

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**HEMODİYALİZ HASTALARINDA TOPLAM VÜCUT SUYUNUN
DİELEKTRİK GEÇİRGENLİK METODU İLE İZLENMESİ**

**Tezi Hazırlayan
Mehmet Akif ÖZÇOBAN**

**Tezi Yöneten
Yrd.Doç.Dr.Fatma LATİFOĞLU**

**Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi**

**Temmuz 2010
KAYSERİ**

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**HEMODİYALİZ HASTALARINDA TOPLAM VÜCUT SUYUNUN
DİELEKTRİK GEÇİRGENLİK METODU İLE İZLENMESİ**

**Tezi Hazırlayan
Mehmet Akif ÖZÇOBAN**

**Tezi Yöneten
Yrd.Doç.Dr.Fatma LATİFOĞLU**

**Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi**

**Bu çalışma Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
FBA-09-739 kodlu proje ile desteklenmiştir**

**Temmuz 2010
KAYSERİ**

Yrd. Doç. Dr. Fatma LATİFOĞLU danışmanlığında **Mehmet Akif ÖZÇOBAN** tarafından hazırlanan “**Hemodiyaliz Hastalarında Toplam Vücut Suyunun Dielektrik Geçirgenlik Metodu İle İzlenmesi**” adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında **Yüksek Lisans** tezi olarak kabul edilmiştir.

12/07/2010

JÜRİ:

Başkan: Yrd.Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI

Üye : Yrd. Doç. Dr. Fatma LATİFOĞLU

Üye : Yrd. Doç. Dr. Esmâ UZUNHİSARCIKLİ



ONAY:

Bu tezin kabulü, Enstitü Yönetim Kurulunun 06/08/2010 tarih ve 2010/27-03 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

06./08./2010..



Prof. Dr. Nusret AYYILDIZ
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım sırasında bana her konuda yol gösteren, her türlü maddi, manevi desteğini esirgemeyen ve tez çalışmalarımın danışmanlığını yürüten değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Fatma LATİFOĞLU'na sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım. Çalışmalarım esnasında bana her konuda yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Ahmet ÜLGİN'e, Prof. Dr. Musa Hakan ASYALI hocama, Yrd. Doç. Dr. Murat Hayri SİPAHİOĞLU'na, Arş.Gör. Ahmet Turan ÖZDEMİR, Arş.Gör. Rifat KURBAN, Arş. Gör. Bahadır ÇETİNKAYA ve sorduğum hiçbir soruyu cevapsız bırakmayan Biyomedikal Mühendisliği ve Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerine teşekkür ederim.

Akademik kariyerime başlama noktasında yol gösterici olarak teşvik ve destekleriyle her zaman yanımda olan Biyomedikal Mühendisliği Kurucu Bölüm Başkanı Prof. Dr. Sadık KARA hocama teşekkürü bir borç bilirim.

Kurduğumuz düzenekte kullandığım cihaz parçalarının temini için yardımcı olan Erciyes Üniversitesi Rektörü Sayın Prof. Dr. Hasan Fahrettin KELEŞTEMUR hocama, çalışmalarında ölçümlerimin bir kısmını tamamladığım Erciyes Üniversitesi Organ Nakli ve Hemodiyaliz Hastanesi çalışanlarına çok teşekkür ederim.

Her ne kadar yanımda olamasalar da, tüm öğrenimim boyunca benden maddi ve manevi desteğini esirgemeyen, varlıklarıyla sonsuz güç veren aileme ve çalışmalarım boyunca yanımdan ayrılmayan arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

MONITORING THE TOTAL BODY WATER IN HEMODIALYSIS PATIENTS WITH DIELECTRICAL PERMEABILITY METHOD

Mehmet Akif ÖZÇOBAN

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences

M.Sc. Thesis, July 2010

Thesis Supervisor: Assist. Prof. Dr. Fatma LATİFOĞLU

ABSTRACT

The dielectric permeability is applied for the purpose of quantitative measurement in many different fields. Sensors developed with this technique have begun to be used in various industrial fields. In this study, changes in the body water is monitored in real time with using the dielectrical permeability method. This method was applied the first time in the field of Biomedical Engineering with this thesis. The phase sensitive capacitance-meter system was established in the thesis study, designed as a sensor in the wrist, is formed a signal generator, a phase sensitive detector and a faraday cage in order to protect our equipment from environmental noise. The amplitude adjustable 50 kHz frequency signal from signal generator is applied to the one of the wrist sensors' plates which hold the sensor. When a voltage applied to the one of the electrodes placed on the calf region, the voltage reaches to the other electrode by induction. The induced voltage can be measured with a phase sensitive detector. In order to monitoring total body water exchange of chronic kidney failure patients, who need to hemodialysis treatment to continue their life, in real-time during hemodialysis a wearable wristband sensor for the calf region is designed with this work. Our experiments show that bioelectrical impedance of patients increases while their electrical conductivity decreases during hemodialysis. With this study it is aimed to prove scientific methods on calculating the time for reaching dried weight in hemodialysis patients.

Keywords: Dielectric Permeability, Bioelectrical Impedance Analysis, Phase Sensitive Capacitancemeter.

HEMODİYALİZ HASTALARINDA TOPLAM VÜCUT SUYUNUN DİELEKTRİKSEL GEÇİRGENLİK YÖNTEMİ İLE İZLENMESİ

Mehmet Akif ÖZÇOBAN
Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi, Temmuz 2010
Tez Danışmanı: Yrd.Doç. Dr. Fatma LATİFOĞLU

ÖZET

Dielektrik geçirgenlik yöntemleri, çeşitli alanlarda nicel ölçüm amaçlı olarak kullanılmaktadır. Bu teknik ile geliştirilen sensörler endüstride geniş kullanım alanları bulmaktadır. Bu çalışmada dielektriksel geçirgenlik yöntemi kullanılarak vücut suyundaki değişim gerçek zamanlı izlenmiştir. Gerçekleştirilen tez çalışmasıyla birlikte bu yöntem ilk kez Biyomedikal Mühendisliği alanında da uygulama alanı bulmuştur. Tez çalışmasında gerçekleştirilen Faz Duyar Kapasitansmetre sistemi; bileklik şeklinde tasarlanan bir sensör, bir sinyal üretici, bir Faz Duyar Dedektör ve cihazlarımızın çevresel gürültülerden etkilenmesini önlemek için kullanılan bir faraday kafesinden meydana gelmektedir. İşaret üreticiden alınan, genlik ayarlı 50 kHz frekanslı işaret, bileklik şeklinde tasarlanan sensörü dışarıdan saracak şekilde yerleştirilen levhalardan herhangi birine uygulanmaktadır. Kalf bölgesine yerleştirilen elektrotlardan birisine uygulanan voltaj, diğer elektrota indüklenerek ulaşmaktadır. Bu voltaj FDD yardımıyla algılanabilmektedir. Bu çalışmada hayatını devam ettirebilmek için hemodiyaliz ünitelerine girmek zorunda olan kronik böbrek yetmezliği hastalarında, diyaliz sırasındaki vücut suyu değişiminin anlık izlenebilmesi için bileklik şeklinde ayak kalf bölgesine takılabilen bir sensör geliştirilmiştir. Ölçümlerde hemodiyaliz sırasında hastalarının biyoelektriksel empedans değerleri artarken elektriksel geçirgenliğin ters orantılı bir şekilde düştüğü gözlenmiştir. Bu çalışma ile hemodiyaliz hastalarında kuru ağırlığa ulaşma süresinin tespiti için bilimsel yöntemler ortaya konulmaya çalışılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Dielektriksel Geçirgenlik, Biyoelektriksel Empedans Analizi, Faz Duyar Kapasitansmetre.

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
1.BÖLÜM	
GİRİŞ.....	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. Literatür Taraması.....	4
1.3. Yapılan Çalışmanın Amacı.....	6
2.BÖLÜM	
GENEL BİLGİLER.....	7
2. 1. Vücut Bileşenleri.....	7
2.2. Vücut Bileşenlerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler.....	9
2.2.1. Laboratuar Yöntemleri.....	9
2.2.2. Ultrasonografi.....	11
2.2.3. Bilgisayarlı Tomografi.....	11
2.2.4. Nötron Aktivasyon Analizi.....	12
2.2.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme Yöntemi.....	12
2.2.6. Toplam Vücut Elektrik Geçirgenliği.....	12
2.2.7. Dual Enerji X-Ray Absorbsiyometri.....	13

2.2.8. Antropometrik Yöntemler.	13
2.2.9. Biyoelektrik Empedans Analizi Ölçümleri.	14
2.2.9.1. Tek Frekans BEA Yöntemi.	16
2.2.9.2. Çoğul Frekans BEA Yöntemi.	18
2.2.9.3. Biyoelektrik Spektroskopi (BIS)	19
2.2.9.4. Parçalı (Segmental) BEA.	20
2.2.9.5. BEA Sisteminde Kullanılan Elektrotlar ve Özellikleri.	21
2.2.10. Vücut Bileşenlerini Değerlendirme Yöntemlerinin Karşılaştırılması.	22
2.2.11. Dielektriksel Geçirgenlik Yöntemi.	23
2.2.12. Dielektriksel Geçirgenlik Ve Kapasitansa Dayalı Ölçüm Teknikleri.	24
3.BÖLÜM	
BÖBREKLERİN TEMEL FONKSİYONLARI.	26
3.1. Genel Bilgiler.	26
3.1.1. Sodyum Metabolizması.	28
3.1.2. Su Metabolizması.	28
3.1.3. Potasyum Metabolizması.	28
3.1.4. Asit-Baz Metabolizması.	29
3.2. Volüm Hastalıkları.	29
3.3. Böbrek Yetmezliği.	30
3.3.1. Kronik Böbrek Yetmezliği.	30
3.3.2. Akut Böbrek Yetmezliği.	31
3.4. Diyaliz.	31
3.4.1. Hemodiyaliz.	32
3.4.2. Sürekli Ayaktan Periton Diyalizi.	34
3.5. Kuru Ağırlık Kavramı.	35
3.5.1. Hemodiyaliz Tedavisi Gören Hastalarda Kuru Ağırlığın Azaltılması.	36
3.5.2. Kronik Hemodiyaliz Tedavisi Gören Hastalarda Kuru Ağırlığın Artırılması. ...	36
3.5.3. İlk Kez Hemodiyalize Girecek Hastalarda Kuru Ağırlığın Belirlenmesi.	36

4.BÖLÜM

DİELEKTRİKSEL GEÇİRGENLİK TEMELLİ ÖLÇÜM SİSTEMİ. 38

4.1. Dielektriksel Geçirgenlik Ölçüm Sisteminin Çalışma Prensibi. 38

4.2. Sistemin Donanımında Kullanılan Cihazlar Sistemin Donanımında

Kullanılan Cihazlar. 40

4.2.1. Faz Duyar Dedektörün Yapısı ve Çalışma Prensibi. 43

5.BÖLÜM

BULGULAR. 47

5.1. Giriş. 47

5.1.1. Vücut Su Değişiminin Hemodiyaliz Hastalarında Görüntülenmesi 49

6.BÖLÜM

SONUÇ, ÖNERİ VE TARTIŞMALAR. 56

KAYNAKLAR 59

ÖZGEÇMİŞ 70

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Moleküler düzey modeli.	8
Şekil 2.2 Hücresel düzey modeli.	8
Şekil 2.3. Tek frekans BEA uygulaması.	16
Şekil 2.4. Dört elektrotlu elden-ayağa BEA Ölçümü.	17
Şekil 2.5. Ayaktan ayağa yapılan iki elektrotlu ölçüm.	17
Şekil 2.6. İkili elektrot koldan kola ölçüm yöntemi.	18
Şekil 2.7. Cole-Cole Modeli.. . . .	19
Şekil 2.8. Elektrotların bağlanma şekli.	21
Şekil 2.9. Test dirençlerinin bağlantısı.	22
Şekil 2.10.Kapasitif transdüser.	25
Şekil 3.1. Böbreğin kısımları.	26
Şekil 3.2. Nefron ve bölümleri.	27
Şekil 3.3. Hemodiyaliz işlemi.	32
Şekil 3.4. Sürekli Ayaktan Periton Diyaliz (SAPD)..	34
Şekil 4.1. Ölçüm için oluşturulan sistemin blok diyagramı.	39
Şekil 4.2. Ölçüm sisteminde elektrotların yerleştirildiği sensör	40
Şekil 4.3. Çalışmada kullanılan cihazlar; sensör, işaret üretici ve faz duyar dedektör..42	
Şekil 4.4. Faz duyar dedektör (FDD).	42
Şekil 4.5. Temel bir FDD cihazının işlevi.	44
Şekil 4.6. Ayarlanabilir faz üniteli faz duyar dedektörün blok diyagramı.	45
Şekil 4.7. (a) Referans işaret(kare dalga) ve giriş işareti(sinüzoidal dalga) aynı fazda (b) Referans işaret ve giriş işaret arasında 90 derecelik faz farkı mevcut. . .	46
Şekil 5.1. Dielektriksel geçirgenliğin zamana göre değişimi (Birey No:1)..	48

Şekil 5.2. Dielektriksel geçirgenliğin zamana göre değişimi (Birey No:2).	48
Şekil 5.3. Bileklik şeklinde ki sensörün hastaya uygulanması.	49
Şekil 5.4. Hemodiyaliz süresince dielektriksel geçirgenlik miktarının değişimi (Birey No: 4)	50
Şekil 5.5. Hemodiyaliz süresince dielektriksel geçirgenlik miktarının değişimi (Birey No: 5)	51
Şekil 5.6. a, b. 9 numaralı hastaya ait farklı zamanlarda hemodiyaliz sırasında görüntülenen dielektriksel geçirgenlik grafiği.	54
Şekil 5.7 Hemodiyaliz süresince Biyoelektriksel Empedans değişim grafiği	55

1. BÖLÜM

GİRİŞ

1.1. Giriş

Biyoelektrik Empedans Analiz (BEA) tekniği vücut bileşenlerini (yağsız kütle, toplam vücut suyu gibi) belirleyebilmek amacıyla uygulanan geniş kullanım alanına sahip; ölçümü basit, noninvazif ve hızlı bir yöntemdir [1-4]. BEA tekniği, insan vücudu üzerinden alternatif akım uygulanması ile empedans değerinin (Z) belirlenebilmesi prensibine dayanmaktadır. Böylece, vücut dokularının elektriksel empedansı (özdirencini) belirlenmektedir ve bu değerler ilgili denklemlerde yerine konarak vücut bileşenleri hesaplanmaktadır [1, 3, 4]. BEA tekniği; endokrinoloji, nefroloji, kardiyoloji gibi klinik bilimlere başta olmak üzere bir çok klinik yada spor bilimlerinde vücut bileşenlerinin tespiti ve tahmini için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu teknik, ölçümlerde ki kolaylık, maliyetinin nispeten ucuz olması, ebatlarının taşınabilirliğe uygun olması ve ölçümlerinin güvenilir olması nedeniyle vücut bileşenlerinin belirlenmesine yönelik diğer kompleks yöntemlere göre daha çok tercih edilmektedir. Ayrıca bu teknik çocuklarda, gençlerde ve yetişkinlerde güvenle uygulanabilmektedir. Bu yöntem, vücut su miktarından kolaylıkla etkilenebilmektedir ve aşırı kilolu hemodiyaliz hastalarında hatalı sonuçlar elde edilebilmektedir [5-8]. BEA tekniği ile vücut bileşenleri belirlenirken farklı özellikte dokular için farklı direnç değerleri gözlemlenmektedir. Elektrolit bakımından zengin sıvılar elektrik akımı için, yağ ve kemik dokusundaki minerallere göre daha fazla direnç oluşturmaktadır. 50 kHz gibi yüksek frekansa sahip akımlar hücre zarlarını geçerek tüm vücut suyu miktarı hakkında bilgi verirken, 1 kHz gibi düşük frekansa sahip akımlar hücre membranını geçemez ve yalnızca hücre dışı sıvı miktarı ile ilgili bilgi vermektedir. Ölçülen empedans değerinin

sabit denklemlerde yerine konarak; vücut yağ yüzdesi, vücut yağ miktarı, yağsız vücut yüzdesi, yağsız vücut kitlesi, vücut su yüzdesi, vücut su miktarı, vücut kitle indeksi gibi vücut bileşenleri hesaplanabilmektedir [1, 9-11]. Bu yöntem, insan vücudundaki akım iletimi esasına dayanmakta olduğu için, iki bileşen ile ifade edilmektedir. Bu bileşenler su ve iyonlara bağlı oluşan direnç (R) ve hücre membranlarının kapasitör özelliğine bağlı oluşan reaktans (X_c) değerleridir.

Vücut bileşenlerinin BEA yardımıyla incelenmesi, Hemodiyaliz (HD) hastalarındaki sıvı yüklenmesi ile ilgili kolay, ucuz ve detaylı bilgiler sağlamaktadır [5-8, 12]. HD seansları esnasında oluşan hücre dışı sıvı (Ekstrasellüler Water - ECW) azalması, ultrafiltrat miktarı ve vücut ağırlığındaki değişikliklerle ilişkilidir [13]. Daha önce bu alanda yapılan çalışmalarda BEA' nın kuru ağırlık takibinde kullanılabileceği yönünde bulgular elde edilmiştir. Sıvı çekilmesine bağlı ağırlık azalması sonrası BEA değerlerinde ise anlamlı artış görüldüğü çeşitli çalışmalarda belirtilmiştir. Böylece hastadan sıvı çekilmesi esnasında ki ağırlık azalmasına BEA değerlerinde artma eşlik ediyorsa hastanın sıvı kaybettiği, bu değerlerde düşüş varsa temel kaybın kuru vücut kitlesinden olduğu düşünülmektedir [14, 15]. Konvansiyonel BEA yöntemleri; 4 kutuplu yüzey elektrotların hasta üzerinde belirtilen noktalara yapışkan ve iletken kağıtlar yardımıyla yapıştırılarak, bu elektrotlardan hastanın hissedemeyeceği kadar düşük voltaja sahip akım geçirilmesi sonucu empedansın hesaplanması prensibiyle gerçekleştirilmektedir [16].

BEA yöntemine alternatif olarak geliştirilen dielektriksel geçirgenlik yöntemiyle de vücut bileşenlerini belirlemeye yönelik çalışmalar yapılmaktadır [19]. Dielektriksel geçirgenlik yöntemi günümüzde oldukça önem kazanan konulardan biri olup, araştırma geliştirme laboratuvarlarından, biyomedikal teknoloji geliştirme ve on-line proses kontrolüne kadar geniş bir kullanım alanına sahiptir [17-28]. Dielektriksel geçirgenlik yöntemleri biyoteknolojide de uygulama alanı bulmaktadır. On-line biyokütle ölçümleri, elektrokinetik ayırma ve tek hücreli canlıların karakterizasyonu gibi konuların araştırılmasında kullanılmaktadır [29].

Miroelektrotlar vasıtasıyla gerçekleştirilen dielektriksel geçirgenlik ölçümü sonucunda kanser hücrelerinin dielektriksel geçirgenliğinin, normal kan hücrelerinininkinden farklı

olduğu belirlenmiştir. Bu sayede kanser hücrelerinin hidrostatik denge durumlarının normal kan hücrelerinin denge durumundan farklı olduğu bilgisinden yola çıkılarak kanser hücrelerinin dielektriksel geçirgenlik yöntemi ile teşhisi de yöntemin günümüzde ki uygulamalarına örnek olarak verilebilmektedir [30].

Maddelerin elektriksel (dielektriksel) özelliklerini direkt olarak ölçebilmek için bir kapasitansmetre sistemi kurulmalıdır. Çünkü ancak kapasitansmetre sistemi ile maddenin geçirgenliği belirlenebilmektedir. Bilindiği gibi kapasitörler, belirli bir mesafede paralel iki levha ile bunların arasında bulunan kağıt, hava, polistiren, seramik, polar türler içeren reçine vb. dielektrik malzemeden oluşmaktadır. Dielektrik malzeme içerisinde bulunabilecek polar maddeler ya da iyonlar sistemin geçirgenliğini olumlu yönde etkilemektedir. Dolayısıyla polaritenin artması ile iletkenlik de artmaktadır. Polarite ya da polarlanabilme özelliği, elektrik alan içerisinde belirli bir frekansta yayılan alternatif akım yardımı ile ölçülebilmektedir. Birbirine paralel olarak yerleştirilen iki levhadan birisine uygulanan yüksek frekansın diğer levhayı indüklemesi, levhalar arasında bulunan dielektrik malzemenin kimyasal yapısı ile ilgilidir. Polar çözeltiler ya da saf su gibi maddeler önemli ölçüde indüklemeyi yapabilme özelliğine sahiptir. Apolar maddeler ise geçirgenliği ya da indüklemeyi etkilememektedir [17-22, 29]. Paralel olarak yerleştirilen iki levha yeteri kadar büyük ölçekli olursa ve insan vücudu bu levhalar arasına yerleştirilirse, bu sistemde insan vücudu bir kapasitör gibi davranacağından insan vücudundaki su miktarının iletkenlikle orantılı olmasından dolayı toplam vücut suyu ölçülebilmektedir. Polarlık değerlerinin değişime uğradığı pek çok uygulama bu yolla izlenebilmektedir. Dielektriksel geçirgenlik yöntemi uygulamalarında, dielektriksel geçirgenliğin ölçümü için genellikle Faz Duyar Dedektör (FDD) cihazı kullanılmaktadır [17-20].

Gerçekleştirilen tez çalışmasında, geliştirilen bir faz duyar kapasitansmetre sistemi ile dielektriksel geçirgenlik ölçümü prensibi kullanılarak insan vücudunun bir parçası (kullanılabilirlik rahatlığı ve ergonomi açısından el yada ayak kullanım için uygunsa da çalışmada en uygun bölge olarak ayak ve diz kapağı arasında ki bölge olan kalf bölgesi seçilmiştir) paralel iki levha arasına yerleştirilerek vücut suyu değişimi temassız ve gerçek zamanda (on-line) monitörize edilerek izlenebilmiştir. Bu yöntemin en belirgin özellikleri ise noninvazif, ağrısız, kullanımı basit ve sistemin taşınabilir olmasıdır.

1.2. Literatür Taraması

Canlılara ait dokuların bir takım elektriksel özelliklere sahip olduğu 1870'ler den beri bilinen bir konudur. Dokuların bu elektriksel özelliklerinin yüksek frekanslı akımlara maruz bırakıldıklarında bu özelliklerini kaybederek öldükleri gözlenmiştir. [31, 32].

Vücut bileşenleri, egzersiz ve performansa dayalı spor fizyolojisinde çok ilgi duyulan ve yoğun olarak değerlendirilen bir fiziksel özelliktir [33, 34]. Aynı şekilde egzersiz ve performansa dayalı faaliyetler ve aktiviteler vücut yapı ve kompozisyonunu değiştirebilecek bir potansiyele sahiptir [33, 35]. Sadece egzersiz ve performansa dayalı aktiviteler için değil, özellikle kardiyovasküler hastalıklar ile vücut bileşenleri arasında yakın ilişkinin saptanmış olması ve bazı hastalıkların klinik seyrinin vücut bileşenlerinde ki değişimler üzerinden takip edilmesi bu ilgiyi artıran başka nedenlerdir [33, 36, 37].

İnsan vücut bileşenlerini dolaylı olarak tanımlayan yöntemler 1940'larda AR Behnke laboratuvarlarında başlamıştır [38]. Daha sonra bu konuda çeşitli yöntemler tanıtılmışsa da bunların arasında en kullanışlı, maliyeti az kullanımı rahat ve ölçümleri doğru çıkan yöntem BEA olmuştur [39]. BEA konusunda ilk araştırmacılardan olan Thomasset ve arkadaşları, toplam vücut suyunu izleyebilme amacıyla elektriksel empedans ölçümü yöntemini kullandığı çalışmalarında, iki adet vücuda girebilen iğne kullanmıştır. Bu çalışma grubu, BEA ölçümlerinde düşük ve yüksek frekansların vücuttaki hücre dışı sıvı hacminin (Extracellular Water-ECW) değişiminde orantılı bir fark oluşturduğunu belirlemişlerdir [31, 40, 41]. İlk kez Hoffer ve Nyboer 4 adet yüzey elektrodu kullanarak BEA tekniğini uygulamışlardır. Hoffer ve Nyboer bu uygulama için 800 uA değerinde alternatif akım kullanmışlardır. [2, 42]. Vücut bileşenlerini tahmin etmek için Tek Frekanslı BEA ölçümlerinde 50 kHz frekansında akım kullanımı, Nyboer'in kas dokusunun kritik frekansını tanımlayabilmek için yürüttüğü çalışmalarında aldığı sonuçların değerlendirilmesinden ileri gelmektedir. Akımın bu frekans değerinde, maksimum reaktans meydana gelmektedir [3]. 1970'li yıllarda ise toplam vücut suyu ve empedans arasında ilişki olduğu saptanmıştır. Daha sonraları Tek Frekanslı BEA analizörleri üretilmiş, 1990'larda ise Çoğul Frekans BEA cihazları satışa sunulmuştur. [31, 43].

Vücut bileşenlerinin değerlendirilmesinde 4 farklı model kullanılmakla birlikte, tüm vücut 2C modeli (yağ kitle /yağsız vücut kitlesi) klasikleşmiş bir modeldir. Bu model, hızlı, noninvazif, güvenilirliği ve geçerliği yüksek ve aynı zamanda egzersiz veya diyetten kaynaklanan küçük değişimlere duyarlıdır. Vücut bileşenlerini değerlendiren bir çok yöntem mevcuttur [33, 44, 45]. Vücut bileşenlerinin belirlenmesini ve Toplam Vücut Suyu (TVS) ölçümünü amaçlayan yöntemlerden başlıcası olan BEA hesaplamalarında, yağ dokusunun su içermediği ve yağ harici dokularda da su miktarının sabit olduğu kabul edilmektedir [33, 46].

BEA ile ilgili güvenilirlik çalışmalarının sonuçları birbiriyle uyumludur. Bir çok çalışmada BEA'nın test-tekrar ve test güvenilirlik katsayıları $R=0,96-0,99$ arasında bulunmuştur [33, 47, 48]. Ancak diğer yöntemlerle yapılan karşılaştırma sonuçları çok tutarlı değildir [33, 49-55]. BEA yönteminde vücut bileşenleri üretici firmaların sistemlerinde kullandıkları kestirim denklemlerinden saptanmaktadır. Su altı tartım yöntemi ile yapılan karşılaştırma çalışmalarında, yaygın olarak kullanılan BEA sistemlerinin kabul edilemez düzeyde hatalı sonuçlar verdiklerini saptanmıştır [33, 56]. Bu nedenle BEA ölçüm sonuçları ile vücut bileşenlerini tahmin edebilen çok sayıda denklem geliştirilmiştir [9-11, 33, 57]. Geleneksel yöntemler uygulamadaki yerini korumakla birlikte vücut bileşenlerinin değerlendirilmesinde BEA' da giderek artan oranda kullanılmaya devam edilmektedir.

1960'lı yıllardan beri bir çok bilim dalında dielektrik geçirgenliğe dayalı kapasitif sensörlerin kullanımı söz konusudur. Proses kontrol ya da araştırma amaçlı olarak geliştirilen bu sensörler hakkında temel bilgiler kitaplarda bulunmakla birlikte çok sayıda patent de alınmıştır. Polimerleşmenin sürekli izlenmesinden çeşitli polimerik yapıların dielektrik ölçümlerine kadar çeşitli uygulamalarda kullanılmıştır [22, 58]. Kanseri hücrelerinin teşhisi gibi bir çok tıbbi uygulamalarda da bu yöntemin kullanımı söz konusudur [23, 25, 30]. Dielektriksel geçirgenlik yöntemi kullanılarak toprak porözitesinin dielektrik sabiti ile ilgisi de araştırılmıştır [24]. On-line biyokütle ölçümleri ve tek hücreli canlıların karakterizasyonu gibi konular da dielektriksel geçirgenlik yönteminin kullanıldığı uygulamalardır [29]. Toprağın nem bakımından değerlendirilmesi de daha önce ki çalışmalarda araştırılmıştır [26]. Dielektriksel geçirgenlik yöntemi ile bitki suyunun takibi de yapılan çalışmalar arasındadır [27]. Katı biyoyakıtlarda nem tespiti içinde bu yöntem kullanılmıştır [28].

1.3. Yapılan Çalışmanın Amacı

Gerçekleştirilen çalışmada böbrek yetmezliği tanısıyla hemodiyaliz ünitesine giren hastaların kalf bölgesi üzerinden dielektrik geçirgenlik metodu uygulanarak vücut sıvısını belirlemek üzere dielektriksel geçirgenlik değerleri izlenmesi ve değerlendirilmesi hedeflenmektedir. Bu sayede noninvazif bir yöntem kullanılarak hastaların kuru ağırlık düzeyine ulaşp ulaşmadığının tespiti amaçlanmıştır. Ayrıca hemodiyaliz işleminin başında ve sonunda ölçülen geçirgenlik değerlerinin BEA denklemlerinde yerine konarak hesaplanması ile hemodiyaliz işleminde hastadan ne kadar sıvı çekildiğinin belirlenebilmesi amaçlanmaktadır.

2. BÖLÜM

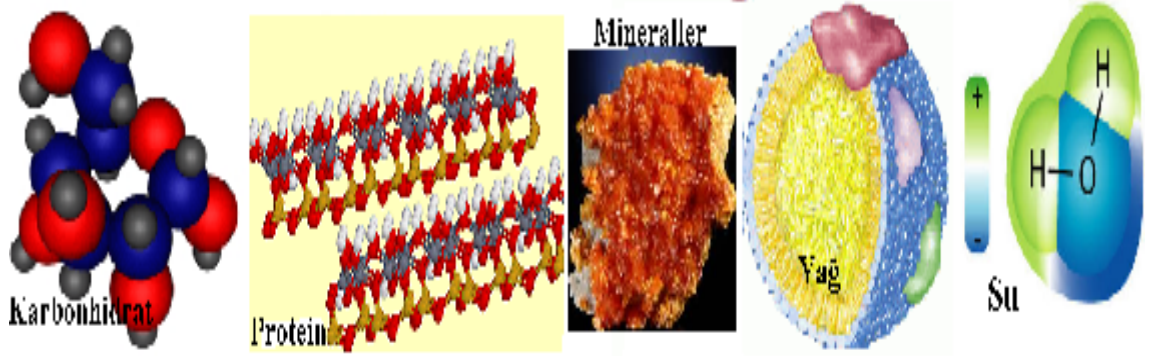
GENEL BİLGİLER

2. 1. Vücut Bileşenleri

Vücudun temel yapısını; su, protein, yağ, karbonhidrat ve mineraller oluşturmaktadır [59, 62-64]. Yetişkin bir kişinin vücut bileşenlerinin %16'sını protein, %15-20'sini yağ, %0.5'ini karbonhidrat, %4.5'ini mineral ve %60'ını ise su oluşturmaktadır. Vücut bileşenleri; genetik, iklim, yaş, cinsiyet ve beslenme gibi değişik faktörlerle değişmektedir. Yağsız vücut kitlesi ve yağ oranı bazı hastalıklarda da değişiklik gösterebilir. Özellikle kemik erimesi, marasmus, ödem ve kanser gibi patolojik koşullar da vücut bileşimini etkilemektedir [62, 63, 65]. Vücut bileşenleri saptanırken, vücut çeşitli bölümlere ayrılarak değerlendirilmektedir. Heymsfield ve arkadaşları vücut bileşenlerini atomik, moleküler, hücresel, doku sistemi ve tüm vücut olarak beş seviyede incelenebileceğini belirtmişlerdir [62, 63, 66].

Atomik düzey modelinde, atomlar ve elementler insan vücudunun temel taşları olduğu belirtilerek bunlardan altı temel element olan oksijen, karbon, hidrojen, nitrojen, kalsiyum ve fosfor vücut ağırlığının en az %98'ini tek başına, oksijen ise en az %60'ını, geriye kalan 44 element ise vücut ağırlığının %2'sini oluşturmaktadır [62, 63, 67]:

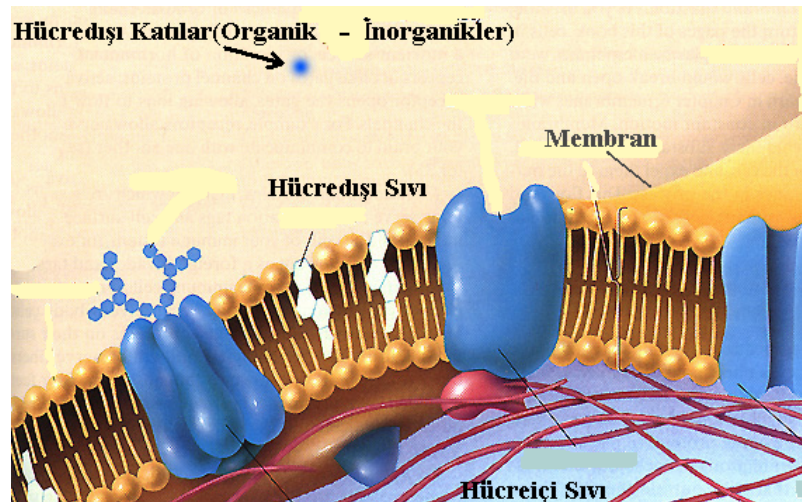
Moleküler düzey modelinde ise insan vücudunda bulunan çok sayıdaki kimyasal bileşik Şekil 2.1'de görüldüğü gibi lipid, su, protein, karbonhidrat ve mineraller olmak üzere beş temel grupta incelenmektedir. Vücuttaki yağ miktarı %10-50 arasında değişebilirken, normal bir insanda vücudun %60'ını su; %15'ini proteinler, %5'ini de mineraller oluşturmaktadır [62, 63, 66].



Şekil 2.1. Moleküler düzey modeli.

Bir diğer model olan hücresel düzey modelinde Şekil 2.2’de görüldüğü gibi vücut ağırlığı, toplam hücre ağırlığı, hücre dışı sıvılar, hücre dışı katılar olmak üzere üç temel bileşen ile gösterilmektedir. Bunlardan hücre ağırlığı; kaslardaki hücreler, bağ (yağ hücreleri de dahil), epitel ve sinir dokularından oluşmaktadır. Hücre dışı sıvılar, plazma ve hücreler arası sıvıdan (dokular arası sıvı) oluşmaktadır. Hücre dışı katılar ise organik ve inorganik hücre dışı katılardan oluşmaktadır.

Hücre dışı sıvı ve plazma hacminin ölçülmesinde, izotopik dilüsyon değerlendirilmesi yapılmaktadır. Vücuttaki potasyumun %95’inden fazlasının hücre içi sıvı bölümünde yer almasından dolayı, vücut hücre kütlelerinin değerlendirilmesinde de, ^{40}K tüm vücut taraması için kullanılmaktadır.



Şekil 2.2. Hücresel düzey modeli.

Doku-sistemler düzeyi modelinde, vücut ağırlığını oluşturan adipoz doku, iskelet, kas, kemik ve kan grubu olmak üzere dört doku sistemi bulunmaktadır. Bu modelde, bilgisayarlı tomografi, magnetik rezonans görüntüleme ve ultrason metotları deri altı yağın, viseral adipoz dokunun ve bölgesel kas kitlesinin belirlenmesi için kullanılmaktadır [62, 63, 68].

Tüm vücut düzeyi modeli; insan ve hayvan organizmalarının atomik, moleküler, hücresel ve doku-sistem düzeyinde vücut bileşenlerini içermektedir. Vücut bileşenleri vücut yapısı, şekli, dış görünüşü ve fiziksel özellikleri ile ilgilidir [59, 62, 63, 67]. Vücut düzeyinde vücut bileşenlerini saptamak için deri kıvrım kalınlığı, vücut ağırlığı, vücut kütle göstergesi, yüzey alan, bölge uzunluğu, bölgesel ve toplam vücut su hacmi ve vücut yoğunluğu (hidrodensitometri) ölçümleri yaygın olarak kullanılmaktadır [62, 63, 68].

Vücut bileşenlerinin beş düzeyi herhangi bir düzey hakkındaki bilgi diğer bir düzey için de kullanılabilecek şekilde birbiri ile ilişkilidir [62, 63, 67]. Geleneksel olarak vücut bileşenlerinin değerlendirilmesinde yağ kütlesi ve yağsız kütle olmak üzere iki-bölümlü modeller kullanılmaktadır. Ancak günümüzde vücut bileşenleri çoklu bölümlerle de değerlendirilmektedir. Genellikle bu değerlendirme içinde hücre dışı sıvı ve hücre içi sıvı içeren toplam vücut suyu, yağ kütlesi, kemik ve protein yer almaktadır [62, 63, 69].

2.2. Vücut Bileşenlerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

Vücut bileşenlerinin değerlendirilmesinde doğrudan ve dolaylı yöntemler kullanılmaktadır. Bunlardan doğrudan yöntemde; hayvan ve insan kadavraları incelenmektedir, dolaylı yöntemde ise laboratuvar ve saha yöntemleri kullanılmaktadır [45, 62, 63, 71]. Bu yöntemler genel olarak aşağıda ifade edilmektedir.

2.2.1. Laboratuvar Yöntemleri

Laboratuvar yöntemleri arasında en çok kullanılan ölçüm yöntemi su altı analiz yöntemidir. Bu yöntem, suyun kaldırma kuvveti prensibine dayanmaktadır. Kişinin yerdeki ağırlığından, su içinde tartılan ağırlığı çıkartılmaktadır. Vücut hacmi, kişi su

içinde iken havuzdan taşan suyun hacmine eşittir. Ölçüm esnasında su ısısına bağlı olan yoğunluk dikkate alınarak gerekli düzeltmeler yapılmaktadır [62, 63, 72].

Kemik ve kas dokusunun yoğunluğu, su yoğunluğundan fazla iken, yağ dokusunun yoğunluğu daha azdır. Bu nedenle fazla miktarlarda kas ve kemik dokusu olan bir kişi suda daha ağır gelecektir ve daha fazla vücut yoğunluğuna ve daha düşük yağ yüzdesine sahip olacaktır.

Sulandırılmış helyum metodunda kişiler 15 litre hacminde helyum ölçme sistemine bağlanmış 400 litre hacimli bir odaya yerleştirilmekte, gazın yoğunluğu ile kişilerin hacmi hesap edilmekte ve vücut yağı yüksek olan bireyler için helyum yoğunluğundaki değişkenlikler gözlenmektedir [62- 64].

Toplam vücut potasyum ölçüm metodunda, potasyumun başlıca hücre içinde yerleşim gösteren bir katyon olması ve depo halindeki trigliseritlerin yapısında bulunmaması sebebiyle vücuttaki tüm potasyum miktarı yağsız kitleye aittir [62, 63, 75]. Bu yöntemde vücudun potasyum miktarı, radyoaktif sayımla ortaya çıkarılmakta, bu çalışmalarda yağsız kütle ağırlığının, vücut ağırlığı (kilogram) başına erkeklerde 2,66 g, kadınlarda 2.50 g. ^{40}K içerdiği kabul edilmektedir. Yağsız dokunun K_{40} 'ı emmemesi sebebiyle kas kütlesi hesaplanabilmektedir. Daha sonra ağırlıktan yağsız vücut kütlesi çıkarılarak yağ dokusu miktarı bulunmaktadır [62, 63].

Yağ dokusunun su içermemesi prensibine dayanan bir yöntemde bireylere döteryum (H_2), trityum (H_3) veya oksijen izotopu (O_{18}) ile işaretli su içirildikten sonra bunların çeşitli vücut salgılarındaki yoğunlukları ölçülerek toplam vücut su miktarı bulunmaktadır. Yağsız doku kütlesi sabit bir şekilde ortalama %73.2 oranında su içerdiğinden, hesaplanan toplam vücut suyu 0.732 ile çarpılarak yağsız kütle miktarı bulunmaktadır ve hastanın ağırlığından yağsız doku kütle miktarı çıkartılarak toplam yağ dokusu bulunmaktadır [62, 63, 74].

2.2.2. Ultrasonografi

Ultrasonografi (USG), yüksek frekanslı ses dalgalarının dokulara gönderilerek, bu dalgaların geri dönüşümlerini saptayan ve bu şekilde iç organları görüntüleyen bir tanı yöntemidir. Ultrasonik ses dalgasının şiddeti, herhangi bir maddeden geçerken emilim ve yansıma sebebiyle zayıflamaktadır. Ultrasonik dalgaların emilim frekansı, dokunun emilim katsayısı ve doku kalınlığı ile doğru orantılıdır [45, 61-63]. Akustik dalgalar yağ dokusunu geçerek kas dokusuna ulaşır, buradan yansıyarak ultrason cihazına dönmektedir. Akustik dalgaların dokuyu geçme ve buradan tekrar yansıma zamanı, uzaklık skoruna çevrilerek görüntülenmektedir. Elde edilen sonuçlar, deri kıvrım kalınlığı ile ilgili denklemlere konarak toplam vücut yağı da hesaplanabilmektedir [45, 61-63, 74].

2.2.3. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT); x-ışını kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik teşhis yöntemidir. BT sayesinde incelenen bölgedeki doku dağılımı görüntülenebilmektedir [45, 62, 63, 71]. BT; kas dokusu, yağ dokusu ve kemik dokusu arasında kesin ayırım sağlayabilen bir yöntemdir. X ışınları dokulardan geçerken dokunun yoğunluğuna bağlı olarak gücünü yitirerek zayıflamaktadır. Meydana gelen zayıflama, hava ve sudaki zayıflamasına göre kodlanarak, zayıflama katsayısı veya 'BT sayısı' olarak ifade edilmektedir. Havanın BT sayısı '1000', suyun ise '0' birim HU (Hounsfield Ünitesi) olarak tanımlanmaktadır. BT sayısı ile doku yoğunluğu arasında doğrusal bir ilişki bulunmaktadır. Yağ kitlesi ve yağsız kitleyi birbirinden ayırt edebilmek için iki yöntem kullanılmaktadır. Birinci yöntem ilgilenilen bileşen için bir ilgi alanı çizilmesidir. Bilgisayar bu ilgi alanı çerçevesinde kesitteki toplam alanı hesaplamaktadır. İkinci yöntem incelenecek dokuyu bilgisayara tanıtmak ve bunun yoğunluğundaki benzer alanları hesaplatmaktır. Tarayıcı bilgisayar, yüklenen bu verilere çapraz kesitli görüntüler oluşturmak için birtakım algoritmalar uygulamaktadır. Tüm vücut taramalarında iyonize radyasyona maruziyet söz konusu olduğundan bu yöntemin hamilelerde ve çocuklarda kullanılmaması tavsiye edilmektedir [31, 45, 62, 63].

2.2.4. Nötron Aktivasyon Analizi

Nötron Aktivasyon Analizi (NAA) yönteminin uygulanabilmesi için kişiye trityum enjekte edilmekte, sonra kişi gama radyasyonuna maruz bırakılmaktadır. Geri dönen radyasyon spektrumu analiz edilerek azot (vücut proteinin ölçümü için), hidrojen (vücut suyunun ölçümü için), karbon (yağ ölçümü için) ve kalsiyum (kemik mineralinin ölçümü için) değerleri belirlenebilmektedir. Gerekli görüldüğü takdirde klor, fosfor, magnezyum ve sodyum da ölçülebilmektedir [45, 62, 63, 66, 74].

2.2.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme Yöntemi

İnsan vücut bileşenlerinin güvenilir, noninvazif ve doğrudan değerlendirilmesini sağlayan yöntemlerden biri de Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) yöntemidir. Bu yöntemde kişi manyetik bir alana yatırılarak radyo dalgaları ile taranmaktadır [45, 60, 62, 74]. Eğer bir radyo frekans dalgası vücut dokularına yönlendirilirse bazı çekirdekler radyo dalgasından gelen enerjiyi emerek manyetik alanda yönlerini değiştirmektedir. Radyo dalgası kesildiğinde aktive olmuş çekirdekler emdikleri radyo işaretlerini yaymaktadır. Bu yayılan işaret bilgisayarda görüntü oluşturulmasını sağlamaktadır. Böylece MRG toplam yağ kütlelerini ve bölgesel yağ farklılıklarını da belirleme potansiyeline sahiptir. Sinyal şiddeti, incelenen dokulardaki su ve yağın derişim ve gevşeme özellikleri hakkında bilgi vermektedir [45, 62, 63]. MRG, batin yağ miktarının belirlenmesine yardımcı olmaktadır. Tek bir görüntü bile batin yağ miktarının hesaplanmasında yeterli olabilmektedir. Radyasyon tehlikesi olmamasına rağmen daha maliyetli ve çözünürlükle ilgili bazı teknik problemleri bulunmaktadır [45, 62, 63, 74]. Obez hastalarda vücut boyutlarının cihazın boyutlarıyla uyumlu olmamasından kaynaklanan uygulama güçlükleri bulunduğu gibi klostrofobisi bulunan kişiler cihaza girmekte psikolojik zorluklar yaşamaktadırlar [45, 62, 63].

2.2.6. Toplam Vücut Elektrik Geçirgenliği

Elektromanyetik alanlara maruz bırakıldıklarında, yağ ve su bileşenlerinin davranışları farklılık göstermektedir. Yağsız dokuların elektrik akımını yağ dokularından daha iyi iletmesi prensibine dayanmaktadır. Uygulama; içinden 2.5-5 Megahertz (MHz)

alternatif radyo dalgası geçen, uzun ve homojen bir sarmal bobin kullanılarak yapılmaktadır. İçi boşken ve hasta varken oluşan manyetik alan ölçülerek aralarındaki farktan yağsız doku miktarı hesaplanmaktadır [45, 62, 74].

2.2.7. Dual Enerji X-Ray Absorpsiyometri

Dual Enerji X-Ray Absorpsiyometri (DEXA), kemik mineral içeriğinin saptanması amacıyla geliştirilen bir yöntemdir. Yağ dokusu, yağsız doku ve kemik mineralli olmak üzere üç bileşenli bir modele dayanmaktadır [45, 62, 63, 73, 74]. Dual-enerji x-ray absorpsiyometri, hızlı (10-20 dakika), basit, noninvazif, hasta uyumunun yüksek olduğu ve hastayı düşük dozda radyasyona maruz bırakması yönünden tercih edilebilir bir tekniktir [45, 62, 63, 66, 76].

Tek Foton Absorpsiyometre yöntemi (TFA); kemik dışı deri, kas ve organlar gibi yumuşak dokuların az bulunduğu ön kol gibi yerlerde kullanılmaktadır. Yumuşak dokuların görüntüye fazlaca karıştığı bölgelerde ise Dual Foton Absorpsiyometri (DFA) yöntemi tercih edilmektedir. DFA yönteminde hastanın yattığı yüzey hareket halinde iken üstteki enerji kaynağı sabit konumdadır. Enerji kaynağı olarak gadolinium 135 kullanılmaktadır. Tek Enerjili X-ışını Absorpsiyometresinde (TEXA), enerji kaynağı olarak röntgen ışınları kullanılmaktadır. DEXA yönteminde de röntgen ışınları yer almaktadır [45, 62, 63, 74].

2.2.8. Antropometrik Yöntemler

Klinik ve bilimsel çalışmalarda vücut bileşenlerinin değerlendirilebilmesi amacıyla biyoelektrik empedans analizi ve antropometrik ölçümler kullanılmaktadır. Ölçümlerin çeşitliliğinden ve bu konuda yapılan çalışmalarda bir çok farklı denklemin bulunmasından dolayı uzmanlar hangi yöntemin ve denklemin vücut bileşenlerinin değerlendirilmesinde doğru sonuçları verdiğine dair farklı değerlendirmelerde bulunmaktadır. Antropometrik denklemlerin doğrulukları, altın bir standart olmaması nedeniyle sınırlıdır. Her ne kadar densitometre, hidrometre ve dual - enerji- x-ray absorpsiyometresi sıklıkla referans alınıyorsa da bu yöntemler vücut bileşiminin direk olmayan bir ölçümü olduğundan ölçüm hataları ortaya çıkabilmektedir. Bu yöntemlerin

ve denklemlerin arasından en uygun yöntemi ve denklemi seçebilmek için yaş, cinsiyet, fiziksel aktivite, vücut yağ derecesi ve ırk gibi faktörlerin de göz önünde bulundurulması gerekmektedir [45, 62, 63, 77].

2.2.9. Biyoelektrik Empedans Analizi Ölçümleri

Biyoelektrik Empedans Analizi (BEA), vücut bileşenlerini değerlendirmek amacıyla kullanılan temel bir yöntemdir. Doku yatağına elektrotlar aracılığı ile değişik frekanslarda alternatif akımlar gönderilir ve buna karşı voltaj miktarındaki düşüşten empedans tespiti yapılabilmektedir. Empedans; iletkenlikle ters orantılı olarak değişmektedir [1-3, 7, 45, 62, 63, 65, 66].

Kemik ve yağ dokusu gibi yüksek dirençli bileşenler elektrik akımının geçişini zorlaştırırken, kas dokuları ve iç organlar gibi düşük dirençli bileşenler elektrik akımını daha kolay geçirmektedir [45, 62, 63, 74]. BEA yönteminde hesaplanan Empedans (Z) bileşeni, direnç (R) ve reaktans (Xc) olmak üzere iki vektör tarafından belirlenir [62, 74]. Empedans, aşağıdaki denklemle tanımlanmaktadır.

$$Z^2 = R^2 + X_C^2 \quad (2.1)$$

Ölçülen empedans değerinin sabit denklemlerde yerine yazılarak hesaplanması ile yağ yüzdesi, yağ miktarı, yağsız vücut yüzdesi, yağsız vücut kitlesi, vücut su yüzdesi, vücut su miktarı gibi vücut bileşenleri tespit edilebilmektedir [62, 66, 80]. Denklemler, MRG veya DEXA gibi referans yöntemler kullanılarak BEA sistemindeki yağsız kütle veya toplam vücut suyuna göre ayarlanmaktadır. Daha sonra kişiler, BEA cihazı kullanılarak önceden belirlenmiş koşullar altında değerlendirilmektedir. Empedans, direnç, reaktans ve diğer potansiyel gösterge değişkenleri daha sonra çoklu lineer regresyon analizine katılarak ve uygun modeller geliştirilerek son halini almaktadır. Bir sonraki aşamada geliştirilen eşitlikler, ticari sistemler ve araştırma ortamlarına uygulanmadan önce çapraz yöntemlerle, yüzlerce kişi için doğrulanmaktadır [62, 82, 83]. Ölçüm öncesi kişinin boyu, vücut ağırlığı, yaşı gibi parametreler kullanılarak BEA yöntemi ile, iletkenlik, vücut su yüzdesi, vücut yağ yüzdesi ve yağsız yüzde miktarları hesaplanabilmektedir.

BEA ölçümlerini etkileyen bir çok dış etken bulunmaktadır. Ölçüm sırasında kişiler oda sıcaklığında, gündüz, elbiseli fakat ayakkabı ve çoraplarını çıkartmış, boş mesane ile ayakta veya sırtüstü yatarken incelenmelidir [62, 82]. Ayrıca ölçüm öncesinde yapılan performansa dayalı aktivitelerin, aşırı alkol tüketiminin, fazla terlemenin değerleri etkileyebileceği de göz önünde bulundurulmalıdır [62, 78]. BEA yönteminin doğruluğu, ölçüm hatalarına yol açan etmenlerin kontrol edilebilirliğine bağlıdır. Bu nedenle bireyin standardize edilmiş test uygulamalarını aynen uygulaması son derece önemlidir [45, 62 67].

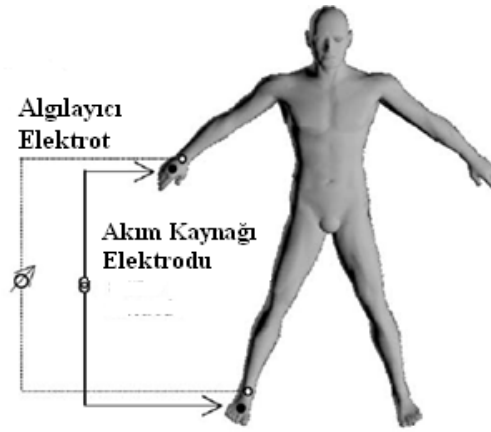
- En az dört saatlik açlık,
- 24-48 saat öncesinden ağır fiziksel aktivite yapılmaması,
- 24 saat öncesi alkol kullanılmaması,
- Test öncesi çok su içilmemesi,
- Testin 30 dakikası içinde idrar yapılması,
- Testten dört saat öncesi çay, kahve, kola gibi kafein içeren içeceklerin içilmemesi,
- Menstruasyon (kadınlar için adet dönemi) döneminde ölçüm alınmaması.

BEA' nın avantajları; diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında maliyeti düşük, kullanımı basit, güvenli ve pratik olmasıdır. Ölçüm koşullarına dikkat edilirse tekrarlanabilirlik düzeyi mükemmeldir. BEA' nın diğer bir avantajı da toplam vücut suyu, hücre içi ve hücre dışı sıvı, yağsız kütle ve kas kütlesi gibi yağ kitlesi dışındaki bileşenlerin hesaplanmasında kullanılabilmesidir [62, 74, 82]. Klinik değerlendirmelerde, sıvıdaki dengesizlikler, BEA denklemlerinin kullanımında kısıtlamalara neden olmaktadır. Sıvının bölgesel olarak bir yerde toplanması ise BEA ölçümünün doğruluğunu etkileyebilmektedir. Bu yüzden uygulama öncesi kişilerde ödem olup olmadığı incelenmelidir [62, 78].

BEA yönteminde elektrotların farklı konumda ve sayıda kullanılması farklı analizlerin gerçekleştirilebilmesine imkan sağlamaktadır. Bütün vücut için yalnızca yağ analizi yapılabilmesine rağmen çeşitli ölçüm bölgelerine denk gelen yağsız doku formülleri de geliştirilebilmektedir [45, 62, 63, 65 74]. Kullanılan frekans değerlerine göre farklı BEA uygulamaları aşağıda verilmektedir.

2.2.9.1. Tek Frekans BEA Yöntemi

Vücut bileşenlerini belirlemek amacıyla, Tek Frekans BEA yöntemlerinde Nyboer'in, kas dokusunun kritik frekansını belirlemek için yaptığı çalışma neticesinde 50 kHz lik frekansa sahip 800uA lik akım şiddetinde işaret kullanılmaktadır [3]. Tek Frekans BEA uygulaması için elektrotlar Şekil 2.3.'de gösterildiği gibi el ve ayaklara yerleştirilmektedir ancak elektrotların yerleşim bölgesi olarak farklı bölgelerde tercih edilebilmektedir.

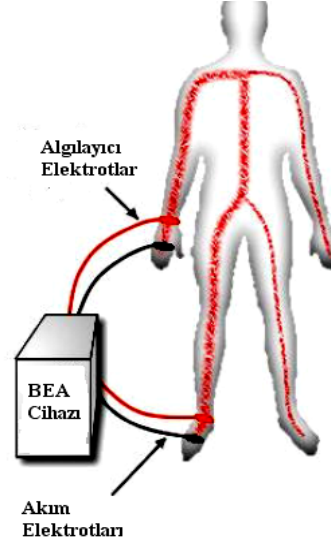


Şekil 2.3. Tek frekans BEA uygulaması.

Uygulamacılar tarafından elden ele yada ayaktan ayağa elektrot yerleştirilmesi suretiyle yapılan ölçümlerden de sağlıklı ölçümler elde edilmiştir [16, 31].

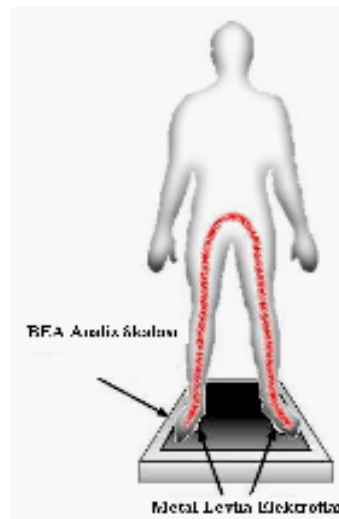
Empedans ölçümü için genellikle dört kutuplu (tetrapolar) elektrot konfigürasyonu kullanılmaktadır. Düşük voltaj ve akım değerlerinde ki değişken akım, iki kaynak elektrodu yardımıyla vücuttan akmaya başlar. Kaynak elektrotları arasında ki voltaj değişimi, akım yoluna yerleştirilmiş iki dedeksiyon akımı kullanılarak ölçülebilmektedir. Toplam vücut empedansının ölçülmesinde dedektör elektrotlarının doğru yerleştirilmesi çok önemlidir. Bu yüzden verici veya kaynak elektrotlar el ve ayağın ön yüzeylerine sırasıyla el ve ayak eklemlerin üzerine yerleştirilmektedir. Dedeksiyon veya alıcı elektrotlar ise el bileğinin psiform çıkıntısına ve ayak bileğinin medial ve lateral çıkıntıları arasında ki bölüme yerleştirilmektedir. Elektrotların 1 cm'lik yer değiştirmesi empedans değerinde yaklaşık %2 oranında bir değişmeye neden olmaktadır [16, 31].

Uygulamada çeşitli biyoelektrik empedans ölçüm teknikleri bulunmaktadır. Bunlardan ilki Şekil 2.4’de görüldüğü gibi; elektrotların el ve ayağa bağlanması ile gerçekleştirilmektedir. Bu uygulamalarda, düşük mertebede bir alternatif akım vücutta dolaştırılır ve genellikle elektrotlar aynı yöndeki kol ve bacak bilekleri arasına bağlanmaktadır.



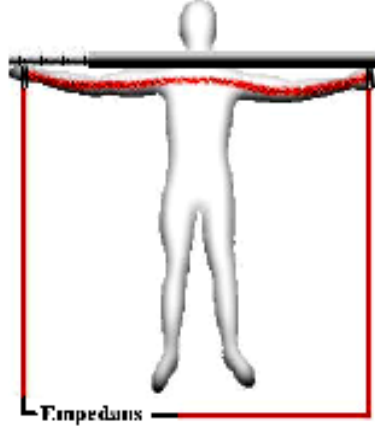
Şekil 2.4. Dört elektrotlu elden-ayağa BEA Ölçümü.

Şekil 2.5.’deki uygulamada ise kişi zemini metal bir levha şeklinde olan cihazın üzerinde ve ayakta dururken ölçüm yapılmaktadır. Metal levhadan oluşan zemin aslında bir elektrottur ve bir ayak ile diğeri arasında ölçüm yapılmaktadır. İki elektrotlu olan bu uygulamada empedans değeri göstergeden okunmaktadır.



Şekil 2.5. Ayaktan ayağa yapılan iki elektrotlu ölçüm.

Üçüncü BEA uygulamasında ise Şekil 2.6’da görüldüğü gibi elektrik akımı koldan kola iletilmektedir. Kollar arası uzunluk testten önce ölçülmekte ve hesaplamalar buna göre yapılmaktadır. Akım vücudun üst kısmında dolaşmaktadır [19].



Şekil 2.6. İkili elektrot koldan kola ölçüm yöntemi.

50 kHz lik akım kullanılarak yapılan BEA uygulamasında, hücre dışı sıvı ve hücre içi (% 25) sıvı toplam direnç değerini vermektedir.

Tek Frekans BEA uygulamaları; yağsız vücut kitlesi ve toplam vücut su miktarının hesaplanabilmesini sağlarken hücre içi sıvı değişimlerini algılayamamaktadır. Çünkü 50 kHz’in altında kalan akımlar toplam vücut suyu miktarını vermektedir. BEA uygulamaları sonuçları denklemlerde yerine konularak yağsız vücut kütlesi ve toplam vücut suyu miktarının hesaplanabilmesi sağlanmaktadır. Önemli sıvı değişimi durumlarında Tek Frekans BEA yöntemi geçerli olmasa da bu yöntemin normal hidrasyon durumundaki kişilerde yağsız vücut kitlesi ve toplam vücut suyu ölçümlerinin kesin bir şekilde tahmin edebilmektedir [1-3, 16, 31].

2.2.9.2. Çoğul Frekans BEA Yöntemi

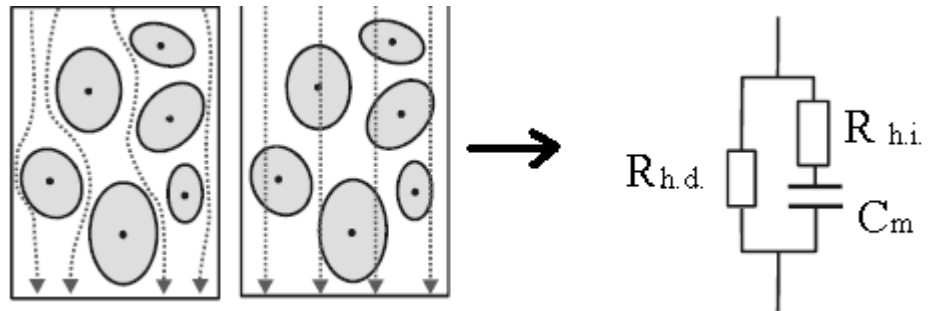
Çoğul Frekans BEA uygulamalarında Tek Frekans BEA uygulamalarında yapıldığı gibi ampirik lineer regresyon modelleri kullanılmaktadır ancak farklı frekans sahalarını kullanarak (0, 1, 5, 50, 100, 200, 500) yağsız vücut kitlesi , toplam vücut suyu , hücre içi sıvı , hücre dışı sıvı direnç değerini belirlemektedir. 5 kHz’ in altında ve 200kHz’in

üzerinde ki frekanslar için yapılan ölçümlerde tekrarlanabilirliğin düşük olduğu tespit edilmiştir.

Patel'e göre Çoğul Frekanslı BEA uygulamaları, Tek Frekanslı BEA uygulamalarına göre hücre dışı sıvı tahminin de daha doğru, güvenilir ve daha az eğimli iken, durumu kritik olan hastalar da Tek Frekans BEA, toplam vücut suyu tahminin de Çoğul Frekanslı uygulamalara göre daha doğru, güvenilir ve daha az eğimlidir [31, 84]. Hannan'a göre Çoğul Frekanslı BEA Biyoelektriksel Spektroskopi ile karşılaştırıldığında, toplam vücut suyu tahmininde daha başarılı sonuçlar verirken özellikle cerrahi operasyon geçirmiş hastalarda hücre dışı sıvı tahmininde daha başarılıdır [31, 79]. Olde-Rikkert Çoğul Frekans BEA' nın yaşlı insanlarda hücre içi ve hücre dışı sıvı arasındaki sıvı hareketlerini tespit etmekte yetersiz kaldığını belirtmiştir [31, 86].

2.2.9.3. Biyoelektriksel Spektroskopi

Biyoelektriksel Spektroskopi (BIS), Çoğul Frekanslı Uygulamaların aksine bir takım karmaşık formüller ve matematiksel modellemeleri kullanmaktadır (Cole-cole modeli ve Hanai formülleri). Bu yöntem Şekil 2.7.'de gösterilen ve literatüre Cole-Cole modeli olarak geçen devre modeli ile ifade edilmektedir.



Şekil 2.7. Cole-Cole Modeli.

Bu modelde verilen parametreler $R_{h.d.}$ (Hücre dışı sıvı direnci), $R_{h.i.}$ (Hücre içi sıvı direnci) ve C_m (hücre zarı kapasitans değeri) dir. BIS yönteminin uygulanmasında 5 kHz den 1 MHz'e kadar olan tüm frekanslarda düşük genlikli işaretler vücuda elektrotlar vasıtasıyla gönderilmektedir. Daha sonra uygulamanın her dakikası için bu

frekanslarda ölçülen vücut empedans değerleri, yerine yazılarak paralel devre analiz tekniği yardımı ile hesaplanmaktadır. Tabii ki bu işlem cihazın cole-cole modeline göre hesaplama yapan bir yazılımın cihazın iç ünitelerinde döndürülmesi sonucu yapılmaktadır.

$$R_0 = R_{h.d.} \quad (2.2)$$

$$R_{\infty} = \frac{R_{h.d.} \times R_{h.i.}}{R_{h.i.} + R_{h.d.}} \quad (2.3.)$$

Burada R_0 değeri en küçük frekans değeri için ölçülen empedans değeri iken, R_{∞} değeri ise eş değer devrenin paralel devre analizi kurallarına göre çözümünden elde edilen empedans değeridir ve en yüksek empedans değeri olarak kabul edilmektedir. Daha sonra hesaplanan değerler Hanai formüllerinde yerine konarak hücre içi, hücre dışı sıvı hacmi ve toplam vücut suyu değerleri bulunmaktadır [31, 83, 89, 90].

2.2.9.4. Parçalı (Segmental) BEA

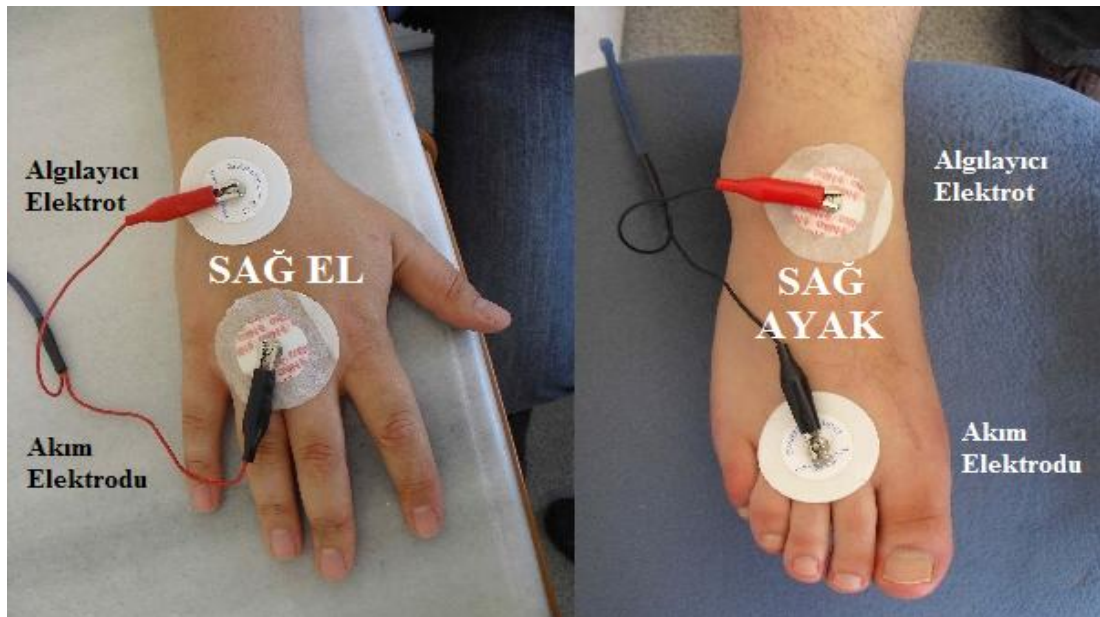
Parçalı BEA uygulamalarında elektrotlar karşılıklı gelecek şekilde el ve ayak bileklerine omuz, el bileği, yukarı kalça uyluk kemiği, ayak bileği yada ön kola, kalf bölgesi veya gövde kısmına yerleştirmektedir. Gövdenin empedansı geniş kesit alanıyla toplam vücut direncinin ancak % 10 luk kısmını içermektedir fakat büyüklüğüyle ve genişliğiyle toplam vücut kitlesinin %50 lik kısmını içerir. Bu bilgilerden yola çıkarak şu bilgilere ulaşabiliriz.

1. Empedans değerinde ki değişimler, yağsız vücut kitlesindeki (kas kitlesi) değişimlerle çok yakından ilişkilidir.
2. Yağsız vücut kitlesindeki (kas kitlesi) değişimler büyük olasılıkla bütün vücut empedansındaki değişimlerden saptanmaktadır.
3. Karın boşluğunda büyük sıvı değişimleri olsa bile bu yağsız vücut kitlesi (kas) ölçümlerinde çok küçük etki yapmaktadır. Bu kadar büyük sıvı değişimlerine siroz hastalarında rastlanabilmektedir.

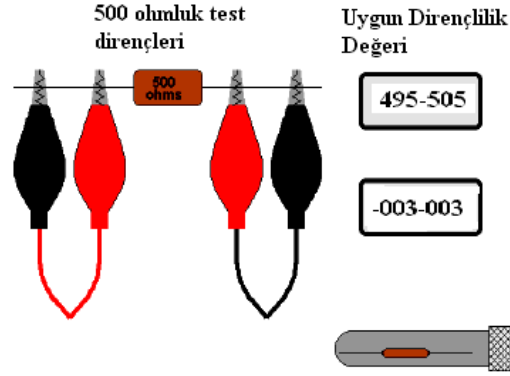
Bracco ve Taglibue, parçalı BEA uygulamalarında bacak ve kollar için yüksek hatalar tespit etmiştir. Kollarda ki yağsız vücut kitlesi (kas kitlesi) ölçümleri için %13 – 17, bacaklarda ki yağsız vücut kitlesi (kas kitlesi) ölçümleri için ise % 10-13 hata oranları tespit edilmiştir. Taglibue, 50kHz in üzerine çıkılması durumunda ise parçalı BEA sonuçlarının etkilenmediğini ortaya koymuştur. Parçalı BEA sonuçlarını düzeltecek ek çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır [31, 87, 88].

2.2.9.5. BEA Sisteminde Kullanılan Elektrotlar ve Özellikleri

BEA uygulama testi yapılmazdan önce vücut bileşenleri ölçülecek kişi uygun bir pozisyon alabilmesi için düz bir yere yatırılır, kollar yana ve bacaklar hafif bükük düz bir şekilde uzatılır. Kişinin üzerindeki tüm metal ve benzeri elektrik iletkenliğine sahip nesneler çıkartılır. Dört elektrot Şekil 2.8’de görüldüğü gibi el, ayak bilek ve parmaklarına yapıştırılır. Cihazın kablolu telleri elektrotların ucuna takılır ve ölçüm en fazla bir dakika sürmektedir. Kişi herhangi bir şekilde kendini zorlayacak aktivitede bulunmuş ise, en az 10 saat sonra ölçüm yapılabilir. Ölçüm yapılacak kişi düz bir zemine uzandıktan 5-10 dakika sonra ölçüm alınmaktadır. Bunun sebebi ise, bu zaman süresince vücut sıvısı belli dengeye ulaşır vücudun her yerine yayılmaktadır. Ayrıca ölçüm alınırken kişinin sakin olması sağlanmalı, kişi heyecanlanmamalı, kalp atışları düzenli olmalıdır. Şekil 2.9’da ise BEA’nın test enstrümanları görülmektedir.



Şekil 2.8. Elektrotların bağlanma şekli.



Şekil 2.9. Test dirençlerinin bağlantısı.

500 ohm'luk test dirençleri BEA ölçüm sisteminde kullanılmaktadır. İki adet siyah, iki adet kırmızı plastik timsah ağızlı kablolar alternatif akım taşıyan tellerin etrafını sarmaktadır. Uçlarında timsah ağızlı uç bulunan bu plastik kablolar, ölçüm esnasında vücuda yapıştırılan elektrotlara takılarak ve empedans değerleri cihazdan okunmaktadır. Ölçüm yapılmadan önce dikkat edilmesi gereken en önemli nokta ise, cihazın çalışması için gerekli pilin tam dolu olup olmadığının kontrol edilmesidir [1-3, 12, 19, 31, 37, 46, 49, 52, 57, 81].

2.2.10. Vücut Bileşenlerini Değerlendirme Yöntemlerinin Karşılaştırılması

İnsan vücut bileşenlerinin değerlendirilmesi için en ideal yöntem, pahalı olmayan, çalışma esnasında kişiye en az rahatsızlığı veren ve yüksek güvenilirlik ile doğruluğu sağlayan yöntem olmalıdır. Buna karşın yukarıda anlatılan yöntemlerden hiçbirisi bütün bu kriterlerin hepsini sağlayabilmiş değildir. Pratikte bu yöntemler arasında maliyet, kullanım kolaylığı ve güvenilirlik açısından bir karşılaştırma yapmak mümkündür. Tablo 2.1.'de bu kriterler dikkate alınarak yukarıda anlatılan metotlar arasında bir karşılaştırma yapılmıştır. Tablodaki veriler genel olarak incelendiğinde, en az maliyete sahip olan yöntemlerin vücut bileşenleri için zayıf hassasiyete sahip oldukları, buna karşın pahalı metotların ise yağsız kütle ve vücut yağlılık oranını belirlemede daha iyi bir hassasiyet sağladıkları görülmektedir.

Tabloda yapılan karşılaştırmada BEA' nın yeri tartışılacak olursa, maliyet açısından en az maliyete sahip yöntemlerden biri olduğu görülmektedir. BEA vücut kompozisyonunu

değerlendirmede teknik olarak en kolay, yağlı ve yağsız kütlenin belirlenmesinde kullanılan yöntemler arasında hassasiyet bakımından, çok iyi sayılabilecek bir konumdadır. Bu özellikleri nedeniyle vücut bileşenlerinin değerlendirilmesinde en çok kullanılan yöntemler arasında olduğu bilinmektedir [45].

Tablo 2.1. Vücut Bileşenleri Değerlendirme Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Yöntem	Maliyet	Teknik Zorluk	Yağsız kütle ölçüm hassasiyeti	Yüzde yağ ölçüm hassasiyeti
BEA	2	1	4	4
BT	5	5	-	-
MRG	5	5	-	-
USG	3	3	3	3
NAA	5	5	5	5
Absorpsiyometre	4	4	4	4
TVPÖ, ⁴⁰ K	4	4	4	3
Densitometre	3	4	5	5
Antropometre	1	2	2	2

** Değerlendirme ölçeği: 1-En küçük derece, 5-En büyük derece.

2.2.11. Dielektriksel Geçirgenlik Yöntemi

Enstrümantal analiz teknikleri içinde dielektriksel geçirgenlik ölçümlerine dayalı analiz teknikleri giderek önem kazanmaya başlamıştır. Dielektriksel geçirgenlik yönteminin temelini kapasitörlerin çalışma prensibi oluşturmaktadır. Kapasitörler birbirlerine belirli bir mesafede iki iletken plaka arasına dielektriksel özellikli malzeme (yalıtkan) yerleştirilmesi yahut da hiçbir yalıtkan malzeme kullanmaksızın hava boşluğu bırakılması ile oluşturulmaktadır. Dielektrik malzeme içerisinde bulunabilecek polar maddeler yada iyonlar geçirgenliği etkiler. Bu ise kimyasal maddelerin, çözücü ve çözücü moleküllerin doğal yük dağılımıyla yada kutuplanmasıyla ilgilidir. Simetrik moleküllerde dipol moment (μ) sıfır iken, simetrik olmayan moleküllerde sürekli net dipolden söz edilebilmektedir. Bu, moleküllerin bünyesinde bulunan atomların aralarında ki çekim kuvvetlerinin vektörel toplamının sıfır olmasıyla mümkün

olabilmektedir. Fakat polarite özelliği sadece elektrik alanda belirli bir frekanstaki alternatif akım geçirgenliği ile ölçülebilmektedir. Maddelerin bu özelliği alternatif gerilimin uygulandığı bir kapasitörün levhaları arasındaki moleküllerin üzerinden belli frekanstaki alternatif akımın taşınmasına yardımcı olmaktadır. Kapasitörün ‘kapasitans’ değeri tamamen kapasitörün levhaları arasında ki yalıtkan maddenin polarlanabilirlik özelliği ile ilgilidir. Kapasitörün levhaları arasına doğru akım uygulandığında da kapasitör ne kadar fazla elektrolitik madde molekülü içeriyorsa o kadar yük depolayacağı için sığası o denli büyük olmaktadır. İdeal kapasitörde polarlaşan moleküller hiçbir zaman d.c elektrik akımı iletmez. Ancak eğer kapasitör d.c. elektrik akımını iletiyorsa bu kapasitörün yükünün zamanla boşalmasına neden olur ve bu akımdan ‘kaçak akım’ olarak bahsedilir. Bu teknik, endüstriyel kağıt üretiminde kağıt kalınlığının algılanarak geri besleme ile otomatik olarak sabit tutulması, bir çok saf maddelerin kalite kontrolü ile işleminde, benzine solvent katkısının tespit edilerek belirlenmesinde toz deterjan ve mahsüllerde nem tayini, uçak yakıt depolarında benzin miktarının belirlenmesinde, saf alkolde metanol tayininde, biyoloji alanında hücre içi konsantrasyonlarının eşzamanlı gözlenmesinde uygulanmaktadır [17-20].

2.2.12. Dielektriksel Geçirgenlik Ve Kapasitansa Dayalı Ölçüm Teknikleri

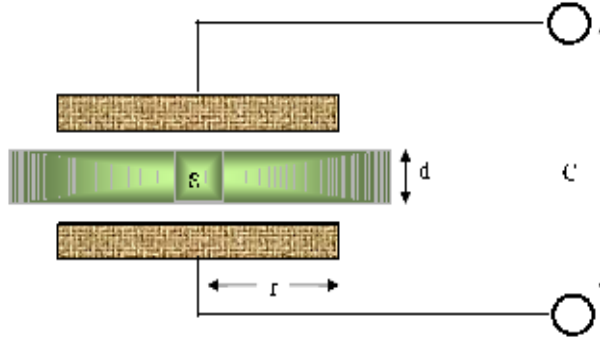
Dielektriksel geçirgenlik yöntemi ile yapılan ölçümlerde iki düzenek kullanılmaktadır.

- i) Kapasitans Köprüsü
- ii) Faz Duyar Dedektör (FDD) ile Yapılan Düzenlemeler

Kapasitans köprüsü sisteminde osilatör, köprü düzeneği, doğrultucu devre ve gösterge vardır. Köprü düzeneğine belirli bir frekansta a.c. elektrik akımı uygulanmaktadır. Köprünün çıkışında akım doğrultularak belli bir değere ayarlanmaktadır. Köprü üzerinde bulunan sensörün kapasitöründeki değişimden dolayı köprü dengeden uzaklaşır ve bu da ayarlanan değerden sapma olarak çıkış vermektedir.

Faz Duyar Dedektör ile yapılan düzenlemelerde ise bir osilatör, FDD ve gösterge bulunur. Ölçülecek büyüklüğü transdüser üzerinde kapasitans değişimi olarak veren ve

Şekil 2.10’da gösterilen sistemlere ‘kapasitif transdüserler’ denir. Bunlarda bizim için gerekli olan kısım ise, kapasitör levhaları arasındaki niteliği zamana bağlı olarak değişebilen sensörler olmalarıdır.



Şekil 2.10. Kapasitif transdüser.

Burada sığa değeri (C), dielektrik katsayısı (ϵ) ile doğru orantılı olup, dielektrik malzemenin alanıyla doğru, kalınlığı ile ters orantılıdır. Elektrot çapı materyal kalınlığından büyük olmalıdır. Sürekli bir üretim işletmesinde plastik levha veya pencere camının çekiminde levha kalınlığının sürekli izlenmesi sağlanmaktadır. Kalınlığın geri besleme düzeneği ile hep sabit kalması sağlanabilmektedir. Burada faz kaymasının ölçümü Faz Duyar Dedektörle yapılabilmektedir. Dielektrik malzemenin plakalara bakan yüzeyinde plaka alanına eşit miktarda ki bir alanın direnci, dielektrik maddeler için çok büyük değerdir. Ancak içinde bulunduğu ortamdan dahi nem kapabilmekte olan bir dielektrik malzemenin yüzey direnci değişebilmektedir. Dielektriksel geçirgenlik yöntemi için oluşturulan sistemin bu özelliğinden yararlanarak kağıtta, baklagillerde, toz şekerde, bitkilerde hızlı ve gerçek zamanlı nem ölçümü yapılabilmektedir [17-22].

BÖBREKLERİN TEMEL FONKSİYONLARI

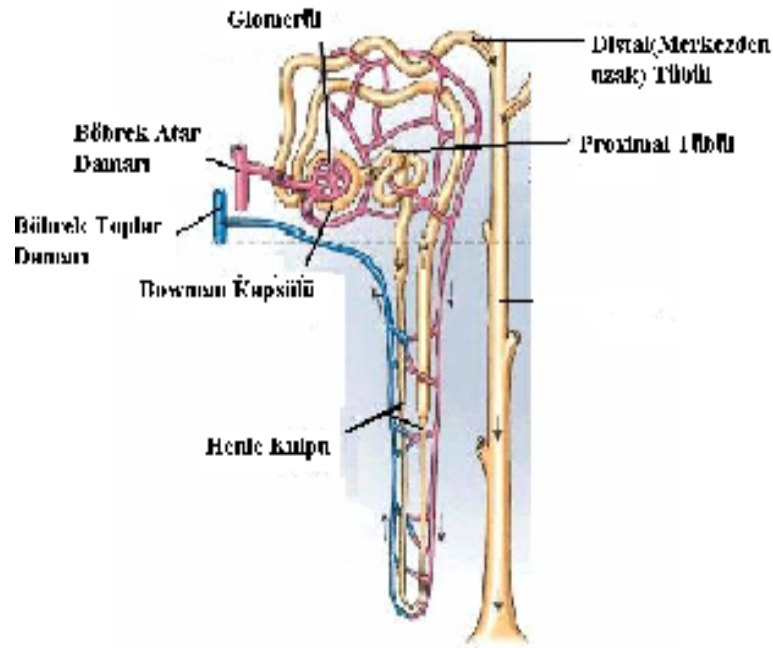
Böbrekler karın arkası bölümünde bulunan ve her biri yaklaşık 120 - 150 gram ağırlığında olan, sağlıklı kimselerde iki adet bulunan organlardır. Böbreğin idrar oluşumu dışında; vücut sıvı ve elektrolit dengesinin korunması, metabolik artık ürünlerinin, ilaçlar ve toksinlerin atılımı, hücre dışı sıvı hacmi ve kan basıncının hormonal düzenlenmesi, hormon üretimi ve metabolizmasına katkı, peptid hormonların yıkımı, küçük molekül ağırlıklı proteinlerin yıkımı gibi bir çok fonksiyonu bulunmaktadır. Böbreklerin incelenmesinde Şekil 3.1’ de görüldüğü gibi, en dışta süzücü bir kapsül, kapsülün altında korteks ve en içte medulla denen yapılar bulunmaktadır [91].



Şekil 3.1. Böbreğin kısımları

Her iki böbrekte yaklaşık 2.000.000 civarında nefron vardır. Bir nefron, sıvının kandan filtre edilerek ayrıldığı bir glomerül ve süzülen sıvının idrara dönüştüğü uzun, kıvrımlı bir borucuk olmak üzere temel olarak iki kısımdan oluşmaktadır.

Kortekste; glomerüller, proksimal ve distal borucuklar, dış kortekste nefronların Henle kulpları bulunmaktadır. Medüllada ise; toplayıcı kanallar, Henle kulpu ve vasa rektuma ait kan damarları bulunmaktadır. Medüllada bulunan toplayıcı kanallar sırasıyla Şekil 3.2’ de görüldüğü gibi küçük kaliks, büyük kaliks ve pelvise açılmaktadır.



.(www.ratical.org)

Şekil 3.2. Nefron ve bölümleri.

Nefronlar, böbrek dokusu içinde Kortikal nefronlar ve Jukstamedullar nefronlar olmak üzere ilerledikleri yerlere göre ikiye ayrılmaktadırlar.

Glomerül atardamar sisteminde; kan, taşıyıcı atardamarlar aracılığıyla böbreğe gelmektedir ve efferent (götüren) atardamarlar aracılığıyla böbreği terk etmektedir. Glomerül içindeki kan basıncı sıvının Bowman kapsülü içine filtre olmasını sağlamaktadır ve bu sıvı böbreğin kortikal kısmında yer alan proksimal tübül içinde ilerlemektedir. Bu sıvı proksimal tübülden sonra Henle kulpuna doğru ilerler. Her Henle

kulpu inen ve çıkan olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Henle kulpundan sonra sıvı sırasıyla distal tübüle ve kortikal toplayıcı kanala iletilmektedir. Toplayıcı kanallar tübüller sistemi izleyerek sonunda renal kabarcık uçlarından renal kaliksler aracılığıyla böbreğe ait keseye doğru açılmaktadır. İnsan organizmasında çeşitli metabolizmaların dengesini sağlayan böbreğin bu fonksiyonları aşağıda anlatılmaktadır [91, 92].

3.1.1. Sodyum Metabolizması

Vücutta sodyum, su ve potasyum dengesinin sağlanması organizma için hayati önem taşımaktadır. Bu dengelerin sağlanmasından birinci derecede sorumlu olan organ böbrektir. Sodyum, hücre dışı sıvının en önemli iyonudur. Vücut sodyum miktarının artması hipervolemi, azalması ise hipovolemiye neden olmaktadır. Hücre içi sıvının en önemli iyonu ise potasyumdur.

3.1.2. Su Metabolizması

Vücut su dengesinin sağlanmasında birinci derecede görev alan organ böbrektir. Vücut ağırlığının erkelerde yaklaşık %60, kadınlarda ise %50 kadarını su oluşturmaktadır. Bu oranlar çocuklarda %65-75'e kadar artış gösterebilmektedir. Vücutta hücre içi ve hücre dışı sıvı oranı yaklaşık %55 ve %45'tir. 70 kilogram ağırlığında yetişkin bir erkek vücudunda yaklaşık 42 litre su bulunmaktadır ve bunun yaklaşık 23 litresi hücre içi, 19 litresi hücre dışı sıvı miktarını oluşturmaktadır.

Terleme gibi böbrek dışı sıvı kaybı, hissedilmeyen kayıp olarak adlandırılmaktadır ve bu miktar günde yaklaşık 0.5 - 1 litre arası değişmektedir. Günlük idrar miktarı ağız yoluyla alınan sıvı ile yakın ilişki göstermektedir. Günlük idrar miktarı genellikle 1 litre civarındadır. Su metabolizması bozuklukları vücutta sodyum/su oranını etkiledikleri için hiponatremi ve hipernatremiye neden olmaktadır [91, 93].

3.1.3. Potasyum Metabolizması

Hücre içi sıvının en önemli iyonu olan potasyumun vücutta bulunan toplam miktarı yaklaşık 40-50 mEq/kilogramdır. Diyetle günde 40-120 mEq potasyum alınmaktadır.

Diyetle alınan potasyumun %90'ı idrar ve %10'u dışkı ve ter ile vücuttan atılmaktadır. Potasyum dengesinin düzenlenmesinden birinci derecede sorumlu organ böbrektir [91-93]. Hücre içi, hücre dışı potasyum dengesinin bozulması ise hipopotasemiye neden olmaktadır [91, 94].

3.1.4. Asit-Baz Metabolizması

Kanda ki hidrojen iyonunun dengesi insan için hayati öneme sahiptir. Pratikte hidrojen iyon konsantrasyonunun negatif logaritması olan pH kullanılmaktadır. Kan pH' ının kontrolünden başlıca sorumlu olan iki organ akciğer ve böbrektir.

Sağlıklı bir insan vücudun da günde yaklaşık 13.000-15.000 mmol CO₂ ve yaklaşık 60-80 mEq asit oluşur. Oluşan CO₂ akciğerler tarafından vücuttan uzaklaştırılmaktadır. Böbreklerin bu mekanizmada ki görevi ise fazla asit veya bazı nötralize etmektir [91-93].

3.2. Volüm Hastalıkları

Vücutta sıvı hacmi arttığında toplam vücut suyu ve sodyum miktarı artmaktadır. Efektif plazma hacmi artıp azalabilmektedir. Bu özelliğine göre hacim yüklemeleri iki ana gruba ayrılır.

Vücutta hacim fazlalığı, alınan su ve tuzun böbreğe bağlı ve böbrek dışı kayıpların toplamından fazla olduğu durumlarda ortaya çıkmaktadır. Kronik olarak gelişen hacim fazlalıklarında alınan ve atılan miktarlar eşit olabilir; böylece yeni bir denge söz konusudur. Hacim hastalıkları iki ana gruba ayrılarak incelenmektedir.

Birinci grupta, dolaşan efektif kan hacminde azalma vardır. Hücre dışı sıvı hacminin arttığı bu hastalıklarda ortak klinik özellik ödem oluşumudur. Kalp damarlarının debisinde ki düşme, kalp hastalığı veya toplar damar dönüş yetersizliği oluşturan durumlara bağlı sonuçlar oluşturabilmektedir. Karaciğer sirozunda asit oluşumu kompleks mekanizmalar sonucu oluşmaktadır ve sonuçta hücre dışı sıvı artışıyla ilişkili olarak hipertansiyon, ödem ve ağır olgularda akciğer ödemi meydana gelebilmektedir.

Böbrek yetmezliğinde ödem dağılımının daha yaygın olmasına karşın kalp yetmezliğinde başlangıçta yer çekimi ile ilişkili olarak akciğer ödemi oluşmaktadır [91, 94, 95].

3.3. Böbrek Yetmezliği

Böbrek yetmezliği kronik böbrek yetmezliği ve akut böbrek yetmezliği olmak üzere iki şekilde ortaya çıkmaktadır.

3.3.1. Kronik Böbrek Yetmezliği

Kronik böbrek yetmezliği (KBY) böbreğin tüm işlevlerinin kalıcı ve ilerleyici bir şekilde geri dönüşümsüz olarak işlevini yitirmesi olarak tanımlanabilmektedir. Glomerüler filtrasyon (GFR), genellikle yıllar içinde zamanla azalmakta ve bu azalma miktarı, altta yatan nedene göre büyük farklılık göstermektedir. Böbrek yetersizliği olan bir hastada vücuda zararlı olan üre ve kreatinin gibi maddelerin biriktiği, su ve sodyumun vücutta biriktiği, bunun sonucunda da kan basıncının yükseldiği ve vücutta şişlikler ortaya çıktığı, kansızlığın geliştiği, kemik gelişiminin bozulduğu, kanda potasyum düzeyinin yükseldiği ve buna bağlı olarak kalp ritminde bozuklukların ortaya çıkabildiği, kalp ve damar hastalıklarının gelişebildiği görülmektedir. Ayrıca, halsizlik, iştahsızlık, bulantı, kusma, kaşıntı, ağızda kötü koku, bacaklarda his bozukluğu ve huzursuzluk, nefes darlığı, ruhsal bozukluklar ve şuur bulanıklığı gibi belirtilerde ortaya çıkabilmektedir.

Böbrek yetmezliğinin evreleri Tablo 3.1’de olduğu gibi birbiri içine girmiş olup kesin sınırlarla ayrılması mümkün değildir. Ancak, fonksiyonel değişiklik derecesine göre evreleme klinik ve tedavi planlanması açısından önemli olmaktadır [91, 92]. KBY’ de orijinal böbrek hastalığı ne olursa olsun histolojik incelemede glomerüler doku katılaşması, hücre dışı sıvı artışı gözlenmektedir. Glomerüler filtrasyon değeri 20-25 ml/dakika olunca hastada üremik semptomlar ortaya çıkmaktadır, 15ml/dakika indiğinde ise son dönem böbrek yetmezliğinden bahsedilir ve hastalar böbrek nakli yada diyaliz uygulamalarına ihtiyaç duymaktadır.

Tablo 3.1. KBY Evreleri.

KBY Evreleri	Durum	GFR(ml/dakika)
ERKEN	Böbrek rezervinin azalması	50-80
ORTA	Böbrek Yetersizliği	25-50
İLERİ	Böbrek Yetmezliği	5-25
SON	Üremi	<5

KBY olan hastalarda son dönem böbrek yetmezliğine kadar su, sodyum ve potasyum dengesi normal koşullarda korunur ancak alt ve üst sınır limitleri azalmıştır. Örneğin sağlıklı bir insan 3 litre sıvı alsa kısa sürede bu sıvıyı vücuttan uzaklaştırabilirken bu miktar sıvı alımı KBY hastalarında hipervolemiye sebep olabilir. Tuzsuz diyetle sağlıklı bir insanda idrarla tuz kaybı birkaç günde ihmal edilebilir düzeye gelirken KBY olan bir hastada tuz kaybı devam eder ve kısa sürede hiponatremi gelişebilmektedir [91, 95-97].

3.3.2. Akut Böbrek Yetmezliği

Böbrek fonksiyonlarının kısa bir süre (saatler ve günler) içinde bozulması sonucu ortaya çıkmaktadır. Özellikle deprem, heyelan ve göçük felaketleri sonucu enkaz altından kurtarılan kazazedeler de çok sık görülmektedir. Akut böbrek yetmezliği, fiziksel etkenler, bakteriyel enfeksiyonlar, metabolik bozukluklar (diyabet), kalıtsal hastalıklar, kimyasal faktörler (eroin, etanol) gibi pek çok nedenlerle de ortaya çıkmaktadır. Üre ve kreatinin düzeyinde yükselmeye kendini göstermektedir. Üre ve kreatinin yükselmesinin esas nedeni GFR miktarındaki azalmadır [98].

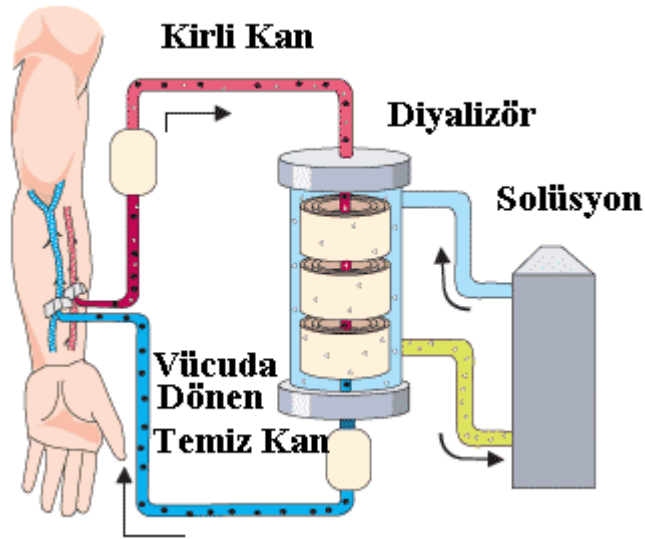
3.4. Diyaliz

Son dönem böbrek yetersizliği (SDBY) olan hastaların tedavileri; hemodiyaliz, periton diyalizi yada organ (böbrek) naklidir. SDBY bulunan hastalar her üç tedaviden de zaman içerisinde faydalanmak durumunda kalabilmektedirler. Diyaliz yarı geçirgen bir membran vasıtası ile hastanın kanı ve uygun diyaliz solüsyonu arasında sıvı-solid değişimini esas alan bir tedavi şeklidir. Difüzyon ve ultrafiltrasyon olmak üzere iki

temel prensibi vardır. Difüzyon yoğunluk farkına bağlı olarak solütlerin yer değiştirmesi, ultrafiltrasyon ise sıvı basıncı ile birlikte suyun ve suyu takiben solütlerin membranın diğer tarafına hareketidir [91, 96-98].

3.4.1. Hemodiyaliz

Hemodiyaliz işlemi, böbrek yetmezliği tanısı konan hastaların kanının, vücut dışında bir cihaz yardımıyla yarı geçirgen bir membrandan geçirilerek, Şekil 3.3’de gösterilen bir sistemle sıvı-solüt içeriğinin yeniden düzenlenmesi, temizlenmesi ve hastaya geri verilmesi işlemidir [91, 98].



Şekil 3.3. Hemodiyaliz işlemi.

Sıvı ve solüt hareketi genellikle hastanın kanından, diyalizata doğrudur ve bu diyalizatın uzaklaştırılması ile hastada mevcut olan sıvı-solüt dengesizliği normal değere yaklaştırılmaktadır.

Hemodiyaliz uygulaması ilk olarak 1913 yılında böbrek yetersizliği olan köpekler üzerinde uygulanmıştır. İnsanda ilk hemodiyaliz uygulaması ise 1944 yılında yapılmıştır. Bu uygulamada membran olarak selüloz asetat membran ve kanın pıhtılaşmasını önleyen madde olarak heparin kullanılmıştır. İlk periton diyalizi uygulaması ise 1923 yılında Ganter tarafından gerçekleştirilmiştir. Hemodiyaliz

işleminin gerçekleştirilmesi için yeterli hızda kan akımı sağlanmalıdır. Geçici damar giriş yolu sağlanmak için en yaygın kullanılan yöntem çift lümenli bir kateterin kasık tarafında bir damara veya boyna ait toplar damara yerleştirilmesidir.

Kalıcı damarsal giriş yolları ise damar yolunun atardamar ile toplardamar arasında yapay damar kullanılarak yapılmaktadır ve bazı durumlarda, atardamarlarla toplardamarlar doğrudan doğruya birbirleriyle karşılaştırılarak elde edilmektedir [91-98].

Hemodiyaliz işlemi filtre, pompa yardımıyla kan diyalizat dolaşımını sağlayan sistem ve diyalizat olmak üzere üç ana birleşenden oluşmaktadır. Diyalizin etkinliğini arttırmak için diyalizat ve kan akım yönleri birbirine ters yönlü olarak akmaktadır. Hemodiyaliz hastasının ortalama haftada 3 defa (her seans dört saat) diyalize girmesi gerekmektedir [91, 96-98].

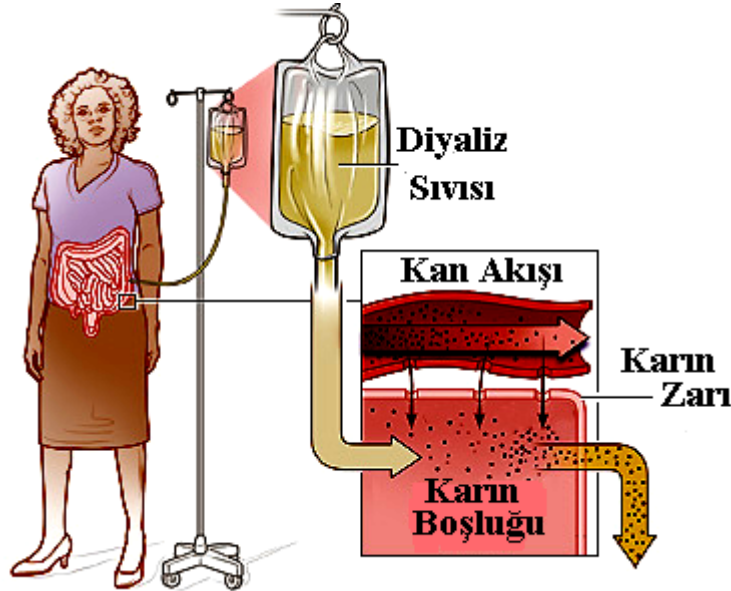
Hemodiyalizin; atık maddeler vücuttan hızla ve başarı ile uzaklaştırılması, diyaliz ortamı hastanın diğer hastalar ile ilişki kurmasını sağlaması, hastaneye yatma gereksiniminin daha az olması, karna ait komplikasyonlarla karşılaşmaması gibi avantajları bulunmaktadır. Ancak hemodiyalizin tedavi seansları arasında sıvı-elektrolit ve metabolik değişime bağlı olarak rahatsızlık hissedilmesi, tedavi sırasında kullanılan enjektörlerin hastada acı hissi oluşturmaları, hastaların uyması gereken perhiz listesi bulunması ve beslenmelerin kısıtlanması, fistül için küçük çapta da olsa cerrahi bir girişim gerekmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır.

Hemodiyaliz sırasında genel olarak görülen komplikasyonlar; hipotansiyon, kas krampları, huzursuz bacak sendromu, mide bulantısı, kusma, baş ağrısı, göğüs ve sırt ağrısı, kaşıntı, titreme ve ateştir. Ciddi komplikasyonlar; % 10-20 arasında görülen diseqikilibrium sendromudur. İlk belirtileri kötü hissetme, bulantı, kusma, baş ağrısı ve yorgunluk şeklindeki ortaya çıkmaktadır. Ağır formunda aritmi, epilepsi ve kokma şeklinde hayatı tehdit eden acil durumlar oluşabilmektedir. Bu semptomlar hemodiyaliz sırasında solüt konsantrasyonlarında ve Ph değerlerinde ki hızlı değişikliklere bağlı olarak oluşmaktadır. Diyaliz sırasında plazma ve serobrospinal sıvı arasında geçici üre

yoğunluğunun oluşması beyin hücrelerinde sıvı artışına sebep olmaktadır ve arteriyel Ph'da hızlı düzelme gerçekleşmektedir [96-98].

3.4.2. Sürekli Ayaktan Periton Diyalizi

Son dönem böbrek yetmezliği vakalarında böbrek fonksiyonlarının kesintisiz olarak, doğal bir membranla herhangi bir kuvvete veya cihaza gerek duyulmadan gerçekleştirilebilmesi düşüncesi neticesinde Şekil 3.4'de görüldüğü gibi periton diyaliz geliştirilmiştir. Periton (karın) boşluğundaki solüt ve su Emilimi periton zarındaki kapiller dolaşım ve lenfatikler yardımıyla olmaktadır. Periton zarı, toksik maddeleri süzen yarı geçirgen zar işlevi görmektedir [96]. Periton diyalizinde vücut ısısına kadar ısıtılmış genelde 2 litre diyaliz solüsyonu karın boşluğuna yerleştirilmiş olan kateter vasıtasıyla 10 dakika gibi bir sürede karın boşluğuna verilmektedir. Periton diyaliz; tipine göre değişen peryotta bu solüsyonlar karın boşluğunda bir süre bekletilir. Bekleme sürecinden yaklaşık 20 dakika içerisinde diyalizat karın boşluğundan çekilerek yeni bir diyalizat karın boşluğuna verilir. Bu işlem ortalama olarak günde 4 kez, haftanın 7 günü uygulanmaktadır. Periton diyaliz hastaları için altı değişik periton diyaliz yöntemi bulunmaktadır.



Şekil 3.4. Sürekli Ayaktan Periton Diyaliz (SAPD).

Bunlar; sürekli ayaktan periton diyalizi, aletli periton diyalizi, aralıklı periton diyalizi, sürekli sıklık periton diyalizi, gece periton diyalizi ve tidal periton diyalizidir. Hem hastanın sosyal şartlarına uygun hem de periton diyalizinin gerek solüt klirensi gerekse ultrafiltrasyon transferini en yükseğe çıkaracak olan bir periton diyaliz yöntemi seçilmektedir.

Periton diyalizinin kolay uygulanabilirlik ve taşınabilirlik açısından , kardiyovasküler problemi olanlarda daha iyi kan basıncı ve sıvı kontrolü sağlanması bakımından, sürekli antikoagülasyona ihtiyaç duyulmaması, aneminin görülme sıklığı ve derinliğinin daha az olması, kan biyokimyasının yavaş ama etkili düzelmesi, çocuklar, yaşlılar, diyabetik hastalar gibi damar problemi bulunan hastalarda kolay uygulanabilmesi, hepatit bulaşma riskinin az olması, daha serbest diyet ve sıvı alımı sağlaması gibi avantajları bulunmaktadır. Ancak periton diyalizi artmış enfeksiyon riski (özellikle peritonit), yetersiz diyaliz riski, potansiyel protein kaybı ve malnutrisyon oluşması, katater yerleştirilmesine bağlı psikolojik problemler, hipertrigliseridemi, artmış adinamik kemik hastalığı riski, özellikle yaşlı hastalarda ve çocuklarda sürekli uygulamaya bağlı bıkkınlık gibi dezavantajları bulunmaktadır.

Periton diyalizinin enfeksiyon komplikasyonları; katater çıkış yeri enfeksiyonu, tünel enfeksiyonu ve peritonit gelişmesidir. Enfeksiyon dışı komplikasyonları ise; sızıntı, herni, hidrotoraks, sırt ağrısı, karın ağrısı, malnutrisyon (yanlış beslenme) ve sklerozan peritonit görülmesidir [98, 101].

3.5. Kuru Ağırlık Kavramı

Böbrek yetmezliği hastalarında vücutta ki sıvı hacmini dengeleme yeteneği azalmaktadır.ve idrara çıkmada da azalma görüldüğü için, artan bu sıvı hacminin diyaliz yöntemi ile uzaklaştırılması gerekmektedir. Dengelenmesi gereken bu hacim fazlalığının miktarı, hastanın tahmin edilen "kuru ağırlığına" göre belirlenmektedir. Fizyolojik olarak normal bir böbreğe sahip olan insanın, bulunduğu kilosunda normal bir sıvı hacmine sahip olduğu bilindiğine göre, kuru ağırlık kavramı diyaliz hastasının olması gereken vücut ağırlığı olarak tanımlanmaktadır. KBY hastalarının diyaliz reçetesi ve diyetleri belirlenirken, karşılaşılan en önemli zorluklardan biri hastanın kuru

ağırlığının belirlenmesidir. Bu nedenle nerede ise bütün dünyada diyaliz hastalarında gerçek kuru ağırlığa ulaşılammamaktadır. Kuru ağırlığın yanlış belirlenmesi, hemodiyaliz ve özellikle periton diyalizi hastalarında kalp ve damar hastalıklarının ve ölüm oranının yüksek oluşunun en önemli nedenidir [99, 100].

3.5.1. Hemodiyaliz Tedavisi Gören Hastalarda Kuru Ağırlığın Azaltılması

Diyaliz hastalarında karşılaşılan sorunların büyük bir çoğunluğu sıvı fazlalığından, yani hipervolemiden kaynaklanmaktadır. Bu fazlalığın saptanabilmesi, problemlerin çözümünde çok önemli bir mesafe alınabilmesi anlamına gelmektedir. Eğer bir hastanın olması gereken vücut ağırlığı (yani kuru ağırlık) bilinirse; bunu aşan her kilo, fazla kişinin vücudunda sıvı fazlalığı olduğu anlamına gelmektedir. Fakat bunu tespit edebilmek çok zordur. Birtakım yöntemler ile sıvı miktarını ölçmek mümkündür, ama yine de normal değeri bilmek çok zordur. Fazla sıvı birikiminin yol açtığı sorunlar içinde en önemlisi hipertansiyondur. Sıvı birikimi ile başlayıp hipertansiyon gelişmesi ile devam eden süreç tuz ve hücre dışı sıvı arasındaki ilişki, hücre dışı sıvı ile kan volümü arasındaki ilişki, kan volümü ile kalp debisi arasındaki ilişki, kardiyak debi veya kardiyak indeks gibi temel unsurlardan oluşmaktadır.

3.5.2. Kronik Hemodiyaliz Tedavisi Gören Hastalarda Kuru Ağırlığın Artırılması

Hemodiyaliz hastasının vücut ağırlığının artışı çoğu zaman biriken sıvı ile olmakla birlikte; hastanın beslenmesinden de kaynaklanabilmektedir. Kilo artışı olan hastanın periferik ödemi yoksa, kardiyotorasik indeks artmamış yada pulmoner vasküler konjesyon belirtileri yoksa ve diyaliz seansının başında kan basıncı normal sınırlar içinde ise hasta ideal kuru ağırlığında kabul edilmelidir [99-102].

3.5.3. İlk Kez Hemodiyalize Girecek Hastalarda Kuru Ağırlığın Belirlenmesi

İlk defa hemodiyaliz ünitesine alınacak hastanın kuru ağırlığı deneme-yanılma yöntemi ile belirlenebilmektedir. Eğer hastada hacim fazlalığına ait belirtiler söz konusu ise, ölçülen vücut ağırlığı olması gerekenden yani kuru ağırlıktan fazla demektir.

Hacim fazlalığını belirlemede fiziksel muayenenin diğer bulguları da bu konuda yol gösterici olmaktadır. Bunların başlıcaları: dispne/ortopne, konjestif hepatomegali, gallo ritmi, akciğerlerde inspiyum sonu krepitan raller, tansiyonun değişik derecelerde yüksekliği, boyunda venöz dolgunluk, telekardiyogramda artmış kardiyotorasik indeks ve perihiler pulmoner konjesyondur. Bu bulgu ve belirtilerin bazılarının hastada bulunması, hacim fazlalığı tanısı yönünden son derece önemli olmaktadır. Fakat bu bulguların ortaya çıkabilmesi için, sıvı fazlalığının genelde olması gerekenden en az % 5 veya daha fazlası kadar artmış olması gerekmektedir. Ayrıca hemen hiçbirisi yalnızca sıvı dengesizliğine özgü değildir.

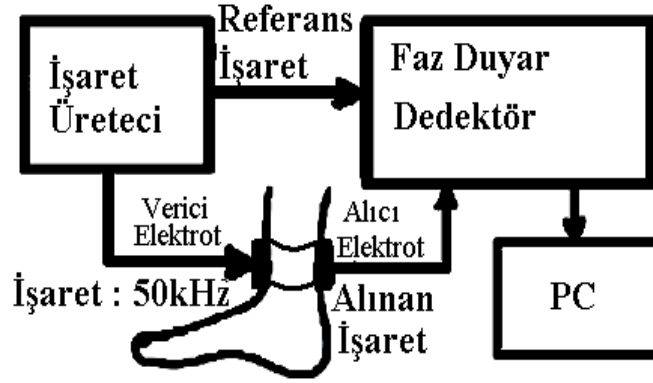
Kuru ağırlığı belirlemenin zor olduğu ılımlı hipervolemiye sahip hastalar da, uzun dönemde sıvı fazlalığının neden olduğu artmış kalp hastalıkları görülmektedir. Bu nedenle böylesi hastaların hacim durumunu değerlendirebilmek için daha duyarlı ve noninvazif yöntemler geliştirilmeye çalışılmıştır [99-101].

4. BÖLÜM

DİELEKTRİKSEL GEÇİRGENLİK TEMELLİ ÖLÇÜM SİSTEMİ

4.1. Dielektriksel Geçirgenlik Ölçüm Sisteminin Çalışma Prensibi

Toplam vücut suyu değişimini görüntüleyebilmek için gerçekleştirilen çalışmada, ölçüm sistemi; bir işaret üretici, bir Faz Duyar Dedektör (FDD) (Lock-in Amplifier) ve dielektriksel geçirgenlik değerlerini kaydedebilmek için bir dizüstü bilgisayardan oluşmaktadır. Sinyal üreticiden 50 kHz lik frekansta ve 9 V_{pp} genliğinde kare dalga şeklinde bir işaret elde edilmiştir. Bu işaret Faz Duyar Dedektör cihazının referans girişine ve verici elektroda bağlanmıştır. Verici gibi davranan elektrottan yayılan 50kHz lik işaret ayağa takılan boru şeklindeki sert kelepçeli açılıp kapanabilen sisteme dış yüzeyinden yapıştırılmaktadır. FDD tekniği çok küçük alternatif işaretleri sezme ve ölçmekte kullanılmaktadır. Bilinen tekniklerle bu türden işaretlerin ölçülmesi, görüntülenmesi ya da kaydı zordur ve sık sık hata yapılabilir [17-19]. Çevresel ve elektrik şebekesinden kaynaklanan istenmeyen işaretlerin ve bazı DC işaretlerin ölçülmek istenen düşük genlikli işarete karışması ölçüm sonuçlarında hatalara neden olmaktadır. FDD cihazı, ünitesinde bulunan 3 adet filtre yardımıyla bu işaretleri elimine edebilmektedir [103, 105]. Dielektriksel geçirgenlik yöntemiyle vücut suyu değişimini izleyebilmek için oluşturulan faz duyar kapasitansmetre sisteminin blok diyagramı Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Ölçüm için oluşturulan sistemin blok diyagramı

Sistemde, dış yüzeyi iletken olarak tasarlanan verici görevini yapacak elektrot aracılığıyla işaret üreticiden gelen 50kHz frekanslı ve 9 V_{pp} genlikli işaret, hücrelerdeki sıvı değişiminin izleyebilmek amacıyla bacaklara bağlanmaktadır. İşaret üreticiden alınan aynı faz ve frekanstaki bir başka kare veya sinüs dalga referans işaret olarak FDD' ye gönderilmektedir. Verici gibi davranan elektrotun tam karşı hizasına gelecek şekilde yerleştirilen alıcı olarak davranan ikinci elektrot, indüklenme ile kendisine ulaşan a.c. işareti alarak FDD' nin işaret girişine aktarmaktadır. Fakat kapasitör kullanılan devrelerde görülen faz kayması sorunu, bu sistemde de görülmektedir. İşaret FDD'ye faz açısı 90 derece kaymış olarak gelmektedir. Gelen işaretin fazı FDD aracılığı ile verici elektrottan alınan işaretin fazı ile karşılaştırılarak sağlıklı bir şekilde okunabilmektedir. Böylece işaret üretici bir modülatör, FDD ise bir demodülatör görevi yapmaktadır. Elektrotlar arasına yerleştirilen bacak, kapasitör gibi davranmaktadır. Bilindiği gibi kapasitörün yük depolamanın yanı sıra reaktans olarak adlandırılan bir de dirençlilik görevi bulunmaktadır.

Faz Duyar Kapasitansmetre sisteminde, dielektriksel geçirgenliği izleyebilmek için alıcı ve verici elektrotların karşılıklı gelecek şekilde, sert plastik bir borunun dış kısmına yapıştırılması suretiyle bileklik tipi bir sensör tasarlanmıştır. Bu sensör Şekil 4.2' de gösterildiği gibidir.



Şekil 4.2. Ölçüm sisteminde elektrotların yerleştirildiği sensör.

Bu bileklik, Dielektriksel geçirgenlik değerleri izlenecek olan kişinin bacağına tam oturacak şekilde ayarlanarak takılmaktadır. Bilekliğin dış kısmında (vücuda temas etmemesi için) elektrotlar ve gürültüleri elimine edebilmek için ise elektrotlardan daha büyük bir iletken levha, elektrotlara temas etmeyecek şekilde yerleştirilmiştir. Kablonun zırhını oluşturan kısmının bir ucu bu iletken levhaya lehimlenmişken, diğer ucu ise cihazın topraklama ünitesine bağlanmaktadır. Bu sayede ölçüm sistemine hastane ortamında ki cihazlardan ve çevresel faktörlerden kaynaklanan elektromanyetik gürültülerin karışması engellenmektedir. Bilekliğin iç kısmında ise kişinin tenine temas ettiğinde rahatsızlık verebilecek bir sertliği önleyebilmek amacıyla kauçuktan yapılmış bir sünger yerleştirilmiştir. Yine sensörün açılıp kapanmasını sağlayan mengene ile de bilekliğin genişliğinin hastanın bacağına göre ayarlanabilmesi amaçlanmaktadır.

4.2. Sistemin Donanımında Kullanılan Cihazlar

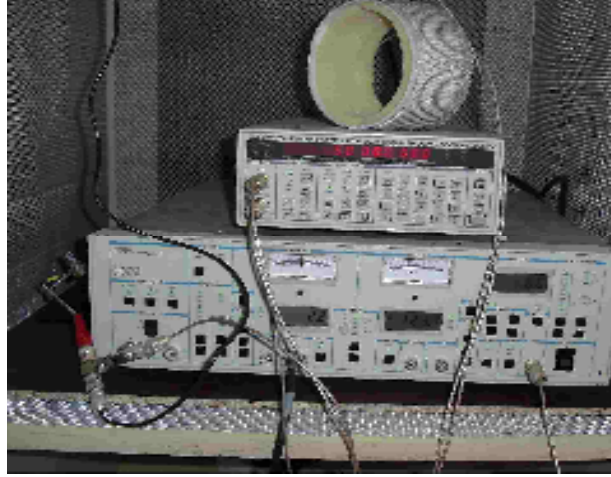
Bu çalışmada insan vücudundaki toplam su miktarını belirlemek için geliştirilen ve bir kapasitansmetre gibi davranan sistem kullanılmaktadır. Kullanılan ölçüm sisteminde referans işareti elde etmek için bir adet frekans üretici, SR 530 tipi bir Faz Duyar Dedektör cihazı ve işaretleri denetleyebilmek amacıyla bir osiloskop cihazı kullanılmıştır. Faz Duyar Dedektör cihazının RS232 çıkışı ile haberleşebilen, RS232 portu bulunan bir bilgisayar ve matlab programında yazılan bir yazılım yardımıyla alınan işaretler grafik şeklinde kaydedilmiştir. Çalışmanın ve cihazların harici güç kaynaklarından ve ortamsal gürültülerden etkilenmemesi için bir faraday

kafesi kullanılmıştır. Tablo 4.1’ de sistemde kullanılan bütün materyaller teknik özellikleri ile birlikte görülmektedir.

Tablo 4.1. Deneysel kapasitans ölçüm düzeneklerinin teknik özellikleri.

Faz Duyar Kapasitansmetre	EG&G/Princeton Applied Research MODEL SR530 Lock-In Amplifier Frequency Sahası: 1 mHz -102 kHz Duyarlılık: 1 nV-500 mV Referans Giriş: TTL yada Sinüs Dalgası. Çıkış Empedansı: 50 ohm Arayüzler: IEEE-488 ve RS232 standartlarında..
İşaret Üretici	Synthesized Function Generators: DS345-30 MHz dalga üretici Frekans Sahası: 1 μ Hz to 30.2MHz Dalga Türleri: Sinüs, kare, rampa, üçgen Modülasyon Özelliği: AM, FM, ve faz modülasyon Arayüzler: IEEE-488 ve RS232 standartlarında.
Deneysel Sonuçların Kaydı için PC	Matlab programı yüklü dizüstü bir bilgisayar.
Ölçüm Düzeneği	İçerisine ölçüm alınacak kişilerin ayak kalf bölgesinin girebileceği 10cm genişliğinde bir çemberi dışardan saracak şekilde yerleştirilmiş, 9cm boyunda 3.5 cm eninde iki paralel bakır levhadan oluşmaktadır.

Şekil 4.3.’de ise ölçüm sisteminde kullanılan cihazlar gösterilmektedir. Cihazlar aynı zamanda faraday kafesi vazifesi gören, tekerlekli bir dolaba yerleştirilmiştir. Bu sayede cihazlarımız rahatlıkla ölçüm yapılacak olan hastanın yanına taşınabilmekte ve hastanın yeri değiştirilmeden ölçüm yapılabilmektedir.



Şekil 4.3. Çalışmada kullanılan cihazlar; sensör, işaret üretici ve faz duyar dedektör.

Çalışmada Şekil 4.4’ de görülen SR530 tipi bir FDD kullanılmıştır.



Şekil 4.4. Faz duyar dedektör (FDD).

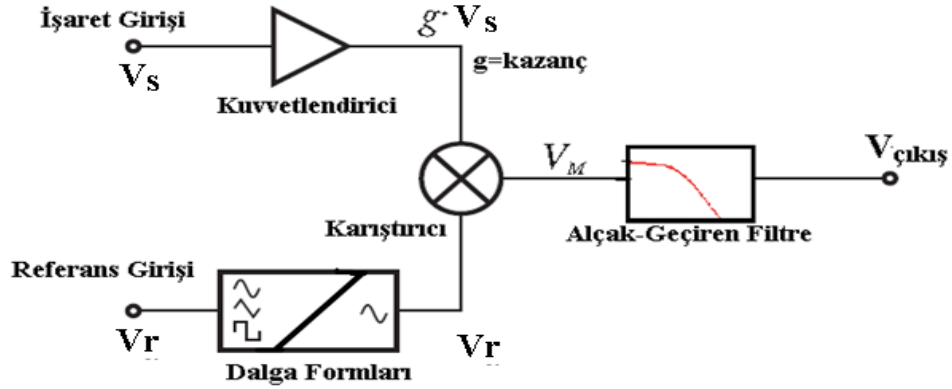
Cihazın ön panelinde bulunan tuşlar yardımıyla, faz derecesi, dinamik rezerv, hassasiyet, dc ofset ayarı yapılabilmektedir. Yine ön panelde bulunan göstergeler yardımıyla cihazın ölçüm sonuçları hem analog hemde sayısal olarak izlenebilmektedir. Cihaz iki kanallı bir yapıya sahip olduğundan dolayı aynı anda iki farklı ölçüm yapılabilir. Cihazın üzerinde üç adet filtre vardır ve bu filtreler ölçümün hassasiyetine göre devreye sokulur yada devreden çıkarılır [103]. Cihazın arka panelinde ki RS232 haberleşme ara yüzü yardımıyla da bu çıkış değerleri bilgisayardan eş zamanlı olarak izlenebilmektedir.

4.2.1. Faz Duyar Dedektörün Yapısı ve Çalışma Prensipleri

FDD tekniği çok küçük genlikli işaretleri ölçmekte ve sisteme karışan gürültüleri bastırmakta kullanılan çok güçlü bir tekniktir. Bu teknik 1960'larda geliştirilerek FDD cihazlarının üretimiyle birlikte bütün dünyada kullanılabilir hale gelmiştir. FDD, Princeton Üniversitesi fizik bilim adamlarından Robert Dicke tarafından bulunmuş ve daha sonra aynı bilim adamının kurduğu Princeton Uygulama Ve Araştırma Merkezinde (PAR) üretimine devam edilmiştir. FDD cihazı; sinyalleri kendilerinden binlerce defa daha büyük gürültülerle örtülmüş olsa dahi işaretlerin genlik ve fazlarını ölçmeye yarayan bir cihazdır [104].

FDD tekniği kullanılarak gürültü işaretleri ve referans frekans dışındaki dış etkilere kaynaklanan harici frekansların ölçümü etkilemesi önlenmektedir ve temel olarak çok küçük genlikli ac işaretleri sezmek ve ölçmekte kullanılmaktadır. Bu teknikle FDD cihazı, band genişliği ölçülmek istenen işaretin, band genişliği değerine ayarlı bir filtre gibi davranmaktadır. Bütün FDD ölçümleri ortak prensiplerle çalışmaktadır. FDD uygulamaları; düşük ışık sezilmesi, hall probu, gerginlik ölçümü, mikro derecelerde direnç ölçümü, yarıiletken araştırmalarında kapasite-gerilim ölçümü, elektron spini, nükleer manyetik rezonans çalışmaları ve çok düşük gerilimli ac işaret sezimi gereken bütün uygulamalarda kullanılabilmektedir [105].

Filtreleme özelliğine ek olarak; FDD yapısında bulunan işlevsel kuvvetlendirici sayesinde işarete kazanç da sağlamaktadır. FDD de çıkış değeri giriş değerinin genliğinin özelliklerini taşıyan DC voltaj şeklindedir. Şekil 4.5'de görüldüğü gibi cihazın iki girişi vardır. V_s genlikli birinci giriş ölçülmesi istenen işarettir, diğer giriş ise referans işaret girişidir. Referans işaretin frekansı, giriş işaretinin frekansı ile aynı frekansta olmalıdır. Bu cihazın kazancı ayarlanabilmekte ve cihazın duyarlılığı ön panelde bulunan tuşlar yardımıyla kontrol edilebilmektedir. Genliği 'K' ve frekansı 'f' olan bir işaret, giriş işareti olarak FDD cihazına uygulandığında burada giriş işareti referans işareti ile çarpılarak, çarpıcı (karıştırıcı) çıkışında iki adet frekans bileşeni oluşmaktadır.



Şekil 4.5. Temel bir FDD cihazının işlevi

$$V_g = K \cdot g \cdot \cos(2\pi ft + \varphi_s) \cdot \cos(2\pi ft + \varphi_r) \quad (4.1)$$

$$V_g = \frac{1}{2} [K \cdot g \cdot \cos(\varphi_s - \varphi_r) + \cos(2\pi ft + \varphi_s + \varphi_r)] \quad (4.2)$$

Sinyale ait birinci frekans bileşeni:

$$\frac{1}{2} [K \cdot g \cdot \cos(\varphi_s - \varphi_r)] \quad (4.3)$$

ikinci frekans bileşeni ise

$$\frac{1}{2} [K \cdot g \cdot \cos(2\pi ft + \varphi_s + \varphi_r)] \quad (4.4)$$

olarak ifade edilmektedir. İkinci frekans bileşeni alçak geçiren filtre tarafından elimine edilirken çıkış işareti olarak sadece birinci frekans bileşenini içeren işaret kalmaktadır. Buna göre çıkış işareti aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır.

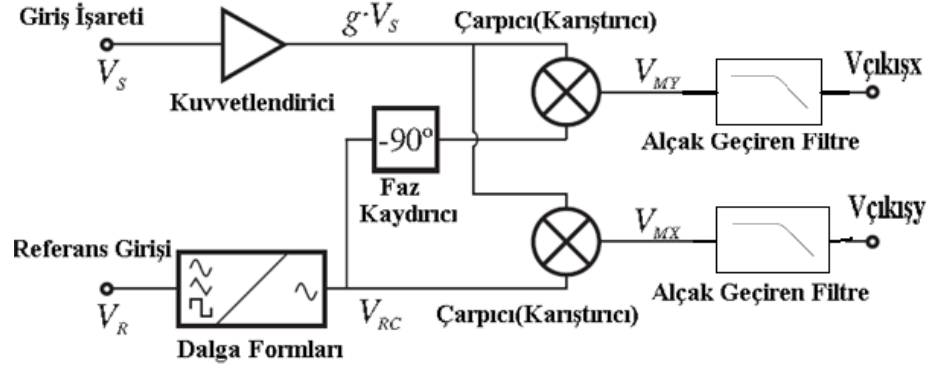
$$V_{\text{çıkış}} = \frac{1}{2} K \cdot g \cdot \cos(\varphi_s - \varphi_r) \quad (4.5)$$

Referans işaretin frekansı giriş işareti ile ayarlandığı için $s=r$ dir. Sonuç olarak çıkışta, giriş işaret genliği 'K' ile orantılı ve genliğin etkin (efektif) değerine sahip DC bir voltaj görülmektedir. Burada G ise kuvvetlendiricinin kazanç değeridir. Cihazın hassasiyet ayarları ile oynanması ise çıkışa kazanç üzerinden şu şekilde yansımaktadır.

$$g = \frac{V_{\text{çıkış}} \cdot \sqrt{2}}{\text{duyarlılık}} \quad (4.6)$$

Bir çok FDD uygulamalarında φ_s ve φ_r eşit değildirler ve bu yüzden ölçülmek istenen giriş voltajını algılamak zorlaşmaktadır. Ancak adından da anlaşılacağı gibi FDD ye ait iç üniteler φ_r nin fazını ayarlamak suretiyle değiştirerek φ_s ile eşitleyebilmek için çift

çıkışlı bir yapı kullanmaktadır. Bu tür FDD ler Şekil 4.6’da görüldüğü gibi iki adet çarpıcı ve alçak geçiren filtreye sahiptirler.



Şekil 4.6. Ayarlanabilir faz üniteli faz duyar dedektörün blok diyagramı.

Bu çarpıcılardan birincisi referans işaret ile giriş işaretini çarparken, diğeri ise giriş işareti ile fazı 90 derece kaydırılmış referans işareti çarpmaktadır.

$$V_{\text{çıkışx}} = \frac{1}{2} [K \cdot g \cdot \cos(\varphi_s - \varphi_r)] \quad (4.7)$$

$$V_{\text{çıkışy}} = \frac{1}{2} [K \cdot g \cdot \sin(\varphi_s - \varphi_r)] \quad (4.8)$$

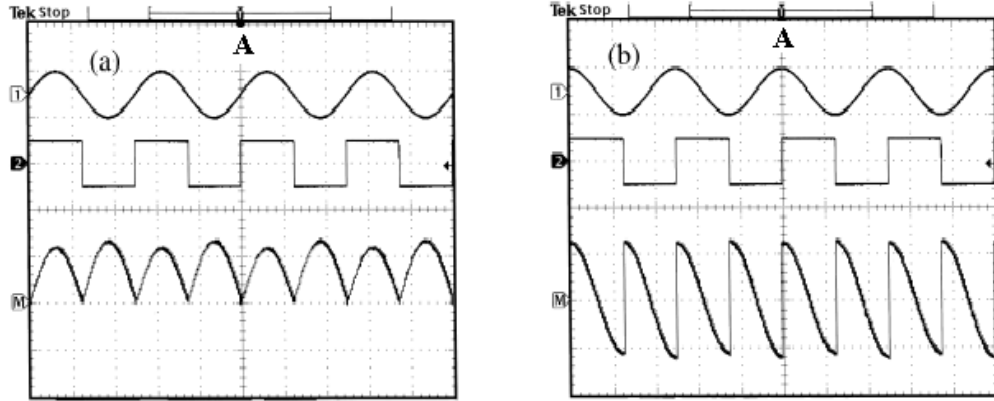
$V_{\text{çıkışx}}$ ’e çıkışın faz bileşeni denirken $V_{\text{çıkışy}}$ ise faz bileşeninin çıkışı olarak adlandırılmaktadır.

$$V_{\text{çıkış}}(\text{kompleks}) = V_{\text{çıkışx}} + j \cdot V_{\text{çıkışy}} \quad (4.9)$$

Giriş işareti ile referans sinyal arasında ki faz farkı ne olursa olsun $V_{\text{çıkış}}(\text{kompleks})$ ’ın genliği, son durumda giriş işaretinin f frekansında ki genliğini bulmak için kullanılmaktadır. Burada alçak geçiren filtrenin diğeri bir görevi de gürültü bastırma işleminin gerçekleştirilmesidir. Çarpma işlemi sayesinde işaretin frekansı sıfırlanarak, çıkışta DC bir işaret görebilmek için ölçülmek istenen işaretin faz spektrumunun kaydırılması sağlanmaktadır.

Şekil 4.7 a’ da ki düzende dalga formları için faz açısı sıfırdır. Sinüzoidal giriş işareti ‘1’ ile gösterilirken aynı fazlı referans işaret ‘2’ ile gösterilmektedir. Çıkış işareti tam dalga doğrultucudan geçirilmiş bir sinüzoidal dalga şekline benzetilmiştir. Bu işaret kuvvetlendirici ve alçak geçiren filtre ünitelerinden geçirildikten sonra genliği değişmeden girişin etkin ve DC türünden bir işarete dönüşecektir.

Şekil 4.7 b' de ise giriş işaretinin faz açısı 90 derecedir. Bu durumda A noktasında ki işaret sıfır volt eksenini üzerindedir. Bu işaret, kuvvetlendirici ve filtreden geçirildikten sonra çıkışta sıfır volt görülmektedir. Faz açısı 180 derece olduğunda da çıkış değeri ölçülmek istenen değerin negatifinin DC seviyesinde olacaktır. Girişe farklı frekansta bir işaret uygulandığında ise faz açısının değişerek sıfır olacağı ve çıkışı etkilemeyeceği görülmektedir.



Şekil 4.7. (a) Referans işaret(kare dalga) ve giriş işareti(sinüzoidal dalga) aynı fazda (b) Referans işaret ve giriş işaret arasında 90 derecelik faz farkı mevcut.

FDD ve alçak geçiren filtre sadece referans işarete yakın frekansları sezebilmektedir. Gürültü işaretlerinin frekansları ise referans işaretin frekansından çok uzaktır. Böylece gürültü işaretleri FDD çıkışında alçak geçiren filtre tarafından zayıflatılmaktadır. Bu zayıflatma miktarı ve derecesi alçak geçiren filtrenin band genişliği ile belirlenmektedir. Band genişliği dar olan alçak geçiren filtreler gürültüyü bastırırken, band genişliği büyük olan filtreler ise gürültünün tam olarak giderilmesini sağlayamamaktadır. Sadece referans frekans ile eş frekanslı işaretler (DC çıkışlar) çıkışa verilmektedir. Böylece ölçülmek istenen işaret elde edilmiş olmaktadır [17-19, 103-108].

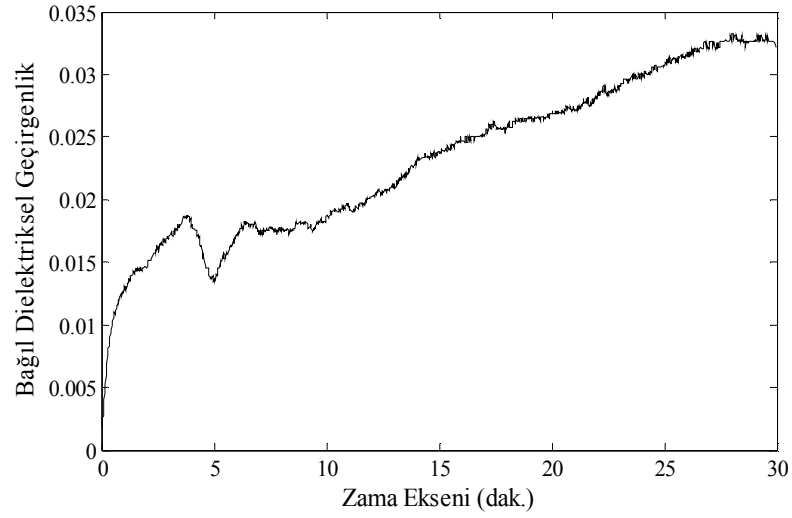
5. BÖLÜM

BULGULAR

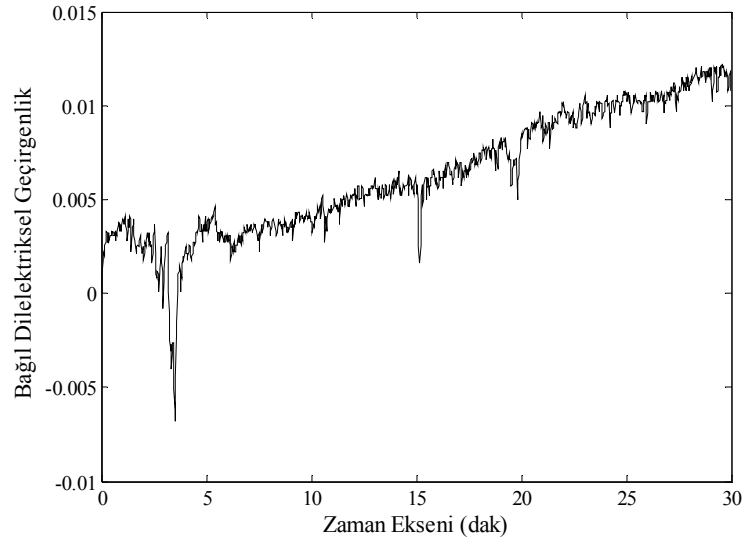
5.1. Giriş

Dielektriksel geçirgenlik, hücrelerin elektriksel işareti iletme kapasitesi ile ilgili olup biyoelektriksel empedans değeri ile ters orantılıdır. Tezin bu bölümünde daha önce uluslararası literatürde bulunmayan dielektriksel geçirgenlik yöntemi ile vücuttaki su artışı gerçek zamanda gözlemlenmiştir. Bunun için insan vücudunun bir parçası, bacaklar üzerinde ölçüm yapılmış ve vücut su oranındaki değişimi görüntüleyebilmek için diz kapağı ile ayak arasında ki (kalf bölgesi) bölgeye takılabilecek ebatlarda, bileklik şeklinde bir sensör tasarlanmıştır [109].

Sağlıklı gönüllü bireyler üzerinde yapılan çalışmada elektrotlar arasına yerleştirilen bacaklarda meydana gelecek sıvı miktarı değişimi Bölüm 4' te anlatılan düzenek yardımıyla ölçülmüştür. Bu işlemleri gerçekleştirebilmek için bireylerin çalışmaya katılmadan 6 saat öncesine kadar sıvı almamaları istenmiştir. Dielektriksel geçirgenlik ölçümüne başladıktan bir müddet sonra gönüllüler 600 cc miktarınca su içmiştir. Şekil 5.1 ve Şekil 5.2'de görüldüğü gibi dielektriksel geçirgenlik eş zamanlı olarak görüntülenmiştir. Ölçüm sırasında gönüllü bireylerden oturur durumda kalmaları ve hareket etmemeleri istenmiştir.



Şekil 5.1. Dielektriksel geçirgenliğin zamana göre değişimi (Birey No:1).



Şekil 5.2. Dielektriksel geçirgenliğin zamana göre değişimi (Birey No:2).

Şekiller de görüldüğü gibi su alımından yaklaşık 5 dakika süre sonra bacaklardan ölçülen dielektriksel geçirgenlik artmaya başlamaktadır. Su içildikten sonra suyun büyük bir kısmı ince bağırsaklardan, küçük bir kısmı ise kalın bağırsaklardan emilmektedir. Daha sonra su alımı ile birlikte hücre dışı ve hücre içi sıvı miktarında artış meydana gelmektedir. Sıvı miktarındaki artış belli bir seviyeye gelince böbrekler dengeleyici unsur olarak devreye girmekte ve artış miktarı sabit kalmaktadır. BEA yöntemine alternatif olarak öne sürülen ve uluslararası literatürde ilk defa gerçekleştirilen bu çalışmada, su alımı ile birlikte insan vücudundaki suyun hücrelere

geçişi bacaklara bağlanan elektrotlar aracılığı ile görüntülenebilmektedir. Bu artış miktarı kilo, yaş ve cinsiyete göre değişkenlik göstermektedir [1, 9-11, 19].

5.1.1. Vücut Su Değişiminin Hemodiyaliz Hastalarında Görüntülenmesi

Tez çalışmasının bu bölümünde, geliştirilen sistem ve bu sisteme ek olarak Konvansiyonel Biyoelektriksel Empedans Cihazı yardımı ile Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastaneleri Hemodiyaliz Kliniğine başvuran 23 hastadan (11 erkek 12 kadın) hemodiyaliz boyunca vücut su oranı değişimi görüntülenerek önerilen sistem ile konvansiyonel BEA sistemi karşılaştırılmıştır.

Hemodiyaliz öncesinde, geliştirilen bileklik şeklindeki sensör hastaların kalf bölgesine Şekil 5.3'te görüldüğü gibi yerleştirilmiştir. Ölçümler hemodiyaliz işleminin başlamasıyla eş zamanlı olarak başlatılmış ve tüm hemodiyaliz işlemi süresince (yaklaşık 4 saat kadar) 600Hz lik örnekleme frekansı ile kaydedilmiştir. Hastalardan ölçümler esnasında yiyecek ve içecek tüketmemeleri ve mümkün olduğunca az hareket etmeleri istenmiştir.

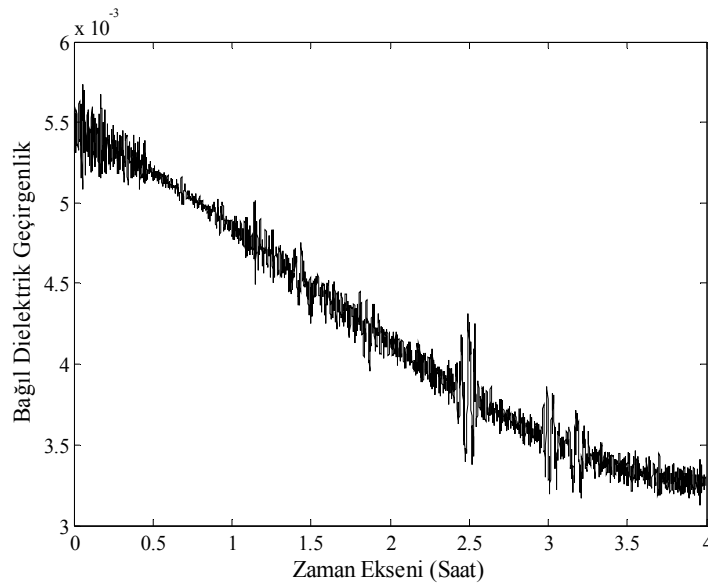


Şekil 5.3. Bileklik şeklinde ki sensörün hastaya uygulanması.

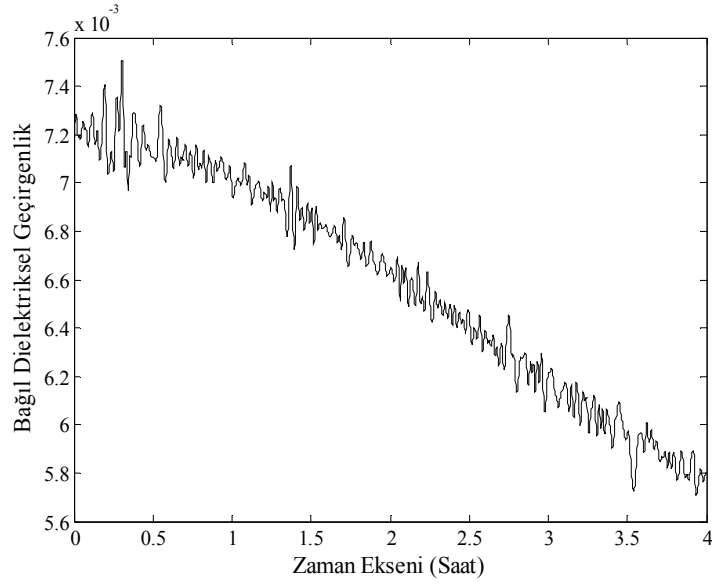
Ayrıca hemodiyaliz sırasında konvansiyonel biyoelektrik empedans analiz teknikleri kullanılarak biyoelektriksel empedans değerleri ölçülmüştür. Daha sonra alınan sonuçlar

kendi geliştirdiğimiz dielektriksel geçirgenlik metodu ile elde edilen sistemle kıyaslanmıştır.

Hemodiyaliz ünitelerine giren hastalardan kuru ağılık değerine göre çeşitli miktarlarda sıvı çekilmesi gerekmektedir. Yürütölen çalışmada hastalardan hemodiyaliz işlemi boyunca toplam 2 litre (bazı hastalar için artıp azalabilmektedir) kadar su çekilmiştir. Hücre içerisinde sıvı miktarı arttıkça kapasitif reaktans değerı düşmektedir ve geçirgenlik arttığından dolayı vücut daha iletken hale gelmektedir. Bu nedenle ölçüm sisteminde verici elektrottan aktarılan işaret miktarı bacaklardaki sıvı miktarına orantılı şekilde alıcı elektroda ulaşmaktadır. Sıvı miktarı arttığında alıcı olarak davranan elektrottaki işaretin genliği, sıvı miktarının az olduğu duruma göre daha fazla olacaktır. Ancak Böbrek Yetmezliği hastalarındaki uygulanmasında böbreklerin görevini yerine getirememesi nedeni ile böyle bir durum oluşamamaktadır. Burada böbreklerin görevini hemodiyaliz makinaları sağlamaktadır. Gerçekleştirilen çalışmada hastalardan çekilen sıvı miktarıyla orantılı olarak toplam vücut sıvısı miktarındaki değişim neticesinde, şekil 5.4 ve şekil 5.5'te göröldöğü gibi hastaların dielektriksel geçirgenlik miktarlarında da azalma gözlenmiştir.



şekil 5.4. Hemodiyaliz süresince dielektriksel geçirgenlik miktarının değişimi
(Birey No: 4)



Şekil 5.5. Hemodiyaliz süresince dielektriksel geçirgenlik miktarının değişimi
(Birey No: 5)

Ayrıca hemodiyaliz boyunca alınan ölçümlerden bağıl dielektriksel geçirgenlikteki yüzde değişim miktarı;

$$\frac{[(\text{başlangıç dielektriksel geçirgenlik} - \text{bitiş dielektriksel geçirgenlik}) / (\text{başlangıç dielektriksel geçirgenlik})] \times 100}{(5.1)}$$

formülü ile hesaplanarak Tablo 5.1’ de bu oranlar verilmektedir. Hemodiyaliz işlemi boyunca vücuttan su çekimine bağlı olarak gözlemlenen dielektriksel geçirgenlik miktarındaki azalma miktarı yaş, cinsiyet ve kiloya göre de değişmektedir. Geleneksel BEA ölçümlerinden vücut su oranı tayini içinde yaş, cinsiyet ve kilo bilgileri ile formül 5.1 ve 5.2 kullanılarak vücut su oranı tespit edilmektedir. Formülde ki ‘R’ yerine cihazda ölçülen empedans değeri yazılarak hesaplama yapılmaktadır.

$$\text{Erkeklerde Toplam Vücut Suyu: } 1.203 + (0.176 \times \text{ağırlık}) + 0.449 \times (\text{boy})^2 / R \quad (5.2)$$

$$\text{Bayanlarda Toplam Vücut Suyu: } 3.747 + (0.113 \times \text{ağırlık}) + 0.45 \times (\text{boy})^2 / R \quad (5.3)$$

Tez çalışmasında 5.1 ve 5.2 formüllerinde direnç yerine dielektriksel geçirgenlik değerleri konularak aşağıdaki formül kullanılarak toplam vücut suyu hesaplanmıştır

$$\text{Erkeklerde Toplam Vücut Suyu: } 1.203 + (0.176 \times \text{ağırlık}) + 0.449 \times (\text{boy})^2 \cdot G \quad (5.4)$$

$$\text{Bayanlarda Toplam Vücut Suyu: } 3.747 + (0.113 \times \text{ağırlık}) + 0.45 \times (\text{boy})^2 \cdot G \quad (5.5)$$

Hemodiyaliz öncesi ve sonrası elde edilen dielektriksel geçirgenlik değerleri 5.3 ve 5.4 teki formüllerde yerine konulduğunda hemodiyaliz sonunda toplam çekilen su miktarı hesaplanarak Tablo 5.2’de verilmektedir.

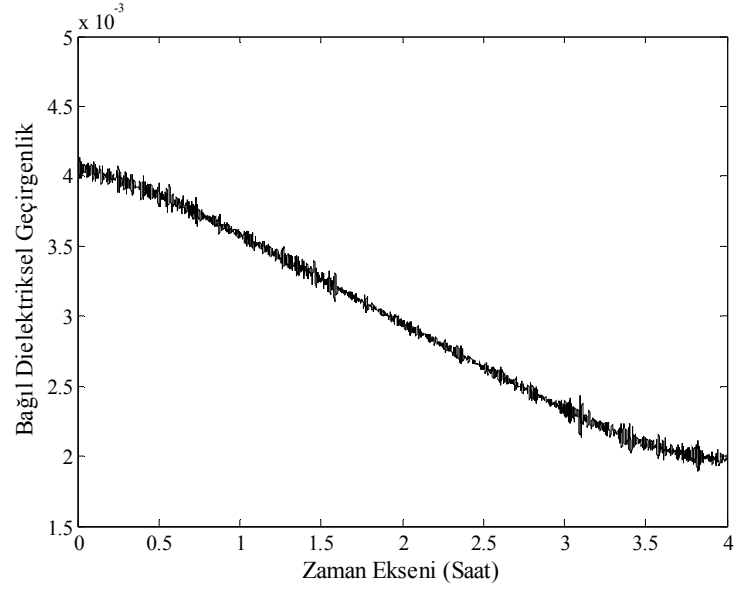
Tablo 5.1 Hemodiyaliz süresince hastalara ait dielektriksel geçirgenlik değişimi

HastaNo	Başlangıç Dielektriksel geçirgenlik	Bitiş Dielektriksel geçirgenlik	Dielektriksel Geçirgenlik % Değişim Miktarı
1	0.0064	0.0048	26.10
2	0.0131	0.0100	23.93
3	0.0082	0.0060	26.64
4	0.0064	0.0048	26.10
5	0.0064	0.0040	37.34
6	0.0062	0.0054	14.03
7	0.0099	0.0057	42.20
8	0.0053	0.0039	27.11
9	0.0055	0.0040	27.04
10	0.0159	0.0067	57.9
11	0.0133	0.0059	55.4
12	0.0183	0.0110	38.9
13	0.0142	0.0068	52.16
14	0.0122	0.0103	15.5
15	0.0141	0.067	52.2
16	0.0047	0.0022	53.18
17	0.0042	0.0026	38.07
18	0.0040	0.0025	37.49
19	0.0034	0.0020	41.16
20	0.0044	0.0020	54.5
21	0.0037	0.0021	43.23
22	0.0037	0.0024	27.02
23	0.0060	0.0027	58.33

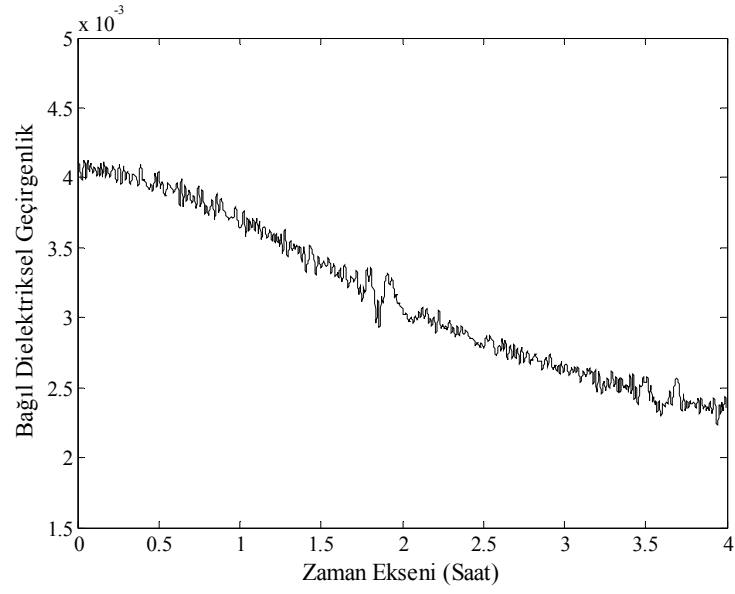
Tablo 5.2 Hemodiyaliz sonunda çekilen su miktarının dielektriksel geçirgenlik metodu ile tayini

Hasta No	Hemodiyaliz sonunda çekilen su miktarı		Hemodiyaliz sonunda çekilen su miktarı
1	2.0 litre	13	1.31 litre
2	2.3 litre	14	1.50 litre
3	2.5 litre	15	1.77 litre
4	2.0 litre	16	2.9 litre
5	1.6 litre	17	2.1 litre
6	2.2 litre	18	1.9 litre
7	2.3 litre	19	1.8 litre
8	1.7 litre	20	2.9 litre
9	1.85 litre	21	2.0 litre
10	1,98 litre	22	2.3 litre
11	2.0 litre	23	2.2 litre
12	2.0 litre		

Elde edilen sonuçlara göre hemodiyaliz neticesinde hastalardan ortalama 2 litre miktarındaki çekilen suyun dielektriksel geçirgenlik metodu ile de hesaplanabildiği gösterilmiştir. Gerçekleştirilen çalışmada aynı bireylerin farklı zamanlarda hemodiyaliz süresince dielektriksel geçirgenlik miktarındaki değişim gözlemlenmiştir. Aynı bireylerin farklı zamanlardaki dielektriksel geçirgenlik miktarlarındaki azalma değeri istatistiksel olarak gerçekleştirilen ANOVA analizinde de p değeri <0.005 olduğu için anlamlı çıkmıştır. Şekil 5.6'da 9 numaralı hastaya ait farklı zamanlarda gerçekleştirilen hemodiyaliz sırasındaki dielektriksel geçirgenlik eğrileri görülmektedir.



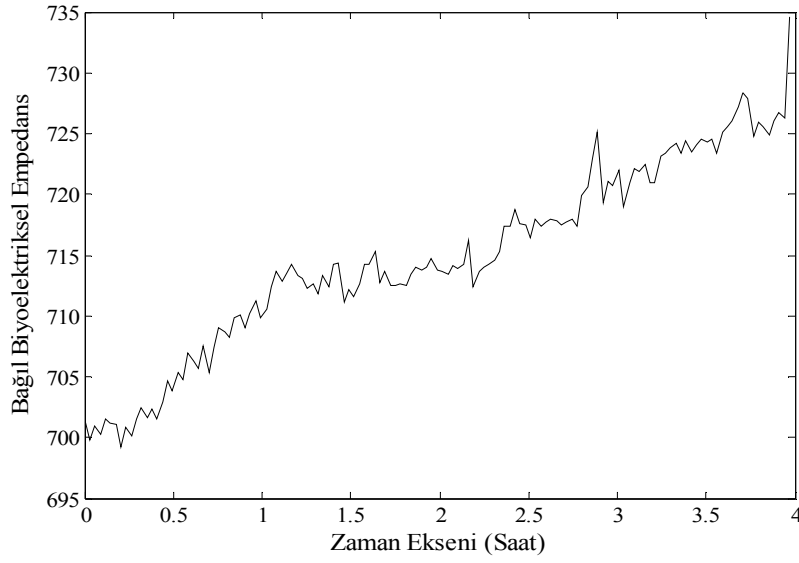
a)



b)

Şekil 5. 6. a, b. 9 numaralı hastaya ait farklı zamanlarda hemodiyaliz sırasında görüntülenen dielektriksel geçirgenlik grafiği

Biyolektriksel empedans cihazı ile yapılan ölçümde Şekil 5.7’de görüldüğü gibi biyoelektriksel empedans değerinde hemodiyaliz boyunca bir artış olduğu görülmektedir.



Şekil 5.7 Hemodiyaliz süresince Biyoelektriksel Empedans değişim grafiği

Biyoelektriksel empedans değerleri, dielektriksel geçirgenlik değerleri ile ters orantılı olarak değişmektedir. Çünkü biyoelektrik empedansın artabilmesi için kişinin toplam vücut suyunun azalması gerekmektedir. Dielektriksel geçirgenlik yöntemi için aynı durum düşünüldüğünde ise, ölçüm yapılan kişinin toplam vücut suyu ne kadar artarsa su moleküllerinin elektriksel alana maruz bırakıldığında kutuplaşarak elektriği iletebilme özelliğinden dolayı, dielektriksel geçirgenlik değeri de artmaktadır. Hemodiyaliz ünitelerine girerek hayatlarını sürdürmek durumunda kalan her hastadan ortalama 2 litre su çekildiği için biyoelektriksel empedansın artması, dielektriksel geçirgenliğin ise düşmesi gerektiği düşünülmüş ve gönüllü hastalarımız üzerinde yapılan deneysel çalışmalarla da bu görüş desteklenmiştir.

6. BÖLÜM

SONUÇ, ÖNERİ VE TARTIŞMALAR

Gerçekleştirilen tez çalışmasında, faz duyar dedektör ile oluşturulan bir faz duyar kapasitansmetre sistemi kullanılarak geleneksel BEA yöntemine alternatif olarak öne sürülen dielektriksel geçirgenlik metodu aracılığı ile vücut su oranındaki değişim görüntülenmiştir. Çalışmada ilk olarak Bölüm 4'te bahsedilen faz duyar kapasitansmetre sistemi gerçekleştirilerek sağlıklı gönüllü bireyler üzerinde elektrotlar arasına yerleştirilen bacaklarda meydana gelecek sıvı miktarı değişimi dielektriksel geçirgenliğin miktarındaki değişim aracılığı ile ölçülmüştür. Ölçüm işleminden 6 saat öncesine kadar gönüllülerin sıvı almamalarına dikkat edilmiştir. Dielektriksel geçirgenlik ölçümüne başladıktan bir müddet sonra gönüllülere 600 cc miktarınca su içirilerek vücut su oranındaki değişimin görüntülenmesi amaçlanmıştır. Böylece vücut su oranındaki değişim miktarı dielektriksel geçirgenlikte meydana gelecek değişim ile eş zamanlı olarak görüntülenebilmiştir. Ölçüm sırasında gönüllü kişiler koltuğa oturmuş ve hareket etmeden sabit kalmıştır. Oluşturulan düzeneğin dışarıdan ölçümleri etkileyebilecek gürültü işaretlerini minimuma indirdiği, daha net değerlerin izlendiği gözlenmiştir.

Çalışmanın ikinci aşamasında hemodiyaliz hastaları üzerinde gerçekleştirilen uygulama, Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastaneleri Hemodiyaliz Kliniğinde yürütülmüştür. Hastalar üzerinde yapılan ölçümlerde, elde edilen sonuçlarda biyoelektrik empedans değerinin hemodiyaliz sırasında artarken, dielektriksel geçirgenlik değerinin ise düşmekte olduğu gözlemlenmiştir. Toplam vücut suyu tayini, özellikle diyaliz makinesine bağlanan hastalar ile kolera, ishal gibi vücut suyu kaybı ya da birikmesinin (ödem) söz konusu olduğu hastalıklarda önemlidir. Bu tür hastalıkların tanısı ve tedavisi için de toplam vücut suyundaki değişimin izlenmesi gerekmektedir. Toplam vücut suyu

tainleri genellikle radyoaktif yolla veya ‘Biyo Empedans Pletismograf’ adlı 2 ya da 4 elektrotlu sistemlerle yapılmaktadır. Gerçekleştirilen çalışmada Biyoelektrik Empedans Analiz yöntemi ile ve dielektriksel geçirgenlik yöntemiyle yapılan ölçümler neticesinde elde edilen vücut su miktarı karşılaştırılmıştır. BEA klinik alanda hasta takibinde yaygın olarak kullanılsa bile obez, kardiyak problemlili veya hemodiyaliz hastaları için önemli kararlar verebilme durumunda, bu tekniğin yağ oranından etkilendiği ve toplam vücut suyu miktarını eksik veya fazla ölçtüğü göz önüne alınmalıdır. Vücudun, diğer yöntemler kullanıldığında da, örneğin radyasyon alınması gereken ölçüm yöntemleri yerine BEA metodunun hastalara tek ölçüm yerine sık olarak uygulanması tercih edilmekte ve önemli olan durumlarda elde edilecek olan hatalı sonuçların azaltılmasına bu şekilde çalışılmaktadır. Her ne kadar şu an uygulanmakta olsa da, çocuklarda alınan ölçümler doğru sonuçlar vermemekte, tam olarak toplam vücut suları ölçülememekte ve böylece yaklaşık değerler dikkate alınmaktadır.

Yapılan çalışmada gerçekleştirilen cihaz ile her yaş kesimindeki, farklı boy ve kiloya sahip kişilerde rahatlıkla ölçümler alınabileceği gözlenmiştir. Tek dikkat edilmesi gereken nokta, bireylerin, ölçüm den önce üzerindeki tüm metal eşyaları çıkarması gerekmekte ve fazla hareketli olmamalıdır. Böylece, geçirgenlik değerindeki artışa paralel olarak vücuttaki toplam su miktarındaki artış tespit edilebilmektedir. BEA yönteminde elektrotların ölçüm alınacak kişilerde kolun ön kısmı ve ayak bileklerinin ön kısmına yapıştırılmasındaki neden, buralarda direnç değerlerinin daha yüksek olmasıdır. Elektrotlar arasından gönderilen akımın geçtiği yol, vücut cüssesi, elektrolitler ve sıvı dağılımındaki farklılıklardan etkilendiği için değişmektedir. Böylece de ascit, periferik ödem, travma, yanık sepsis ve diyaliz sırasında, vücut sıvı dağılımının değiştiği durumlarda, BEA analizi geçerli görülmemektedir.

Sonuç olarak tez çalışmasında geliştirilen FDD’ li faz duyar kapasitansmetre sistemi ile vücuttaki toplam su miktarı değişimi geçirgenliğe bağlı olarak izlenebilmektedir. İleriki çalışmalar aracılığı ile bu çalışmada gerçekleştirilen düzeneğin PLL (LM566, Phase Locked-Loop) faz kilitli halka aracılığı ile daha portatif hale getirilerek kolayca taşınabilecek ve kişinin kendi kullanabileceği ve anında sonucu görebileceği bir alet haline getirilmesi amaçlanmaktadır. Böylece gerçekleştirilen bu sistem hemodiyaliz hastalarının kollarında taşıyabilecekleri hafifliğe indirgenerek, kişilerin diyalize

girmelerini gerektirecek olan kuru ağırlık değerinden ne kadar uzaklaştıklarını izleyebilmeleri sağlanabilecektir.

KAYNAKLAR

1. Lukaski, H.C., Johnson, P.E., Bolonchuck, W. W., Lykken, G., Assesment of Fat-Free Mass Using Bioelectrical Impedance Measurements of the Human Body, The American Journal of Clinical Nutrition 41, 810-817, 1985.
2. Nyboer, J., Thomas, C., Electrical Impedance Plethysmography, Springfield, IL, 1959.
3. Nyboer, J., Electrorheometric Properties of Tissues and Fluids, Ann. N. Y. Acad. Sci., 170, 410-470, 1970.
4. Lohman, T.G., Skinfold and Body Density and Their Relation to Body Fatness: a Review, Hum. Biol., 53, 181-225, 1985.
5. Özçelik, O., Doğukan, A., Kaya, H., Hemodiyaliz Hastalarında Biyoelektrik Empedans Analiz Yönteminin Vücut Kompozisyonunun Belirlenmesindeki Etkinliği, Fırat Tıp Dergisi, 10(2), 50-53, 2005.
6. Jebb, S.A., Elia, M., Techniques for the Measurement of Body Composition: a Practical Guide, Int. J. Obes. Relat. Metab. Disord., 17, 611-621, 1993.
7. Salinari, S., Bertuzzi, A., Mingrone, G., Bioimpedance Analysis: a Useful Technique for Assessing Appendicular Lean Soft Tissue Mass and Distribution, J. Appl. Physiol., 94, 1552-1556, 2003.
8. Sung, R.Y., Lau, P., Yu, C.W., Lam, P.K., Nelson, E.A., Measurement of Body Fat Using Leg to Leg Bioimpedance, Arch. Dis. Child, 85, 263-267, 2001.
9. Durnin, J., Womersely J. Body fat assesed from total body density and its estimation from skinfold thickness measurement measurement on 481 man and women 16 to 72 years, Br. J. Nutr., 32, 77-97, 1974.
10. Jackson, A.S., Pollock, M.L., Generalized Equations for Predicting Body Density of Men, Br. J. Nutr., 40, 497-504, 1978.
11. Jackson, A.S., Pollock, M.L., Ward, A., Generalized Equations for Predicting Body Density of Women' Med. Sci. Sports Exerc., 12, 175-182, 1980.

12. Pupim, L.B., Kent, P., İkizler, T.A., Bioelectrical Impedance Analysis in Dialysis Patients, *Miner Electrolyte Metab*, 25, 400-406, 1999.
13. Chen, Y.C., Chen, H.H., Yeh, J.C., Adjusting Dry Weight by Extracellular Volume and Body Composition in Hemodialysis Patients, *Nephron*, 92, 91–96, 2002.
14. Seyahi, N., Altıparmak, M. R., Serdengeçti, K., Erek, E., Kuru Ağırlık Takibi İçin Biyoimpedans Analizi ve Vena Kava İnferior Sonografisinin Kullanılması, *Türk Nefroloji Diyaliz ve Transplantasyon Dergisi I*, 12 (4), 209-215, 2003.
15. Cheriex, E.C., Leunissen, K.M.L., Janssen, J.H.A., Echography of Inferior Vena Cava is a Simple and Reliable Tool for Estimation of 'dry weight' in Hemodialysis Patients, *Nephrol Dial Transplant*, 4, 563-568, 1989.
16. Schwan, H. P., Kay, C. F., The Conductivity of Living Tissues, *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, 65, 1007-1013, 2006.
17. Giritlioğlu, S., Faz Duyar Kapasitansmetre ile Toz Şekerde Nem Tayini Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi, Kayseri, 2007.
18. Çetin, T., Analitik Kimyada Dielektrik Geçirgenlik Metodu ile Yeni Bir Yaklaşım ve Endüstriyel Bir Uygulama, Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi, Kayseri, 2004.
19. Karaduman, A., Analitik Kimyada Toplam Vücut Suyunun Dielektrik Geçirgenlik Metodu ile İzlenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi, Kayseri, 2006.
20. Karaca, H., Bazı Petrol Türevleri İle Organik Bileşiklerde Dipol Moment Ölçümüne Dayalı Yöntem Geliştirme, Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi, Kayseri, 2000.
21. Hill, N.E., Vaughan, W.E., Price, A.H., Davies, M., Dielectric Properties and Molecular Behaviour, 232-236, 1969.
22. Baysal, B., Karasz, F.E, Lowry, B., Yu, H., Stockmayer, W.H., Dielektric Properties of Polymers , Ed. Plenum New York, 329 1972.

23. De Vries, P.M., Langendijk, J. W., Kouw, P.M., Visser, V., Schneider, H., Implications of the Dielectrical Behaviour of Human Blood Forcontinuous On-Line Measurement of Heamotocrit, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 31(5), 445-448, 1993.
24. Kaya, A., Evalutaion of Soil Prosimy Using a Low Mhz Range Dielectric Constant, *Tr.J. Eng. Env.Sci.*, 26, 301-307, 2002.
25. Jaspard, F., Nadi, M., Rauane, A., Dielectirc Properties of Bload; an Inuetigation of Heamatocrit Dependence, *Physiol. Meas.*, 24,137-147, 2003.
26. Hauck, C., Mesmerise Team, Ground Based Electirical and Dielectrical Methods to Determine the Spatial and Temporal Variability of Soil Moisture –the Project Mesmerise, *Geophysical Research Ahstraats*, 7, 10369, 2005.
27. Burke, E. J., Harlow, R.C., Fere, P.A., Measuring the Dielectric Permittivity of a Plant Conopy and Its Response to Changes in Plaut Water Status: An Application of Impulse Time Domain Tranmission, *Plaut and Soil*, 268, 123-133, 2005.
28. . Jensen, P.D, Hartmann, H., Böhm, T., Temmerman, M., Rabier, F., Morsing, M., Moisture Content Determination in Solid Biofules by Dielectric and NIR Reflection Methods, *Biomass and Bioenergy*, 30(11), 935-943, 2006.
29. Markxa, G.H., Daveyb, C.L., The Dielectric Properties of Biological Cells at Radiofrequencies: Applications in Biotechnology, Enzyme and Microbial Technology, 25, 161–171, 1999.
30. Frederick, F., Becker, T., Wang, X.B., Huang, Y., Pethigt, R., Vykoukal, J., Gascoyne, P. R. C., Separation of Human Breast Cancer Cells from Blood by Differential Dielectric Affinity, *Cell Biology*, 92, 860-864, 1995.
31. Kyle, U. G., Bosaeus, I., De Lorenzo, A., Deurenberg, P., Elia, M., Gomez, J. M., Heitmann, B., Smith, L., Melchior, J.C., Pirlich, M., Scharfetter, H., Schola, M.W.J., Pichard, C., Bioelectrical Impedance Analysis-part I: review of Principles and Methods *Clinical Nutrition*, 23, 1226–1243, 2004.

32. Hermann, L., Uebereine, L., Wirking Galvanischer Strome auf Muskeln und Nerven, Pflugers Arch gesamte Physiol, 5, 223–275, 1871.
33. Hazır, T., Açıkada, C., Vücut Kompozisyonunun Değerlendirilmesinde Biyoelektrik Empedans Analizinin Güvenirliği Karşılaştırma Çalışması, Hacettepe Spor Bilimleri Dergisi, 13 (2), 2-18, 2002.
34. Di Prampero, P.E., Limas, F.P., Sassi, G., Maximal Muscular Power Aerobic and Anaerobic in 116 Athletes Performing at the XIXth Olympic Games in Mexico Ergonomics, 13(6), 665-674, 1970.
35. Wilmore, J.H., The Application of Science to Sport: Physiological Profiles of Male and Female Athletes, Can. J. Appl. Sport Sci., 4(2), 103-115, 1979.
36. Barakat, H.A., Burtons, D.S., Carpenter, J.W., Holbert, D., Israel, R.G., Body Fat Distribution, Plasma Lipoproteins and the Risk of Coronary Heart Disease of Male Subjects, Int. J. Obes., 12(5), 473-480, 1998.
37. Cabre, E., Leon, R., Planas, R., Bertran, X., Domenech, E., Gassul, M.A., Reliability of Bioelectric Impedance Analysis as a Method of Nutritional Monitoring in Cirrhosis with Ascites, Gastroental Hepatol, 18(7), 359-365, 1995.
38. Behnke, A. R., Physiologic Studies Pertaining to Deep Sea Diving and Aviation Especially in Relation to the Fat Content and Composition of the Body, Harvey Lect., 37, 198-226, 1942.
39. Garrow, J. S., New Approaches to Body Composition, Am. J. Clint. Nutr., 35, 1152-1158, 1982.
40. Thomasset, A., Bio-electrical Properties of Tissues, Lyon Med., 209, 1325–1352, 1963.
41. Thomasset, A., Bio-electrical Properties of Tissue Impedance Measurements, Lyon Med., 207, 107, 1962.

42. Hoffer, E.C., Clifton, K.M., Simpson, D.C., Correlation of Whole Body Impedance with Total Body Volume, *J. Appl. Physiol*, 27, 531–534, 1969.
43. Nyboer, J., Thomas, C.C., *Electrical Impedance Plethysmograph*, 2nd ed. Springfield, IL, 1970.
44. Heyvard, V.H., Stolarczyk, L.M., *Applied Body Composition Assessment*, Champaign Human Kinetics, 299, 1425–1472, 1996.
45. Lukaski, H.C., *Methods for the Assessment of Human Body Composition: Traditional and New*, *Am. J. Clin. Nutr.*, 46, 537-556, 1987.
46. Van Loan, M., Mayclin, N.P., Bioelectrical Impedance Analysis: Is It a Reliable Estimator of Lean Body Mass and Total Body Water ?, *Human Biology*, 59, 299-309, 1987.
47. Fornetti, W.C., Pivarnik, J.M., Foley, J.M., Fiechtner, J.J., Reliability and Validity of Body Composition Measures in Female Athletes, *J. Appl. Physiol.*, 87(3), 1114-1122, 1999.
48. Gutin, B., Litaker, M., Islam, S., Manos, T., Smith, C., Treiber, F., Body Composition Measurement in 9-11-y-old Children by Dual-Energy X-ray Absorptiometry Skin Fold-Thickness Measurement and Bioimpedance Analysis, *Am. J. Clin. Nutr.*, 63(3), 287-292, 1996.
49. Williams, C.A., Bale, P., Bias and Limits of Agreement Between Hydrodensitometry Bioelectrical Impedance and :Skinfold Calipers Measures of Percentage Body Fat, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 77(3), 271-277, 1998.
50. Van den Ham, E.C., Kooman, J.P., Christiaans, M.H., Nieman, F.H., Van Kreel, B.K., Heidendal, G.A., Van Hooff, J.P., Body Composition in Renal Transplant Patients: Bioimpedance Analysis Compared to Isotope Dilution Dual Energy X-ray Absorptiometry and Anthropometry, *J. Am. Soc. Nephrol.*, 10(5), 1067-1079, 1999.

51. Sinning, W.E., Dolny, D.G., Little, K.D., Cunningham, L.N., Racaniello, A., Siconolfi, S.F., Sholes, J.L., Validity of 'generalized' Equations for Body Composition Analysis in Male Athletes, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 17(1), 124-130, 1985.
52. Maughan, R.J., An Evaluation of a Bioelectrical Impedance Analyser for the Estimation of Body Fat Content, *Br. J. Sport Med.*, 27(1), 63-66, 1993.
53. Housh, T.J., Johnson, G.O., Kenney, K.B., Mc Dowell, S.L., Hughes, R.A., Cisar, C.J., Thorland, W.G., Validity of Anthropometric Estimations of Body Composition in High School Wrestlers, *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 60(3), 239-245, 1989.
54. De Lorenzo, A., Bertini, I., Iacopino, L., Pagliato, E., Testolin, G., Body Composition Measurement in Highly Trained Male Athletes, *J. Suport. J. Sports Med. Phys. Fitness*, 40, 178-183, 2000.
55. Thorland, W.G., Johnson, G.O., Johnson, G.O., Tharp, G.D., Fagot, T.G., Hammer, R.W., Validity of Anthropometric Equations for the Estimation of Body Density in Adolescent Athletes, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 16(1), 77-81, 1984.
56. Oppliger, R.A., Nielsen, D.H., Vance, C.G., Wrestlers' Minimal Weight: Anthropometry, Bioimpedance and Hydrostatic Weighing Compared, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 23, 247-253, 1991.
57. Kushner, R.F., Schoeller, D.A., Estimation of Total Body Water by Bioelectrical Impedance Analysis, *Am. J. Clin. Nutr.*, 44, 417-424, 1986.
58. Tarim, N., Kuntman, H., Kuntman, A., Automation of Dipole Moment Measurements Using Microprocessor Controlled System, *Tr.J. of Chemistry*, 20, 118-125, 1996.
59. Travison, T., Araujo, A. B., Esche, G. R., Mc Kinlay, J.B., The Relationship Between Body Composition and Bone Mineral Content: Threshold Effects in a Racially and Ethnically Diverse Group of Men, *Osteoporos Int.* 19, 29-38, 2008.

60. D.D. Brennan et al, Rapid Automated Measurement of Body Fat Distribution from Whole-body MRI, AJR Am J Roentgenol, 185(2), 418-423, 2005.
61. Kim, Y., Kim, J., Winter T., Başoğlu C., „Programmable Ultrasound Imaging Using Multimedia Technologies: a Next-Generation Ultrasound Machine, IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine, 1, 1997.
62. Çalışkan, D., Yetişkinlerde Biyoelektrik Empedans Analizi Ölçümleri Ve Farklı Denklemlerle Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, ANKARA, 2007.
63. Hemysfield, S.B., Lohman, T.G., Wang, Z., Going, S.B., Human Body Composition Human Kinetics, 2nd Edition, USA, 2005.
64. Bilgiç, P., Sporcu ve Sporcu Olmayan Bireylerin Vücut Kompozisyonu ve Beslenme Durumları ile Serum Leptin Düzeylerinin Değerlendirilmesi, Bilim Uzmanlığı Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, 2003.
65. Aksoy, M. Beslenme, Diyet ve Gıda Sözlüğü, Hatiboğlu Yayınları, Ankara, 2007.
66. Sital, A., Çavdar, C., Yeniçerioğlu, Y., Çömlekçi, A., Çamsan, T., Vücut Kompozisyonunu Değerlendirmede Kullanılan Yöntemler ve Kronik Böbrek Yetmezlikli Hastalardaki Uygulama Alanları, Türk Nefroloji Diyaliz ve Transplantasyon Dergisi, 11(4), 189-190, 2002.
67. Küçükerdönmez, Ö., Şişmanlığı Saptamada Güncel Yaklaşımlar, Türkiye Diyetisyenler Derneği Yetişkinlerde Ağırlık Yönetimi Sertifika Programı, Abant Bolu, Mayıs 4 – 6, 2007.
68. Mcardle, W.D., Katch, F.I., Katch, V.L., Exercise Phsiology: Energy, Nutrition and Human Performance, United States of America, Lippincott Williams and Wilkins, 2000.
69. Jurimae, T., Hills, A.P., Body Composition Assesment in Children and Adolesents., Switzerland, Karger, 2001.

70. Ellis, K.J., Human Body Composition: In Vivo Methods, *Physiological Reviews*, 80(2), 650 – 671, 2000.
71. Bilgiç, P., Vücut Kompozisyonunu Saptama Yöntemlerinin Geçerlik ve Güvenirlik Çalışmaları, *Sporcu Beslenmesi Kursu*, Ankara , 2004.
72. Özer, K., *Antropometri: Sporda Morfolojik Planlama*, Kazancı İstanbul, 1993.
73. Nieman, D.C., *Assesing Body Composition Kinetics*, United States of America, 1999.
74. Atar, A., Obezlerde Plazma Lipid Düzeyleri ile Antropometrik Ölçümler Arasındaki İlişkinin İncelenmesi, *Aile Hekimliği Uzmanlık Tezi*, T.C. Sağlık Bakanlığı Taksim Eğitim ve Araştırma Hastanesi Aile Hekimliği Koordinatörlüğü, İstanbul, 2005.
75. Erselcan, T., Vücut Bileşen Analizi ve Klinik Uygulamalar, *Turkish Journal of Nuclear Medicine*, 10 (3), 149 – 157, 2001.
76. Norgan, N.G., Laboratory and Field Measurements of Body Composition, *Public Health Nutrition*, 8(7A), 1108–1122, 2005.
77. Asep, Methods Recommendation: Body Composition Assessment, *Journal of Exercise Physiology*, 4(4), 2001.
78. Ellis, K.J., Selected Body Composition Methods Can Be Used in Field Studies, *The Journal of Nutrition*, 131, 1589S–1595S, 2001.
79. Hannan, W.J., Cowen, S.J., Plester, C.E., Fearon, K.C.H., de Beau, A., Comparison of Bio-impedance Spectroscopy and Multifrequency Bio-impedance Analysis for the Assessment of Extracellular and Total Body Water in Surgical Patients, *Clin. Sci.*, 89, 651–658, 1995.
80. Kay, C., Bothwell, P., Foltz E., Electrical Resistivity of Living Tissues at Low Frequencies, *J. Physiol.* 13, 131-136, 1954.

81. Chumlea, W.C., Guo, S.S., Bioelectrical Impedance and Body Composition Present Status and Future Directions. *Nutrition Reviews*, 52(4), 123– 131, 1994.
82. Uysal, A., Obez Olgularda Obezite İle Karaciğer Fonksiyon Testleri Arasında ki Korelasyonun İncelenmesi, Uzmanlık Tezi, T.C. Taksim Eğitim ve Araştırma Hastanesi İç Hastalıkları Servisi, İstanbul, 2005.
83. Cole, K.S., Dispersion and Absorption in Dielectrics I. Alternating Current Characteristics, *J. Chem. Phys.*, 9, 341–951, 1941.
84. Patel, R.V., Peterson, E.L., Silverman, N., Zarowitz, B.J., Estimation of Total Body and Extracellular Water in Post-Coronary Artery Bypass Surgical Patients Using Single and Multiple Frequency Bioimpedance, *Crit. Care Med.*, 24, 1824–1828, 1996.
85. Bordi, F., , Cametti, C., Gili, T., Dielectric Spectroscopy of Erythrocyte Cell Suspensions. a Comparison Between Looyenga and Maxwell–Wagner–Hanai Effective Medium Theory Formulations *Journal of Non-Crystalline Solids*, 305, 278–284, 2002.
86. Olde Rikkert, MGM., Deurenberg, P., Jansen, RWMM., MA, Hoefnagels, WHL., Validation of Multifrequency Bioelectrical Impedance Analysis in Detecting Changes in Geriatric Patients, *J. Am. Geriatr. Soc.*, 45, 1345–51, 1997.
87. Bracco, D., Thiebaud, D., Chiolo, R., Landry, M., Burckhardt, P., Schutz, Y., Segmental Body Composition Assessed by Bioelectrical Impedance Analysis and DEXA in Humans, *J. Appl. Physiol.*, 81, 2580–2587, 1996.
88. Tagliabue, A., Andreoli, A., Comelli, M., et al., Prediction of Lean Body Mass from Multifrequency Segmental Impedance: Influence of Adiposity, *Acta Diabetol*, 38, 93–97, 2001.
89. Grimnes, S., Martinsen, O., *Bioimpedance and Bioelectricity Basics* 1st ed. Academic Press, London, 2000.

90. Hanai, T., Electrical Properties of Emulsions. In: Sherman DH, ed. Emulsions Science, London Academic, 354-477, 1968.
91. Akpolat, T., Utaş, C., Süleymanlar, G., Nefroloji El Kitabı, 3. Basım, 328-329, Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul, 2002.
92. Klahr, S., Wyngaarden, J.B., Smith, LL..(eds), Structure and Function of the Kidney Cecil Textbook of Medicine, WB Saunders Company, Philedelphia, 508-520, 1988.
93. Cogan, M.G., Fluid and Electrolytes Physiology and Pathophysiology, Appleton and Lange, New Jersey, 1991.
94. Schrier, R.W., Renal and Electrolyte Disorders Little, Brown and Company, Boston, 1992.
95. Schrier, R.W., Manual of Nephrology. Diagnosis and Therapy. Little, Brown and Company, Boston, 1992.
96. Jacobson, H.R., Chronic Renal Failure Pathophysiology, Lancet, 338, 419-423, 1991.
97. Akoğlu, E., Süleymanlar, G., Kronik Böbrek Yetersizliği, Temel İç Hastalıkları, 769-776, İstanbul, 1996.
98. Ayköse, G., Kronik Böbrek Yetmezliği Nedeni ile Hemodiyaliz Tedavisi Gören Cinsel Disfonksiyonlu Erkelerde Gonadal Fonksiyonların ve Testosteron Replasman Tedavisinin Değerlendirilmesi, Uzmanlık Tezi, Dr. Lütfi Kırdar Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul 2006.
99. Akçiçek, F., Akpolat, T, Utaş, C., Hemodiyaliz Hekimi El Kitabı, Erciyes Üniversitesi Matbaası, 243-247, Kayseri, 1997.
100. Dorhout, Mees, E.J., Özbaşlı, Ç., Akçiçek, F., Cardiovascular Disturbances in Hemodialysis Patients, Journal of Nephrology, 8, 71-78, 1995.

101. London, G.M., Marchais, S.J., Guerin, A.P., Metivier, F., Pannier, B., Cardiac Hypertrophy and Arterial Alterations in End-stage renal disease: hemodynamic factors. *Kidney Int*, 43: S42-9, 1993.
102. Cheriex, E.C., Echography of the Inferior Vena Cava is a Simple and Reliable Tool for Estimation of Dry Weight in Hemodialysis Patients, *Nephrol Dial Transplant*; 4, 563-568, 1989.
103. Model SR530 Lock-In Amplifier User Manuel, Stanford Research Systems Sunnyvale, CA 94089 U.S.A, 1997.
104. http://en.wikipedia.org/wiki/Lock-in_amplifier.
105. Lock-in Anthology, EG&Princiceton Applied Research 1985.
106. www.iet.ntnu.no/courses/tfe4160/Lab/Lock-in_Amplifier.pdf.
107. John, H., Scofield, G., John H., Frequency Domain Description of a Lock-in Amplifier, *American Journal of Physics* 62 (2), 129–133, 1994.
108. Paul, A., Temple, Paul, A., An Introduction to Phase-Sensitive Amplifiers: An Inexpensive Student Instrument, *American Journal of Physics* 43(9), 801–807, 1975.
109. Özçoban, M.A., Latifoğlu, F., Ülgen A., Asyalı M.H., Vücut Suyu Değişiminin Dielektrik Geçirgenlik Metoduyla Görüntülenmesi Biyomut'2010 Nisan 21-24, Antalya 2010.

ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında Gaziantep’te doğdu. 1994’de Org.Kenan Evren İlkokulu’ndan, 2002’ de Gaziantep Özel Sunguroğlu Lisesi’nden mezun oldu. 2007 yılında Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektronik Bölümü’nden mezun oldu. 2008 yılında Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Anabilim Dalı’nda yüksek lisans öğrenimine başladı. Şu an bu bölümde öğrencidir.

İletişim Bilgisi

Tel.:0342 341 54 49

e-mail: mehmetakifozcoban@gmail.com