



Fizyoterapide Kullanılan Ultrasonik Dönüştürücülerin Güç İletim Verimliliğinin Artırılması

Increasing Power Transmission Efficiency of Ultrasonic Transducers Used in Physiotherapy

Mithat ÖZDİNGİŞ ve Baki KARABÖCE

Medikal Metroloji Laboratuvarı, TÜBİTAK UME, Kocaeli, Türkiye
mithat.ozdingis@tubitak.gov.tr, baki.karaboce@tubitak.gov.tr

Kürşad BOSTAN ve Hayriye KORKMAZ

Teknoloji Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği, Marmara Üniversitesi, İstanbul, Türkiye
krsd.bstn@gmail.com, hkorkmaz@marmara.edu.tr

Özetçe—Ultrasonik dönüştürücü olarak bilinen piezo elektrik dönüştürücüler (PZTler), medikal alanda tedavi ve tanılama amacıyla kullanılmaktadır. İçerdikleri kimyasal malzemelerin elektriksel özelliklerinden dolayı PZTler, birlikte kullanıldıkları elektriksel devreler ile etkin verimlilikle çalışabilmesi için, bu malzemelerin elektriksel olarak doğru olarak modellenmesi ihtiyacı vardır. Akustik enerji üreten ultrasonik sistemlerde kullanılan PZTler alternatif güce ihtiyaç duymaktadır. PZTnin elektriksel modelinde bulunan reaktif yükler, alternatif gücün parametrelerinden biri olan frekansa bağlı olarak değişim gösterirler. PZTlerden üretilmiş tedavi amaçlı ultrasonik problemlerin etkin bir verimlilikle çalışabilmesi için alternatif güç kaynağı ile elektriksel empedans uyumunun gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Böylelikle kaynaktan uygulanan gücün prob üzerinde tüketilmesi ve etkin doz ile tedavinin gerçekleştirilmesi sağlanacaktır. Bu çalışmada, medikal alanda kullanılan 1 MHz merkez frekansında çalışan PZTden üretilmiş dikdörtgen geometride probun elektriksel uyumlaştırma işlemleri sunulmuştur. Prob ve PZT'lerin empedans değerleri prob üretim sürecinin her aşamasından ölçülmüş ve hesaplanmış sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler — empedans uyumlaştırma; ultrasonik prob; elektriksel güç iletimi

Abstract—The piezoelectric transducers (PZTs), known as ultrasonic transducers, are used for medical treatment and diagnostic purposes. Although PZTs is produced by chemical methods and PZTs need to be modeled due to the electrical properties of chemical materials in order to design the electrical circuits in which PZTs are used. The PZTs used in ultrasonic systems in order to produce acoustic energy need to alternative power. Reactive loads existing in the electrical model of PZT vary depending on frequency that is one of the parameters of alternative power. The electrical impedance matching with the alternative power supply has to be carried out in order to ensure that the produced treatment probes by using PZTs work effectively. Thus, the power applied from the source will be consume on the probe and the effective dose and treatment will be

provided. In this study, electrical matching of the probe having a rectangular geometry produced from PZT and operating a central frequency of 1 MHz which is used in the medical field is presented. The impedance values of the probe and PZTs were measured at the process stages of the probe production and results was given about the results of the matching circuit realized after calculations and simulations.

Key Words — impedance matching; ultrasonic probe; electrical power transmission

I. GİRİŞ

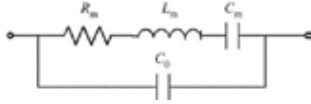
Tıp alanında tedavi ve tanılama amaçlı olarak kullanılmakta olan ultrasonik dönüştürücülerin en büyük avantajlarından birisi noninvasive bir yöntem olmasından kaynaklanmaktadır. Fizyoterapide tedavi amaçlı kullanılan ultrasonik dönüştürücüler ultrasonik dalganın basınç alanı etkisiyle hasta dokusuna etki etmektedir[1]. Bu etki ultrasonik dönüştürücüye aktarılan güçle doğru orantılıdır. Ultrasonik dönüştürücü ile güç kaynağı arasında empedans uyumu sağlanmazsa sinyal kaynağa geri yansır ve güç kayıpları yaşanır[2]. Verimli ve kontrollü bir şekilde çalışmak için empedans uyumuna ihtiyaç vardır.

Empedans uyumlaştırmayla ultrasonik dönüştürücünün empedansının güç kaynağı olarak kullanılan işaret üretici ve RF yükseltecin iç direncine eşitlenmesi durumunda ultrasonik dönüştürücüye maksimum güç aktarılır [2]. Ultrasonik dönüştürücünün empedansını RF yükseltecin iç direncine eşitlemek için kullanılan çeşitli uyumlaştırma yöntemleri vardır. Sabit frekansa uyumlaştırma için transformatörler, “Pi” ve “T” devreler kullanılabilir. Bu çalışmada kullanılan ultrasonik dönüştürücü kurşun-zirkanat-titanat (PZT) dönüştürücü olup 1 MHz rezonans frekansına ve dikdörtgen geometriye sahiptir. Dikdörtgen PZT’ den üretilmiş prob için “L” tipi uyumlaştırma devresi tasarlanmış ve uyumlaştırma performansı incelenmiştir.

II. MATERYAL VE YÖNTEM

A. Ultrasonik dönüştürücüler

Dönüştürücüler, bir enerji şeklini başka bir enerji şekline dönüştüren yapılardır. Medikal alanda da kullanılan ultrasonik dönüştürücüler piezo elektrik malzemelerden üretilmişlerdir (PZTler). PZTler, kendilerine uygulanan mekanik kuvveti elektrik enerjisine çevirirken elektriksel güç uygulandığında ise mekanik esneklikleri sebebiyle fiziksel boyutlarındaki değişimle titreşir ve ultrasonik dalga oluştururlar. En bilinen ultrasonik dönüştürücüler, kurşun zirkonat titanatlar (PZTler), niobatlar ve barium titanatlar olarak bilinir ve elektriksel özellikleri ile kullanım alanları değişmektedir[3,4]. Ultrasonik problarda yük, piezoelektrik malzemedir [3-5]. Elektriksel olarak genellikle Şekil 1’de verilen Butterworth-van-Dyke model ile modellenen bu malzemeler rezonatör karakteristiğine sahiptir ve kalınlıklarıyla ters orantılı olarak belli bir frekansta rezonansa girerler[6-8].



Şekil. 1. Ultrasonik dönüştürücünün Butterworth-van-Dyke model.

Bu modelde seri $R_m L_m C_m$ elemanları sırası ile mekanik sönümlenmeyi, kütle ve elastik uyumu ifade ederken bunlara paralel kapasitör ise dönüştürücünün iki iletken yüzeyi arasındaki elektrostatik kapasitansı ifade eder[9]. Modeldeki seri kapasite C_m ile indüktör L_m nin reaktanslarının birbirine eşitlendiği frekans, dönüştürücünün rezonans frekansıdır.

B. Ultrasonik prob ve uyumlaştırma devresi

Bu çalışmada, merkez frekansı 1 MHz olan Piezokeramika EPC firmasına ait APC 850 model medikal PZT dönüştürücü kullanılmıştır. Dairesel PZT dikdörtgen şeklinde kesilmiş ve üretilen probda kullanılmıştır.

Prob üretimi istenilen geometride PZTnin kesilmesi, “backing” (destekleme) işlemi uygulanması, uyumlaştırma devresinin tasarımı ve üretimini içeren bir dizi işlemlerden oluşmaktadır[10]. İşlem basamaklarının her birinde probun empedans parametreleri Agilent 4395A empedans analizörü kullanılarak ölçülmüştür. Ölçümler merkez çalışma frekansını da kapsayacak şekilde belli bir frekans spektrumunda empedans, faz, direnç ve reaktans ölçümleri şeklinde gerçekleştirilmiştir.

PZT’nin istenilen geometride kesilmesinden prob yapılma aşamasına kadar süren işlem basamaklarında eşdeğer devre değerleri empedans analizörü kullanılarak ölçülmüş ve elde edilen veriler Tablo I’de verilmiştir. Destekleme ve kablolama işlemlerinden sonra rezonans frekansı ve buna bağlı olarak empedans ve eşdeğer devre elemanlarının değerlerinin değiştiği gözlemlenmiştir. Eşdeğer devre değerlerinin ölçümü rezonans frekansında yapılmaktadır.

TABLO I. ÖLÇÜLEN EŞDEĞER DEVRE DEĞERLERİ

İşlem	Rezonans Frekansı (MHz)	Eşdeğer Parametreler			
		R_m (Ω)	L_m (μH)	C_m (pF)	C_0 (pF)
Kesimden Sonra	1,004	33,056	215,51	116,67	542,14
Desteklemeden Sonra	1,047	98,434	132,41	185,32	769,73
Kablodan Sonra	1,051	116,35	191,95	128,61	701,98

Seri rezonans elde edebilmek amacıyla faz açısının “0°”ye en yakın olduğu frekans seçilerek eş değer devre değerleri ölçülmüş ve bu değerler kullanılarak dönüştürücünün empedans değerleri hesaplanmıştır. Hesaplanan empedans değerleri teorik empedans değerleri olarak Tablo II’de verilmiştir.

TABLO II. HESAPLANAN EMPEDANS DEĞERLERİ

İşlem	Rezonans Frekansı (MHz)	Z karmaşık (Ω)	Zeş (Ω)
Kesimden sonra	1,004	32,82-j2,92	32,95
Desteklemeden Sonra	1,047	122,23-j14,45	123,08
Kablolamadan sonra	1,062	102,59-j80,30	166,31

Teorik değerlerle karşılaştırma yapabilmek için empedans analizörü kullanılarak probun empedans, direnç ve reaktans değerleri ayrıca ölçülmüş ve bu değerler Tablo III’de verilmiştir. Ultrasonik probun merkez frekansında rezonansa gelmesini istediğimiz için 1 MHz frekansında empedans değerleri ayrıca ölçülmüştür.

TABLO III. ÖLÇÜLEN EMPEDANS DEĞERLERİ

İşlem	Rezonans Frekansı (MHz)	Z karmaşık (Ω)	Zeş (Ω)
Kesimden sonra	1,004	19,67-j0,25	21,83
Desteklemeden Sonra	1,047	130,31-j0,03	130,34
Kablolamadan sonra	1,062	179,96-j20,24	181,09
Kablolamadan sonra	1,000*	63,27-j41,51	75,67

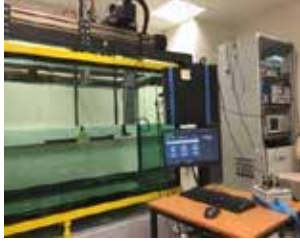
* Uyumlaştırma devresi için seçilen frekans (*PZT merkez frekansı)

Tablo II ve Tablo III incelendiğinde, prob üretim aşamalarında yapılan ölçümlerde PZT dönüştürücünün rezonans frekansının merkez frekansında olmadığı görülmüştür. Ayrıca, ölçüm ile bulunan eşdeğer parametrelerinden hesaplanan eşdeğer empedansının da farklı olduğu görülmektedir. Bu farklılığın, parazitik etkilerin yanısıra kablolama, üretilen proba uygulanan destekleme işlemi ile dönüştürücünün yerleştirildiği koruyucu pirinç kılıf ve çevresel etkilerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

C. Uyumlaştırma devresi tasarımı

Prob üretimi tamamlandıktan sonra yapılan empedans ölçümleri sonucunda, probun etkin verimlilikle çalışabilmesi için kaynak ile empedans uyumlaştırmasının yapılması gerekliliği ortaya çıkmıştır. Uyumlaştırma devresi olarak “L” tipi empedans uyumlaştırma devresi seçilmiştir. Bu devre kullanılan eleman sayısının azlığı sebebiyle boyutları küçük, üretimi kolay ve üretimde kullanılan elemanların devreye etkisinin görece daha az olduğu devre tipidir.

Empedans uyumlaştırma devresinin çalışma frekansı olarak PZT'nin merkez frekansı olan 1 MHz belirlenmiştir. Böylelikle otomatik kontrollü ölçüm sisteminde birden fazla probun karakterizasyonu yapılırken her biri için farklı rezonans frekansı ayarlama gereksinimi ortadan kaldırılmış olacaktır. Ultrasonik problemlerin karakterizasyonu için TÜBİTAK UME Medikal Metroloji Laboratuvarı'nda kullanılmakta olan otomatik ölçüm sistemi Şekil 2'de görülmektedir.



Şekil 2. Ultrasonik güç ölçüm sistemi

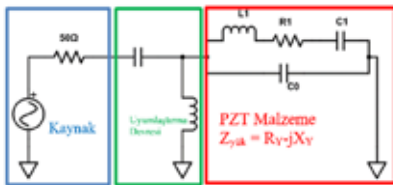
Üretilen probda kullanılan PZT'nin merkez frekansında ölçülen eşdeğer devre değerlerine göre uyumlaştırma devresinde kullanılacak L ve C değerleri hesaplanmış ve bu değerler Tablo IV'de verilmiştir. Hesaplamalarda kaynak ve RF yükselteç iç direnç değerleri olarak üretici kataloglarında belirtilen 50Ω değeri kullanılmıştır.

TABLO IV. HESAPLANMIŞ L VE C DEĞERLERİ

Rezonans Frekansı (MHz)	L (μH)	C (nF)	Z _{eş} (Ω)	
			Uyumlaştırma öncesi	Uyumlaştırma sonrası
1,004	-	-	32,95	-
1,047	1,56	2,40	130,34	50,00
1,062	1,81	1,84	181,09	50,00
1,000*	9,25	3,53	75,67	50,00

* Uyumlaştırma devresi için seçilen frekans (*PZT merkez frekansı)

"L" tipi empedans uyumlaştırma devresi hesaplamalarında yükün iç dirençten büyük veya küçük olması gözönünde bulundurulmalıdır. Kaynak iç direncinin yükten büyük olması durumunda devre Şekil 3'deki gibi olurken, kaynak iç direnci yükten küçük olursa uyumlaştırma devresindeki L elemanı C elemanının önüne getirilerek kaynağa daha yakın yerleştirilir.



Şekil 3. Yükün, yükseltecin iç direncinden büyük olması durumunda eşdeğer devre modeli

Bu duruma ait eşdeğer devre denklemi (1)'de verilmiştir.

$$\frac{1}{\frac{1}{R_Y - jX_Y} + \frac{1}{jX_L}} - jX_C = 50 \quad (1)$$

R_Y : Yük empedansının gerçek kısmı
 X_Y : Yük empedansının sanal kısmı
 X_L : Bağlanan paralel bobinin reaktansı
 X_C : Bağlanan seri kondansatörün reaktansı

Denklem (1)'de sadeleştirmeler yapıлып gerçek kısımlar birbirine eşitlenirse denklem (2) elde edilir.

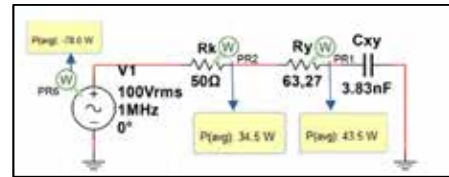
$$(R_Y - 50)X_L^2 + 100X_YX_L - 50(R_Y^2 + X_Y^2) = 0 \quad (2)$$

Denklem (2) çözüldüğünde elde edilen köklerden pozitif olanı X_L 'yi verir. Uyumlaştırma devresinde 1 MHz merkez frekansı için empedansı X_L olan bir paralel bobin bağlanır. Paralel bobin yerine kapasite bağlanacaksa negatif kök kullanılır. Alternatif devrelerde rezonansın oluşabilmesi için kapasitif ve indüktif reaktansların birbirini yok etmesi yani farklarının "0" olması gerekmektedir. Bu sebeple, denklem (1)'deki sanal kısımlar birbirine eşitlenerek denklem (3) elde edilir.

$$jX_C = jX_L \frac{R_Y^2 + X_YX_L - X_Y^2}{R_Y^2 + (X_L - X_Y)^2} \quad (3)$$

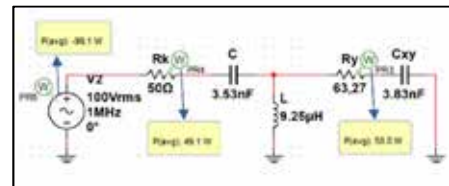
Denklem (3)'te empedans analizörüyle yapılan ölçümler sonucunda elde edilen değerler ile denklem (2) nin çözümünden bulunan değerler yerine konularak X_C bulunur.

Uyumlaştırma devresinde kullanılacak alternatif akım devre elemanlarının değerlerinin hesaplanmasından sonra Multisim programı yardımıyla devrenin simülasyonu gerçekleştirilmiştir. Prob üretiminde kullanılan PZT simülasyon devresine 1 MHz merkez frekansında empedans analizörü ile ölçülen gerçek ve sanal kısımlarını gösteren R_Y ve C_{XY} sembolleri ile modellenmiştir. Şekil 4' te uyumlaştırmasız devre simülasyonu verilmiştir. Alternatif gerilim kaynağının etkin gerilimi 100 V ve frekansı 1 MHz olarak ayarlanmıştır. Kaynağın iç direnci olarak seri 50 Ω bağlanmıştır. Uyumlaştırmadan önce ultrasonik probda harcanan güç (P_{avg}) 43,5 W olarak görülmüştür. Prob empedansının kaynak iç direncine eşit olması durumunda yükte 50 W harcanmalıdır.



Şekil 4. Uyumlaştırma devresi olmadan Multisim programıyla simülasyon

Uyumlaştırma devresinde 1 MHz merkez çalışma frekansı için empedansı X_C olan seri kondansatör bağlanır. Uyumlaştırma devresi eklendikten sonra (P_{avg}) 50W harcandığı Şekil 5' te görülmektedir.



Şekil 5. Uyumlaştırma devresi ile Multisim programıyla simülasyon

1 MHz merkez frekansında uyumlaştırma yapmak için bir bobin ve bir kondansatörden oluşan “L devre” gerçekleştirilmiştir [11]. Devrede kullanılan kondansatörler ticari ürünler olup bobinler ise hava nüveli olarak Medikal Metroloji laboratuvarında üretilmiştir.

Yapılan hesaplamalara göre empedans uyumlaştırma devresi gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen devrenin proba kolay bağlantısının yapılabilmesi için Şekil 6’ da görüldüğü gibi kutulanmıştır.



Şekil 6. Empedans Uyumlaştırma devresi

III. ÖLÇÜM SONUÇLARI

Empedans analizörü ile ölçümlerden önce Keysight 43961A RF Impedance Test Kit ile empedans analizörü cihazının açık devre, kapalı devre ve yük kalibrasyonları yapılmıştır. Üretilen probun kablosunun 50 Ω’luk erkek BNC bağlantı noktasından empedans analizörle ölçüm alınabilmesi için 43961A kitinin altın kontak girişine dişi BNC ile bir aparat hazırlanmıştır. Ölçümlerden önce empedans analizörün “Fixture Compensation” özelliği kullanılmış ve ölçüm referans noktası ayarlanmıştır. Farklı zamanlarda tekrarlanan ölçümlerden elde edilen değerlerin ortalaması empedans değeri olarak kullanılmıştır. Böylelikle ölçüm ortamından gelebilecek gürültüler en aza indirilmiştir.

Üretilen probun empedans, faz, direnç, reaktans değerleri uyumlaştırma devresiyle birlikte ve uyumlaştırma devresi olmadan empedans analizör ile ölçülmüş ve ölçülen değerler Tablo V’de karşılaştırılmalı olarak verilmiştir.

TABLO V. ÖLÇÜLEN EMPEDANS DEĞERLERİ

İşlem	Uyumlaştırmadan Önce	Uyumlaştırmadan Sonra
Empedans (Ω)	75,67	49,27
Direnç (Ω)	63,27	49,66
Reaktans (Ω)	-41,51	-0,38
Faz ($^\circ$)	-33,29	-0,48

IV. SONUÇ

Bu çalışmada 1 MHz merkez frekansına sahip dönüştürücünün rezonans frekansı bölgesindeki elektriksel davranışı incelenerek; empedans, direnç, reaktans ve faz ölçümleri yapılmıştır. Dönüştürücü yapısı ve elektriksel eşdeğer modeli araştırılmış, empedans analizörü kullanılarak eşdeğer devre modelinde yer alan elemanların değerleri ölçülmüştür. “Backing” işleminden sonra empedansta doğrusal olmayan bir artış ve rezonans frekansının kHz mertebesinde değiştiği

görülmüştür. Empedans uyumlaştırma hesabı bu değerlere göre yapılmıştır.

“L” uyumlaştırma devresinde kullanılan eleman sayısı az olduğu için parazitik etkileri görece daha az, hacimce küçük ve istenilen etkiyi sergileyecek özelliktedir. Bu devreye göre yükün iç dirençten büyük olması durumu için hesaplamalar yapılmıştır.

Devrenin Multisim programında gerçek zamanlı olarak yapılan simülasyonunda teoriye uygun olarak yük üzerine maksimum güç aktarımının gerçekleştiği gözlemlenmiştir. Uyumlaştırma devre elemanlarında mW seviyesinde ihmal edilebilir güçler harcandığı görülmüştür. Uyumlaştırma öncesi kaynaktan çekilebilen akım miktarının düşük olması sebebiyle harcanan toplam güç 78W iken empedans uyumlaştırma sonrası eşdeğer devrenin toplam empedansının azalması sebebiyle çekilen akım miktarı artmış ve harcanan toplam güç 100W olmuştur.

Uyumlaştırma devresi gerçekleşip kutulanmıştır. Empedans uyumlaştırma devresiyle ve uyumlaştırma devresi olmadan ölçümler alınmıştır. Sistemin rezonans frekansı 1MHz’e kaydırılmış ve uyumlaştırma yapıldıktan sonra dönüştürücü empedansı yaklaşık 50Ω saf omik olarak ölçülmüştür. Bu durumda ultrasonik probun tam verimle çalışması beklenir.

KAYNAKÇA

- [1] Sahin, Ali, and Andrew C. Baker. "Ultrasonic pressure fields due to rectangular apertures." *The Journal of the Acoustical Society of America* 96.1 (1994): 552-556.
- [2] Liu, Haijun, and Juan Zeng. "Study On Dynamic Matching Of Electroacoustic Transducer Based On The Vibration Active Control presented at the The 21st International Congress on Sound and Vibration, Beijing/China, 13-17 July, 2014.
- [3] Dineva, P., Gross, D., Müller, R., and Rangelov, T. (2014). Piezoelectric materials. In *Dynamic Fracture of Piezoelectric Materials* (pp. 7-32). Springer, Cham.
- [4] Gallego-Juarez, J. A. "Piezoelectric ceramics and ultrasonic transducers." *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, 1989 vol:22, pp:804-816
- [5] Ergun, C., Yılmaz, Ş., Özdemir, E., Ergun, C., Gül, Ö., Kalenderli, Ö. Piezo Elektrik Malzemeler ve Uygulamaları, Proceedings of 11th International Materials Symposium, April 19-21, 2006, Denizli, Türkiye
- [6] Redwood, M., "Transient Performance of a Piezoelectric Transducer", *Acoustical Society of America*, 1961 vol:33, pp:527-536
- [7] Tilmans, H. A. (1997). Equivalent circuit representation of electromechanical transducers: II. Distributed-parameter systems. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 7(4), 285.
- [8] Prokic, M., "Piezoelectric Transducers Modelling and Characterization", MPI, Le Locle Switzerland, 2004(August)
- [9] Kim, J., Grisso, B. L., Kim, J. K., Ha, D. S., and Inman, D. J., Electrical modeling of piezoelectric ceramics for analysis and evaluation of sensory systems. In *Sensors Applications Symposium, 2008. SAS 2008. IEEE* (pp. 122-127).
- [10] Özdingiş, M., Karaböce, B. and Erdemli, Y.E., "Production of Probes to Characterize Acoustic Field Effects Due to The Geometry of Piezoelectric Transducers: Rectangular and Rhomboid Transducers." *2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. IEEE, 2018.
- [11] Svilainis, L., and Dumbrava, V., Evaluation of the ultrasonic transducer electrical matching performance. *Ultragarsas' Ultrasound*, 2007, 62(4), 16-21.