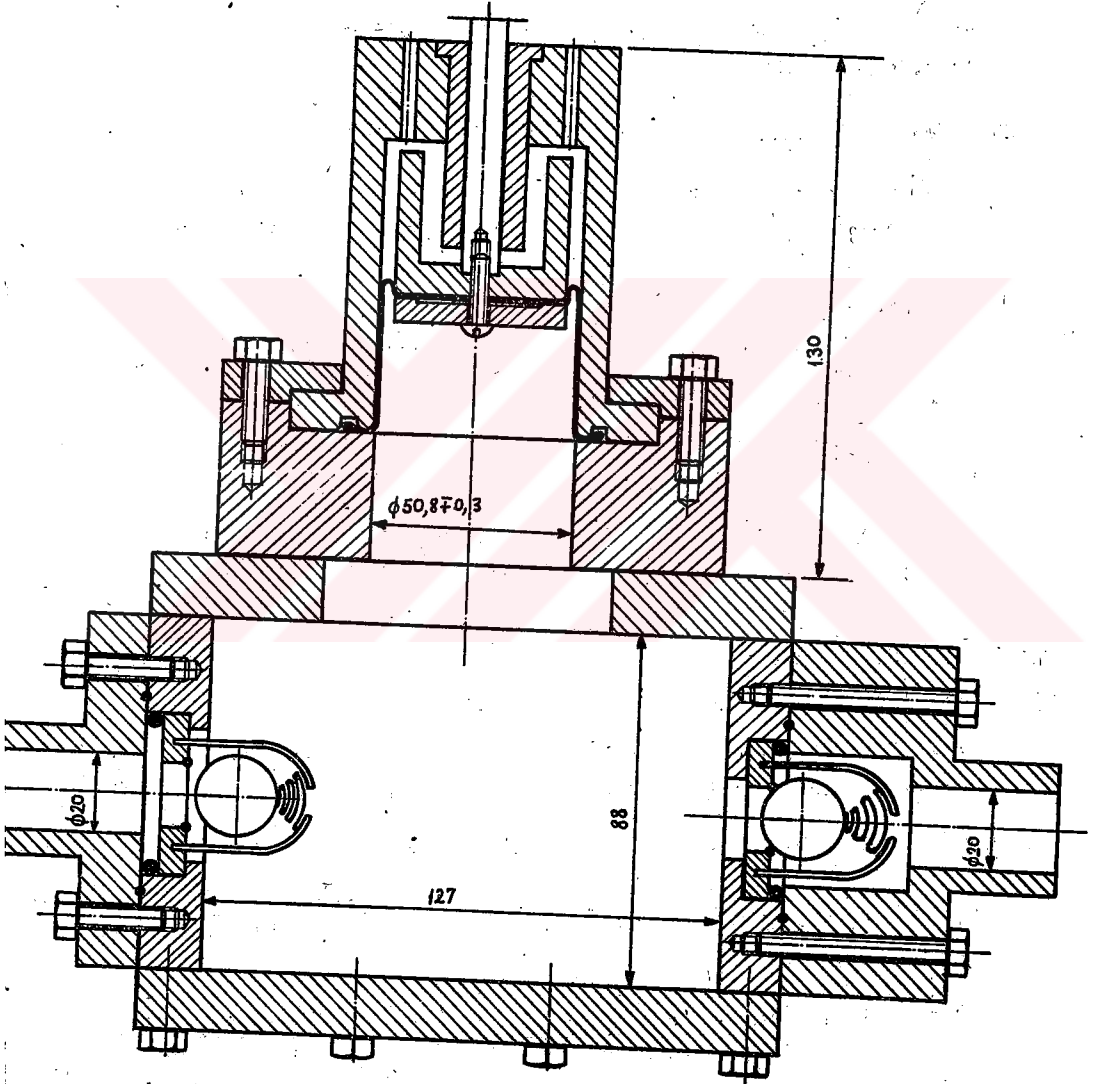
```
.V 398-3DF
0398 FF FF FF FF FF FF FF 15, 0E
03A0 26 0C 2A 26 0C 2A 28 0B, F9
03A8 27 2B 0A 24 28 0B 27 26, F9
03B0 0C 2A 22 0E 2F 20 0F 33, F0
03B8 1E 11 37 1A 11 37 13 0E, D9
03C0 2F 14 0E 2E 11 10 36 0F, BE
03C8 13 3E 0C 19 30 FF 1C 58, F7
03D0 29 1C 58 0B 1C 57 0E 15, 35
03D8 43 10 12 3A 15 0E 2F FF, 25
1125
```

```
.V 600-616
0600 FF FF FF FF FF FF FF 04, FD
0608 FF 0F 32 FF 0F 32 FF 0F, 8B
0610 32 23 0F 32 FF FF FF, 1E
0E1E
```

a) Şekil 3.4 de verilen pompa içi hacim değişimini elde etmek için kullanılan veriler.

b) Sinüzoidal hacim değişimi elde etmek için kullanılan veriler.

EK.5- POMPANIN KESİT RESMİ



Malzeme: Plexiglas

KAYNAKLAR

- (1) SCHAAF, B.W.; ABBRECHT, P.H.: "Digital Computer Simulation of Human Systemic Arterial Pulse Wave Transmission: A Nonlinear Model", J. Biomechanics, 1972, (345 - 365).
- (2) SCHWAN, H.P. (Ed.): Biological Engineering, 1969, (390 - 545).
- (3) GOLDWYN, R.M.; WATT T.B.: "Arterial Pressure Pulse Contour Analysis Via a Mathematical Model for Clinical Quantification of Human Vascular Properties" IEEE BME 14, 1967 (11 - 17).
- (4) LAXMINARAYAN, S.; SIPKEMAN, P.; WESTERHOF, N.: "Characterization of the Arterial System in the Time Domain" IEEE BME 24, 1978, (177 - 184).
- (5) CLARK, J.W.; LING, R.Y.S.; SRINIVASAN, R.; COLE, J.S.; PRUETT, R.C.: "A Two-Stage Identification Scheme for the Determination of the Parameters of a Model of Left Heart and Systemic Circulation", IEEE BME 27, 1980 (20-29).
- (6) PAULSEN, R.A.; CLARK, J.W.; MURPHY, P.H.; BURDINE, J.: "Sensitivity Analysis and Improved Identification of a Systemic Arterial Model" IEEE BME-29, 1982 (164 - 178).
- (7) PAWEL, H.E.: "Experimental Investigation of Turbulence in the Context of Arterial Hemodynamics", 1974, Doktora Tezi.
- (8) PAWEL, H.E.; WILSON, C.: "Toward a Noninvasive Diagnosis of Disturbed Arterial Flow", Bulletin of the N.Y. Academy of Medicine, 1977 (693-701).
- (9) PEURA, R.A.; CORBETT, W.; DEAN, L.; MEISNER, J.; JUNDANIAN, R.; and WHEELER, H.B. "Pulsed Doppler Frequency Spectrum Analysis Studies of Simulated Stenoses", Bioengineering, Proceedings of the Ninth Northeast Conference, 1981, (377 - 380).
- (10) WERFF, T.J.V.: "Significant Parameters in Arterial Pressure and Velocity Development". J. Biomechanics, 1974, (437 - 447).
- (11) RIDEOUT, V.C.; DICK, D.E.: "Difference-Differential Equations for Fluid Flow in Distensible Tubes", IEEE BME 14, 1967, (171 - 177).
- (12) CHANG, P.P.; MATSON, G.L.; KENDRICK, J.E.; RIDEOUT V.C.: "Parameter Estimation in the Canine Cardiovascular System", IEEE AC.19, 1974, (927 - 931).

- (13) OHLEY,W.J.; KAO,C.; JARON,D.: "Validity of an Arterial System Model: A Quantitative Evaluation" IEEE, BME.27, 1980, (203 - 211).
- (14) RIDEOUT,V.C.: "Cardiovascular System Simulation in Biomedical Engineering Education", IEEE, BME.19, 1972, (101 - 107).
- (15) WELKOWITZ,W.; MOLONY,D.; NGUYEN,T.: "An External Blood Flow Device", Bioengineering Progc. of the Ninth Northeast Conference, 1981, (45 - 49).
- (16) KARADOĞAN,H. : "Pulsatif Akımda Yük Kaybı", Doktora Tezi, 1978.
- (17) SWANSON,W.M.; CLARK,R.E.: "Cardiovascular System Simulation Requirements", Journal of Bioengineering, 1977, (121 -133).
- (18) SWANSON,W.M.; CLARK,R.E.: "A Simple Cardiovascular System Simulator: Design and Performance", Journal of Bioengineering, 1977, (135 - 145).
- (19) REUL,H.: "Hydraulic Analog Model of the Systemic Circulation-Designed for Fluid Mechanical Studies in the Left-Heart and Systemic Arteries", Advances in Cardiovascular Physics, 1983, (43 - 54).
- (20) ÖZGÜR,C.: Deneysel Hidromekanik, İTÜ, 1980.
- (21) BUONCRISTIANI,J.F.; LIEDTKE,A.J.; STRONG,R.M.; URSCHER,C.W.: "Parameter Estimates of a Left Ventricular Model During Ejection" IEEE, BME-20, 1973, (110-114).
- (22) TAVŞANOĞLU,V.: Devre Analizi Ders Notları, İ.T.Ü., 1979.
- (23) HAMMING,R.W.: Numerical Methods for Scientists and Engineers, 1973, (427 - 469).
- (24) KINARIVALA,B.; KUO,F.F.; TSAO,N.: Linear Circuits and Computation, 1973, (176 - 193).