

Elektrokoter uygulama performansının bilgisayar destekli 3 boyutlu simülasyonu

A 3D simulation of computer-aided cautery operation performance

Mehmet Murat İSPİRLİ¹, Aysel ERSOY YILMAZ¹

¹ Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü
İstanbul Üniversitesi

mehmetmuratispirluu@gmail.com, aersoy@istanbul.edu.tr

Özetçe

Kanser dünya üzerinde yıl geçtikçe artmaktadır ve insanlar için ciddi bir sağlık sorunudur. Kanser görülme sıklığı oranı 2011 yılında yapılan çalışmalarda ülkemizde 228.6 olarak belirtilmiştir. Bu çalışmada insan vücudunda karaciğer dokusunda bulunan bir tümörün nekrozlaştırılması için sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak bir model oluşturulmuştur. Bu çalışmadaki amaç, bir koter sisteminin performansını analiz edilmesidir. Koterin elektrot tipi ve çalışma gerilimi değişken parametreler olarak seçilmiş ve nekroze edilen doku fraksiyonu ve doku sıcaklığının zamanla değişimi grafik olarak verilmiştir.

Abstract

Cancer is increasing in the worldwide and is an increasingly serious health problems for humans. In studies of cancer incidence rate in our country in 2011. It is expressed in 228.6. In this study, a model was created for necrosis to tumor in the liver cells by finite element method. The purpose of this study, is to analyze the performance of cautery systems. Operation voltage and electrolyte type of cautery is selected as variables and fraction of necrosed tissue and temperature of tissue change with time was examined graphically.

1. Giriş

Tümör dokularda yada organlarda meydana gelen iyi huylu (benign) yada kötü huylu (malign) kitlesel neoplaz dokulara verilen isimdir[1]. Tümör terimi Türk Dil Kurumunda “Hücrelerin aşırı çoğalmasıyla dokularda oluşan ve büyüme eğilimi gösteren yumru” olarak tanımlanır[2]. Tümör akciğer, mide, karaciğer, gibi tüm doku ve organlarda görülebilir. Tümörler iyi huylu (benign) olması durumunda kansere yol açmazlar, fakat kötü huylu (malign) tümörler kansere yol açarlar[3].

Kanser sık görülen bir hastalık olmakla beraber morallite ve morbiditesinin yüksek olmasının yanı sıra tedavi süresi uzun ve yüksek maliyetlidir. Bu nedenlerle günümüzün en ciddi hastalıklarından birisidir[4]. Kanserlin insidans hızı yüz binde 85 ile yüz binde 350 arasındadır[5]. Vücudumuzda ölen hücrelerin yenilenebilmesi veya onarılabilmesi için sağlıklı hücreler sahip oldukları bölünebilme yeteneğini kullanmaktadır. Fakat bu bölünebilme yeteneği sonsuz değildir. Kanserli hücrelerde bölünebilme yeteneği

kontrolsüz bir şekilde gerçekleşir. Bu kontrolsüz şekilde çoğalan hücreler birleşerek tümörleri oluştururlar. Ayrıca bu kanserli hücreler kan veya lenf aracılığıyla diğer organ veya dokulara bulaşabilirler. Günümüzde en çok görülen kanser türleri prostat, meme, akciğer ve kolorektal kanserleridir[6].

Tümörlü doku yada organların tedavisinde koterler sıklıkla kullanılmaktadır. Koter tedavisi elektrik enerjisi kullanarak başka bir deyişle doku veya organ üzerindeki istemeyen lezyonların hasta vücudundan elektrot aracılığıyla elektrik akımı geçirilmesiyle cerrahi işlemlerin kanama olmaksızın gerçekleşmesi sağlanır. Canlı vücudunun dış kısmıyla ilgili olan plastik cerrahisinden, canlı için hayati önem taşıyan beyin cerrahisine kadar bir çok farklı cerrahi işlemde kullanılır. Bu farklı cerrahi işlem türleri için farklı güçte koterler kullanılır.

Bu çalışmada koter'e uygulanan gerilim ve koter elektrotunun yapılmış olduğu malzemenin türü değişken parametreler olarak seçilmiştir. Bu parametrelerin değişimi ile cerrahi müdahalenin yapılacağı dokunun on dakika süresince sıcaklık değişimi ve nekroze edilen doku fraksiyonu hesaplanmıştır. Koter sisteminin modellenmesinde sonlu elemanlar yönteminden yararlanılmıştır.

2. Materyal ve Method

Sonlu elemanlar yöntemi mühendislik uygulamalarının çözümünde sıklıkla kullanılan bir matematiksel yöntemdir. Sonlu elemanlar yöntemi ile inceleme yapılacak olan bölge sonlu sayıda küçük bölgelere ayrılır. Bu ayırma işleminden sonra sınır koşulları ve malzeme özellikleri kullanılarak her bir bölge kendi içerisinde tanımlı olan özellikler yardımıyla problemin birleşik denklemi elde edilir[7]. Bu denklemi çözmek için nümerik analiz yöntemi kullanılan bir yazılıma ihtiyaç duyulur[8].

Bu çalışmada analizler sonlu elemanlar yöntemi kullanılan bir bilgisayar paket programı (Comsol Multiphysics 4.2a) vasıtasıyla üç boyutlu olarak gerçekleştirilmiştir. Bu analizler yapılırken kullanılan elektriksel, fiziksel ve kimyasal yasalar bu bölümde kısaca özetlenmiştir.

Koter sisteminin göstermiş olduğu performansı çözümleye bilmek için şu fiziksel etmenlerin tanımlanması gerekmektedir.

Tıbbi Cihaz Tasarımı 5

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

- Koter'in elektrot iletkenliği
- Koter'in elektrot ısı transfer değeri
- Koter'in elektrot ısı kapasite değeri
- Koter'e uygulanan gerilim değeri

Tüm bu parametrelerin yanında cerrahi işlemin yapıldığı dokunun sıcaklığı, türü ve diğer bazı özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Bu amaçla öncelikle modelin sınır koşulları tanımlanmalıdır. Uygulanan gerilim tarafından oluşturulan ısının dokuya iletimi için bioheat denklemi tanımlanmalıdır. Bu çözümler yapılırken bütün komponentlerin ilk sıcaklık değeri olarak normal vücut sıcaklığı olan 37°C parametre olarak tanımlanmıştır. Bioheat denkleminin genel formu aşağıdaki gibidir.

$$\delta_{ts} \rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (1)$$

Isı transfer denkleminin ek olarak, nekroze edilen doku fraksiyonunun hesaplanabilmesi için Arrhenius denkleminin model üzerinde tanımlanması gerekmektedir. Bu denklem yardımıyla tepkime hız sabiti ile sıcaklık arasındaki ilişki aşağıdaki gibi ifade edilmiştir.

$$\theta_d = 1 - \exp(-\alpha) \quad (2)$$

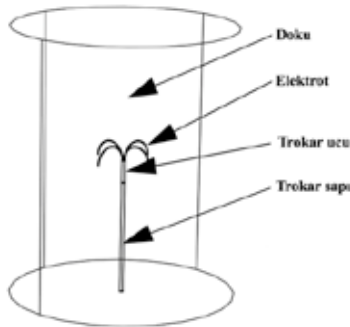
Dokuya uygulanan elektrik akımının tanımlanmasını sağlayan ifadenin genel formu aşağıdaki gibidir. Bu çözümlemede $-j^e$ ve θ_j sıfırdır.

$$-\nabla \cdot (\sigma \nabla V - \mathbf{J}^e) = Q_j \quad (3)$$

Sonuç olarak $-j^e$ ve θ_j olmasıyla denklemin indirgenmiş hali aşağıdaki gibidir. Bu denklemden yararlanılarak koter sisteminin çözümlenmesinde 18V, 22V ve 26V gibi üç farklı gerilim düzeyi için çözümleme yapılmıştır.

$$-\nabla \cdot (\sigma \nabla V) = 0 \quad (4)$$

Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak oluşturulan koter sistemi modelinde geometrik olarak dört farklı kısım mevcuttur. Bu kısımlar şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1: Oluşturulan koter modeli

3. Bulgular

Bu çalışmada sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak modellenen koter sisteminde koter elektrotunun yapılmış olduğu malzeme ve koter'in çalışma gerilimi değiştirilerek nekroze edilen doku fraksiyonu ve doku sıcaklığının değişimi 10 dakika süresince hesaplanmıştır. Çalışma boyunca dokunun referans sıcaklığı 37°C kabul edilmiştir. Oluşturulan koter modelinde kullanılan elektrotun bir kanadının uzunluğu 8 mm ve kalınlığı 0.5 mm'dir. Koter sisteminin performansına etkisi incelenen farklı elektrot malzemelerinin özellikleri tablo 1'de verilmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak oluşturulan 3 boyutlu modelin mesh edilmiş şekli şekil 2'de verilmiştir

Tablo 1: Elektrot malzeme özellikleri

Özellik	Cu	Al	Pt	Ag	Ni	Ni-Ti	Au
Elektriksel İletkenlik (S/m)	5.998 x10 ⁷	3.5 x10 ⁷	7.43 x10 ⁶	6.3 x10 ⁷	1.43 x10 ⁷	10 x10 ⁷	4.1 x10 ⁷
Isıl İletkenlik (w/m.k)	400	205	70	429	91	18	310
Yoğunluk (g/cm ³)	8.94	2.712	21.4	10.49	8.908	6.45	19.32
Isıl kapasite (j/kg.K)	385	910	130	230	440	840	130

*Cu:Bakır, Al:Alüminyum, Pt:Platin, Ag:Gümüş, Ni:Nikel, Ni-Ti:Nikel Titanyum, Au:Altın



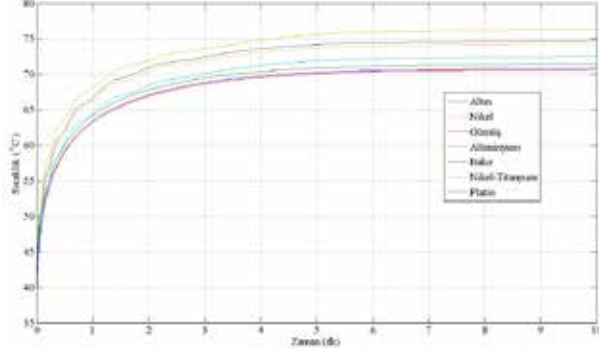
Şekil 2: 3 boyutlu mesh edilmiş model

Koter elektrotunun yapılabileceği 7 farklı iletken malzeme için 18 volt değerinde model üzerinde 10 dakika süresince hesaplamalar yapılmıştır. Elde edilen veriler sonucunda cerrahi müdahalenin yapılacağı dokunun sıcaklığının malzemenin türüne göre değişimi şekil 3'de verilmiştir. 18 volt gerilim değerinde en yüksek sıcaklık elektriksel iletkenliği en yüksek olan nikel-titanyum'dan yapılmış elektrotta maksimum

Tıbbi Cihaz Tasarımı 5

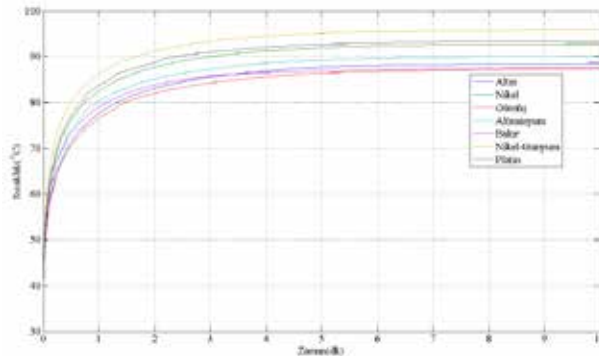
2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

76.4 °C olarak gözlemlenmiştir. İkinci en yüksek sıcaklık değeri platin elektrotta maksimum 74.8 °C olarak gözlemlenmiştir. En düşük sıcaklık değeri ise gümüş elektrotta maksimum 70.6 °C gözlemlenmiştir. Gümüş elektrot'un elektriksel iletkenliği platin elektrottan yüksek olmasına rağmen cerrahi işlemin yapılacağı dokuda meydana gelen sıcaklık değerinin daha düşüktür.



Şekil 3: 18 volt gerilim seviyesi için sıcaklığın farklı elektrot türleri için zamanla değişimi

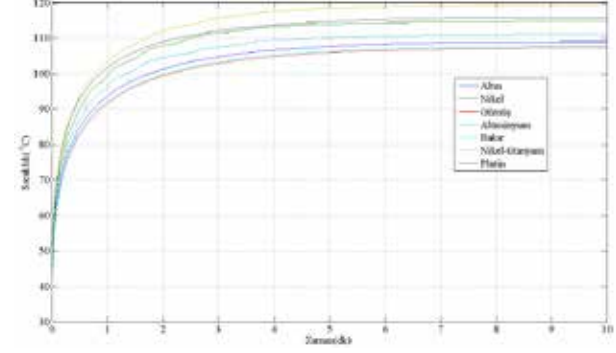
Elektrota uygulanan gerilim değerinin 22 volt olmasında durumunda 7 farklı elektrot türü için 10 dakika süresince hesaplanmıştır. Bu süre boyunca cerrahi işlemin yapılacağı olduğu dokuda meydana gelen sıcaklığın zamanla değişimi şekil 4'de verilmiştir. Elektrota uygulanan gerilim seviyesinin 22 volta çıkarılmasıyla en yüksek ısıtma seviyesine sahip olan nikel titanyum elektrotun cerrahi işlemin yapılacağı dokuda meydana getirdiği maksimum sıcaklık değeri %25.91623'lük artışla 96.2 °C'ye yükselmiştir. En yüksek ikinci ısıtma seviyesine sahip olan platin elektrotun cerrahi işlemin yapılacağı dokuda meydana getirdiği maksimum sıcaklık değeri %24,59893'lük artışla 93.2 °C'ye yükselmiştir. En düşük ısıtma seviyesine sahip olan gümüş elektrotun cerrahi işlemin yapılacağı dokuda meydana getirdiği maksimum sıcaklık değeri %22,443182'lik artışla 86.4 °C'ye yükselmiştir.



Şekil 4: 22 volt gerilim seviyesi için sıcaklığın farklı elektrot türleri için zamanla değişimi

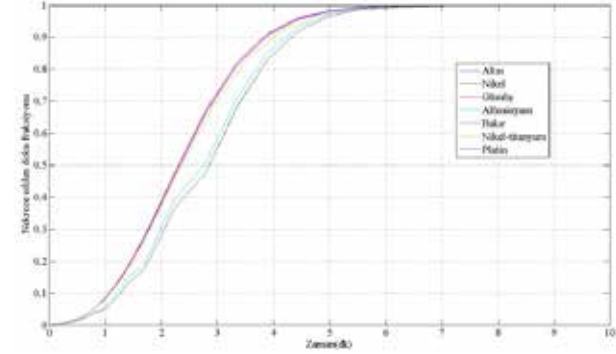
Elektrota uygulanmış olduğumuz gerilim değerinin 22 volta çıkarılmasıyla cerrahi müdahalenin yapılacağı dokuda oluşan sıcaklığın 10 dakika süresince değişimi şekil 5'de verilmiştir. En yüksek ısıtma seviyesine sahip olan nikel-titanyum elektrotta uygulanan gerilim değerinin 18 voltan 22 volta çıkarılmasıyla cerrahi işlemin yapılacağı dokuda oluşan maksimum sıcaklık değeri %56.1518325 artarak 119.3 °C'ye yükselmiştir. Aynı işlem ikinci en yüksek ısıtma seviyesine sahip olan platin elektrotta uygulandığında cerrahi işlemin

yapılacağı dokuda oluşan maksimum sıcaklık değeri %54.9465241 artarak 115.9 °C'ye yükselmiştir. En düşük ısıtma seviyesine sahip olan gümüş elektrot ile oluşturulan sistemde gerilim değeri 18 volttan 26 volta çıkarıldığında cerrahi işlemin yapılacağı dokuda oluşan maksimum sıcaklık değeri %57.274708 artarak 106.8 °C'ye yükselmiştir.



Şekil 5: 26 volt gerilim seviyesi için sıcaklığın farklı elektrot türleri için zamanla değişimi

Model üzerinden 3 farklı gerilim düzeyi ve 7 farklı malzeme için cerrahi işlemin yapılacağı dokuda nekroze edilen doku fraksiyonunun değişimi 10 dakika süresince hesaplanmıştır. Nekroze edilen doku fraksiyonu hesaplanırken 18 volt, 22 volt ve 26 volt gerilim düzeylerinin yanı sıra nikel-titanyum, platin, gümüş, alüminyum, nikel, altın ve bakır elektrotlar kullanılmıştır. Yapılan hesaplamalar sonucunda 18 volt gerilim düzeyi için nekroze edilen doku fraksiyonunun 10 dakika süresince değişimi şekil 6'da verilmiştir. Nekroze edilmesi gereken doku fraksiyonu bütün elektrot türleri için yaklaşık 7.dakika sonunda tamamlanmıştır. Fakat bu süre zarfında alüminyum ve platin elektrotlar ile yapılan işlem diğerlerine göre daha yavaş gerçekleşmiştir.

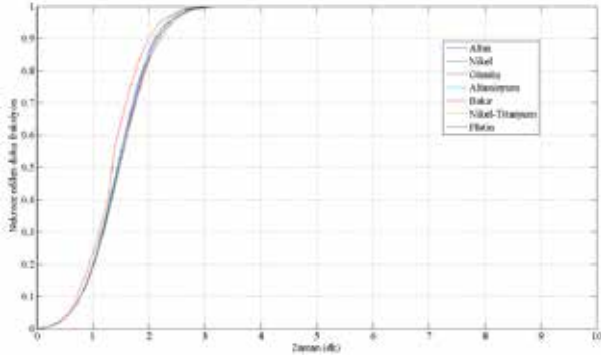


Şekil 6: 18 volt gerilim seviyesi için nekroze edilen doku fraksiyonunun farklı elektrot türleri için zamanla değişimi

22 volt gerilim seviyesi için hesaplanan nekroze edilen doku fraksiyonunun 10 dakika süresince değişimi şekil 7'de verilmiştir. Nekroze edilmesi gereken doku fraksiyonu bütün elektrot türleri için yaklaşık olarak 3. dakikanın sonunda tamamlanmıştır. 18 volt gerilim düzeyinde cerrahi işlem süresi daha yavaş olan platin ve alüminyum elektrotların cerrahi işlem süresi diğerlerine yaklaşmıştır. Gümüş elektrot ile yapılan cerrahi işlem süresi diğerlerine elektrot türlerine göre yaklaşık olarak %5 ile %10 arasında daha hızlı gerçekleşmiştir.

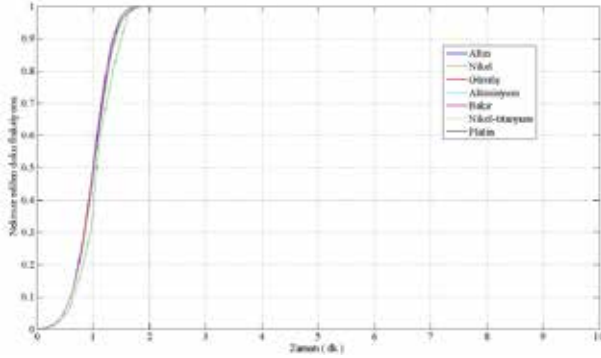
Tıbbi Cihaz Tasarımı 5

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma



Şekil 7: 22 volt gerilim seviyesi için nekroze edilen doku fraksiyonunun farklı elektrot türleri için zamanla değişimi

26 volt gerilim seviyesi için hesaplanan nekroze edilen doku fraksiyonunun zamanla değişimi şekil 8'de verilmiştir. Nekroze edilmesi gereken doku fraksiyonu bütün elektrot türleri için 105. saniyenin sonunda tamamlanmıştır. 18 volt gerilim düzeyi göz önüne alındığında nekroze edilmesi gereken doku fraksiyonunun tamamlanma süresi %75, 22 volt gerilim düzeyi göz önüne alındığında %41.667 kısalmıştır.



Şekil 8: 26 volt gerilim seviyesi için nekroze edilen doku fraksiyonunun farklı elektrot türleri için zamanla değişimi

4. Sonuçlar

Bu çalışmada sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak 3 boyutlu bir koter sisteminden 37 °C sıcaklıkta 3 farklı gerilim düzeyi ve 7 farklı elektrot tipi için sistem performansı incelenmiştir. Bu incelemeler sonucunda;

- Gerilim düzeyinin artmasıyla cerrahi işlemin yapılacağı dokuda oluşan sıcaklık değeri artmaktadır.
- Gerilim düzeyinin artmasıyla birim zamanda nekroze edilen doku fraksiyonu artış göstermektedir. Fakat cerrahi işlemlerde kullanılacak gerilim düzeyinin operasyonun türüne göre seçilmesi gerekmektedir.
- En yüksek ısı iletim seviyesine sahip olan elektrot ile en düşük ısı iletim seviyesine sahip olan elektrot arasında 18 volt gerilim düzeyinde 5.8 °C, 22 volt gerilim düzeyinde 9.8 °C, 26 volt gerilim düzeyinde 12.5 °C fark oluşmuştur. Bu sıcaklık farkları gerilim düzeyinin artırılmasıyla karşılanabileceği göz önüne alındığında elektrotun yapıldığı malzemenin seçiminde cerrahi işlem türü ve malzemenin sıcaklıkla birlikte insan vücuduyla tepkimeye

girmeyecek özellikte olması daha büyük önem arz etmektedir.

Bu çalışma ile yalnızca karaciğer dokusundaki tümörün temizlenmesinde olası elektrot malzemesi ve gerilim seviyesi değişimlerinin etkisi 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamında hesaplanarak verilmiştir. Tıp alanında özellikle deneme yanılma şansı olmadığı göz önüne alınırsa bu türden yazılımların öneminin daha iyi anlaşılacağı kanaatindeyiz.

5. Kaynakça

- [1] <https://tr.wikipedia.org/wiki/Tümör>
- [2] Türk dil kurumu, Türkçe sözlük, Türk dil kurumu yayınları, Ankara, 1945
- [3] ACCR cancer progress report, American association for cancer research, 2014
- [4] M. İzmirli, S. Altın, B. O. Dernek, M. Ünsal, "SSK Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Onkoloji Merkezi'nin 1999-2004 yılları arasındaki kanser istatistikleri", Türk Onkoloji Dergisi, 22(4), 172-182, 2007
- [5] Parkin DM, Bray F, Ferlay J, Pisani P. Global cancer statistics, 2002. CA Cancer J Clin 2005;55(2):74-108.
- [6] A. Jemal, R. Siegel, E. Ward, Y. Hao, J. Xu, T. Murray, M. J. Thun, "Cancer Statistics, 2008", CA Cancer J Clin 2008, 58, 71-96
- [7] D. Bayram, Ö. Kalenderli, "Yüksek gerilim kablolarında girdap akımı kayıplarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi", Elektrik Tesisat Ulusal Kongresi, 2011, 404-410
- [8] Szymanski, G., Patecki, A., Eddy-current losses in three-phase power cable and pipe-sheathing systems, IEE Proceedings A, Vol. 131, No. 3, pp. 125 – 128, May 1984.