

Tıpta Yüksek Gerilimli Tanı ve Tedavi İçin Araç Tasarımı Device Design with High Voltage for Medical Diagnosis and Treatment

M. S. Hamulu¹, Ö. Kalenderli²

^{1,2} Elektrik Mühendisliği Bölümü
İstanbul Teknik Üniversitesi
² kalenderli@itu.edu.tr

Özetçe

Bu çalışmada, laboratuvar koşullarında gerçekleştirilen, monofazik dalga veren bir prototip kardiyak defibrilatör ve bu araç için hem bilgisayarda LTspice programı ile yapılan simülasyonların hem de laboratuvar ortamında yapılan deneysel uygulamaların bilgileri ve sonuçları sunulmuştur.

Abstract

In this study, a prototype cardiac defibrillator which gives monophasic waveform is implemented under laboratory conditions, and for this device, the results of the computer simulations performed by using LTspice program, and experimental applications carried in the laboratory are presented.

1. Giriş

Günümüzde tıbbın birçok dalında gerilim ve akım kullanılan tanı ve tedavi uygulamaları bulunmaktadır. Bu uygulamaların büyük çoğunluğu bir cihaz yardımı ile gerçekleştirilen uygulamalardır, ancak gerilim veya akımın doğrudan hastalara uygulandığı tedavi yöntemleri de bulunmaktadır. Elektrikğin tıptaki ilk uygulaması olarak, kaslar ve dokular üzerinde uyarma oluşturmak üzere yapılan elektroterapi çalışmaları, ilk yüksek gerilim uygulaması olarak ise x-ışınlarının üretilmesi ve görüntüleme amacı ile kullanılması gösterilebilir [1]. Bu başlangıç uygulamalarından sonra elektrik ve elektronik uygulamalı tanı ve tedavi yöntemleri büyük bir hızla gelişmiştir. Bu gelişmeler, erken tanı ve hızlı tedavi gibi hayati önem taşıyan olanaklar sağlamış ve bu sayede insan yaşam süresi ve yaşam kalitesi artırılmıştır.

Dünyada elektrik ve elektronik yapı içeren tıp uygulamaları ile ilgili pekçok araştırma ve geliştirme çalışmaları devam etmektedir. Ülkemizde, bu gelişmeler doğrultusunda tıbbi cihazların yapılması veya var olanların geliştirilmesi ile ilgili arge çalışmaları daha sınırlıdır.

Bu çalışmada henüz yerli imalatı bulunmayan ve tıpta kalp krizi sonucu ani ölümlerin engellenmesinde büyük rol oynayan harici defibrilatörün çalışma prensibi ve yapısı incelenerek cihazın, monofazik akım darbesi üreten küçük bir prototipi yapılmıştır. Bu amaç için hem bilgisayarda hem de laboratuvar ortamında çeşitli kuramsal ve uygulamalı simülasyonlar ve deneyler gerçekleştirilmiştir.

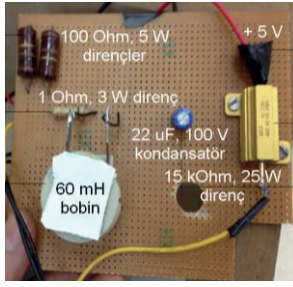
2. Defibrilatör

Dünyada ani ölümlerin birçoğu, kalp krizi olarak bilinen ve kalbin çeşitli nedenlerden dolayı normal ritminin üzerinde çalışmak için normal düzeyden kasılıp çalışmaması durumundan kaynaklanan ölümlerdir. Sağlıklı ve yetişkin bir insanda, tam dinlenme anında, kalbin sinoatrial düğümü hücreleri 60-90 nabız atımı oluşturacak şekilde uyarma akımı oluşturmaktadır. Ancak kalbin karıncık kısmına (ventrikül) herhangi bir nedenden dolayı kan gitmemesi veya düğüm hücrelerindeki hasar sonucunda bu hücreler dakikada 250 ile 450 arası atım oluşturmak amacıyla elektrik üretimine başlarlar. Bu 250 civarı atan nabıza ventriküler taşikardi (VT), 450 civarı atan nabıza ise ventriküler fibrilasyon (VF) adı verilir. Eğer bu normal olmayan ritimleri oluşturan elektriksel uyarma bir dış etken ile hızlı bir şekilde ortadan kaldırılmaz ise hastanın kalbi kan pompalayamayacak kadar çok kasılır (kalp krizi) ve bu olay hastanın ölümüne neden olur. Yapılan araştırmalara göre hastanın bu kriz anında geçirdiği her dakika yaşama şansını %7 ile %10 arasında azaltır ve bu sebepten çok hızlı bir şekilde kalp üzerinden yüksek bir akım geçirilmeli ve kalp kası uyarılmalıdır [2]. Bu kriz anının ortadan kaldırılmasındaki en hızlı yöntem ise hastaya defibrilatör cihazı ile defibrilasyon uygulanmasıdır. Kalpte belirtilmiş olan ventrikül problemleri dışında kalp kulakçığında da (atrium) oluşan problemler kalp krizine neden olabilir fakat defibrilatör kullanımı istisnai durumlar dışında sadece kalbin ventrikülündeki problemlerin neden olduğu fibrilasyonlar için kullanılabilir.

Defibrilasyon işlemi temelde hastalara vücut içerisinden yani kalbe direkt bağlı bir cihaz ile veya deri üzerinden uygulanan akım ile gerçekleşmektedir. Yani defibrilatörler uygulama noktalarına göre ikiye ayrılırlar. Bunlardan eski ve yüksek gerilim kullanılan yöntem deri dışından defibrilasyondur ve harici defibrilatörler kullanılır. Alçak gerilimle kalbe direkt akım uygulayan yöntemde ise alçak gerilimli, vücuda yerleştirilebilir defibrilatörler kullanılır.

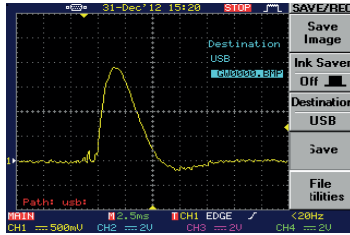
2.1. Harici Defibrilatörler

Defibrilatörler arasında bir yüksek gerilim uygulaması olan harici defibrilatörler, insan hayatı için büyük önem taşıyan uygulamaların belki de en başında gelir. Yüksek gerilim uygulaması defibrilatörlerin şarj edilmesi bölümünde yer alır. İlk olarak 1900'li yılların başlarında araştırmalarına başlanan



Şekil 6: Gerçeklenen devre şeması.

Şekil 6'da görülen devre, bir güç kaynağı ile birlikte bir kutuya konulmuş ve elle kontrol edilmek üzere anahtarlama elemanlarına bağlanmıştır. Daha sonra laboratuvarında 50 Ω 'luk dirence bağlanıp deşarj deneyleri gerçekleştirilmiştir. Bu deney sonuçları bir osiloskop yardımı ile görüntülenmiştir.



Şekil 7: Defibrilatör deşarj deneyinde alınan gerilim dalgası.

Şekil 7'de laboratuvarında yapılan deşarj deneyinde 50 Ω 'luk direnç üzerinde oluşan gerilim dalga şekli, osiloskop görüntüsü olarak verilmiştir. Bu osiloskop görüntüsünde düşey doğrultudaki her iki çizgi arasındaki fark olan gerilim ölçeği 500 mV ve yatay doğrultudaki her iki çizgi arasındaki fark olan zaman ölçeği ise 2.5 ms'dir. Buna göre tepe noktasındaki gerilim değeri yaklaşık 1.9 volt ve boşalma süresi yaklaşık 6 ms olarak okunmaktadır. Dalga şeklinde yükselme öncesi görülen gürültü, anahtarlamanın elle gerçekleştirilmesinden kaynaklanan anahtarlama gürültüsüdür. Elde edilen gerilimin tepe değeri, hastayı temsil eden direnç değerine bölündüğünde maksimum 38 mA'lık akım olduğu görülmektedir. Bu test sırasında kondansatör 5.3 V doğru gerilimle şarj edilmiştir. Kondansatör üzerinde biriken enerji (1) denkleminden 309 μ J olarak hesaplanmıştır. Aynı devre farklı direnç değerleri için de test edilmiş ve aynı düzgünlükte dalga şekilleri elde edilmiştir. Deneyler sonucunda elde edilen akım tepe değerleri Tablo 2'de gösterilmektedir.

Tablo 2: Farklı direnç değerlerinde akım tepe değerleri

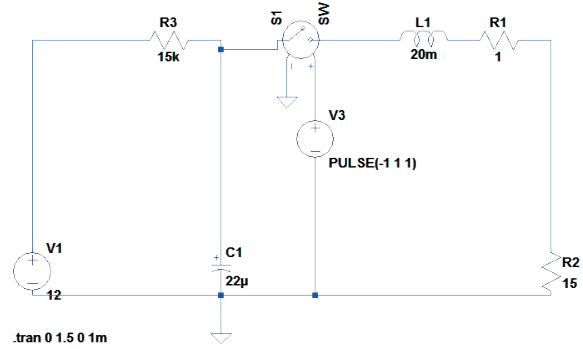
R (Ω)	I (mA)
50	38
75	33
100	30
125	26
150	23

3.2. Canlı denek üzerinde tasarımın test edilmesi

Tasarımı gerçekleştirilen cihazın gerçeğe ne kadar yakın olduğunun belirlenmesi ve canlı bir kalp üzerinde denenmesi amacı ile 16.01.2013 tarihinde Marmara Üniversitesi Farmakoloji Laboratuvarı'nda bir adet denek (sıçan) üzerinde bir ön test gerçekleştirilmiştir. Testte denegin uyutulduktan

sonra fibrilasyona sokulması planlanmıştır. Bu fibrilasyon için literatürde iki tip uygulama olduğu öğrenilmiştir. Bu uygulamalardan ilki deneye alternatif gerilim uygulanmasıdır. Ancak bunun gerçekleştirilmesi sırasında denegin kalbinde defibrilasyon deneyinin gerçekleşmesini engelleyecek kadar ciddi hasarlar oluşabilmesi ihtimali bulunması bu yöntemi elemine etmiştir. İkinci yöntem ise deneye yüksek dozda adrenalin verilmesi ile gerçekleşmektedir. Bu yöntemin dezavantajı ise denegin defibrile edildikten belirli bir süre sonra ilacın etkisi ile tekrardan fibrilasyona girmesidir.

Defibrilasyon işlemi testi öncesinde gerçekleştirilen tasarım üzerinde bazı küçük değişiklikler yapılmıştır. Bunun nedeni tasarımın 50 Ω ve üzeri dirençler için yapılması ve denegin göğüs bölgesinin bu değerden daha küçük bir dirence sahip olmasıdır. Bu testte denegin göğüs bölgesindeki direnç 15 Ω olarak modellenmiştir. İnsan direncinin 50 Ω olduğu düşünülürse ve öz direnç sabit kabul edilip kesit alanı 1/37.5 azaltılıp, uzaklık ise 1/100 olarak kabul edilirse, direnç denkleminden 15 Ω 'luk bir direnç değeri elde edilir. Bu direnç değerine göre ayarlanan simülasyon devresi Şekil 8'deki gibidir.



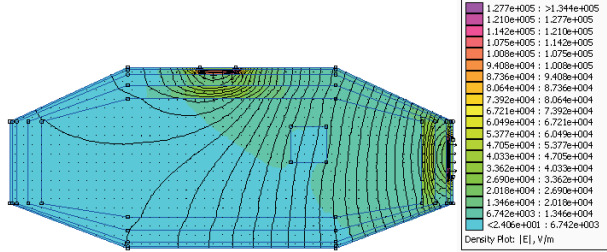
Şekil 8: Canlı kalp testi simülasyon modeli

Test sonucunda denegin fibrilasyondan çıkartılıp normal kalp ritmine döndürüldüğü gözlemlenmiş ve raporlandırılmıştır. Ancak bu gözlem (EKG cihazındaki ayar hatasından dolayı), uzman bir doktor tarafından palpasyon ile yapılmıştır.

3.3. Tasarlanan Devrenin Elektrik Alan Dağılımı

Yüksek gerilim ile şarj edilen kapasitenin elektrotlar aracılığı ile insanın göğüs empedansı üzerinden boşaldığı belirtilmiştir. Bu boşalma sırasında elektrotların belirli bir düzende yerleştirilmesi gerekmektedir. Çünkü akımın bu iki elektrot arasından geçerken kalbin akım geçiş yolu üzerinde olması istenmektedir. Kalbin bu geçiş yolunda olup olmadığını anlamak ve karşılaştığı elektriksel zorlanmaları belirlemek için, bir sayısal elektromanyetik alan inceleme yöntemi olan sonlu elemanlar yöntemine göre çözümleme yapan FEMM adlı bilgisayar programı ile düzenlenen bir model üzerindeki elektrik alan dağılımı incelenmiştir. Bu inceleme sırasında kullanılan modeldeki katman kalınlıkları için kesin büyüklükler bulunmamaktadır, çünkü deri kalınlığı kas kalınlığı, kemik yoğunluğu gibi büyüklükler canlıdan canlıya çok farklılık gösteren büyüklüklerdir. Bu sebepten kullanılan modelde eski çalışmalardan [13, 14] alınmış bazı ölçümler ve yaklaşımlar sonucu belirlenen parametreler girilmiştir. Model olarak ise insan göğsü eliptik bir biçime yakın çokgen olarak modellenmiştir. 5734 adet üçgen sonlu elemanla ağı bölünen

modelde elektrotlar arasına 5 kV'luk gerilim uygulanmıştır. Aynı zamanda bu modeldeki katmanların dielektrik sabitleri, su ve hava gibi malzemelerin dielektrik sabitleri baz alınarak atanmıştır. Modelleme ve çözümleme sonucu elde edilen 50 V'luk basamaklarla eşpotansiyel çizgiler ve açıklamaları şekilde sağda verilen renk kuşakları ile elektrik alan dağılımı Şekil 9'da görülebilir.



Şekil 9: Göğüs modeli üzerinde elektriksel potansiyel ve elektrik alan dağılımı

4. Sonuçlar

Dünya üzerinde tıp elektroniği ve elektriğin tıbbi alanlarda kullanımı halen büyük bir hızla gelişmektedir. Bu çalışmanın yapılmasındaki temel amaçlardan biri Türkiye'nin de bu gelişmeleri yakalaması ve kendi tıbbi cihazlarının üretimine başlamasında bir adım daha atılmasını sağlamaktır.

Tasarlanan devrenin hem elektriksel olarak hem de fizyolojik olarak alınan sonuçlar bu tip çalışmaların gerçekleştirilebileceğini ve geliştirilebileceğini göstermektedir. Nitekim tasarlanan devrenin simülasyonları sonucu elde edilen elektriksel dalga şekilleri istenilen ve daha önceden görülen dalga şekillerini yakalamış durumdadır. Tasarımın hazırlanması ve araştırılması sırasında birçok patentli defibrilatör tasarımına rastlanmıştır. Bu tasarımlara ait dalga şekilleri ile sadece temel prensibe dayalı olarak tasarlanan ve gerçekleşen bu devrenin sonuçları karşılaştırıldığında da yakın fiziksel sonuçların elde edilmiş olması devrenin başarısını göstermektedir. Aynı zamanda fizyolojik etkisini incelemek için gerçekleştirilen bir denek üzerindeki testin olumlu sonuçlanması, projenin ilerlemesine büyük katkı sağlayacaktır.

Sadece monofazik olarak gerçekleştirilen ve alçak gerilimle beslenen bu prototip, yüksek gerilime dayanıklı ve yüksek kapasiteli kondansatör temini, yüksek gerilime dayanıklı anahtarlama yapabilen yarı iletken (IGBT) temini, daha verimli fly-back şarj devresi, anahtarlamaları otomatik olarak yapılmasını sağlayacak yazılım ve mikrosesör geliştirilmesi ile günümüzde kullanılan monofazik defibrilatörlerin işlevini yerine getirebileceği gibi, bifazik defibrilatör tasarımı için de uygun hale getirilebilir. Son olarak bu projede yer verilmemiş olan ve defibrilatörde önemli bir yeri olan elektrot tasarımı konusu ayrıca incelenmelidir.

5. Kaynakça

[1] Linton, O. W., "Medical Applications of X Rays", Stanford University, 1995.

[2] Han, W., Li, Y., Zhang, R., Hu, C., Max, Q., Meng H., "A New ECG-Based Automated External Defibrillator System", World Congress on Intelligent Control and Automation, Jinan, China, IEEE, pp. 2204-2209, 2010.

[3] Charbonnier, F., "External Defibrillators and Emergency External Pacemakers", Proceedings of the IEEE, Vol. 84, no. 3, pp. 487-499, 1996.

[4] url-1 <<http://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/CardiovascularDevices/ExternalDefibrillators/default.htm>>, alındığı tarih 28.11.2012.

[5] Circulation Journal of American Heart Association, "Part 4: The Automated External Defibrillator: Key Link in the Chain of Survival", no. 102:I-60-I-76, 2000.

[6] MD. Mittal, S., Ayati, S., MD Stein, K., MD Schwartzman, D., Cavlovic, D., Tchou, P. D., Markowitz, S. M., Slotwiner, D., Scheiner, A., MD Lerman, B., "Comparison of Rectilinear Biphasic Versus Damped Sine Wave Monophasic Shocks", American Heart Association, pp. 1283-1287, 2000.

[7] Li, W., Wang, X., Wu, X., Fang, Z., "Improved Fly-Back Charging Circuit for External Defibrillator", 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, pp. 1-4, 11-13 June 2009.

[8] Melgoza, J. R. L., Aparicio, H. S., Ortiz, R. A. V., "Energy Generation and Discharge for a Semiautomatic Defibrillator EBT", Proceedings of the Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference, pp. 220-225, Sept. 2006.

[9] Kim, Y., Fahy, J. B., Tupper, B. J., "Optimal Electrode Designs for Electrosurgery, Defibrillation, and External Cardiac Pacing", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-33, no. 9, pp. 843-853, Sept. 1986.

[10] Machin, J. W., Brownhill, J., Furness, A., "Design for a Constant Peak Current Defibrillator", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 37, no. 7, pp. 723-730, 1990.

[11] Fluke Biomedical, "Human impedance variability and defibrillator test protocol", n.d.

[12] Portela, A. E., Folgueras, J., Colorado, O., "Energy Adjustment Method Based on Transthoracic Impedance for a Biphasic Defibrillator", 25th Annual International Conference of the IEEE, Cancun, Mexico, Vol. 1, pp. 155-158, 17-21 Sept. 2003.

[13] Bronzino, J. D., "The Biomedical Engineering Handbook", CRC Press, 1995.

[14] url-2 <http://www.bd.com/us/diabetes/hcp/flash/skin_thickness/index.html>, alındığı tarih 17.01.2013