

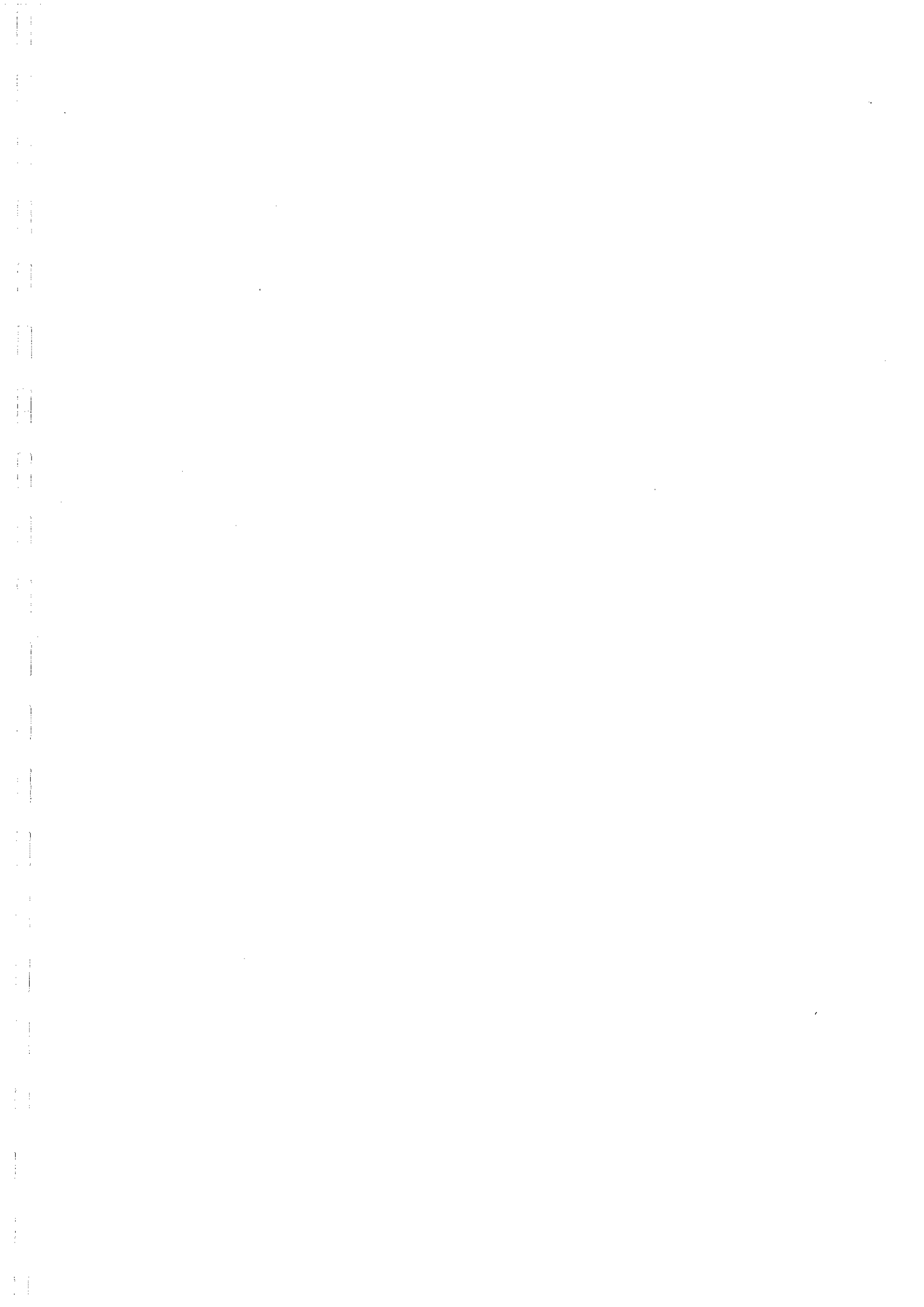
T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
Sualtı Hekimliği ve Hiperbarik Tıp Anabilim Dalı

DALGIÇLARDA DALIŞ AKTİVİTESİ İLE
BİYOEMPEDANS DEĞİŞİKLİKLERİ

Uzmanlık Tezi
Dr. Şermin ŞENGÜN

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Salih AYDIN

İSTANBUL
2008



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
Sualtı Hekimliği ve Hiperbarik Tıp Anabilim Dalı

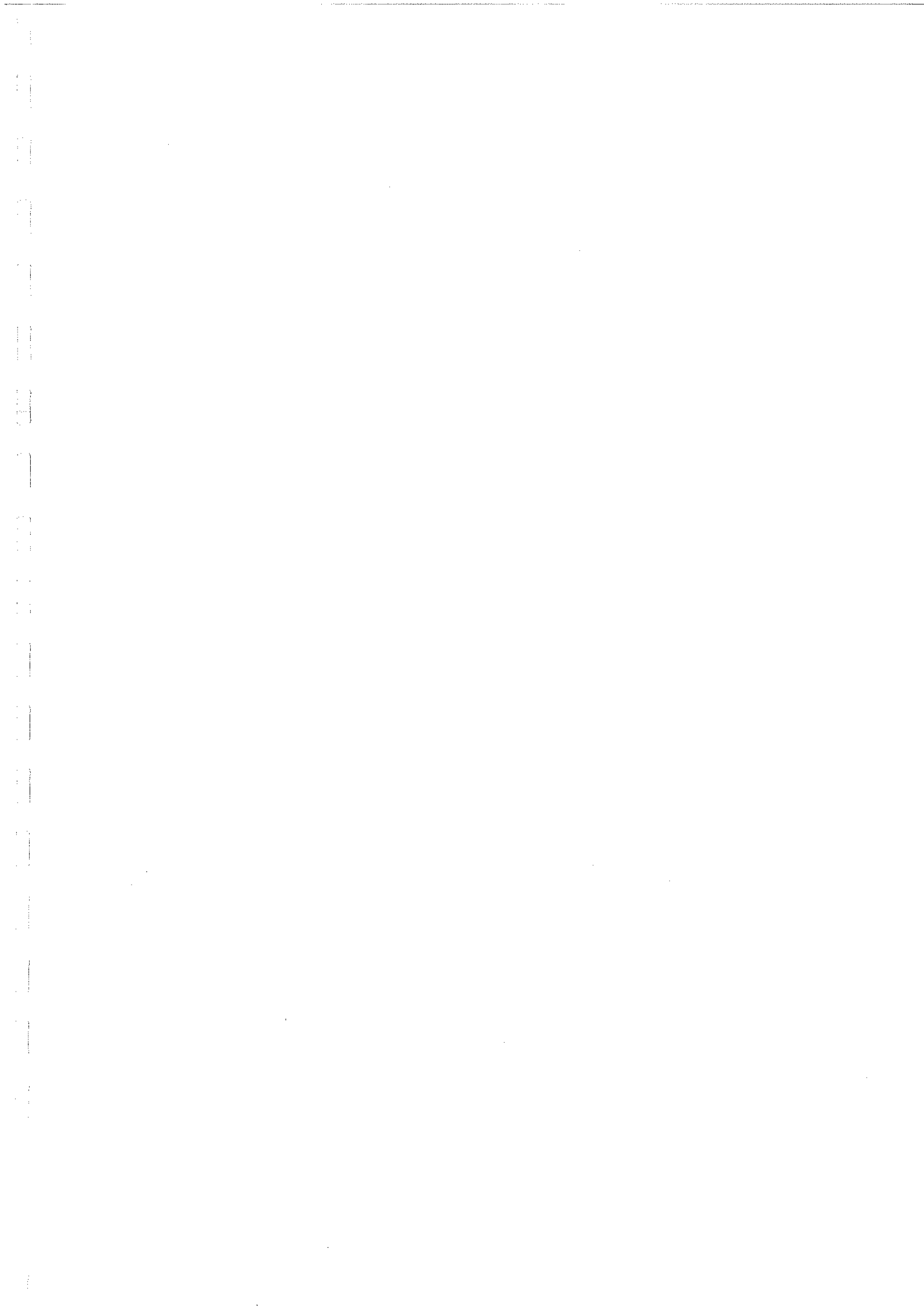
**DALGIÇLARDA DALIŞ AKTİVİTESİ İLE
BİYOEMPEDANS DEĞİŞİKLİKLERİ**

Uzmanlık Tezi
Dr. Şermin ŞENGÜN



Tez Danışmanı
Doç. Dr. Salih AYDIN

İSTANBUL
2008



ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince kenđişinden çok şey öğrendiğim hocam Sayın Prof. Dr. Maide ÇİMŞİT'e teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim boyunca her konuda bilgilerini bana aktaran, beni eğiten danışman hocam Sayın Doç.Dr. Salih AYDIN'a teşekkür ederim.

Bana her zaman destek olan hocam Sayın Prof. Dr. Şamil AKTAŞ'a teşekkür ederim,

Sayın Doç. Dr. Akın TOKLU'ya teşekkür ederim.

Sayın Doç. Dr. Nurhan İNCE'ye teşekkür ederim.

Sayın Doç. Dr. Murat EĞİ'ye teşekkür ederim.

Sayın Seyda ÖZEL'e teşekkür ederim.

Sayın Prof. Dr. Nergis GÜNSENİN'e teşekkür ederim.

Sayın Barçın AKKOCA'ya, Sayın Fatih AKSU'ya teşekkür ederim.

Dr. Atilla USLU'ya teşekkür ederim.

Asistan arkadaşlarım Dr Özgür MUTLU, Dr. Ayça KURT, Dr. Özlem ÇAĞLAR, Dr. Banu OKUTURLAR, Dr. Kaan EMEK, Dr. Gamze ÖZTÜRK, Dr. Selva MERT, Dr. Ayşen KOLAT, Dr. Ahmet HÖBEK, Dr. Sevi TEKİN, Dr. Bengüsü ÖROĞLU, Dr. Abdullah ARSLAN 'a ve Fzt. Ali ÇELİK'e teşekkür ederim.

Verileri toplarken gösterdiği inanılmaz özverisi nedeniyle Şefika ERYİĞİT'e teşekkür ederim.

Tez verilerimi oluşturmamı sağlayan, dalışları süresince bıkip usanmadan ölçümlere gelip kısa sohbetleriyle hayatıma renk katan İstanbul Üniversitesi Sualtı Teknolojisi Programı öğrencilerine teşekkür ederim.

Dr. Şermin ŞENGÜN

İÇİNDEKİLER

ÖZET

	Sayfa
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1.SIVI KAYBININ MİKTARI VE MEKANİZMASI	3
2.2.SIVI KAYBININ ETKİLERİ	5
2.3.SIVI KAYBININ ÖLÇÜLMESİ İÇİN KULLANILAN YÖNTEMLER	6
2.3.1. ANTROPOPİLOKOMETRİK YÖNTEMLER	6
2.3.2.TOPLAM VÜCUT POTASYUMU	6
2.3.3. TOPLAM VÜCUT SUYU	6
2.3.4. İDRAR KREATİNİN ÖLÇÜMÜ	6
2.3.5. DENSİTOMETRE(SUALTINDAKİ AĞIRLIK)	7
2.3.6. NÖTRON AKTİVASYON ANALİZİ	7
2.3.7.İNFRARUJ İNTERAKTANS YÖNTEMİ	7
2.3.8.ÇİFT FOTON ABSORBSİYOMETRE VE ÇİFT ENERJİ X IŞINI ABSORBSİYOMETRESİ	7
2.3.9.ULTRASONOGRAFİ	8
2.3.10. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ	8
2.3.11.MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME(MRG)	8
2.3.12. TOTAL VÜCUT GEÇİRGENLİĞİ	8
2.3.13. BİYOELEKTRİKSEL EMPEDANS ANALİZİ	9
2.4. TEMEL ELEKTRİK BİLGİLERİ	11
2.4.1.VÜCUTTA ELEKTRİKSEL AKIMIN İLETKENLİĞİ	12
2.4.2. BİYOLOJİK SİSTEMLERDE ELEKTRİKSEL AKIM	12
2.5. BİYOEMPEDANS	14
2.5.1.BİYOEMPEDANSIN TARİHÇESİ	14
2.5.2. BİYOELEKTRİKSEL EMPEDANSIN PRENSİPLERİ	15
2.5.3. BİYOELEKTRİKSEL EMPEDANS VE FREKANS	17
2.5.4. BİYOELEKTRİKSEL EMPEDANS ANALİZ YÖNTEMLERİ	19
2.5.4.1. TEK FREKANSLI BEA	19
2.5.4.3. ÇOKLU FREKANSLI BEA	20
2.5.5. BEA YÖNTEMİNİN AVANTAJLARI	22
2.5.6. BİYOEMPEDANS ANALİZİNİN KULLANILDIĞI YERLER	22

3.	GEREÇ VE YÖNTEM	24
	3.1. ÖLÇÜMLER	24
	3.2. ELEKTRODLAR	26
	3.2. VERİLERİN ANALİZİ	28
4.	BULGULAR	29
	4.1. DEMOGRAFİK BİLGİLER	29
	4.2. DALIŞ BİLGİLERİ	30
	4.3.1. DALIŞ ÖNCESİ DİRENÇLERLE DALIŞ SONRASI DİRENÇLERİN KARŞILAŞTIRILMASI	32
	4.3.1.1. 5 kHz FREKANSTA DALIŞ ÖNCESİ VE DALIŞ SONRASI DİRENÇLERİN KARŞILAŞTIRILMASI	33
	4.3.1.2. 50 kHz FREKANSTA DALIŞ ÖNCESİ VE DALIŞ SONRASI DİRENÇLERİN KARŞILAŞTIRILMASI	35
	4.3.1.3. 100kHz FREKANSTA DALIŞ ÖNCESİ VE DALIŞ SONRASI DİRENÇLERİN KARŞILAŞTIRILMASI	37
5.	TARTIŞMA	39
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	43
7.	KAYNAKLAR	44
8.	ÖZGEÇMİŞ	52

KISALTMALAR

ADH	: Antidiüretik Hormön
AVP	: Plasma Arginin-vasopressin
BEA	: Biyoempedans Analizi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
DH	: Dekompresyon Hastalığı
AGE	: Arteriyel gaz embolisi
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
SCUBA	: Self Contained Underwater Breathing Apparatus, Kendi Üzerinde Taşınabilen Sualtında Solunma Aygıtı
TBW	: Total Body Water, Total Vücut Suyu
XC	: Reaktans
R	: Direnç
Ω	: Ohm
ICF	: İntrasellüler sıvı
ECF	: Ekstrasellüler sıvı
kHz	: KiloHertz

TABLULAR

Tablo 1. Vücut bileşimini ölçen yöntemlerin karşılaştırılması

Tablo 2. Dalgıçlara ait demografik özellikler

Tablo 3. Dalış verileri

Tablo 4. BEA ölçümlerinin dalıştan önce ve basınç odsından çıktıktan sonra ne kadar süre içinde gerçekleştirildiği

Tablo 5. Helioks dalışlarda dalış öncesi ve dalış sonrası ölçülen dirençler

ŞEKİLLER

Şekil 1. Biyoelektriksel empedans ölçümü sırasında verilen elektrik akımının yönü

Şekil 2. Empedans vektörleri

Şekil 3. Tek zaman sabitli empedans için örnek Cole-Cole eğrisi

Şekil 4. Elektrik akımının frekansa bağlı olarak vücut dokularından geçmesi

Şekil 5. Hücrenin dielektrik özelliği

Şekil 6. Tek frekans BEA ölçümü

Şekil 7. Ağırlık ölçümlerinin yapıldığı Omron BF 400 aleti

Şekil 8. Biyoempedans analizlerinin yapıldığı BEA-Analizör Nutriguard M Faz Sensitif Multifrekans Analizörü Cihazı

Şekil 9. BEA-Analizör Nutriguard M Faz Sensitif Multifrekans Analizörü Cihazı ile biyoempedans ölçümü

Şekil 10. Elektrodların el ve ayak üzerindeki yerleşimi

Şekil 11. Çalışmada kullanılan elektrodlar

Şekil 12. Dalgıçların kilo dağılımı

Şekil 13. Dalgıçların boy uzunluklarının dağılımı

Şekil 14. 5 khZ için dalış öncesi direnç dağılımı

Şekil 15. 5 kHz için dalış sonrası direnç dağılımı

Şekil 16. 5 kHz için dirençlerin karşılaştırılması

Şekil 17. 50 kHz için dalış öncesi direnç dağılımı

Şekil 18. 50 kHz için dalış sonrası direnç dağılımı

Şekil 19. 50 kHz için dirençleri karşılaştırılması

Şekil 20. 100 kHz için dalış öncesi direnç dağılımı

Şekil 21. 100 kHz için dalış sonrası direnç dağılımı

Şekil 22. 100 kHz için dirençlerin karşılaştırılması

ÖZET

Dalış sırasında olduğu gibi tüm vücudun basınç altında olduğu durumlarda dehidratasyon immersiyon etkisi ile bilinmektedir. Soğukla bu etki daha da artar. Bu nedenle dalış sırasında vücuttaki sıvı kompartmanlarındaki ve intravasküler sıvılardaki değişiklikleri göstermek üzere çeşitli araştırmalar yapılmıştır.

Vücutta oluşan dehidratasyon derecesinin dekompresyon hastalığı gelişmesi için hazırlayıcı faktör olduğu, dehidratasyon derecesi arttıkça dekompresyon hastalığı şiddetinin de arttığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Dehidratasyonun, dekompresyon hastalığı gelişiminde önemli bir etken olduğu göz önünde bulundurularak planlanan bu çalışmada, dalışlarda dehidratasyon gelişip gelişmediği ve dehidratasyon geliyorsa bu sıvı kaybının miktarının belirlenmesi ve oluşabilecek sıvı kaybının kaynağının tespit edilmesi amaçlanmıştır. Vücut kompozisyonunun belirlenmesi amacıyla dalgıçlarda dalış aktivitesine bağlı biyoempedans değişiklikleri multifrekanslı biyoempedans ölçümleri ile gerçekleştirilmiştir.

'Dalgıçlarda dalış aktivitesi ile biyoempedans değişiklikleri' başlıklı bu çalışmada, BEA-Analizör Nutriguard M Faz Sensitif Multifrekans Analizörü Cihazı (Data Input, Darmstadt, Germany) kullanarak, helioks dalışlarında çalışmaya alınan 11 profesyonel dalgıçta dalışlar süresince her gün dalıştan önceki bir saat içinde ve basınç odasından çıktıktan sonraki on beş dakika içinde olmak üzere iki kez biyoempedans ölçümleri yapılmıştır. Biyoempedans ölçümleri 5, 50 ve 100 KHz frekanslarında olmak üzere üç ayrı frekansta gerçekleştirilmiştir.

Elde ettiğimiz bulguların analizi, helioks dalışlarından sonra dalgıçlarda ekstrasellüler alanda daha fazla olmak üzere hem intrasellüler hem de ekstrasellüler alanlarda, istatistiksel olarak anlamlı dehidratasyon geliştiğini göstermiştir.

1. GİRİŞ

İnsanoğlunun nefesini tutarak sualtına ilk olarak ne zaman daldığı bilinmemekte ise de, profesyonel amaçlı ilk dalışın günümüzden 5000 sene önce olduğu tahmin edilmektedir. Yunanlı tarihçi Herodotus, Scyllis adlı bir dalgıcın M.Ö. 400 yıllarında Pers Kralı Xerxes tarafından görevlendirilerek batık Pers gemilerine dalıp define çıkardığından bahseder. Eski zamanlardaki dalgıçların görevi, düşmanların çapa halatlarını kesmek ve gemi diplerinde delik açıp gemileri batırmaktır. M.Ö. 332 yıllarında Büyük İskender Lübnan limanının girişindeki marinaların temizlenmesi için dalgıçları görevlendirmiş ve bizzat kendisi de dibe inerek çalışmaları izlemiştir. M.Ö. 9 yüzyıldan kalma bir Asur freskinde dalgıca benzeyen bir kişi, içi hava ile şişirilmiş bir hayvan derisini dalış tüpü olarak kullanmıştır. Yaklaşık olarak M.S. 375 yılında Vegetius, bir eserinde hava borusu ile donanmış bir dalgıç başlığının tarifini yapmaktadır. 1500-1800 yılları arasında dalgıçların sualtında dakikalarca kalmasını gerçekleştiren çanlar geliştirildi. 1680 yılında Massachusetts doğumlu maceraperest William Phipps 200.000 İngiliz poundu değerindeki hazineyi çıkarmak için dalış çanı kullandı ve başarılı da oldu. Dalış çanları, Lethbridge'nin geliştirdiği her tarafı kapalı deriden yapılmış tek kişilik dalgıç elbisesi ve diğer basit aletleri kullanarak serbest dalış yaparak mavi derinliklerde kayıp çapaları, batık gemileri bulmaktan, batık İspanyol definelerini bulmaya kadar büyük başarılar elde ettiler. İlk kullanışlı dalgıç elbisesi Augustus Siebe tarafından geliştirildi. 1825 yılında W.H.James adlı bir İngiliz kendi üzerinde sıkıştırılmış hava taşıyan elbiseyi icat etmişti, ama ne yazık ki gereken ilgiyi görmemişti.

İlk çağlarda, avlanmak, keşfetmek, tekneleri tamir etmek veya ele geçirmek, define bulmak gibi isteklerle gelişmiş olan dalış sporu, 1950'lerden sonra gerçekleştirilen önemli teknik gelişmeler sayesinde farklı gereksinimleri karşılamaya yönelik olarak uygulanmaya başlamıştır. Çeşitli aletlerin gelişmesi ile beraber dalgıçların suyun altında kalma süreleri artmış, 1950'lerdeki bilimsel-askeri-ticari alandaki talepler ile Amerikan donanması tarafından çeşitli metodlar geliştirmiş ve uygulanmıştır(1).

Günümüzde ise sportif dalışların yanı sıra, batık dalışları ve mağara dalışları gibi araştırma veya keşif amaçlı dalışlar da yapılmaktadır. Öte yandan, sanayi dalışları ve askeri dalışlar ile petrol araştırmalarında da yaygın olarak dalışlar yapılmaktadır. Dalışa

ilgi son 30 yıl içinde çok artmış ve günümüzde geliştirilen teknolojiler sayesinde güvenli bir spor dalı olarak da yerini almıştır. Ancak, uygun dalış planlaması yapılmadığı takdirde dalışa bağlı olarak dalış kazaları ile karşılaşılabilir. Bu dalış kazalarının yanı sıra dalışlardan sonra görülebilen önemli bir hastalık da dekompresyon hastalığıdır(DH). DH, yeterli bir süre basınca maruz kalmayı takiben yetersiz dekompresyon yapmanın sonucunda meydana gelen bir durumdur.

Dünya çapında yapılan tüm dalışların kayıt altında tutulması çok zor olduğundan dalışa bağlı karşılaşılan hastalıklar ile ilgili geniş kapsamlı epidemiyolojik veri bulunmamaktadır. BSAC (British Sub Aqua Club), 1995 yılında yapılan toplam dalış sayısını 3 milyon olarak bildirmiş ve bu dalışlarda, 18'i ölümlü sonuçlanan 351 kaza rapor etmiştir(2).1968-1981 yılları arasında yapılan askeri dalışların bir derlemesinde 706259 dalıştan 1174 tanesinin kazayla sonuçlandığı gösterilmiştir(3). Bu kazaların %41'i DH'dır. Amerika Birleşik Devletleri'nde yılda 30 milyon dalış gerçekleştirildiği öngörülmekte ve 500-600 DH veya arteriyel gaz embolisi olguları ile karşılaşmaktadır. Buna göre toplam DH gelişme riski % 0.017-0.2 olarak belirtilmiştir(4). 2000 yılında yayınlanan bir raporda ise, DH insidansı 1000 dalışta 0.49 olarak belirlenmiştir(5).

DH'nın gelişimini kolaylaştırdığı düşünülen bazı faktörler vardır. Hipotermi, ileri yaş, dehidratasyon, vücut yağ oranı, şişmanlık, kullanılan ilaçlar, dalış sırasında ve sonrasında aşırı efor sarf etmek, dalış öncesinde alkol kullanımı, kadın cinsiyet, patent foramen ovale, yorgunluk durumunda DH riski artabilir(6,7,8).

Dalış sporu sıklıkla yaz aylarında yapılmaktadır. Yaz aylarında vücuttan sıvı kaybı artmaktadır. Sıvı kaybı ile DH riski artabilir. Bu nedenle dalışlarda sıvı dengesinin sürdürülmesi çok önemlidir. Dalışa bağlı gelişen sıvı kaybı ile ilgili kısıtlı sayıda çalışma vardır ve bu sıvı kaybının vücudun hangi sıvı kompartmanından olduğu konusunda ise bir fikir birliğine varılamamıştır(9,10). Akut su kaybının olduğu durumlarda, vücut kompozisyonlarının ölçümünde biyoempedans analizinin kullanımı, etkinliği ve güvenilirliği ile ilgili pek çok klinik çalışma vardır(11,12,13).

Günümüzde pek çok klinikte vücut kompartmanlarının ölçümünde biyoelektriksel empedans yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır(14-19). Bizim çalışmamızda, dalış sırasında dehidratasyon gelişip gelişmediğini tespit etmek, ve eğer dehidratasyon gelişmişse bu dehidratasyonun intrasellüler ve/veya ekstrasellüler kaynaklı olduğunu biyoelektriksel empedans analizi yöntemi ile ortaya koymak amaçlanmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

Warwick, 1942 yılında 17 erkek ile gerçekleştirdiği çalışmasında yüksekliğe bağlı dekompresyonu incelemiş, dekompresyon öncesi yüksek idrar atımı olan deneklerde dekompresyona olan direncin düşük olduğunu belirlemiştir. Bu çalışma, sıvı kaybının DH'nin oluşmasında bir faktör olabileceğini ifade eden ilk çalışmadır. 1944 yılında Larkin ve Watts adlı araştırmacılar DH sırasında elektrolit ve sıvının yer değiştirmesine bağlı olarak kas ve eklem ağrılarının olabileceği görüşünü öne sürmüşlerdi. 1968 yılında Hills ise insanlarda DH'ye yatkınlığın kişisel, fizyolojik ve psikolojik birçok faktörün istatistiksel dağılımını izlediğini bildirmiştir. 1951 yılında Gray ve 1976 yılında Hills insanlarda DH'ye yol açan faktörlerin hayvan ve insanların fizyoloji ve psikolojilerindeki günlük değişiklikler ile ilgili olduğunu bildirmişlerdir.

Bu konuda hayvan çalışmaları sıklıkla fareler ve sıçanlar üzerinde gerçekleştirilmiş ve bu çalışmalarda dekompresyon öncesi uygulanacak hipotonik hidrasyonun faydalı olacağı, izotonik hidrasyonun ise bir etkisinin bulunmadığı gösterilmiştir(20).

Fahlman ve ark. hayvanlar ile yapılmış çalışmalarda ileri derecede dehidratasyon oluşturarak, dehidratasyonun DH'nin şiddeti ile ilişkisini gözlemlemiştir. Dehidratasyonun DH ile ilişkisini araştıran yazarlar, domuzlara IV Furosemid vererek dehidratasyon oluşturup dalış yaptırmış ve DH'nin gelişimine bakmıştır. Dehidratasyonun, DH insidansını ve mortaliteyi anlamlı olarak arttırdığını saptamışlardır(21). Dalışların dalgıçlarda sıvı kaybına neden olabileceği ve dalışlarda sıvı kaybından kaçınılması gerektiği günümüzde temel dalış eğitimlerinde anlatılmaktadır. Ancak dalışlarda sıvı kaybının miktarı, mekanizması ve etkileri hakkında farklı görüşler de bulunmaktadır(9,10).

2.1. SIVI KAYBININ MİKTARI VE MEKANİZMASI

Erişkin bir erkeğin ağırlığının %60'ı sudur. Bu su, hücre membranları tarafından oluşturulmuş iki büyük sıvı kompartmanına dağılmıştır: intrasellüler sıvı ve ekstrasellüler sıvı. İntrasellüler sıvı osmolaritesinin, hücresel denge ve enerji üretiminde önemli bir yeri vardır. Ekstrasellüler sıvı ise interstisyel ve intravasküler kompartmanlarda bulunabilir. Ekstrasellüler sıvının temel fonksiyonu hücreleri

beslemek ve hücrelerin atıklarını ortamdaki uzaklaştırmaktır. İnsan vücudunda sıvı kaybı; hipertermi, yanık, bulaşıcı hastalıklar, kötü beslenme, oruç ve diyabet gibi bir takım patolojik ve fizyolojik süreçlere bağlı olarak gelişebilir.

Dehidratasyon temel olarak vücuda sıvı ve elektrolit alımının, atılan miktardan az olduğu durumlarda gerçekleşir. Eğer elektrolit atımı sıvı atımından fazla ise, ekstrasellüler kompartmanlar daha fazla sıvı kaybederek osmotik dengeyi tekrar oluşturmaya çalışır. Sıvı atımının elektrolit atımından daha fazla olduğu durumlarda ise, ekstrasellüler kompartmanlarda elektrolit yoğunluğu artacağından, intrasellüler kompartmanlardan ekstrasellüler kompartmanlara doğru sıvı kaybedilir.

SCUBA (Self Contained Underwater Breathing Apparatus, Kendi Üzerinde Taşınabilen Sualtında Solunma Aygıtı) dalışlarından sonra dehidratasyon geliştiğini kanıtlayan çalışma sayısı çok sınırlıdır. Dehidratasyonu göstermeyi hedefleyen çalışmalarda, parametre olarak en sık hematokritteki değişimler kullanılmaktadır. Fakat hematokritteki değişiklikleri kullanan bu çalışmalarda elde edilen sonuçlar birbiriyle çok çelişkilidir(22,23).

Park ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada karışım gaz saturasyon dalışlarında dalgıçların sıvı alımı ve glomeruler filtrasyon oranında bir değişim olmadığı halde günlük idrar miktarının arttığını saptamışlardır. Diürezdeki bu artış, idrar osmolalitesinde düşüş ve üre, sodyum, potasyum, kalsiyum, inorganik fosfat gibi solütlerin ekskresyonundaki artışla birlikte dir. İdrar osmolalitesindeki bu düşüşün esas olarak antidiüretik hormon(ADH) inhibisyonu ile birlikte olan su reabsorpsiyonundaki azalmaya bağlı olarak geliştiği sonucuna varmışlardır(24).

Torii ve ark. 4 atmosfer ve daha yüksek basınçta uzamış saturasyon dalışlarında, plasma arginin-vasopressin(AVP) konsantrasyonunun azaldığını saptamışlar, AVP azalmasına rağmen santral venöz basınç ve kardiyak volümün değişmediğini, buna karşılık plasma osmolalitesinde belirgin düşüş olduğunu gözlemlemişlerdir(25).

Hong ve ark. saturasyon dalışları ile yaptıkları çalışmalarda günlük idrar miktarının arttığını, idrar osmolalitesinin azaldığını, osmolal klirenste hafif bir artışın olduğunu ifade etmişlerdir. Diürece rağmen total vücut sıvısında da anlamlı bir değişiklik olmadığını saptamışlardır. Günlük ADH salınımı anlamlı olarak düşerken insensibl sıvı kaybı da azalmıştır. Hiperbarik diürezin esas nedeninin, insensibl sıvı

kaybının supresyonuna bağlı olarak ADH salınımindaki supresyon olduğunu ifade etmişlerdir(26).

Başın suyun dışında tutulduğu immersiyonda diürez ve natriürezin arttığını gösteren çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda sodyum plasma konsantrasyonları, plasma osmolalitesi ve kreatinin renal klirensi değişmezken, serbest su klirensi negatiften pozitif değerlere değişmiştir(24).

Goldinger ve arkadaşları dalışlarda diürezin ve natriürezin arttığını bulmuşlar, bu çalışmalarında idrar ADH düzeyinin kompresyonun hemen başlangıcında azaldığını ve bu durumun da idrar osmolalitesinde bir düşüőe neden olduğunu gözlemlemişlerdir. Dalış sırasında sodyum ve potasyum ekskresyonunda artışa rağmen, üriner aldosteron ekskresyonunda ise bir değişiklik görülmemiştir(27). Park ve ark. hiperbarik ortamda bulunmanın vücutta pek çok metabolik değişime neden olabileceğini, bunlardan birisinin de hiperbarik ortamın yol açtığı diürez olabileceğini ifade etmişlerdir(24). Miyamoto ve ark. diürezin yol açtığını düşündükleri hemokonsantrasyonun, DH için de bir risk faktörü oluşturabileceğini ifade etmişlerdir(28). Park ve arkadaşları, hiperbarik diürez sonucunda da idrar osmolalitesinde düşüş görüldüğünü ve bu düşüşün olası nedeninin ise basınçla birlikte böbrekten serbest sıvı reabsorbsiyonunun azalması olduğunu bildirmişlerdir(24).

2.2. SIVI KAYBININ ETKİLERİ

DH riskini arttırabileceği düşünölen; total gövde yağı, daha önce geçirilmiş DH, yaş, cinsiyet, yüksek derinlik, soğuk hava, dalış öncesi ağır egzersiz yapma gibi pek çok risk faktörü vardır. Ancak bu risk faktörlerinden çok azı kontrollü çalışmalarla açıkça ortaya konabilmiştir. Plafki ve ark yaptıkları araştırmalarda yoğun egzersizin DH riskini arttırabileceğini ifade etmişlerdir(29,30). Fahlman ve ark. DH riskini arttırabileceğini düşündükleri potansiyel bir risk faktörü olarak dehidratasyonu öne sürmüşlerdir. Dehidratasyonun, yetersiz perfüze edilmiş dokulara kan akışını yavaşlatarak inert gaz serbestleşmesini etkilemesi ya da kanın yüzey gerilimini azaltarak kabarcık oluşumunu tetiklemesi fizyolojik olarak mümkündür. Fakat insanlarda hidratasyonun artmış inert gaz serbestleşmesini etkilemediği gösterilmiştir(21). Hayvan ve insan çalışmalarında gözlemlenen veriler, dehidratasyon derecesinin DH gelişimi için predisposan faktör olabileceğini düşündürmüştür. Dehidratasyon derecesi arttıkça, DH'ye bağlı mortalite

olasılığının da artabileceği düşünülmektedir. Günümüzde bu yönde çalışmalar sürdürülmektedir.

2.3. SIVI KAYBININ ÖLÇÜLMESİ İÇİN KULLANILAN YÖNTEMLER

Günümüzde vücut kompozisyonunu belirleme metodlarının çoğu vücudu kimyasal olarak yağlı ve yağsız kısım şeklinde iki ayrı bölümde değerlendiren metoda dayanmaktadır(31).

2.3.1. Antropo-Pilokometrik Yöntemler

Antropometri; vücudun boyutu, ağırlık, uzunluk, segment uzunlukları, vücut çevreleri ve oranlarının ölçümleri ile vücut bileşimlerini belirlemeye çalışır. Pilokometri ise deri kıvrım kalınlıklarının ölçümünü kullanarak vücut bileşiminin belirlenmesinde kullanılır. Vücudun değişik yerlerindeki deri kıvrımı kalınlığının saptanması, kol çevresinin ölçümü, kemik boyutlarının ölçülmesi vb. sonucunda vücut yağ kütlesi ve yağsız kütle hesaplanabilir (32).

2.3.2. Toplam Vücut Potasyumu

Gama ışını yayan Potasyum-40, vücutta doğal halde bol miktarda bulunmaktadır. Doğal bir izotop olan Potasyum-40 dışarıdan sayılarak vücuttaki yağsız kütle hesaplanabilir. Potasyumun özellikle intraselluler kaynaklı olması ve depo halindeki trigliseridlerde bulunmaması esasına dayalı bir yöntemdir. Oldukça pahalı bir yöntemdir. Ayrıca toplam vücut potasyumunun ölçümü 30 dakika gibi uzun bir zaman alır(33).

2.3.3. Toplam Vücut Suyu

Radyoaktif işaretli su içirilerek bu suyun vücut salgılarındaki yoğunlukları ölçülür ve total vücut suyu bulunabilir. İçirilen bu radyoaktif izotoplar vücutta aynen su gibi dağılır ve su gibi de atılır. Yağ dokusunun su içermemesine dayanan bir yöntemdir. Biyolojik sıvı örneği olarak plazma, tükürük veya serum kullanılabilir(34).

2.3.4. İdrar Kreatinin Ölçümü

Kreatin, vücutta en fazla kreatin fosfat şeklinde iskelet kaslarında bulunur. İdrarla kreatinin atılımı yağsız doku ve kas kütlesi ile ilişkilidir. Üriner kreatinin düzeyi ile vücut kas kütlesi ve yağsız kütle hesaplanabilir. Fakat kreatinin böbrekten hem filtre hem de hem de ekskrete edilen bir madde olduğu için günlük atımı çok değişkenlik

gösterebilir. Ayrıca diyet ve idrar toplama zamanı da idrar kreatinin düzeylerini önemli ölçüde etkileyebilir(35).

2.3.5.Dansitometre (Su altındaki ağırlık)

Vücut dansitesi ölçümleri 20. yüzyıl başlarında Spivak tarafından başlatılmıştır. Fakat sonuçlar hayal kırıklığı yaratmış ve yöntemle ilgili problemler 1940'lı yıllarda Behnke tarafından çözümlenerek uygulama alanı bulmuştur. Bu yöntemde vücudun yağ dokusu ve yağsız doku olmak üzere iki bileşenden oluştuğu kabul edilmektedir. Su altındaki ağırlık akciğer hacmine göre düzeltilerek havadaki ağırlıktan çıkarılıp, suyun dansitesine göre düzeltilir ve vücut hacmi hesaplanır. Sonra da vücut ağırlığı, vücut hacmine bölünerek vücut dansitesi hesaplanabilir. Geçerli bir ölçüm için kişinin maksimum solunum yaptıktan sonra soluğunu tutması ve tamamen suyun içine dalması gerekmektedir. Vücut hacmini etkileyebileceklerinden, akciğer ve gastrointestinal sistem gazları da hesaplanarak denkleme katılır(36).

2.3.6.Nötron Aktivasyon Analizi

Vücudun çok elemanlı kompozisyonu ölçümüne dayalı bir tekniktir. Bu teknikle vücuttaki kalsiyum, sodyum, klor, fosfor ve nitrojenin miktarı doğru bir şekilde belirlenebilir. Total vücut proteininin % 16'sı azot olduğundan total vücut azotu 6.25 ile çarpılarak total vücut proteini bulunur. Oldukça doğru sonuçlar verir ama pahalıdır, deneyimli bir ekip gerektirir. Ayrıca bu yöntemin radyasyon yaydığı da unutulmamalıdır(37).

2.3.7.İnfraruj İnteraktans Yöntemi

Kullanılan prob vücudun belli bir bölgesine elektromanyetik ışınlar gönderir, yansıyan ve dağılan enerjiden oluşan interaktif enerjiyi toplar ve dedektöre gönderir. Bu yöntemdeki temel sorun, total vücut yağının belirlenmesinde lokal yağ dağılımına dayanan bir yöntem oluşudur(34).

2.3.8.Çift Foton Absorbsiyometre ve Çift Enerji X Işınları Absorbsiyometresi

Aslında kemik mineral içeriğinin saptanması için geliştirilmiş yöntemlerdir. Kemik mineral içeriğinin, kemik tarafından absorbe edilen foton enerji miktarı ile orantılı olduğu kabul edilmektedir. Vücudun yağ dokusu, yağsız doku ve kemik mineralleri olmak üzere üç kompartmandan oluşmasına dayanmaktadır. Pahalı bir ekipman gerektirmektedir. Ayrıca ölçümler nispeten uzun sürebilir. Çift foton

absorbsiyometre yaklaşık 50-90 dakika, çift enerji X ışınları absorbsiyometre ise yaklaşık 10-20 dakika sürer(38).

2.3.9.Ultrasonografi (USG)

Bu tekniğin prensibi, bir prob içinde elektrik enerjisinin yüksek frekanslı ultrasonik enerjiye çevrilerek vücuda iletilmesidir. Bu ultrason enerjisinin bir kısmı proba geri döner ve elektrik enerjisine çevrilir. Bir osiloskop ekranında bu eko görüntülenebilir. Bu yöntemin de temel dezavantajı toplam vücut yağı hesaplayabilmek için bölgesel yağ dağılımına bağlı bir yöntem olmasıdır(39).

2.3.10.Bilgisayarlı Tomografi (BT)

BT incelemelerinde, yağ dokusu kaslardan ve organlardan daha farklı bir görüntü vermektedir. Yağsız doku, yağ dokusu ve kemik arasında kesin ayırım sağlayan bir yöntemdir. Bu yöntemin pratikte kullanımını kısıtlayan ise pahalı bir ekipman gerektirmesi ve ölçüm masraflarının da yüksek oluşu, ayrıca hastaların radyasyon almasıdır. Daha çok abdominal yağ miktarının saptanmasında kullanılmaktadır(40).

2.3.11.Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Vücut kompozisyonunun noninvasiv ve doğrudan değerlendirilmesini sağlayan bir yöntemdir. Bu yöntem, başlıca nötron ve protonlardan oluşan atom çekirdeğinin bir mıknatıs gibi davranmasına dayanmaktadır. BT'ye göre en önemli avantajı olarak radyasyon tehlikesi içermemesidir. Sonuçlarının da BT'den daha avantajlı olmadığı ileri sürülmektedir. MRG'nin vücut kompozisyonunu değerlendirilmesinde kullanımını kısıtlayan en önemli faktör ise, maliyetinin yüksek olması, çözünürlüğü ile ilgili bazı teknik problemler ve işlemin uzun sürmesidir. Total yağ miktarının belirlenmesinden çok abdominal yağ miktarının saptanmasında kullanılmaktadır(41).

2.3.12.Total Vücut Geçirgenliği

Total vücut yağının belirlenmesinde kullanılır. Elektromanyetik alanlarda yağ ve su komponentlerinin cevabı birbirinden farklılık gösterir. Yağsız dokunun, elektrik enerjisini yağ dokusundan daha iyi iletmesi esasına dayanır. Doğru ve hızlı sonuç veren, uygulaması kolay bir yöntemdir(42). Fakat aletin pahalı oluşu yaygınlaşmasını engellemektedir. Bütün bu sayılan tekniklerin maliyetlerinin yüksek olması ve aynı zamanda da saha araştırmaları için pratik olmamaları gibi dezavantajları vardır.

Dalgıçlarda vücut kompozisyonunu belirlemeyi amaçlayan saha çalışmalarında daha pratik ölçüm yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu doğrultuda kullanılacak yöntemlerden biri de Biyoempedans Analizi (BEA)'dır.

2.3.13. Biyoelektriksel Empedans Analizi(BEA)

Vücut empedansını ölçerek vücut kompozisyonlarını belirleme metoduna Biyoempedans Analizi(BEA) adı verilmektedir. Bu yöntemin temelini organizmaya elektrik akımının uygulanması oluşturur. Yağ dokusu ve yağ dışı dokunun elektriği farklı olarak geçirmelerine dayalı dolaylı bir yöntemdir.

Laboratuar çalışmalarında deney hayvanlarına sıvı vermeyerek, diüretik kullanılması gibi uygulamalarla vücutta sıvı kaybı oluşturmak mümkündür. Ancak bu şekildeki sıvı kayıplarının dalışlar sırasında olduğu düşünülen sıvı kaybındaki olası mekanizmayı yansıtip yansıtmayacağı tartışmalıdır.

Dalışlarda dalgıçların vücut sıvılarında değişiklik olup olmadığını ve bir değişiklik varsa hangi vücut kompartmanından olduğunu saptamayı hedeflediğimizde, bu ölçümü yapabilecek değişik ölçüm yöntemlerini tekneye taşıyabilmek pratikte oldukça zordur. Bu yüzden dalış sırasında oluşabileceği düşünülen sıvı kaybının ölçümü için en pratik yöntemlerden birisi de BEA yöntemidir.

Fakat bu yöntemin daha iyi anlaşılabilmesi için temel bazı elektrik bilgilerini gözden geçirmekte yarar vardır.

YÖNTEM	MALİYET	TEKNİK ZORLUK	DOĞRULUK
Dansitometri	++	+++	+++
Trityumla total vücut suyu	++	++	++
Potasyum 40	+++	+++	+++
Üriner kreatinin atılımı	+	++	+
Çift foton absorpsiyometri	+++	+++	+++
Nötron aktivasyon analizi	+++	+++	+++
USG	++	++	++
BT	+++	+++	+++
MRG	+++	+++	+++
Total vücut geçirgenliği	+++	+	+++
BEA	+	+	+++
Deri kıvrım kalınlığı	+	+	+

Tablo 1. Vücut bileşimini ölçen yöntemlerin karşılaştırılması(43)

2.4. TEMEL ELEKTRİK BİLGİLERİ

Bir maddenin içinden elektrik akımı geçirildiğinde bu madde elektrik akımının akışına karşı bir direnç gösterir. Buna elektriksel direnç denir.

$$R = \frac{V}{I}$$

R : Direnç
V : Potansiyel farkı
I : Akım

Direncin birimi ohm, potansiyel farkının birimi volt ve akımın birimi amper'dir.

Eğer bir madde üzerinden bir alternatif akım geçirilirse, bu madde bu akıma karşı, akımın frekansına bağlı olarak kompleks bir direnç gösterir. Bir madde içinden geçen alternatif akıma karşı frekansa bağımlı olan elektriksel geçirgenliğin karşılığı empedans olarak tanımlanır.

Biyolojik maddelerin alternatif akıma karşı oluşturdukları direnç de biyoempedans olarak tanımlanır. Biyolojik dokulara alternatif akım uygulandığında biyoempedans yerine empedans terimi kullanılabilir(44).

Verilen elektrik akımı doğru akımsa direnç R ile, verilen elektrik akımı alternatif akımsa direnç Z ile gösterilir.

Kapasitans ise elektriksel gerilimin içerdiği elektriksel yükü tanımlayan büyüklüktür. Toplam yükün gerilime bölünmesi ile elde edilir:

$$C = \frac{Q}{V}$$

C : Kapasitans
Q : Toplam yük
V : Gerilim

Biyolojik sistemler için verilebilecek en iyi kapasitör örneği, sinir ve kas hücrelerinin plazma membranlarıdır. Plazma membranı yalıtkandır ve başlıca bileşeni de lipidlerdir. Plazma membranının iki tarafında (hücre içi ve hücre dışı) negatif ve pozitif yükler birbirleri üzerine gösterdikleri elektrostatik çekim kuvveti sayesinde dizilmişlerdir. Bu şekilde bir yük paylaşımı, hücre içi ve dışı arasında dinlenme halinde ölçülen transmembran potansiyel farkını oluşturur.

2.4.1 V.ücutta Elektriksel Akımın İletkenliği

Alaşımli ve katıksız metallerdeki elektriksel yükler elektronlarla taşınır, yani doğada elektrik iletimi elektrondur. Oysa solüsyonlardaki elektriksel iletim iyoniktir, yani elektriksel yükler iyonlarla taşınır ve çözünen maddenin ayrıştırılmasına bağlıdır. Örneğin kan gibi biyolojik maddelerdeki elektrik iletimi iyoniktir. İnsan vücudu ve insan vücudundaki sıvılar birer iyonik iletken olarak düşünülebilir.

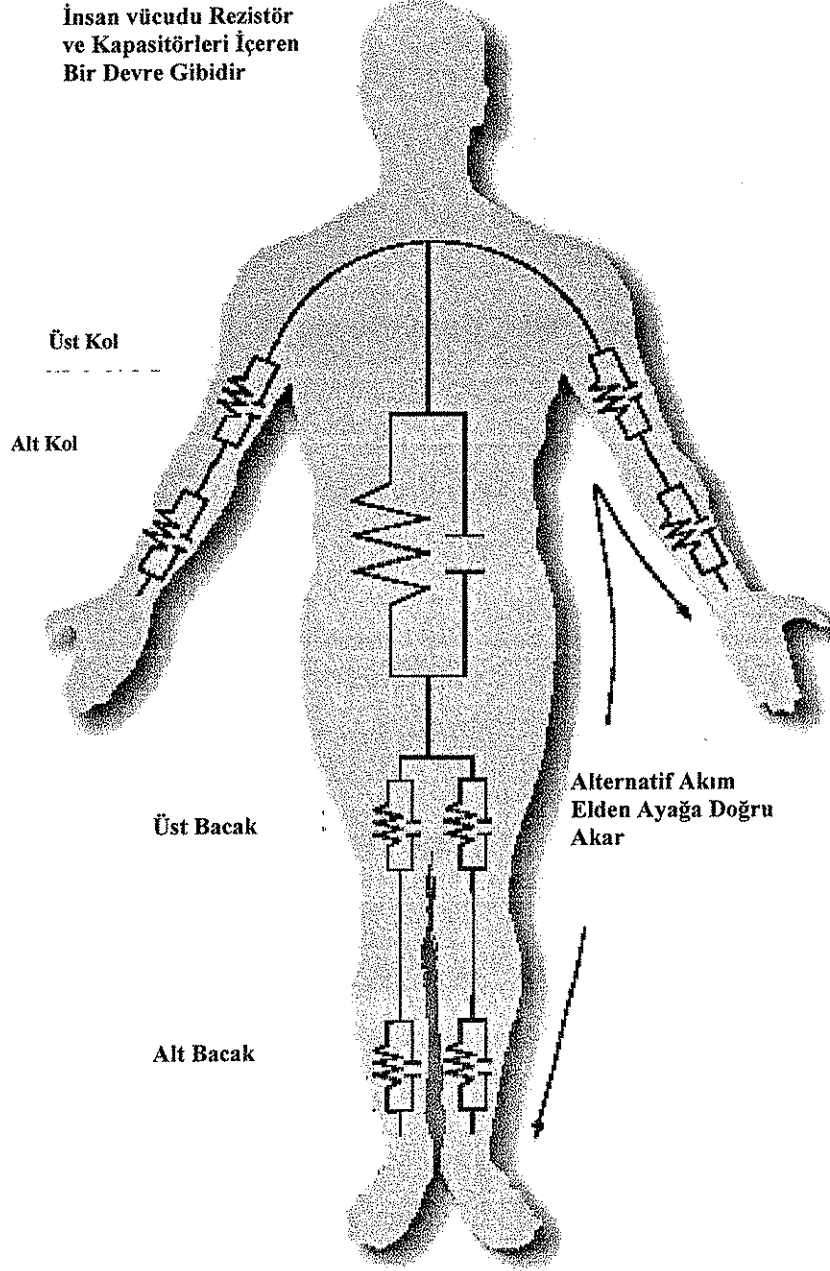
Elektrik akımını iletmeyen ya da çok az iletken cisimler yalıtkan olarak veya dielektrik olarak bilinir. Vücut derisi ve yağ dokusu, kas ve kanla karşılaştırıldığında zayıf elektriksel iletken gibi davranır. Yani yağ ve deri dokusu vücudumuzdaki elektriksel olarak yalıtkan dokuları temsil eder. Yağ dokusunun yalıtkanlığı sürekli, oysaki deri dokusunun iletkenliği değişken olabilir. Şöyle ki ter salgısı deri yalıtımını bozar ve elektriksel rezistansta değişime neden olur.

2.4.2. Biyolojik Sistemlerde Elektriksel Akım

Biyolojik dokular elektrik akımını iletme kapasitesine sahiptir. Geddes ve Baker yaptıkları araştırmalarda, benzer dokuların özdirençlerinin farklı olduğunu bulmuşlardır. Bu araştırmacıların yaptıkları yayınlara bakıldığında tek bir dokunun özdirençinin bile her zaman sabit bir değer olmadığı görülür. Önemli olan dokularda oluşan dirençteki farklılık ve değişkenliğin yarattığı sonuçların sistematik olarak incelenmesidir. Farklı dokuların özdirençlerinin de farklı olması biyoelektrik çalışmalarının temelini oluşturmaktadır(45). Örneğin dalak, kas, karaciğer gibi dokuların özdirenç; kanın özdirençinden daha büyüktür.

Dokuların elektrik iletkenliği içerdikleri su yüzdeleri ile ilgilidir ve bu ilgi lineerdir. Pething ve Kell, bu lineer ilişkiyi yaptıkları çalışmalarla belirlemişlerdir. Buna dayanarak, kemik, yağ dokusu ve deride su yüzdesinin düşük olması bu dokulardaki özdirençin yüksek olduğunu gösterir. Sonuç olarak dokuların özdirençlerinin, bu dokuların su yüzdesi ile lineer olarak değiştiği söylenebilir.

Vücut rezistör ve kapasitörlerden oluşan, birbirine benzemeyen kompleks bir elektrik devresi gibidir. Her bir devre hücrelerin bileşiminden ve bu hücrelerin çevresindeki dokulardan oluşur. İnsan vücudunun her bir bölümünün (kol, bacak, gövde gibi) geometrik çaplarına göre, kendilerine özgü elektriksel özellikleri vardır. Aynı maddeden yapılmış küçük çaplı silindir, büyük çaplı bir silindirden daha yüksek dirence sahiptir. Örneğin, ön kol, gövdeden daha büyük bir empedansa sahiptir.



Şekil 1. Biyoelektriksel empedans ölçümü sırasında verilen elektrik akımının yönü(46)

Biyoelektriksel empedans ölçümü için vücuda verilen alternatif akım elden ayağa doğru akar ve dolayısıyla elden ayağa kadar ölçüm yapılmış olur. Elektrodlar ayak parmakları ve el parmaklarına uygulanır. Elektrodlarla ayak bileği ve el bileklerinde bulunan anatomik çizgilerdeki voltaj düşüşünün kaydedilmesi mümkün olmaktadır.

dirençleri birbirine eklenmiş olur. Gövdenin empedansı el ve ayakların dirençleri ile kıyaslandığında çok düşüktür.

2.5.BİYOEMPEDANS

2.5.1.Biyoempedansın tarihçesi

Son yıllarda bilim dalları içerisindeki en hızlı gelişim elektrönikte yaşanmıştır. Elektroniğin gelişmesi, diğer bütün bilim dallarının gelişmesini de kolaylaştırmıştır. Tıp ve elektroniğin kesişmesi ile de bu konudaki çalışmalar hızlanmıştır. Canlının vücudu elektrik devresi gibi düşünülmüş ve dokular için elektriksel devre modelleri oluşturulmuştur. Böylece vücuttaki elektrik büyüklüklerine bağlı olarak biyomateryalin sağlıklı ya da hasta olduğu sonucu çıkarılmaya başlanmıştır(46). Çok düşük seviyeli uyarıcı bir elektrik akımının belirli frekanslarla vücuda verilip daha sonra bu elektrik akımına karşı gösterilen dirençin (biyoimpedans) ölçüldüğü BEA, vücut kompozisyonunu belirlemede noninvaziv, kolay, ucuz, portatif ve etkili bir methodur.

Günümüzdeki aşamaya gelinceye dek bu yöntem şu tarihsel süreçten geçmiştir:

Dokuların elektriksel özellikleri 1871 yılından beri araştırılmaktadır(47). 1940 yılında Dr. Jan Nyboer yaptığı çalışmalarda biyoempedans analizini kullanarak, organlara olan pulsatil kan akışı, arteryel nabız atış biçimi ve solunumdaki dinamik değişiklikler arasında bir bağlantı olduğunu bulmuştur. Böyle bir bağlantının olduğu, daha sonra yapılan araştırmalarda, pletismografik (dinamik kan değişikliklerini ortaya çıkarmak için ekstremitelere, organlara ve vücudun diğer bölümlerine karşı elektriksel empedans ölçümü yapılması) empedans uygulamaları ile de onaylanmıştır(48).

Total vücut suyu ve elektriksel empedans arasındaki ilişki ilk önce 1962 de Thomasett tarafından rapor edilmiştir. Thomasset deri altına sokulan iki iğneyi kullanarak total gövde suyunun göstergesi olarak elektriksel empedans ölçümlerini kullanıp orijinal çalışmalara rehberlik etmiştir. Hoffer de bu konuda daha ileri çalışmalar yapmıştır(49,50).

Hoffer ve Nyboer gövde hacmini doğru olarak belirleyebilmek ve deri empedansını bypass edebilmek amacıyla dört yüzeyli elektrot kullanarak BEA ölçümleri yapan ilk araştırmacılarıdır. Dr. Jan Nyboer'in bu konuda geliştirdiği daha ayrıntılı çalışmalar sayesinde BEA ile empedans ölçümlerinin kullanılabilirliği ve güvenilirliği üzerine yüzlerce araştırma ile denenmiş ve rapor edilmiştir(51-56).

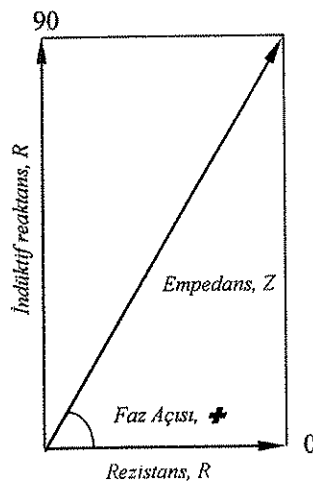
2.5.2.BİYOELEKTRİKSEL EMPEDANSIN PRENSİPLERİ

Elektriksel iletkenlik, vücut bileşenlerinin saptanmasında uzun yıllardır kullanılmaktadır. Elektrik akımına karşı direnç iletkenin(insan vücudu) hacmi ve iletken uzunluğunun(insanın boyu) karesi ile ilişkilidir. Kas dokusu gibi yağ içermeyen yağsız vücut dokuları fazla miktarda su ve elektrolit içerirler ve bu nedenle elektrik akımı için iyi bir iletkenlik sağlarlar. Yağ dokusu ise daha az su ve elektrolit içerir ve elektrik akımını iletmede zayıf bir iletkenlik gösterir(57). BEA ölçümleri sırasında vücutta direncin yüksek olarak saptanması yağsız vücut kitlesinin az olduğu anlamına gelir. BEA ölçümleri sırasında elektrik akımının kolaylıkla geçtiği dokular su açısından zengin olan kan, ekstrasellüler sıvı, kas vb gibi dokulardır(47).

BEA aleti ile ölçüm sırasında dokuya elektrodlar aracılığıyla değişik frekanslarda alternatif akım verilir. Akımın voltajındaki düşme empedans olarak belirlenir. Empedans dokunun elektrik akımına gösterdiği dirençtir, iletkenlikle ters orantılıdır(58).

Ölçülen empedans (Z), iki vektörden oluşur, Bunlar Şekil2'de görüldüğü gibi rezistans (R) ve reaktans (Xc)'tir.

Empedans matematiksel olarak $Z^2 = R^2 + X^2c$ denklemi ile tanımlanır. Vücudun elektrik akımına gösterdiği iletkenlik akımlarına karşı dirençlilik temel olarak biyolojik olmayan iletkenlerle benzerdir. BEA aletiyle vücutta ölçülen rezistans aşağıdaki formüle göre kas dokusunun direncine yaklaşık olarak eşittir:



Şekil2. Empedans vektörleri

$$\text{Rezistans} = \frac{1}{1/R_m + 1/R_a + 1/R_b}$$

Formülde görülen 'R_m' kas dokusunun rezistansıdır. 'R_a' adipoz dokunun ve 'R_b' ise kemiğin rezistansıdır. Adipoz dokunun ve kemiğin yüksek rezistansından dolayı 'R_a' ve 'R_b' değerleri büyüktür. Bu yüzden '1/R_a' ve '1/R_b', diğer değişken olan 'R_m' yanında yaklaşık sıfıra doğru gidecektir(59,60).

Dokuların empedanslarının frekansa bağlı değişimini gösteren en kullanışlı metod Cole-Cole eğrisidir(61). Cole-Cole eğrisi aşağıdaki formüle göre çizilmektedir:

$$Z_f = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + j\omega\tau} = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + \omega^2\tau^2} - j\omega\tau \frac{R_0 - R_\infty}{1 + \omega^2\tau^2}$$

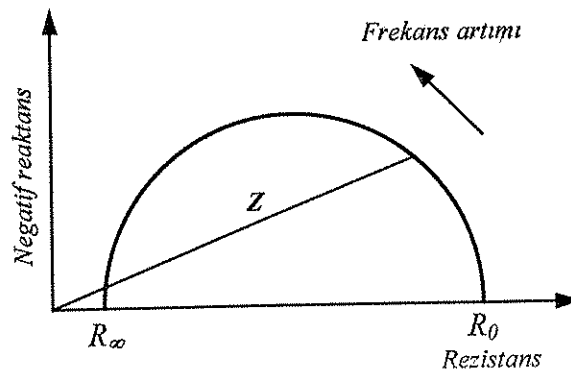
Z_f = empedans (frekansa bağlı fonksiyon, f)

R_0 = 0 frekanstaki rezistans

R_∞ = sonsuz frekanstaki rezistans

τ = zaman sabiti (R_2C)

Cole-cole eğrisi, yarı çapı $(R_0 - R_\infty)/2$ olan ve gerçek eksenini R_0 and R_∞ 'da kesen bir eğridir.

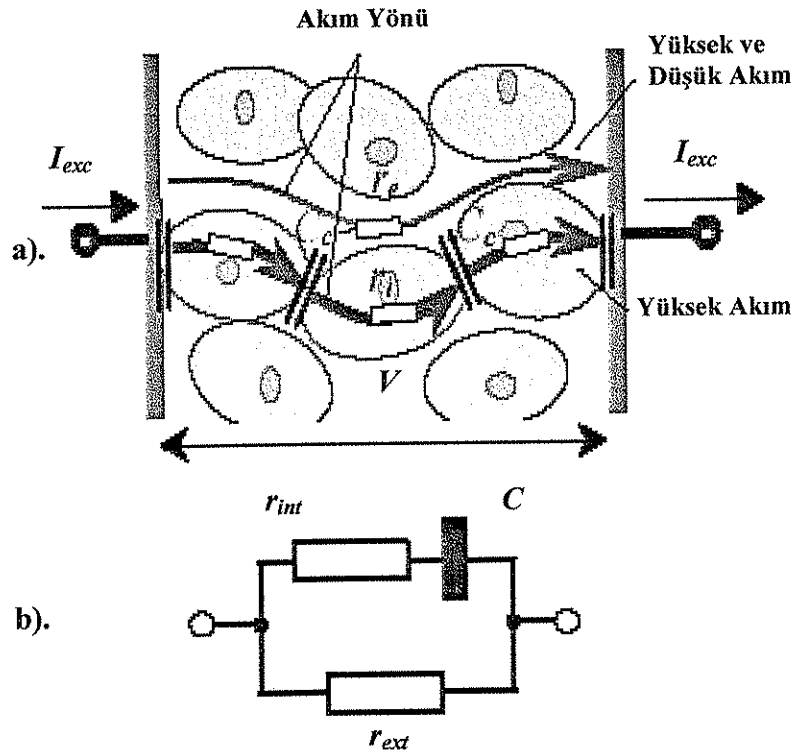


Şekil 3. Tek zaman sabitli empedans için örnek Cole-Cole eğrisi.

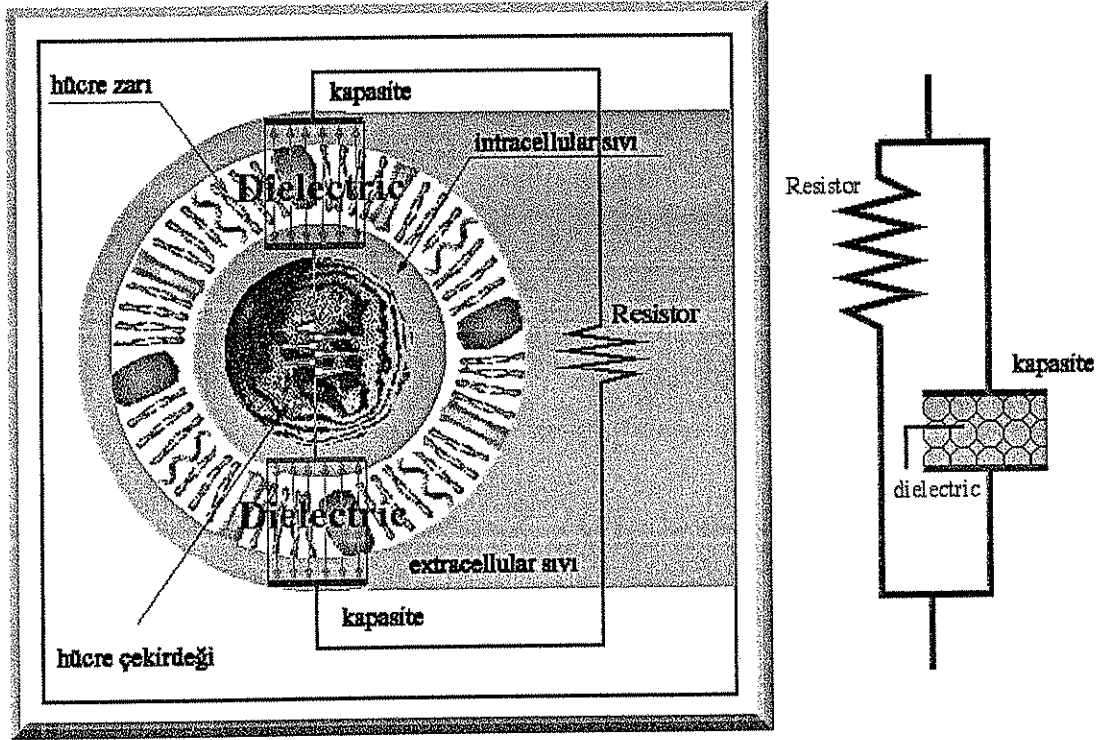
2.5.3. BİYOELEKTRİKSEL EMPEDANS VE FREKANS

Bugüne kadar yapılan çeşitli bilimsel çalışmalarda biyolojik dokuların elektriksel özelliklerinin, 1KHz-100 MHz aralığındaki frekansa bağımlı değişimleri incelenmiştir(46).

BEA aletinin kullanımı sırasında vücuda verilen düşük alternatif akımın sonucunda frekansa bağlı bir empedans değeri elde edilir. Uygulanan akımın frekansına bağlı olarak, hücre zarları iletken ya da kapasitif etki gösterir. Çünkü düşük frekanslarda biyoelektriksel akım esas olarak ekstrasellüler sıvılar boyunca akar. Düşük frekanslarda hücre zarları kapasitif etki gösterip elektrik akımının geçişine engel oluştururlar. Bu nedenle düşük frekanslı akımlarda sadece ekstrasellüler sıvı hakkında bilgi sahibi olunabilir.



Şekil 4. Elektrik akımının frekansa bağlı olarak vücut dokularından geçmesi



Şekil 5. Hücrenin dielektrik özelliği

Frekans arttıkça vücudun kapasitif kısımları (hücre membranları, doku ara maddesi vb.) reaktansı artırarak akan akımını geriletmeye başlarlar. Kapasitif etkiler, maksimum reaktans değerine ulaştığında uygulanan işarette bir tepe noktasına neden olur. Fakat frekans artmaya devam ederse kapasitif etkiler azalır ve reaktans değeri düşer.

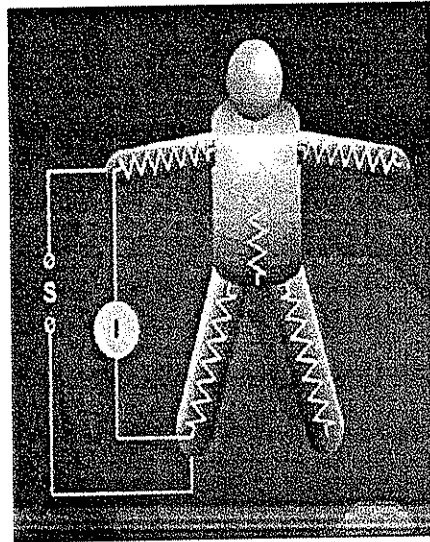
Yüksek frekanslarda ise hücre zarının kapasitif özelliği kaybolur ve elektrik akımı hem hücre içi hem de hücre dışı sıvıdan geçer. Bu nedenle teorik olarak, yüksek frekanslı akım uygulandığındaki empedans, toplam sıvı miktarına bağlıdır. Yüksek frekans, vücut dokularında oluşan kapasitif etkileri önlediği için reaktansın tekrar minimize olmasına neden olur. Yüksek frekanslarda ise hücre zarının kapasitif etkisi kaybolur ve elektrik akımı hem hücre içi hem de hücre dışı sıvıdan geçer. Böylece verilen akım tüm vücut dokularından tümüyle geçmiş olur. Bu nedenle teorik olarak, yüksek frekanslı akım uygulandığındaki empedans toplam sıvı miktarını yansıtır(44,49,62).

2.5.4. BİYOELEKTRİKSEL EMPEDANS ANALİZİ YÖNTEMLERİ

2.5.4.1. Tek Frekanslı BEA

Tek frekanslı BEA, genellikle 50 kHz'de çalışır. Akım el ve ayak üzerine yerleştirilen yüzey elektrodlarından geçirilmektedir. Bazı BEA araçları ise ayaktan ayağa veya elden ele elektrodlar gibi başka lokasyonları kullanmaktadır. Tek frekanslı BEA ile yağsız kütle ve total vücut sıvısı hesaplanabilir ama intraselluler sıvıdaki farklılıklar belirlenemez. 50 kHz'de BEA, total vücut sıvısı, ekstraselluler sıvı ve intraselluler sıvı dirençlerinin toplamını yansıtmaktadır. Tek frekanslı BEA yağsız kütle ve total vücut sıvısı hakkında tahmini bir değer verir ama intrasellüler sıvıdaki değişiklikleri belirleyemez. Tek frekanslı BEA ölçümleri hidrasyon durumu belirgin bir şekilde değişmiş kişilerde anlamlı değildir, ama normal hidrate kişilerde, yağsız kütle veya total vücut suyunu kolaylıkla hesaplayabilir.

Vücut kompozisyonunu tahmin etmek için tek frekanslı BEA ölçümlerinde kullanılan 50 kHz frekanslı akımın kullanımı, kas dokusunun kritik frekansını tanımlayan Nyboer'in çalışması göz önüne alınarak kullanılmaya başlanmıştır. 50 kHz'den daha büyük frekanslarla vücudun empedans ölçümleri Thomasett ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir. Thomasett ve arkadaşları BEA ölçümlerinde düşük ve yüksek frekansları kullanarak yaptıkları çalışmalarda vücuttaki ekstraselluler sıvı hacminin değişiminde yüksek ve düşük frekansların orantılı bir fark oluşturduğunu belirlemişlerdir(49,59).



Şekil 6. Tek frekans BEA ölçümü.

2.5.4.2. Çoklu Frekanslı BEA

Son yıllarda çoklu frekans BEA yöntemleri de geliştirilmiştir. Bu çoklu frekans BEA ölçümlerinde değişik frekanslardaki elektrik akımına karşı vücudun direnci ölçülür ve çeşitli formüllerle hem ekstraselluler sıvı ve hem de total vücut suyu hacmi hesaplanabilir(33,63,64,65,66,67).

Dokuların iletkenlik ve rölatif geçirgenlik değerleri birbirlerinden farklıdır ve bu değerler frekansa bağımlıdır. Farklı dokular için frekansa bağılı olarak empedans değişiminin farklılıklar göstermesi, elde edilen görüntülerdeki dokuları ayırt edebilmek için araştırmacıları birden çok frekansta ölçüm almaya yönlendirmiştir(68).

Herhangi bir homojen olmayan nesnenin çoklu frekansta empedans görüntüsünün elde edilebilmesi için nesnenin elektriksel özelliklerinden en az birinin frekansa bağımlı olması gerekir. Biyolojik dokular için gerek iletkenlik gerekse geçirgenlik frekansa bağımlı değerlerdir. Çoklu frekanslı görüntüleme, bir frekansta alınan bilgiler başka bir frekansta alınan bilgilere taban oluşturmak üzere kullanılır(46,69).

10 Khz frekansının altında verilen bir akım esas olarak ekstraselluler sıvıdan geçer. 100 kHz civarındaki daha yüksek frekanslarda verilen akım ise hem ekstraselluler hem intraselluler sıvılardan geçer. Verdiğimiz elektrik akımının geçtiği yollardaki voltaj ölçülerek vücut empedansı hesaplanabilir.

Vücut kompozisyonunu değerlendirmek için yapılan bilimsel araştırmalarda yıllarca sadece 50 kHz frekansı kullanıldı. Cornicsh, Thomas ve Ward empedans ölçümleriyle toplam vücut sıvısını saptamak için 50 Khz frekansının optimum frekans olup olmadığı üzerine pek çok çalışma yapmışlardır. Sonraki yıllarda ekstraselluler sıvı ve toplam vücut suyunu saptamada çoklu frekans biyoempedans ölçümlerinin uygunluğu önerilmeye başlandı.

Sağlıklı bireylerde intraselluler ve ekstraselluler sıvı kompartmanları sıkı bir şekilde regüle edilir. Hastalık durumlarında ise ekstraselluler boşluklarda aşırı sıvı birikimi oluşur ve bu da ödeme sonuçlanır.

Vücuda bir elektrik akımı verildiğinde bu akım ekstraselluler sıvılardan veya hem ekstraselluler hem de intraselluler sıvı kompartmanlarından geçer. Bu kompleks durumu en basit olarak açıklayabilmek için akım yollarını iki paralel dal olarak temsil edebiliriz. Bu dallardan biri ekstraselluler diğeri de intraselluler sıvıyı gösterir. Ekstraselluler yol tamamen dirençli olarak düşünülürken intraselluler yol frekansa bağımlı olan kapasitans

varlığını gösterir. R_e ekstrasellüler sıvının ve R_i de intrasellüler sıvının dirençlerini gösterir, X_C ise hücre membranının kapasitif etkisini gösterir. Hücre membranından olan iyonik hareket nedeniyle hücre membranı gerçekte eksikleri olan bir kapasitör gibidir. Sıfır frekansta kapasitör elektrik yalıtkanı gibi davranır ve tüm akım ekstrasellüler sıvıdan geçer, böylece sıfır frekanstaki direnç ekstrasellüler sıvının direncine eşit olur. Sonsuz frekanslarda ise kapasitör mükemmel bir iletken gibi davranır ve elektrik akımı hem ekstrasellüler hem de intrasellüler sıvıdan geçer. Hesaplanan sıfır direnç ve sonsuz direnç değerleri, ekstrasellüler sıvı ve total vücut sıvısının değerlendirilmesi için gerekli olan ekstrasellüler ve intrasellüler direnç değerlerini bize direkt olarak verir.

Çoklu frekanslı BEA'da yağsız kütleyi, total vücut suyunu, intrasellüler suyu, ekstrasellüler suyu değerlendirmek için değişik frekanslar kullanılmaktadır (0,1,5,50,100,200,500 KHz). 5 kHz altındaki frekanslarda ve 200 kHz üzerindeki frekanslarda yetersiz olabileceği bildirilmiştir. Patel ve arkadaşlarına göre çoklu frekanslı BEA tek frekanslı BEA'ya göre ekstrasellüler suyu saptamada daha doğru ve güvenilir olduğunu ama klinik olarak hasta kişilerde total vücut suyunu saptamak için tek frekanslı BEA çok frekanslı BEA'ya göre daha doğru ve güvenilir olduğunu ifade etmişlerdir. Hannan ve arkadaşları biyoelektriksel spektroskopi ile karşılaştırıldığında çoklu frekanslı BEA'nın cerrahi hastalarda total vücut suyunu saptamada daha iyi sonuçlar verdiğini, ekstrasellüler suyun saptanmasında ise her iki yöntemin de eşit derecede doğruluk derecesine sahip olduğunu göstermişlerdir. Olde Rikkert ve arkadaşları çoklu frekanslı BEA'nın yaşlı hastalarda ekstrasellüler ve intrasellüler sıvı dağılımındaki değişiklikleri saptayamadığını bulmuşlardır.

Kompleks iletkenlik ve permitivitenin frekansa bağlı genel matematiksel ifadelerinin bulunması elektrik akımının biyolojik ortamlardaki davranışını, biyolojik dokuların elektriksel özellikleri belirler. Dokuların iki önemli elektriksel özelliği olan iletkenlik ve rölatif permitivite, frekansa bağlı olarak gelişen parametrelerdir. Artan frekansla biyolojik dokuların iletkenlikleri düzenli bir artış gösterirken permitivite değerleri azalmaktadır(46,70,71).

2.5.5. BEA YÖNTEMİNİN AVANTAJLARI

BEA, vücut yağı ölçümünü laboratuvar sınırları dışına taşıyan bir yöntem olarak adlandırılabilir. Hızlı sonuç vermesi, uygulayan için fazla bir tecrübe gerektirmemesi, hastanın soyunmasına gerek olmaması nedeni ile son yıllarda en gözde vücut yağı belirleme yöntemi haline gelmiştir. BEA yöntemi, gerek vücut yağının gerek vücut suyunun hesaplanmasında başarılı sonuçlar vermektedir. Yeni modellerin hesaplamaları kendiliğinden yapması, gittikçe daha ucuz ve daha küçük taşınabilir aletler halinde pazarlanması ve çabuk sonuç vermesi(birkaç dakika içinde) kullanılmasını oldukça yaygınlaştırmaktadır.

2.5.6. BİYOEMPEDANS ANALİZİNİN KULLANILDIĞI YERLER

- Deri hidrasyonunun belirlenmesinde
- Diş çürüklerinin ve diş minesini çatlaklarının belirlenmesinde
- Dermatolojik uygulamalarda(medikal kremler/ losyonlar)
- Canlı kas ve doku tetkiklerinde
- Organ naklinde iskemi miktarını belirlemede. Organ naklinde dokuda iskemi gelişirse irreversibl bir noktaya ulaşılabilir. Empedans teknikleri doku zedelenmesinin, organ bütünlüğünün ve organı başarıyla canlandırmanın olasılığını takip etmek için kullanılır.

- Tümörün saptanmasında
- İn vivo doku ve kas çalışmalarında
- Pace-maker geliştirilmesinde
- Hücreler üzerinde virüslerin etkilerini görmede
- Biyoteknoloji araştırmalarında
- Yiyecek araştırmalarında
- İlaç dağılım oranlarının saptanmasında

Biyopedans uygulamaları sadece insanlar üzerinde yapılmamaktadır. Sebze ve meyvelerin taze olup olmadıkları, balığın bayat ya da taze olduğu da empedans araştırmaları ile saptanabilmektedir. Kaliteli meyvelerin saptanması, ağaçların soğuğa karşı dayanıklılığının belirlenmesinde de kullanılmaktadır.

Biyoempedans uygulamaları gün geçtikçe yaygınlaşmaktadır. Gelecekte, eve alınan sebze, meyve ve deniz ürünlerinin taze veya bayatlamış olup olmadıkları evdeki basit biyoempedans aletleri ile anlaşılabilir.

Vücut kompozisyonu pek çok teknikle değerlendirilebilir. Bu tekniklere, izotop dilüsyon, nötron aktivasyon analiziyle tüm vücut kalsiyum ve nitrojenin tespiti, elektriksel iletkenlik, bilgisayarlı tomografi, örnek olarak verilebilir. Vücut kompozisyonunu değerlendirmek malnutrisyon derecesini veya fark edilmemiş nütrisyonel eksiklikleri saptamada da önemli bir yöntemdir. Fakat bütün bu tekniklerin maliyetlerinin yüksek olması ve aynı zamanda da saha araştırmaları için uygun olmamaları gibi dezavantajları da vardır. Yaygın olarak kullanılan deri kalınlığı, ultrason antropometri, infrared interaktans gibi teknikler ise diğer tekniklere göre vücut kompozisyonunu belirlemede daha az güvenilirdir. Vücut sıvı kompartmanları, total vücut yağı, yağsız vücut kütlesi gibi vücut kompozisyonlarını değerlendirmede laboratuvar dışında kullanılacak daha güvenli, noninvaziv, ucuz ve aynı zamanda da hızlı ve güvenilir bir tekniğe olan gereksinim biyoelektrik empedans tekniğine yönlendirmiştir.

Vücut dokularının yapısına bağlı olarak elektrik iletimindeki farklılıkların saptanmasına bağlı bir yöntem olan BEA kardiyoloji, nefroloji, endokrinoloji gibi pek çok klinikte vücut sıvısını saptamada sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. BEA, invaziv olmaması, kolay uygulanabilir olması, zaman almaması ve güvenilir olması sayesinde günümüzde vücut kompozisyonunu belirlemede sıkça kullanılan bir yöntem olmuştur.

Bu yöntem vücut kompozisyonları sürekli kontrol altında tutulması gereken diyaliz hastalarında da uygulanabilir. Diyaliz öncesi ve diyaliz sonrası dönemlerdeki zaman dilimlerinde vücutlarında oluşan sıvı kaybının tespiti gereklidir. Bunun için BEA aleti ile hastaların diyaliz sırasındaki empedans değişimleri saptanmış, verilerden sıvı kaybını belirleyen denklemlere ulaşılmış ve bu kayıplar hesaplanabilmiştir. Stall ve arkadaşları stabil diyaliz hastalarında BEA ile yağ dokusunun hasta başında, kolayca ve yüksek doğrulukla hesaplanabileceğini bildirmişlerdir(72-79).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, ‘Akçakoca Doğalgaz Borusu Döşeme Hattı’ çalışmasına katılan gönüllü erkek dalgıçlar üzerinde İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Etik Kurulu’nun 20.06.2007 tarihindeki 6. toplantısında 2007/1301 dosya numarası ile onay alınarak ve Helsinki Deklarasyonu’na uygun şekilde gerçekleştirildi. Çalışmamıza yaşları 27-34 arasında değişen toplam 11 gönüllü erkek profesyonel dalgıç katılmıştır. Bu dalgıçların dalış deneyimleri 7-10 yıl arasında değişmekteydi.

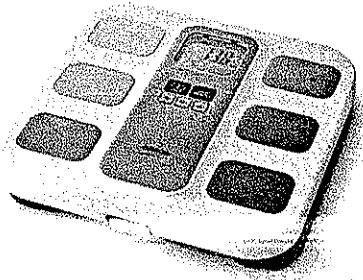
Çalışmaya alınma kriterleri 17-45 yaş aralığında olmak, erkek olmak, tarafımızdan yapılan muayeneleri sonunda sistemik rahatsızlığı bulunmamak, daha önce DH ve/ veya arteriyel gaz embolisi (AGE) geçirmemiş olmak olarak belirlendi. Tüm dalgıçların çalışmaya başlamadan önce fizik muayeneleri yapıldı, boyları çelik metreyle, ağırlıkları Omron BF400 cihazı ile ölçülerek kaydedildi. Dalgıçlara çalışma hakkında bilgi verildi ve yazılı izinleri alındı.

Toplam 11 dalgıca ilişkin 26 dalış gerçekleştirildi. Bu dalışlarda çeşitli nedenlerle (teknik problemler, dalış süresinin yetersiz olması, dalış sırasında sağlık problemi yaşanması vs.) dışlanan ölçümler oldu. Çalışma verilerimizi toplam 9 dalgıçtan alınan 19 ölçüm oluşturdu.

Biyoempedans ölçümleri için BEA-Analizör Nutriguard M Faz Sensitif Multifrekans Analizörü Cihazı (Data Input, Darmstadt, Germany) kullanıldı. Her biyoempedans ölçümünden önce dalgıçlardan idrarlarını yapmaları istendi.

3.1.ÖLÇÜMLER

Dalgıçların ağırlıkları Omron BF 400 aleti ile ölçülerek kaydedildi.



Şekil 7. Ağırlık ölçümlerinin yapıldığı Omron BF 400 aleti

Bu çalışmada biyoempedans analizi, 5-50-100 kHz frekanslarda ölçüm yapan BEA-Analizör Nutriguard M Faz Sensitif Multifrekans Analizörü Cihazı (Data Input, Darmstadt, Germany) ile yapılmıştır (Şekil 8). Biyoempedans aleti her akşam şarj edildi ve her sabah ölçümlerden önce kalibre edildi.



Şekil 8. Biyoempedans analizlerinin yapıldığı BEA-Analizör Nutriguard M Faz Sensitif Multifrekans Analizörü Cihazı (Data Input, Darmstadt, Germany)

Ölçüm yapmadan önce üretici tarafından tavsiye edilen noktalar:

1. Ölçümden önceki 12 saat içinde spor yapmamış olmalı
2. Ölçümden önceki 24 saat içinde alkol almamış olmalı
3. Ekstremitelerin sıcaklığı normal olmalı

Ölçüme hazırlık:

1. Ölçüm yapılacak kişi ölçüm için horizontal pozisyonda sırtüstü yatmalı(Fakat yüzükoyun yatarken de ölçüm almak mümkündür).

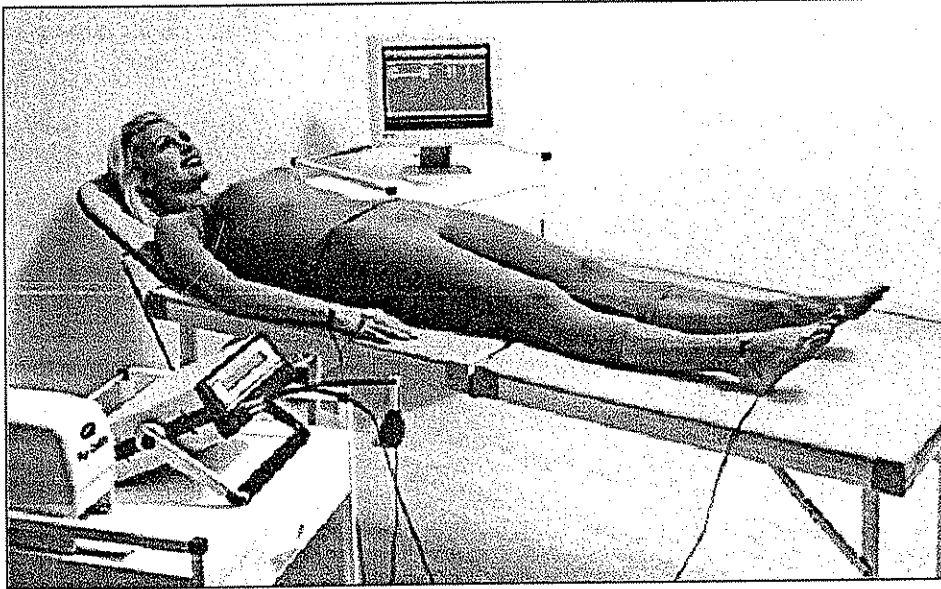
2. Ölçüm yapılacak kişinin ayakları arasındaki açı yaklaşık olarak 45 derece olmalıdır. Dizler birbirine değmemelidir. Kollarla gövde arasında da yaklaşık 30 derecelik açı olmalıdır, kollar vücuda değmemelidir. Ellerin ve ayakların arasında temas olması sonuçları etkileyebilir.

3. Ölçüm yapılırken ekstremite ler vücutla aynı düzeyde kalmalıdır. El veya ayakların vücuttan yüksekte veya alçakta olması sonuçları etkileyebilir.

4. Ölçüm yapılacak kişinin vücudu metal objelerle temas etmemelidir. Vücutta küpe, saat, mücevher veya osteosentetik materyallerin ya da kalp pilinin olması ise sonuçları etkilemez.

5. Ölçümleri standardize etmek için vücudun dominant kısmından ölçüm alınmalıdır. Bu da pek çok kişide vücudun sağ tarafıdır(sağ el ve sağ ayak). Birbirini takip eden ölçümlerde ise hep aynı taraf kullanılmalıdır.

6. Ölçüm sırasında sağ el ve sağ ayak çıplak olmalıdır. Ekstremitelerde bandaj olması sıvı dağılımını değiştirerek sonuçları etkileyebilir.



Şekil 9. BEA-Analizör Nutriguard M Faz Sensitif Multifrekans Analizörü Cihazı (Data Input, Darmstadt, Germany) ile biyoempedans ölçümü

3.2.ELEKTRODLAR

Tıbbi biyoempedans ölçümlerinde, adhesiv elektrod lar ile yapılan tetrapolar ve ipsilateral ölçümler kullanılmaktadır. El ve ayaklarda aynı tarafa olmak üzere ikişer tane jelli elektrod kullanılır. Elektrod ların yerleştirilmesi özellikle önemlidir.

El elektrodları:

El bileği elektrodları: Ulna başından (processus styloideus) horizontal bir çizgi çekilir. Elektrodun proksimal kısmı bu çizgiye yapıştırılır.

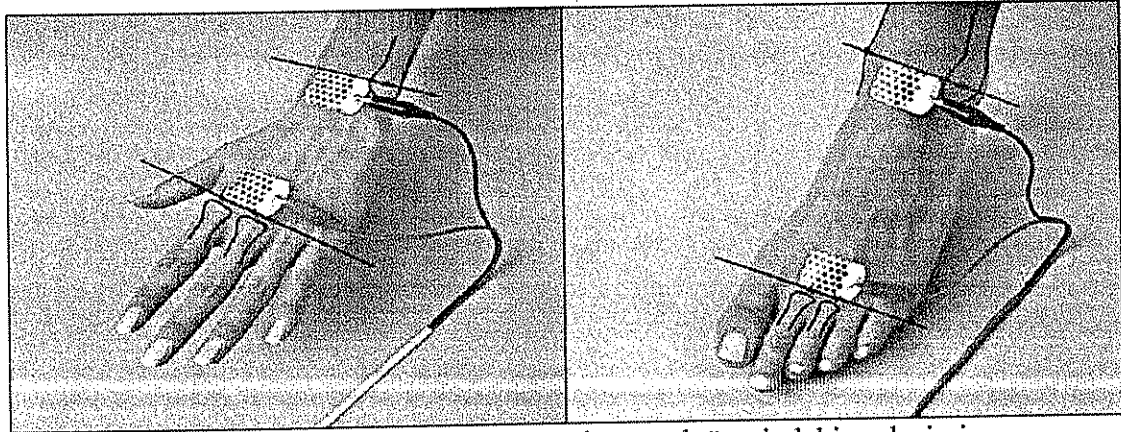
Parmak elektrodları: İşaret parmağı ve orta parmağın metakarpofalangeal eklemlerinin merkezinden bir çizgi çekilir. Elektrodun distal ucu bu çizgiye yapıştırılır.

Ayak elektrodları:

Ayak bileği elektrodları: İ ve dış malleolun en çıkıntılı noktalarından bir çizgi çekilir. Elektrodun proksimal ucu bu çizgiye yapıştırılır.

Parmak elektrodları: 2. ve 3. parmakların eklemlerinin tabanının merkezinden bir çizgi çekilir. Elektrodun distal ucu bu çizgiye yapıştırılır.

Ölçüm yapılacak kişinin cildi temiz ve kuru olmalıdır. Yağlı veya nemli deri elektrodların yapışmasında güçlük yaratabilir. Bu nedenle elektrodların yapıştırılacağı yerler ölçümden önce alkolle temizlenmelidir. Ölçüm yapılacak kişinin derisinde aşrı kuruluk varsa elektrodların altına biraz EKG jeli sürülebilir.



Şekil 10. Elektrodların el ve ayak üzerindeki yerleşimi

Kullanılan elektrodlar:

Bizim alışmamızda elektrod olarak BİANOSTIC Classic Elektrodlar (NutriGuard-M, Data Input, Darmstadt, Germany) kullanıldı. Kullanılacak elektrodların yüzey kullanım alanınının 4 cm² üzerinde olması gerekmektedir. Erişkinler için elektrodlar arasındaki mesafe de 5 cm'den fazla olmalıdır.



Şekil 11. Çalışmada kullanılan elektrodlar

3.3. VERİLERİN ANALİZİ

Bulguların istatistiksel analizi İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Biyoistatistik Bilim Dalı tarafından yapıldı. Verilerin ortalamaları ve standart sapmaları alındıktan sonra Kolmogorov-Smirnov ile tüm değişkenlerin normal dağılıma uygunluk testleri yapıldı. Bütün serilerin dağılımı normal dağılıma uygunluk göstermiyordu. Bu nedenle gruplar birbirleriyle Wilcoxon test. kullanılarak karşılaştırıldı. İstatistiksel anlamlılık sınır değeri olarak analizlerde $p < 0,05$ değerleri anlamlı kabul edildi.

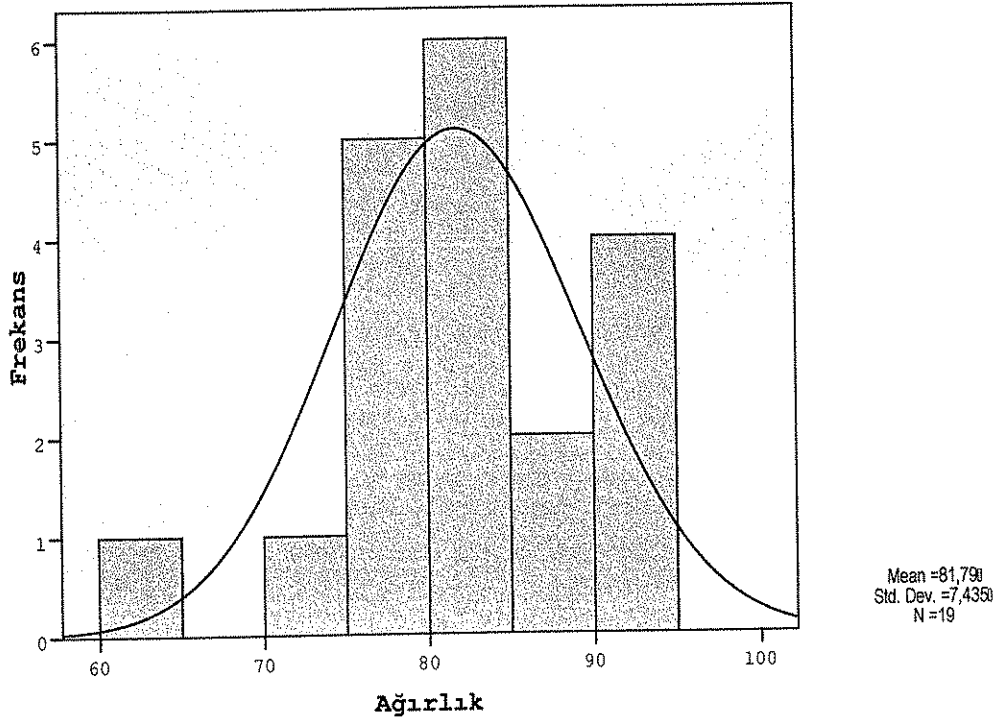
4. BULGULAR

4.1.DEMOGRAFİK BİLGİLER

ÖZELLİKLER	Ortalama±SD
Yaş (yıl)	30,1±3,4
Boy (cm)	175,4±5,6
Ağırlık (kg)	81,8±7,2

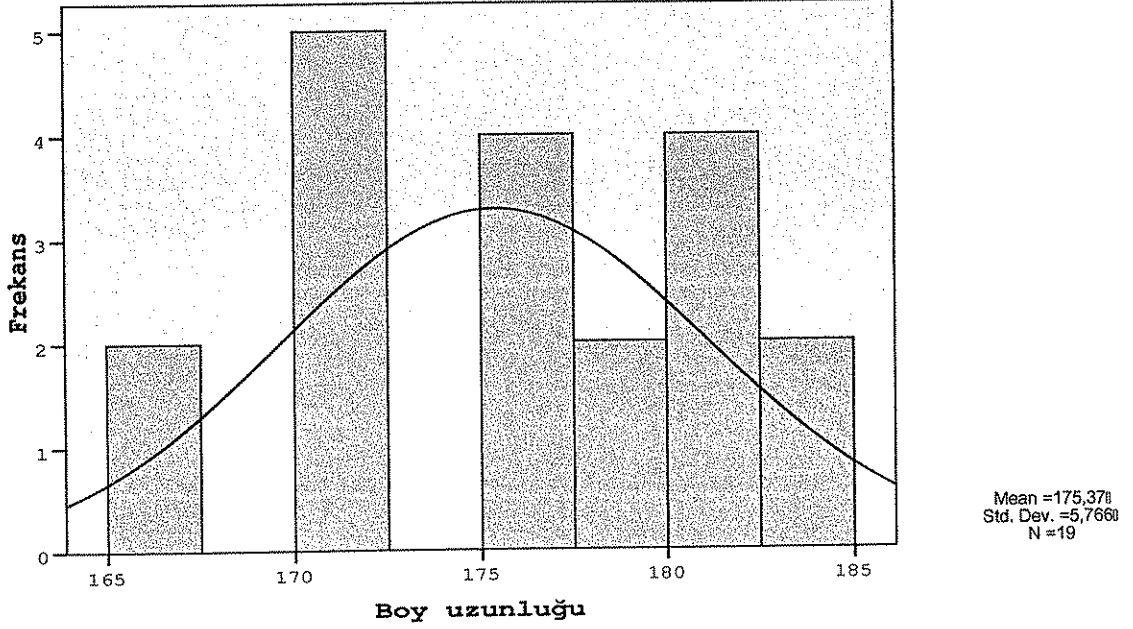
Tablo2. Çalışmaya katılan dalgıçlara ait demografik özellikler

Dalgıçların ağırlıkları (kg)



Şekil 12. Dalgıçların Kilo Dağılımı

Dalgiçların boy uzunlukları (cm)



Şekil 13. Dalgiçların boy uzunluklarının dağılımı

4.2. DALIŞ BİLGİLERİ

Dalışlar 15 Kasım 2007 -12 Aralık 2007 tarihleri arasında gerçekleştirilmiştir. Dalışlarda %13 Helioks karışımı kullanılmıştır. Dalışlarda 'Amerikan Donanması Dalış Tabloları' kullanılmıştır.

15 dalışta 3 periyot, 3 dalışta 4 periyot ve 1 dalışta 2 periyot olmak üzere oksijenle satih dekompresyonu yapılmıştır. 13 dalışın dip zamanı 20 dakika, 3 dalışın 29 dakika olup birer dalışta da 16, 13 ve 8 dakikalık dip zamanına ulaşılmıştır. Dip zamanlarının ortalaması 20.21 ± 4.01 dakikadır.

Dalgıç	Dip Zamanı (dakika)	Derinlik (metre)	Kaç periyot oksijen aldığı	Dalış öncesi ölçüm (dakika)*	Dalış Sonrası ölçüm (dakika)**
UF	20	76,1	3	30	3
ÖZ	20	76,1	3	21	8
CÜ	20	78,3	3	38	3
ER	20	73	3	30	6
ZA	20	76,1	3	136	4
CA	20	78,3	3	27	8
ÖZ	20	78,3	3	18	4
YU	20	78	3	23	8
İS	20	77	3	36	4
ER	20	78,3	3	35	6
ER	20	76,7	3	17	3
CA	20	77	3	31	5
YU	20	77	3	32	3
GÖ	29	76,1	4	39	8
ZA	29	78	4	31	4
ER	29	78	4	30	4
ÖZ	16	78,1	3	43	5
GÖ	8	78,1	2	44	8
CÜ	13	78	3	23	4

Tablo 3. Dalış verileri

* Dalış öncesi ölçüm (dakika) sütünü, biyoempedans ölçümünün sathı terkten kaç dakika önce yapıldığını göstermektedir.

**Dalış Sonrası ölçüm (dakika) sütünü, basınç odasından çıktıktan kaç dakika sonra ölçüm yapıldığını göstermektedir.

BEA ölçümlerinin, dalışa başlamadan bir saat içinde ve basınç odasından çıktıktan sonra on beş dakika içinde yapılmasına özen gösterilmiştir. Dalış öncesi ölçümler en fazla 44 dakika önce alınmıştır (Bir istisna 136 dakika önce alınan ölçümdür). Dalış öncesi ölçüm süresinin ortalaması 36 dakikadır. Basınç odasından çıktıktan sonra yapılan ölçümler en erken 3, en geç 8 dakika sonra yapılmıştır (ortalama 5,16 dakika).

	Süre(dakika)
Dalış öncesi	36±25
Dalış sonrası	5.16±1.95

Tablo 4. BEA ölçümlerinin, dalıştan önce ve basınç odasından çıktıktan sonra ne kadar süre içinde gerçekleştirildiği

4.3.1. DALIŞ ÖNCESİ DİRENÇLERLE DALIŞ SONRASI DİRENÇLERİN KARSILAŞTIRILMASI

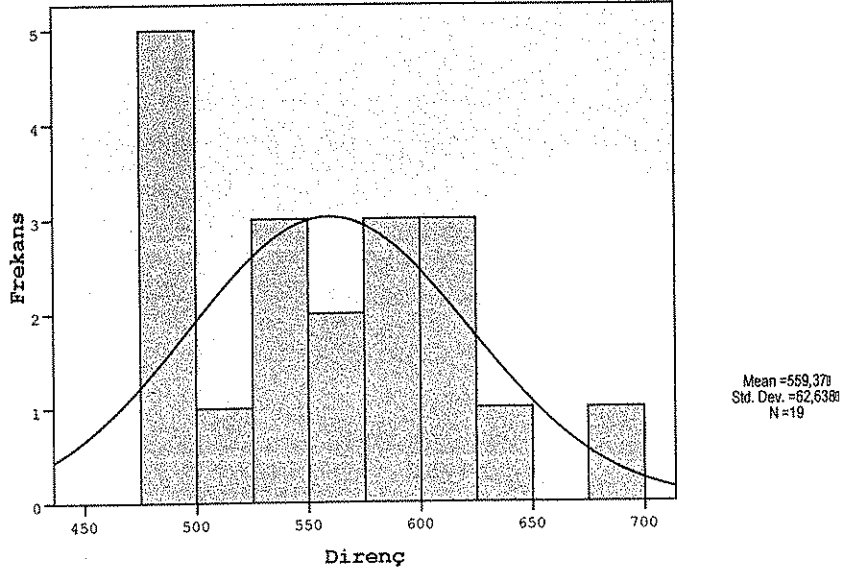
Dalış öncesi direnç değerleri ile dalış sonrası direnç değerlerinin karşılaştırılması sonucu, tüm frekanslarda dalış sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu gözlemlenmiştir.

Frekans		Dalış öncesi direnç(Ω)	Dalış sonrası direnç(Ω)	Z	P
5 kHz	Ortalama \pm SD	559.37 \pm 62.63	586.95 \pm 65.17	3.825	0.0001***
	Medyan(min-max)	566(477-688)	605(490-707)		
50 kHz	Ortalama \pm SD	471.16 \pm 54.07	490.16 \pm 54.92	3.825	0.0001***
	Medyan(min-max)	480(391-564)	503(402-575)		
100 kHz	Ortalama \pm SD	444.68 \pm 48.15	457.84 \pm 51.86	3.059	0.001**
	Medyan(min-max)	450(369-529)	470(371-532)		

Tablo5. Helioks dalışlarında dalış öncesi ve dalış sonrası ölçülen dirençler

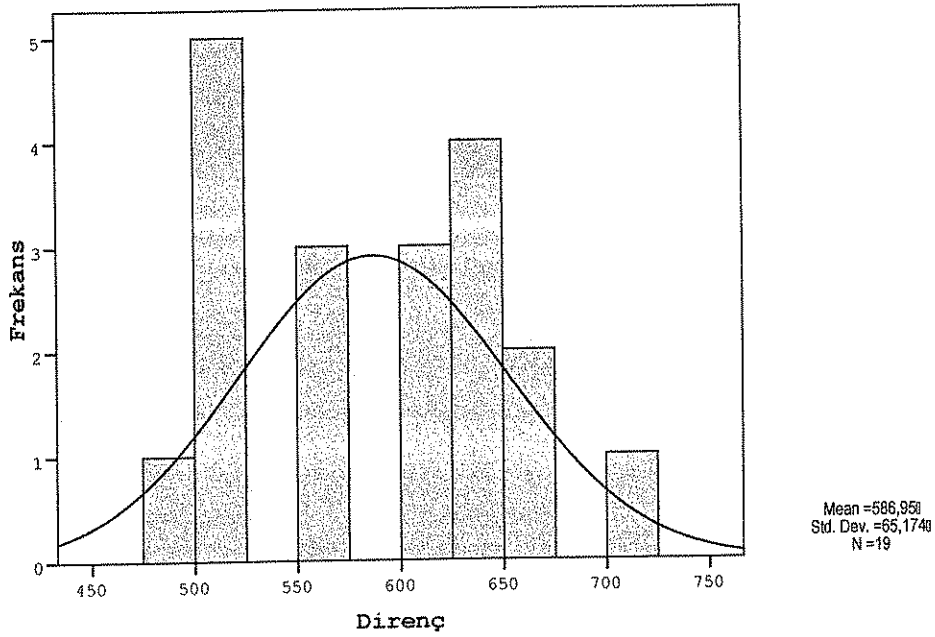
4.3.1.1. 5kHz frekansta dalış öncesi ve dalış sonrası dirençlerin karşılaştırılması

5 kHz için dalış öncesi direnç

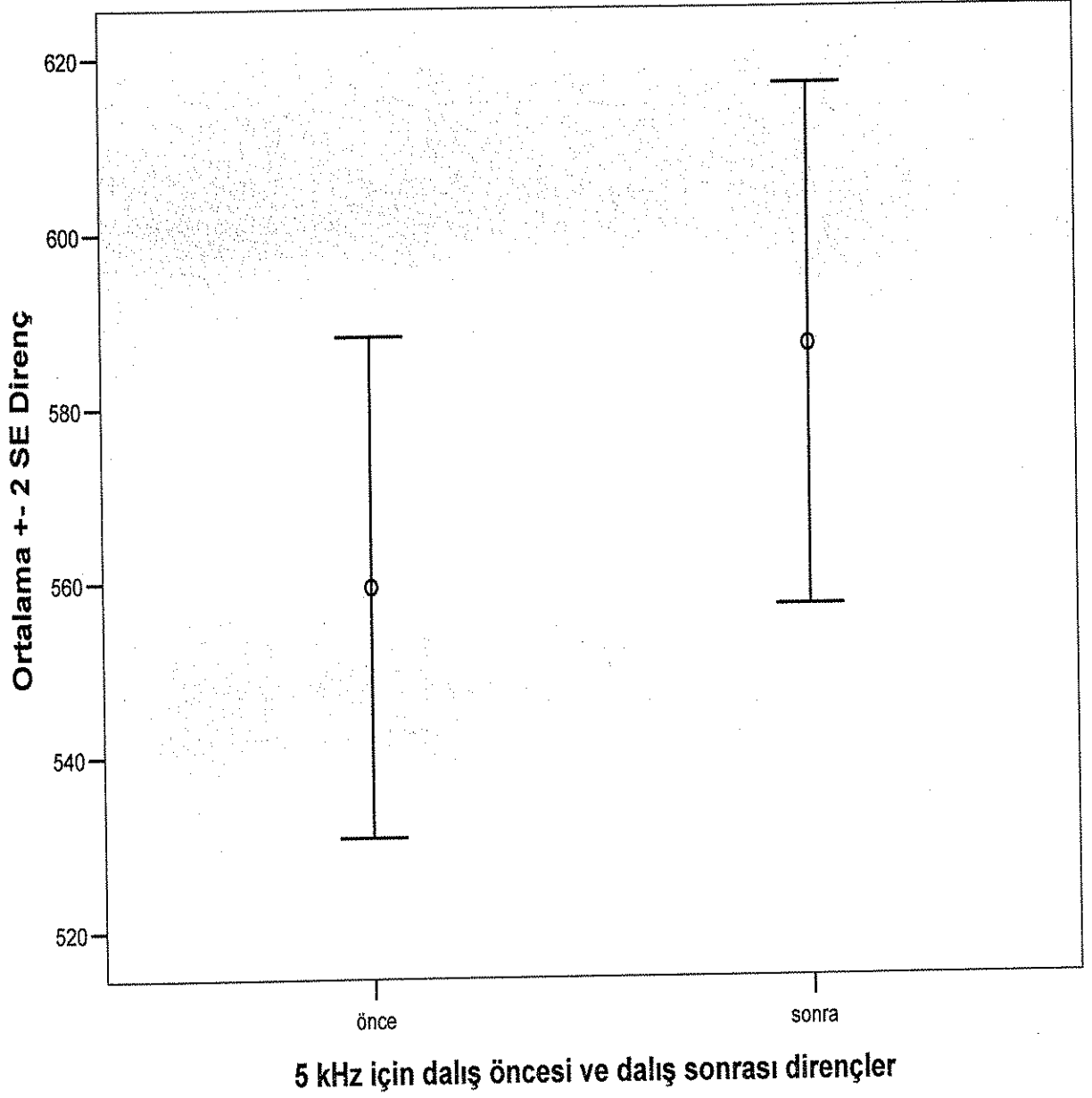


Şekil 14. 5 kHz için dalış öncesi direnç dağılımı

5 kHz için dalış sonrası direnç



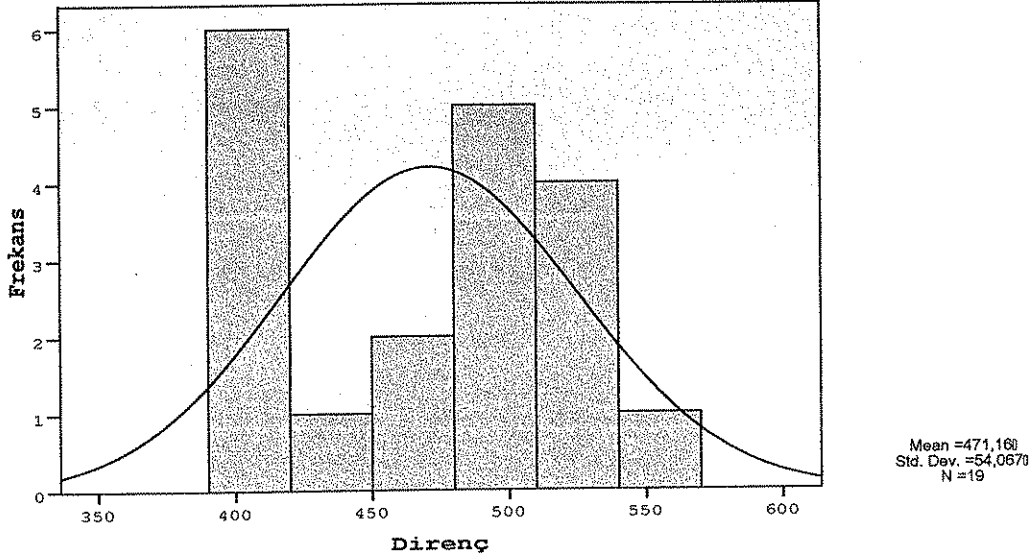
Şekil 15. 5 kHz için dalış sonrası direnç dağılımı



Şekil 16. 5 kHz için dirençlerin karşılaştırılması

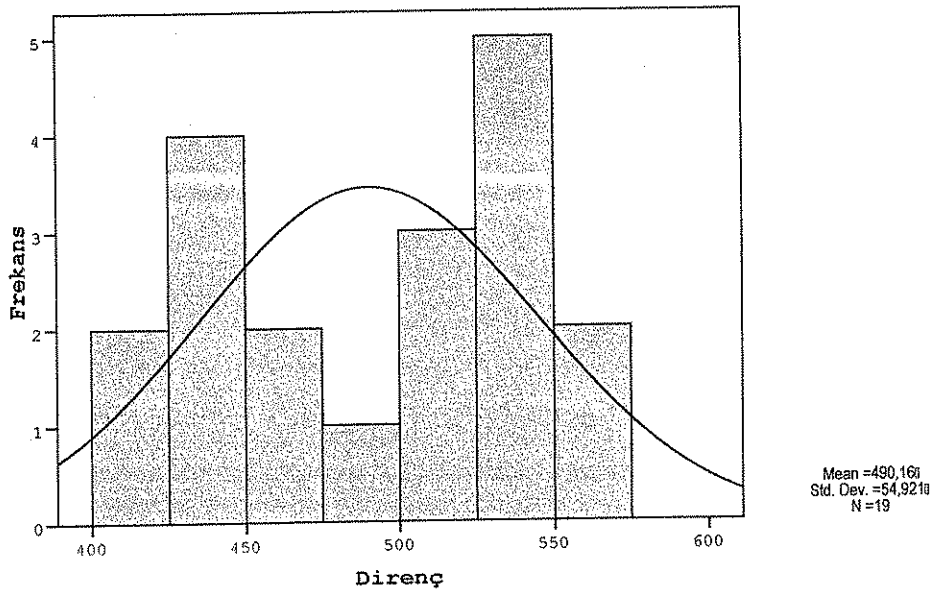
4.3.1.2. 50 kHz frekansta dalış öncesi ve dalış sonrası dirençlerin karşılaştırılması

50 kHz için dalış öncesi direnç

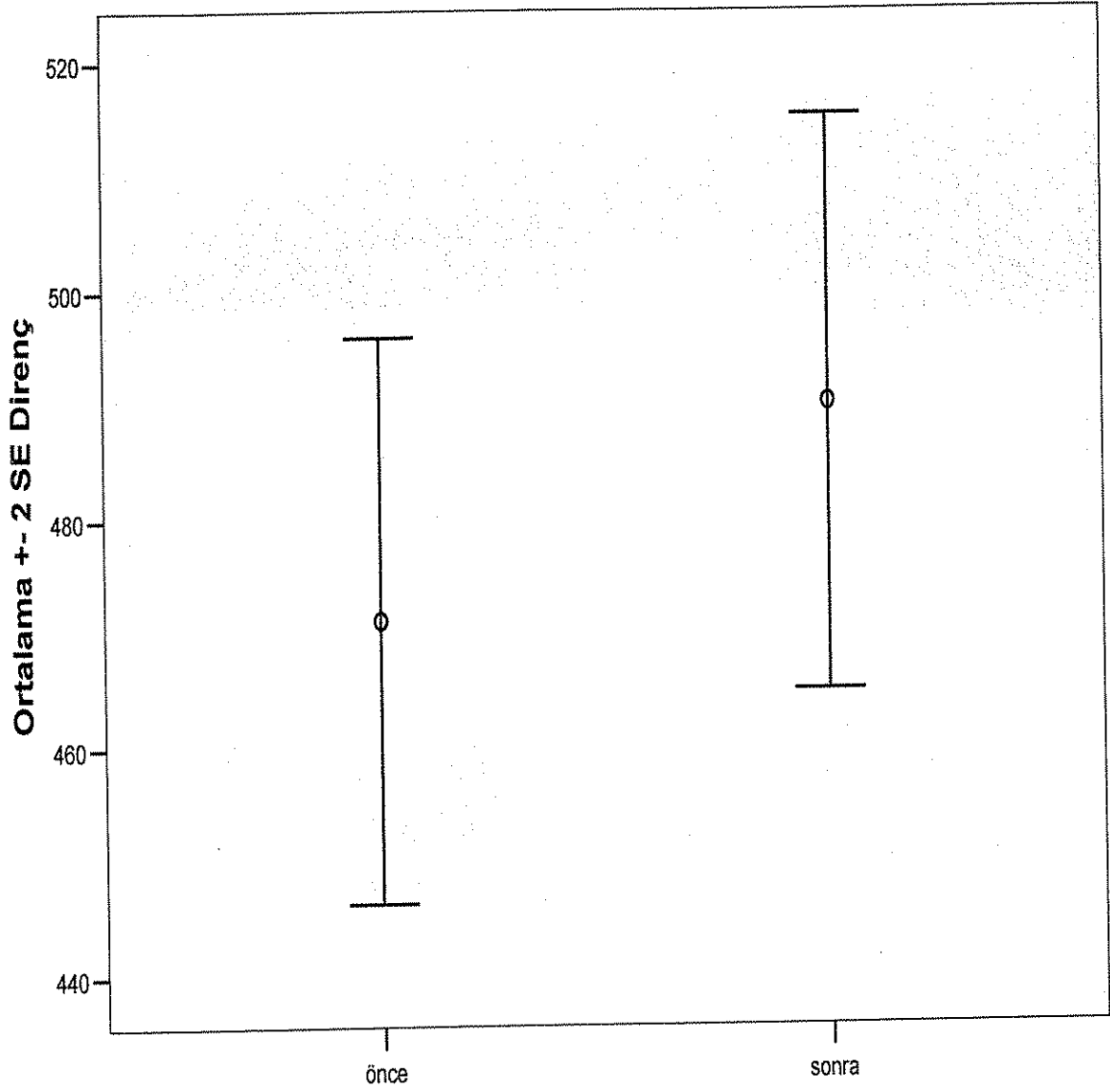


Şekil 17. 50 kHz için dalış öncesi direnç dağılımı

50 kHz için dalış sonrası direnç



Şekil 18. 50 kHz için dalış sonrası direnç dağılımı

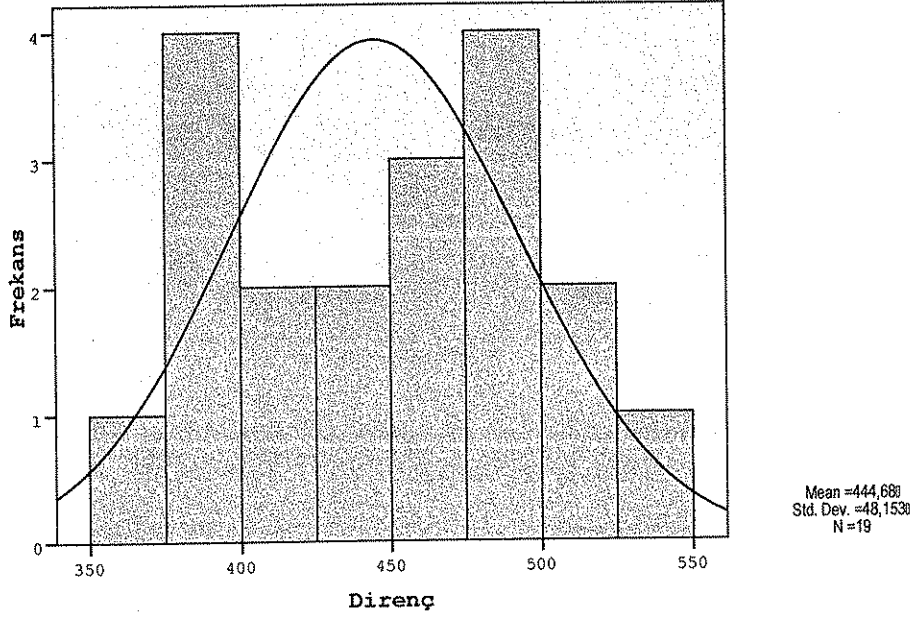


50 kHz için dalış öncesi ve dalış sonrası dirençler

Şekil 19. 50 kHz için dirençlerin karşılaştırılması

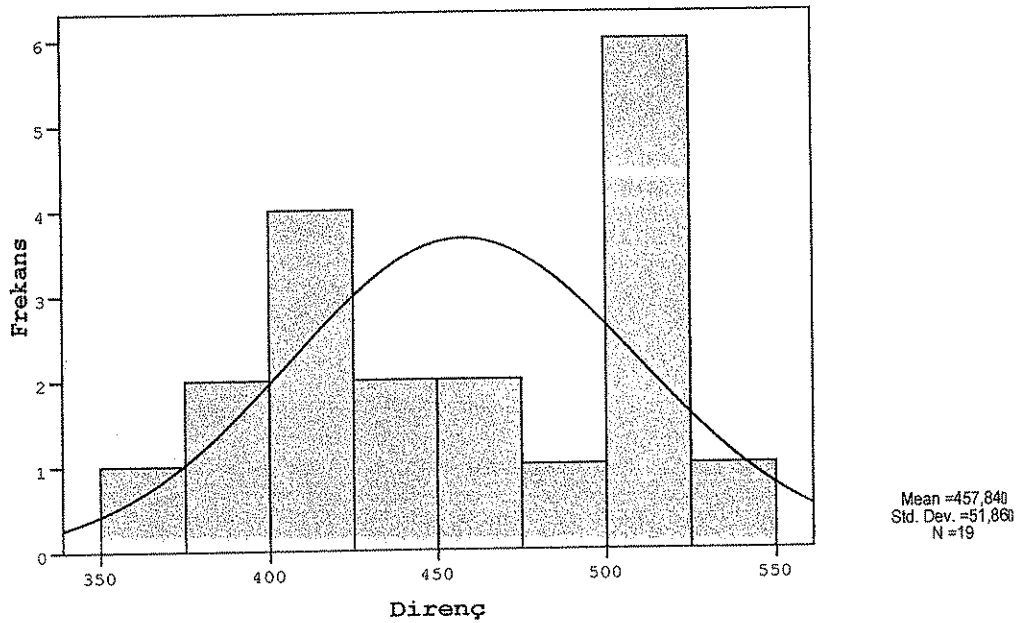
4.3.1.3. 100 kHz frekansta dalış öncesi ve dalış sonrası dirençlerin karşılaştırılması

100 kHz için dalış öncesi direnç

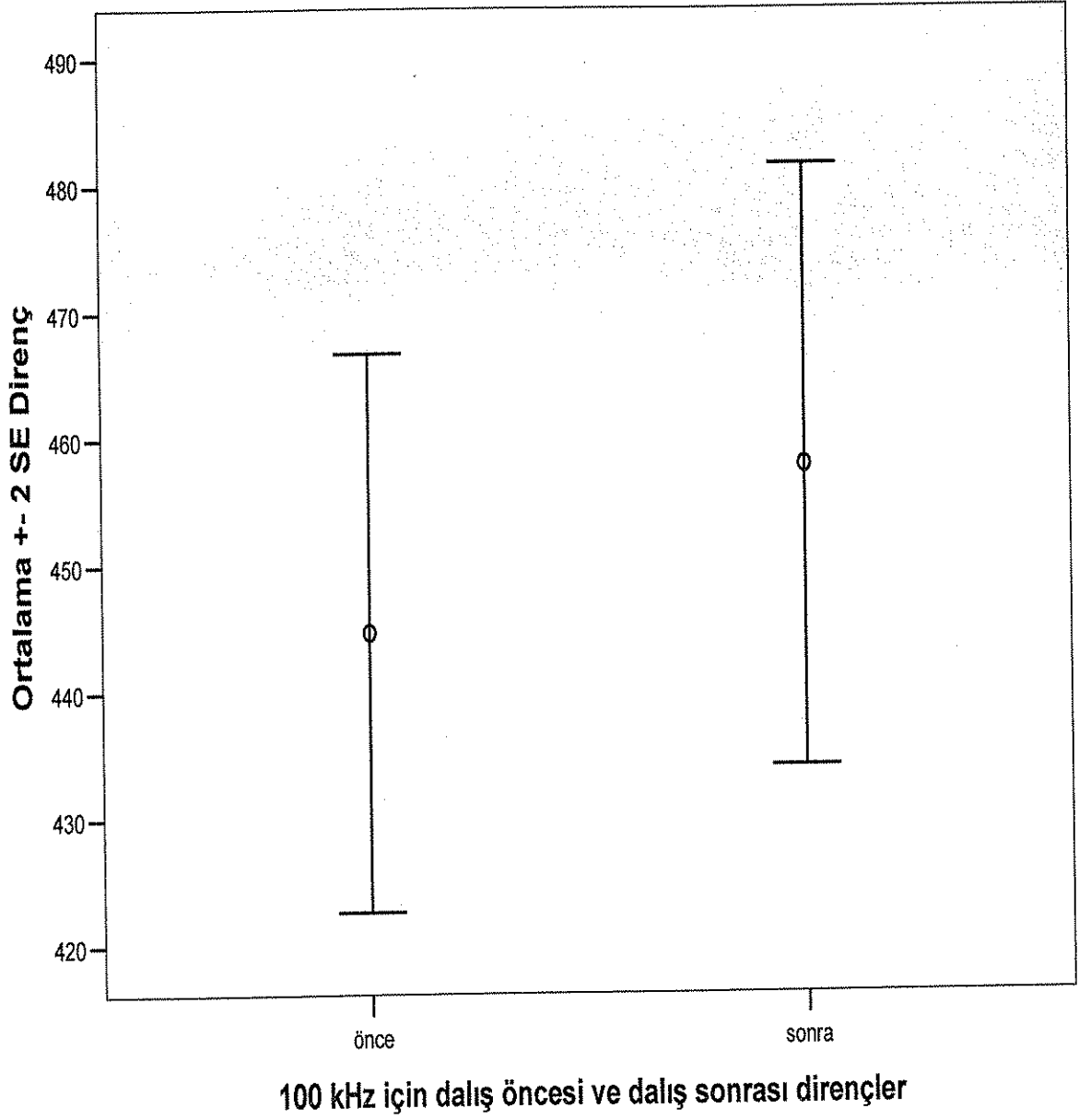


Şekil 20. 100 kHz için dalış öncesi direnç dağılımı

100 kHz için dalış sonrası direnç



Şekil 21. 100 kHz için dalış sonrası direnç dağılımı



Şekil 22. 100 kHz için dirençlerin karşılaştırılması

5.TARTIŞMA

Araştırma öncesi yapılan muayeneleri sırasında sistemik rahatsızlığı, dalışa engel herhangi bir hastalığı bulunmayan, daha önce yaptıkları dalışlar sırasında DH ve/veya arteriyel gaz embolisi anamnezi bulunmayan, 7-10 yıl arası dalış deneyimine sahip 9 erkek dalgıcın gerçekleştirdiği 19 dalışa ilişkin verilerle gerçekleştirilen bu çalışmada, Multifrekanslı Biyoempedans Analizi tekniğini kullanılarak dalışlarda vücuttan sıvı kaybı olup olmadığını, eğer sıvı kaybı varsa oluşan bu sıvı kaybının intrasellüler ve/veya ekstrasellüler kaynaklı olduğunu tespit etmek amaçlanmıştır.

Dalış aktivitesi sonrasında dalgıçlarda total vücut suyunda kayıp saptanabilir. Literatürde, dalışlar sırasında gelişen dehidratasyonun DH riskini arttırabileceğini düşündüren çalışmalar mevcuttur. Yorkshire cinsi 57 domuz ile gerçekleştirilen bir çalışmada domuzlar 4,33 ATA basınçta 22 saat bekletilmiş ve sonrasında 2 mg/kg Lasix ile dehidrate edilen hayvanların herhangi bir medikasyon almadan aynı şartlarda basınç altında bırakılan kontrol grubu domuzlara göre anlamlı derecede dekompresyon ve ölüm riski altında kaldıkları ve daha kısa sürede öldükleri saptanmıştır(21). Plafki ve ark. ise 1997 yılında yayınladıkları raporlarında bir dekompresyon olgusu sunmuşlar ve dalış öncesi yapılan yoğun yürüyüşten kaynaklanan dehidratasyonun olguda önemli bir risk faktörü teşkil ettiğini belirtmişlerdir(29). Conkin, hayvanlarda ve insanlarda sıvı dengesinin DH üzerine etkilerini incelemek amacıyla 1940-1982 tarihleri arasında yapılan çalışmaları derlediği yayınında; sıvı basıncı, dağılımı ve içeriğinin DH oluşumu üzerindeki olası etkileri hakkında bir fikir birliği olmadığını ifade etmiştir(20). Her ne kadar son yıllarda gerçekleştirilen çalışmalar dalış sonrası artmış dehidratasyona işaret etse de, bu çalışmalar çoğunlukla geniş çaplı ve kontrollü denek gruplarında gerçekleştirilmediği ve sıvı kaybı miktarını doğrudan gösteren yöntemler kullanılmadığı için sonuçları ve çıkarımları yetersiz kalmaktadır.

Öte yandan, dalgıçlarda saptanabilen sıvı kaybının intrasellüler veya ekstrasellüler sıvı kompartmanlarından hangisine ait olduğunu, bu kaybın DH'na yol açmaması için kaybedilen sıvıyı yerine koymada seçilecek uygun sıvı bileşimini belirleyebilmek de çok önemlidir. Fakat bu konuda da literatürde kesin fikir birliği sağlanamamıştır. Putten

ve ark.'nın Hollanda'da profesyonel dalgıçlarla yaptıkları çalışmada sıvı kaybının DH'nın gelişiminde önemli bir faktör olabileceği ve sıvı kaybının yoğun olarak ekstrasellüler sıvı kompartmanından olduğu yapılan Doppler ölçümleri ile gösterilmiştir (9). Buna bağlı olarak da dalışlar sırasında hemokonsantrasyon olduğunu ve bu hemokonsantrasyonu takiben de DH olasılığının artabileceğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmanın sonuçları ile uyumlu bir şekilde, Rotterdam'da Erasmus köprüsünün inşaatında sualtında çalışan dört işçide biyoelektrik empedans analizi tekniği ile yapılan bir çalışmada da, tüm işçilerde vücut rezistansının dalış sonrasında arttığı saptanmıştır. Bu işçilerde BEA tekniği kullanılarak 2 saatlik dalış aktivitesinden sonra tüm vücut sıvı kaybı hesaplanmış ve dalış sonrası sıvı kaybının 0.2-1.8 litre arasında olduğu saptanmıştır. Bu kaybın intrasellüler sıvı kompartmanından olduğu bildirilmiştir(10). Ancak köprü inşaatında çalışan işçilerde gelişen sıvı kaybının nedenlerinin de saptanarak ortaya konması gerekir. İşçilerdeki bu sıvı kaybı terlemeden, dekompresyondan veya başka bir nedenden dolayı gelişmiş olabilir. Ayrıca bu işçiler iş sırasında terlemelerine rağmen su içerek kaybettikleri sıvıyı kompanse etmeye çalışıyor da olabilirler.

Literatürde, dalışlarda sıvı kaybının tespit edilebilmesi için kullanılan çeşitli metodlar varsa da yaygın olarak kullanılan yöntem hematokrit düzeyindeki değişikliklerin takibinden oluşmaktadır. Hope ve arkadaşları, açık sıcak su giysisi kullanılarak yapılan dalışlarda dehidratasyonun yarattığı hormonal, hematolojik ve renal etkileri incelemiş; hematokrit düzeyindeki artış ile total gövde ağırlığındaki azalma arasında bir korelasyon saptamışlardır(80). Tropik sularda dalış yapan SCUBA dalgıçları ile yakın zamanda gerçekleştirilen bir çalışmada ise dalışlar süresince dalgıçların hematokrit düzeylerinde anlamlı artış ve dalış derinliği ile hematokrit artışı arasında anlamlı fakat zayıf bir korelasyon saptanmıştır. Fakat bu artış oranlarının çalışmada kullanılan hematokrit ölçüm tekniklerinin içerdiği hata oranı sınırında kaldığı ifade edilerek dekompresyon yaşayan dalgıçlarda sıvı replasman protokollerinin uygulanması için bir yeterli derecede bir sebep teşkil etmediği belirtilmiştir(22).

Dehidratasyon miktarı ve hematokrit düzeylerindeki değişiklik arasında tespit edilen bu çelişkili sonuçlar, biyolojik sistemlerde çeşitli koşullar altında oluşabilecek dehidratasyon derecesini belirlemeyi hedefleyen araştırmaları daha güvenilir ve az hatalı bir teknik kullanılması doğrultusunda yönlendirmiştir. Bu noktada, vücut

kompozisyonunun ölçülmesinde ekonomik, taşınabilir, doğru, güvenli ve noninvazif bir yöntem olan biyoempedans analizi metodu önem kazanmıştır.

Bu çalışmanın başlatılma gerekçesi olan hipotezi şöyle betimleyebiliriz: Literatürde görülen sıvı kaybı ile ilgili çelişkili sonuçların temel nedeni, farklı türdeki sıvı kayıplarının tek çatı altında değerlendirilmesidir. Soğuk, hidrostatik basınç, hormonal dengeler, sıvı alımının kısıtlanması gibi farklı sıvı kaybetme mekanizmaları farklı sıvı kompartmanlarında farklı derecelerde kayıplara neden olabilir. Dolayısı ile öncelikle "hangi sıvı kompartmanlarında" hangi koşullarda kayıplar olduğunu belirlemek ilk aşama olmalıdır. Bu tip bir yaklaşım sualtı fizyolojisinde henüz mevcut değildir. Çalışmamız bu alanda yapılan ilk çalışmadır.

Dalış sırasında oluşan vücut sıvı kaybının ölçülmesi için çalışmamızda kullandığımız en pratik yöntemlerden biri olan BEA, vücut elektriksel iletkenlik ölçümüne dayanır. Yaptığımız literatür taramasında, BEA tekniğinin helioks ile dalan dalgıçlardaki sıvı kaybının belirlenmesine yönelik uygulamasını içeren herhangi bir çalışma ile karşılaşmadık.

Vücut su kaybının ölçülmesinde kullanılan diğer yöntemler arasından çalışmamızda yöntem olarak BEA metodunun seçilmesi, tekniğin uygulamada diğer yöntemlere göre avantaj sağlayan özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Bu özellikler arasında metodun güvenilirliği, tekrarlanabilirliği, kolay uygulanabilir olması, noninvazif olması, ekonomik avantajları ve taşınabilir olmasıdır. Bu çalışmada güvenilir sonuçlar alınmış olması çalışmanın tekrar edilebilirliği açısından da önemlidir. Literatürde bundan sonra yapılacak olan diğer benzer çalışmalara referans olacağı gibi aynı zamanda sıvı kayıplarının hangi kompartmanlardan olduğunu belirlemede referans yöntem olabilir.

Çalışmamızda 5-50-100 kHz frekanslarda ölçüm yapan BEA-Analizör Nutriguard M Faz Sensitif Multifrekans Analizörü Cihazı (Data Input, Darmstadt, Germany) kullandık. Çoklu frekanslı BEA cihazını kullanmamızın nedeni tekli frekans ile ölçüm yapan BEA yöntemine göre çoklu frekans BEA yönteminin daha hassas ölçümler sağlayabilmesidir. Ayrıca, prensip olarak tek frekans BEA ile 50 kHz frekansta elde edilen verilerin ekstraselluler sıvı ve intraselluler sıvıların rezistanlarının toplamını yansıtmakta, serbest yağ kütlesi ve total vücut suyu konusunda genel bir çıkarım sağlanmakla birlikte intraselluler sıvıdaki farklılıkları güvenilir olarak ortaya koymakta yetersiz kaldığı kabul edilmektedir(81).

Bizim çalışmamızda elde edilen verilerin güvenilirliğinin ve tekrarlanabilirliğinin yüksek olması hedeflenmiştir ve bu hedefe ulaşabilmek için de ekonomik açıdan en uygun olan üç frekans ile çalışan BEA yöntemi kullanılmıştır. Martinoli ve ark.'nın(82). yayınladıkları meta-analiz sonuçlarına göre de tek frekanslı BEA ve biyoempedans spektroskopisi yöntemleri sağlıklı insanlarda total vücut suyunu anlamlı ölçüde yüksek saptamaktadır. Çoklu frekanslı BEA yönteminde ise bu dezavantaj saptanmamıştır. Çoklu frekans BEA yönteminde 0, 1, 5, 50, 100, 200-500 kHz frekans aralığı kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda 5 kHz'den düşük ve 200 kHz'den büyük değerler ile yapılan multifrekans BEA analizlerinin tekrarlanabilirliğinin oldukça düşük olduğu saptanmıştır(81). Biz de bu bulguları göz önünde bulundurarak çalışmamızda 5-50-100 kHz frekanslarla ölçüm yaptık, yani bu ölçümlerin tekrarlanabilirliği oldukça yüksektir.

Çalışmamızın sonuçları tüm frekanslarda dalgıçların vücut direncinde anlamlı artış görülmüştür. Bu da helioks dalışlarda hem intrasellüler sıvıdan hem de ekstrasellüler sıvıdan anlamlı kayıp olduğunu bize kanıtlamaktadır. ECF de görülen azalma dekompresyon sırasında inert gaz atımını yavaşlatıcı özelliğe sahiptir. Bu konuda yapılmış başka bir çalışmaya rastlamadığımızdan saptadığımız bu sıvı kaybının dalışa bağlı sıvı kaybı olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamız ayrıca BEA yönteminin avantajlarını ve dalış pratiğinde kullanılabilirliğini göstermesi açısından önem teşkil etmektedir. Çevresel faktörlerin çalışma sonuçları üzerindeki etkilerini ortadan kaldıracak şekilde daha uygun hava koşullarında ve bu çalışmada standardize ettiğimiz BEA ölçüm yöntemleriyle gerçekleştirebileceğimiz daha geniş kapsamlı çalışmalar ile dalgıçlarda oluşan sıvı kaybının kompartman tayinini daha kesin sonuçlar varabilecek bir şekilde yapabileceğimizi ve buna bağlı olarak dehidratasyona bağlı DH riskini minimuma indirmek için gerekli olabilecek sıvı replasman metodunu belirleyebileceğimizi düşünmekteyiz.

6.SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızı kısıtlayan bir faktör havanın rüzgarlı olmasından dolayı teknede oluşan sarsıntılardı. Güçlü sarsıntılar biyoempedans aletini ile ölçüm yapılmasını engelliyordu. Sarsıntının geçmesi için beklenildiğinde dalgıcın çok uzun süreler yatmak zorunda kalması gerekebiliyor ve bu da dalışları geciktirebiliyordu. Öte yandan, BEA cihazının dalışlar süresince her akşam şarj edilmesine rağmen bazen gün içinde cihazın şarjı bitebiliyordu. Bu tip sorunlar düşünülerek alınmış olan UPS cihazı ile şarj yapmak bazen mümkün olmayabiliyor ve o güne ait ölçümlerin yapılamamasına yol açabiliyordu. Hassas ağırlık ölçümü yapabilmek için dijital tartı seçilmişti. Bu çalışmada teknik açıdan bizi en fazla zorlayan noktalardan biri de biyoempedans ölçümünden önce vücut ağırlığı ölçümleri sırasında teknedeki sarsıntıların ağırlık ölçümlerini neredeyse imkansız hale getirmesiydi. Benzer çalışmaları planlayan araştırmacılara bu doğrultuda önlemler almalarını öneririz. Çalışmaların yaz aylarında yapılması ile bu sorunun giderilebileceğini düşünüyoruz.

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar incelendiğinde, helioksla yapılan derin su dalışlarında, dalgıçların vücutlarından dalış sonrası oluşan su kaybı miktarında anlamlı değişiklikler saptadık. Yaptığımız bu çalışma ile helioks dalışlarından sonra ekstrasellüler alanda daha fazla olmak üzere ekstrasellüler ve intrasellüler alanlarda, istatistiksel olarak anlamlı bir sıvı kaybı geliştiğini göstermiştir. Su içinde geçen sürenin ortalama 20 dakika gibi kısa olmasına ve basınç odasında yapılan uzun süreli dekompresyonu sırasında dalgıçların istedikleri kadar sıvı tüketimleri sonrasında ölçüm yapılmasına rağmen anlamlı olarak dehidratasyonun saptanması helioks dalışlarında özellikle sıvı dengesine dikkat edilmesi gerektiğini bize göstermektedir. Dalış öncesinde dehidratasyona yol açabilecek olan aktivitelerden, alkol alımından sakınılmalı, dalgıçların diare olduğu durumlarda dalış yapmamaları ve dalışlar sonrasında da dalgıcın hidrasyonun doğru bir şekilde yapılmasına özen gösterilmelidir. Özellikle derin su helioks dalışlarında dört günde bir ara verilmesinin vücut sıvı dengesinin tekrar dengeye gelmesi için ne kadar önemli olduğu görülmektedir.

Bu uygulamalar ile özellikle derin su helioks dalışlarında diğer dalışlardan daha fazla görülen DH oluşma insidansı aşağı çekilebilir. Bu çalışmanın farklı karışım dalışlarında tekrarlamış sonuçların karşılaştırılmasının dalışlarda oluşabilecek dehidratasyonu daha iyi anlayıp DH ile ilişkisini ortaya koymada yararlı olacağını düşünmekteyiz.

7.KAYNAKLAR

1. Deniz Kuvvetleri Komutanlığı Dalgıçlık Esasları Kılavuzu (2003). s.3-16
2. Parish T. (1996): Could do better! BSAC club incidents in 1995, *SPUMS J*, 26 55–58.
3. Blood C, Hoiberg A. (1985): Analyses of variables underlying US Navy diving accidents, *Undersea Biomed Res*, 12 351–360.
4. Twarog F, Weiler JM, Wolf SI, *et al.* (1995): Discussion of risk of scuba diving in individuals with allergic and respiratory diseases, *J Allergy Clin Immunol*, 96 871–873.
5. Trevett AJ, Forbes RF, Rae CK, *et al.* (2001): The incidence of diving accidents in ports divers in Orkney, Scotland, *Undersea Hyper Med*, 28 S134.
6. Newton H.B. (2001): Neurologic complications of scuba diving, *Am Fam Physician* Jun 1,63(11) 2211-8.
7. Carturan D., Boussuges A., Burnet H., Fondarai J., Vanuxem P., Gardette B. (1999): Circulating venous bubbles in recreational diving: Relationships with age, weight, maximal oxygen uptake and body fat percentage, *Int J Sports Med* Aug, 20(6) 410-4.
8. Huang K.L., Chien P.S., Kishi Y., Lin Y.C. (1994): Application of conservation principle in estimating body volume in rats, *J Appl Physiol* Jan, 76(1) 391-6.
9. Body Fluid Loss and Bubble Count in Novice Professional Divers putten
10. Putten *et al.*; Body Fluid Loss in Caisson Work
11. Zhao T.X. (1993): Electrical impedance and haematocrit of human blood with various anticoagulants, *Physiol Meas* Aug, 14(3) 299-307
12. Earthman C., Traugher D., Dobratz J., Howell W. (2007): Bioimpedance spectroscopy for clinical assessment of fluid distribution and body cell mass, *Nutr Clin Pract* Aug, 22(4):389-405.
13. Chen W., Cheng L.T., Wang T. (2007): Salt and fluid intake in the development of hypertension in peritoneal dialysis patients, *Ren Fail* 29(4):427-32.
14. Gevargez A., Groenemeyer D.H. (2007): Image-guided radiofrequency ablation (RFA) of spinal tumors, *Eur J Radiol* May 22; [Epub ahead of print].

15. Laeseke P.F., Frey T.M., Brace C.L., Sampson L.A., Winter T.C., Ketzler J.R., Lee F.T. (2007): Multiple-electrode radiofrequency ablation of hepatic malignancies: initial clinical experience, *AJR Am J Roentgenol* Jun, 188(6) 1485-94.
16. Burdio F., Navarro A., Sousa R., Burdio J.M., Guemes A., Gonzalez A., Cruz I., Castiella T., Lozano R., Beriano E., Figueras J., de Gregorio M.A. (2006): Evolving technology in bipolar perfused radiofrequency ablation: assessment of efficacy, predictability and safety in a pig liver model, *Eur Radiol* Aug, 16(8) 1826-34.
17. Küm H.J., Gallagher D., Song M.Y. (2005): Comparison of body composition methods during weight loss in obese women using herbal formula, *Am J Chin Med*, 33(6) 851-8.
18. Zlochiver S., Radai M.M., Barak-Shinar D., Ben-Gal T., Yaari V., Strasberg B., Abboud S. (2005): Monitoring lung resistivity changes in congestive heart failure patients using the bioimpedance technique, *Congest Heart Fail* Nov-Dec, 11(6) 289-93.
19. Stone S., Morris T.A. (2005): Pulmonary embolism during and after pregnancy, *Crit Care Med* Oct, 33(10 Suppl) S294-300. Review.
20. Conkin J. (1983): A literature survey: fluid balance in animals and man and its influence on decompression sickness, *Technology Incorporated* 1-27.
21. Fahlman A., Dromsky D.M. (2006): Dehydration effects on the risk of severe decompression sickness in a swine model, *Aviat Space Environ Med* Feb, 77(2) 102-6.
22. Williams S.T., Prior F.G., Bryson P. (2007): Hematocrit change in tropical scuba divers, *Wilderness Environ Med* Spring, 18(1) 48-53.
23. Neuman T.S., Harris M.G., Linaweaver P.G. (1976): Blood viscosity in man following decompression: correlations with hematocrit and venous gas emboli, *Aviat Space Environ Med* Aug, 47(8) 803-7.
24. Park Y.S., Claybaugh J.R., Shiraki K., Mohri M. (1998): Renal function in hyperbaric environment, *Appl Human Sci* Jan, 17(1) 1-8.
25. Torii R., Sagawa S., Wada F., Nagaya K., Endo Y., Yamazaki F., Nakamura T., Claybaugh J.R., Shiraki K. (1997): Mechanism for changes in vasopressin during acute exposure at 3 atm abs air, *Am J Physiol* Jul, 273(1 Pt 2) R259-64.

26. Hong S.K., Claybaugh J.R., Frattali V., Johnson R., Kurata F., Matsuda M., McDonough A.A., Paganelli C.V., Smith R.M., Webb P. (1977): Hana kai ii: a 17-day dry saturation dive at 18.6 ATA. III. Body fluid balance, *Undersea Biomed Res* Sep, 4(3) 247-65.
27. Goldinger J.M., Hong S.K., Claybaugh J.R., Niu A.K., Gutman S.I., Moon R.E., Bennett P.B. (1992): Renal responses during a day dry saturation dive to 450 msw, *Undersea Biomed Res* Jul, 19(4) 287-93.
28. Miyamoto N., Matsui N., Inoue I., Seo H., Nakabayashi K., Oiwa H. (1991): Hyperbaric diuresis is associated with decreased antidiuretic hormone and increased atrial natriuretic polypeptide in humans, *Jpn J Physiol*, 41(1) 85-99.
29. Plafki C., Almeling M., Welslau W. (1997): Dehydration : A risk factor for decompression-accident in diving, *Dtsch Z Sportsmed* Jun, 48(6) 242-4.
30. Blatteau J.E., Boussuges A., Gempp E., Pontier J.M., Castagna O., Robinet C., Galland F.M., Bourdon L. (2007): Haemodynamic changes induced by submaximal exercise before a dive and its consequences on bubble formation, *Br J Sports Med* Jun, 41(6) 375-9.
31. Keys A., Brozek J. (1953): Body fat in adult men, *Physiol Rev*, (33) 245-325.
32. Despres J.P., Prudhomme D., Pouliot M.C., Tremblay A., Bouchard C. (1991): Estimation of deep abdominal adipose tissue accumulation from simple anthropometric measurements in men, *Am J Clin Nutr* Sep, 54(3) 471-477.
33. Lukaski H.C. (1987): Methods for the assessment of human body composition: traditional and new, *Am J Clin Nutr* Oct, 46(4) 537-556.
34. Lukaski H.C., Johnson P.E. (1985): A simple, inexpensive method of determining total body water using a tracer dose of D₂O and infrared absorption of biological fluids, *Am J Clin Nutr* Feb, 41(2) 363-370.
35. Forbes G.B., Bruining G.J. (1976): Urinary creatinine excretion and lean body mass, *Am. J Clin Nutr* Dec, 29(12) 1359-1366.
36. Lean M.J., Han T.S., Deurenberg P. (1996): Predicting body composition by densitometry from simple anthropometric measurements, *Am J Clin Nutr* Jan, 63(1) 4-14.

37. Heymsfield S.B., Waki M., Kehayias J., Lichtman S., Dilmanian F.A., Kamen Y., Wang J., Pierson R.N.Jr. (1991): Chemical and elemental analysis of humans in vivo using improved body composition models, *Am J Physiol* Aug, 261(2 Pt 1) E190-8.
38. Sechlemmer A., Hassager C., Haarbo J., Christiansen C. (1990): Direct measurement of abdominal fat by dual photon absorptiometry, *Int J Obesity* Jul, 14(7) 603-611.
39. Weits T., Van Der Beek E.J., Wedel M. (1986): Comparison of ultrasound and skinfold caliper measurements of subcutaneous fat tissue. *Int J Obesity*, 10(3) 161-168.
40. Sjostrom L. (1991): A computer-tomography based multicompartiment body composition technique and anthropometric predictions of lean body mass, total and subcutaneous adipose tissue, *Int J Obes* Sep, 15 Suppl 2:19-30. Review.
41. Ross R., Goodpaster B., Kelley D., Boada F. (2000): Magnetic resonance imaging in human body composition research. From quantitative to qualitative tissue measurement, *Ann N Y Acad Sci* May, 904:12-7. Review.
42. Saunders NH, Al-Zeibak S, Ryde SJS, et al. (1993): The composition of weight loss in dieting obese females by electrical methods, *Int J Obes*, 17 317-322.
43. Bray G.A., Greenway F.L., Molitch M.E., Dahms W.T., Atkinson R.L., Hamilton K. (1978): Use of anthropometric measures to assess weight loss. *Am J Clin Nutr* May, 31(5) 769-773.
44. Ross R., Leger L., Martin P., Roy R. (1989): Sensitivity of bioelectrical impedance to detect changes in human body composition, *J Appl Physiol* Oct, 67(4):1643-8.
45. Kuinose M, Tanaka N, Orita K. (1996): Bioelectrical tissue resistance in the heterotopic rat heart transplant model. *Transplant Proc*, Jun 28 1836-1838.
46. Stoy R.D., Foster K.R., Schwan H.P.(1982):Dielectric properties of mammalian tissues from 0.1 to 100MHz; a summary of recent data.Physics in Medicine ad Biology, Vol 27, No 4, pp.501-513.
47. Kyle U.G., Bosaeus I., De Lorenzo A.D., Deurenberg P., Elia M., Gómez J.M., Heitmann B.L., Kent-Smith L., Melchior J.C., Pirlich M., Scharfetter H., Schols A.M., Pichard C., Composition of the ESPEN Working Group. (2004): Bioelectrical impedance analysis-part 1: review of pinciples and methods, *Clin Nutr* Oct, 23(5) 1226-1243.

48. Nyboer J., Bango S., Barnett A., Halsey R.H. (1940): Radiocardiograms-the electrical impedance changes of the heart in relation to electrocardiograms and heart sounds. *J Clin Invest*, 19 963-1940.
49. Thomasett A. (1962): Bioelectrical properties of tissue impedance, *Lyon Med*, 207 107-118.
50. Lukaski H.C., Bolonchuk W.W., Hall C.B., Siders W.A. (1986): Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition, *J Appl Physiol* Apr, 60(4) 1327-32.
51. Gevargez A., Groenemeyer D.H. (2007): Image-guided radiofrequency ablation (RFA) of spinal tumors, *Eur J Radiol* May 22; [Epub ahead of print].
52. Laeseke P.F., Frey T.M., Brace C.L., Sampson L.A., Winter T.C., Ketzler J.R., Lee F.T. (2007): Multiple-electrode radiofrequency ablation of hepatic malignancies: initial clinical experience, *AJR Am J Roentgenol* Jun, 188(6) 1485-94.
53. Burdio F., Navarro A., Sousa R., Burdio J.M., Guemes A., Gonzalez A., Cruz I., Castiella T., Lozano R., Beriano E., Figueras J., de Gregorio M.A. (2006): Evolving technology in bipolar perfused radiofrequency ablation: assessment of efficacy, predictability and safety in a pig liver model, *Eur Radiol* Aug, 16(8) 1826-34.
54. Kim H.J., Gallagher D., Song M.Y. (2005): Comparison of body composition methods during weight loss in obese women using herbal formula, *Am J Chin Med*, 33(6) 851-8.
55. Zlochiver S., Radai M.M., Barak-Shinar D., Ben-Gal T., Yaari V., Strasberg B., Abboud S. (2005): Monitoring lung resistivity changes in congestive heart failure patients using the bioimpedance technique, *Congest Heart Fail* Nov-Dec, 11(6) 289-93.
56. Stone S., Morris T.A. (2005): Pulmonary embolism during and after pregnancy, *Crit Care Med* Oct, 33(10 Suppl) S294-300. Review.
57. Heyward V.H., Stolarczyk L.M. (1996): Applied body composition assessment, *Human Kinetics*, 44-55.
58. Baumgartner R.N., Chumlea W.C., Roche A.F. (1990): Bioelectric impedance for body composition, *Exerc Sport Sci Rev*, 18 193-224. Review.

59. Nyboer J., Springfield I.L., Thomas C. (1959): Electrical Impedance Plethysmography, Thomas, Springfield, IL.
60. Kay C.F., Bothwell P.T., Foltz E.L. (1954): Electrical resistivity of living body tissues at low frequencies, *J Physiol*, 13 131-136.
61. Cole KS, Cole RH. (1941): Dispersion and absorption in dielectrics, *J. Chem. Physics*, 9 341-51.
62. Cornish B.H., Thomas B.J., Ward C. (1993): Improved prediction of extracellular and total body water using impedance loci generated by multiple frequency bioelectrical impedance analysis, *Phys Med Biol*, 38 337-346.
63. Segal K.R., Burastero S., Chun A., Coronel P., Pireson R., Wang J. (1991): Estimation of extracellular and total body water by multiple frequency bioelectrical impedance measurement, *Am J Clin Nutr*, 54 26-29.
64. Segal K.R., Van Loan M., Fitzgerald P.I., Hodgdon J.A., Van Itallie T.B. (1988): Lean body mass estimation by electrical impedance analysis. A four site cross validation study, *Am J Clin Nutr*, 47 7-14.
65. Settle R.G., Foster K.R., Epstein B.R., Mullen J.L. (1980): Nutritional assessment: whole body impedance and body fluid compartments, *Nutr Cancer*, 2 72-80.
66. Sobol W., Rössner S., Hinson B., Hiltbrandt E., Karstaedt N., Santago P., Wolfman N., Hagaman A., Crouse J.R. (1991): Evaluation of a new magnetic resonance imaging method for quantitating adipose tissue areas, *Int J Obesity*, 15 589-599.
67. Seidell J.C., Björntorp P., Sjöstöm L., Sannerstedt R., Krotkiewski M., Kvist H. (1989): Regional distribution of muscle and fat mass in men. New insight into the risk of abdominal obesity using computed tomography, *Int J Obesity*, 13 289-303.
68. Griffiths H., Ahmed A. (1992): A dual frequency applied Potential tomography technique, *Clin Phys Physiol Meas*, 8, Supply, A 103-7, UK.
69. Riu P., Rosell J., Pallas-Areny R. (1992): Multifrequency electrical impedance tomography as an alternative to absolute imaging, *Clin Phys Physiol Meas*, 8, Supply, A 61-65, UK.
70. Duck F.A. (1990): Physical properties of tissue. A comprehensive reference book, Academic Press Inc, pp.167-223.

71. Foster K.R., Schwan H.P. (1989): Dielectric properties of tissues and biological materials, *Biomed. Eng*, 17 25-104. A critical review.
72. Thompson C.M., Kong C.H., Lewis C.A., Hill P.D., Thompson F.D. (1993): Can bioelectrical impedance be used to measure total body water in dialysis patients? *Physiological Measurement*, 14 455-461.
73. Pianossi P.T. (2004): Measurement of exercise cardiac output by thoracic impedance in healthy children, *Eur J Appl Physiol* Aug, 92(4-5) 425-30. Epub 2004 Jun 23.
74. Kerckamp H.J., Heethaar R.M. (1999): A comparison of bioimpedance and echocardiography in measuring systolic heart function in cardiac patients, *Ann N Y Acad Sci* Apr, 873 149-54.
75. Bogaard H.J., Woltjer H.H., Postmus P.E., de Vries P.M. (1997): Assessment of the haemodynamic response to exercise by means of electrical impedance cardiography: method, validation and clinical applications, *Physiol Meas* May, 18(2) 95-105. Review.
76. Sami R.S., Kochi C., Ramalho R.A., Schoeps D.O., Sato K., Mattoso L.C., Ximenes C.F., Souza F.I., Damiani F.M. (2002): Vitamin A: blood level and dietetics intake in stunted children and adolescents without hormonal disease, *Rev Assoc Med Bras* Jan-Mar, 48(1) 48-53.
77. Bellizzi V., Scalfi L., Terracciano V., De Nicola L., Minutolo R., Marra M., Guida B., Cianciaruso B., Conte G., Di Iorio B.R. (2006): Early changes in bioelectrical estimates of body composition in chronic kidney disease, *J Am Soc Nephrol* May, 17(5) 1481-7. Epub 2006 Apr 12.
78. Medici G., Mussi C., Fantuzzi A.L., Malavolti M., Albertazzi A., Bedogni G. (2005): Accuracy of eight-polar bioelectrical impedance analysis for the assessment of total and appendicular body composition in peritoneal dialysis patients, *Eur J Clin Nutr* Aug, 59(8) 932-7.
79. Stahl S.L., Ginsberg N.S., De vita M.V. (1996): Comparison of five body composition methods in peritoneal dialysis patients. *Am J Clin Nutr*, 64 125-130.
80. Hope A., Hjelle J., Aanderud L., Aakvaag A. (2005): Time and temperature effects on body fluid loss during dives with the open hot-water suit, *Aviat Space Environ Med* Jul, 76(7) 655-60.

81. Kyle UG, et al. (2004): ESPEN Guidelines. Bioelectrical impedance analysis - part 2: utilization in clinical practice, *Clin. Nutr*, 23 1430-53.
82. Martinoli R., Mohammed E.I., Majolo C,-et al. (2003): Total body water estimation using bioelectrical impedance:a meta-analysis of the data available in the literature, *Acta Diabetol*, 40(Supp 1) 203-S206.

8.ÖZGEÇMİŞ

1966 yılında doğdum. İlk öğrenimimi Reşat Nuri Güntekin İlkokulu'nda, lise öğrenimimi Kadıköy Kız Lisesi'nde tamamladım. İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi'nden 1990 yılında mezun oldum. Mecburi hizmetimi SSK Bandırma Hastanesi'nde yaptıktan sonra İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Farmakoloji Anabilim Dalı'nda farmakoloji uzmanlığımı tamamladım. 2003 yılında İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Sualtı Hekimliği ve Hiperbarik Tıp Anabilim Dalı'nda tıpta uzmanlık öğrencisi olarak çalışmaya başladım.