

# İMLANT VE DIŞ DÜNYA ARASINDA KABLOSUZ İLETİŞİM

Dr. Turgut TUNCER

Biyomedikal Mühendisi  
Başkent Üniversitesi Biyomedikal Cihaz Teknolojisi, TBMYO  
ttuncer@basKent.edu.tr

## Giriş

Geçen 10 yıl içinde mikroteknoloji ve mikrosistem alanlarında birçok önemli teknolojik ilerlemeler sağlanmıştır. Bu alanlarda yapılan ilerlemeler, cerrahi işlemler yardımı ile hastanın vücut içine yerleştirilen düşük güçlü güvenli ve küçük biyomedikal tasarımların önünü açmıştır.

Genel vücut dışında kullanılan tıbbi cihazlardan farklı olarak, vücut içine yerleştirilen girişimsel cihazlar, vücut içi fizyolojik değişimleri algılayarak hastalıkların erken tanı ve tedavisi için yegâne fırsatlar sunmaktadırlar.

En karmaşık durumda vücut içine yerleştirilen cihazlar dış dünya ile hem güç sağlamak/almak (powering) hem de telemetri amaçlı iletişim kurarlar. Güç sağlama işlemi, implantın çalışabilmesi için gereken enerjinin implanta sağlanmasıdır. Telemetri ise, implanttan dış dünya veya dış dünya ile implant arasındaki veri iletişimini kapsamaktadır.

İmplant ile iletişim RF (Radyo Frekans) veya elektromanyetik endüksiyon teknolojisi kullanılarak sağlanabilir. Her iki yöntemde kablosuz olup, hangi yöntemin uygulanacağı amaca bağlı olarak belirlenir. Elektromanyetik endüksiyon sürekli ve uzun dönemli süreli iletişim gerektiğinde kullanılır.

Bu çalışmada elektromanyetik endüksiyon teknolojisi tanıtılmıştır. Ayrıca, Vücut içinde RF dalga yayılımı, İmplant cihaz uygulamaları, İmplant cihazlara güç sağlanması, Biomedikal telemetri sistemi, İmplanttan dış cihaza veri iletimi, Dış cihazdan implanta veri iletimi detaylı olarak incelenmiştir.

## Vücut İçinde RF Dalga Yayılımı

Elektromanyetik endüksiyon yöntemi ile karşılaştırıldığında RF iletişimi yüksek bandgenişliği ve iki yönlü iletişim imkânı sunar. Vücut içi RF iletişimi için 403-405

MHz arası Tıbbi İmplant İletişim Hizmet Bandı (Medical Implant Communications Service-MICS) ayrılmıştır. Bu band da havadan gönderilmek üzere  $25\mu W$  güçle sınırlı olup, her biri 300 KHz olan 10 kanala ayrılmıştır.

Ancak, insan vücudu kablosuz iletişim ile ilgili birçok zorlukları da barındırmaktadır. İnsan vücudu kısmen iletken olup, birbirinden farklı empedans ve yalıtkan sabitleri içeren malzemelerden meydana gelmektedir. Kas, yağ ve kemik dokularının birbirleri ile temas ettiği yüzeyler RF dalgaları iletmek yerine soğurabilir. Ayrıca, İnsan vücudu ile ilgili yaş, kilo, duruş pozisyonu gibi tahmin edilemeyecek birçok anatomik bileşen bulunmaktadır.

Vücut dokusu ile ilgili yalıtkanlık sabiti ( $\epsilon_r$ ), iletkenlik( $p$ ) ve empedans ( $Z_o$ ) gibi bazı değerler Tablo 1'de verilmiştir. Bu tabloda iki doku tipinin elektiriksel özelliklerinin birbirinden ne kadar farklı olduğu görülmektedir. Doku tipi aynı zamanda sinyal frekansı üzerinde de etkilidir.

Elektromanyetik dalgaların vücut içinde dağılımı bazı araştırmacılar tarafından çalışılmıştır. Bu çalışmalara göre, vücut, dokularda güç emiliminden kaynaklanan kayıpların bulunduğu bir iletim kanalı gibi davranır. Dokular tarafından emilen güç, ısı açığa çıkarır. Doku sinyal kaybına neden olduğundan ve çoğunlukla su içerdiğinden, elektromanyetik dalgalar alıcıya kavuşmadan önce oldukça zayıflar.

Isı olarak açığa çıkan güç miktarını belirleyebilmek amacı ile standart bir ölçüm olan SAR (Specific Absorption Rate) kullanılır. Sonuç olarak, vücut içinde yol kaybı çok yüksektir ve hava ile karşılaştırıldığında çok yakın mesafelerde 30-35 db'lik ek bir kayıp eklemek gerekir. İnsan anatomileri arasındaki farklar (kadın, erkek, çocuk) ile vücudun hareket etmesinin yayılım deseni üzerinde büyük etkisi vardır.

Frekans 100	Kas			Yağ		
	Yalıtkanlık ( $\epsilon_r$ ) 66.2	İletkenlik ( $\rho$ ) 0.73	Direnç ( $Z_o$ ) 31.6	Yalıtkanlık ( $\epsilon_r$ ) 12.7	İletkenlik ( $\rho$ ) 0.07	Direnç ( $Z_o$ ) 92.4
400	58	0.82	43.7	11.6	0.08	108
900	56	0.97	48.2	11.3	0.11	111

Tablo 1 Vücudun elektriksel özellikleri

### İmplant Cihaz Uygulamaları

Vücut içine yerleştirilen cihazlar algılayıcı (sensor) veya kontrol elemanı olarak davranır. Algılayıcılar fizyolojik değişimleri vücut içinden ölçerek bu bilgiyi vücut dışındaki bir cihaza gönderir. Algılayıcılar, vücut ısı, kan basıncı ve şeker yoğunluğunu ölçülebilir, ayrıca solunum, kalp kası hareketleri, damarlardaki kasılma, kardiyak basınç düzensizliklerini belirleyebilir. Algılanan bilgiler vücut dışındaki bir cihaz tarafından izleme birimleri ile hastayı tedavi eden uzmanları tarafından işlenir. Bu kanser, şeker gibi birçok hastalığın çok erken evrede teşhisini mümkün kılarken, kalp krizini ve ataklarını önleyebilir.

Kontrollü elemanlar, bilgiyi dış dünyadan (bir doktor tarafından denetlenen bir dış birimden) alır ve belirli bir sinire elektrofizyolojik dürtü gönderir. Beyin faaliyetlerindeki düzensizliklerin tanı ve tedavi yönteminin belirlenmesinde kullanılan sinirsel kayıt elektrotları yaygın kontrollü elemanlar arasındadır. Yaşa bağlı makula dejenerasyonu (AMD) ve retinis pigmentosa (RP) gibi retinal hastalıklardan muzdarip hastaların çift yönlü hücrelerinin (retinal gaglion) elektrofizyolojik sinyaller ile uyarılması görsel uyartım meydana getirir.

### İmplant Cihazlara Güç Sağlanması

İmplant cihazları, algılama ve kontrol işlevlerini yerine getirebilmek için enerjiye ihtiyaç duyarlar. Bir implantın çalışmak için ihtiyaç duyduğu enerji çok az olup, kesintisiz olması gerekir. İmplantın enerjisi tükendiğinde kullanılmaz olur ve tıbbi bir müdahale ile değiştirilmesi gerekir.

Erken implantlarda enerji sağlamak için deri üzerindeki bir arabirim yardımı ile kablolar kullanılmıştır. Hem hastanın hareketlerinin kısıtlanması hem de enfeksiyon riskini artırdığından bu yöntemin yetersizliği anlaşıl-

mıştır. Diğer yandan, implantlara pil eklenmesi de kısıtlayıcı bir çözümdür. Pilin ebatlarından bağımsız olarak, implantın toplam boyutunun artırılması implantın yerleştirileceği yeri kısıtlayabilir. Ayrıca, pil ömrü sınırlı olup, yeniden doldurulabilen piller dahi sınırlı sayıda yeniden doldurulabilir. İmplantlerdeki enerji sorununa bir çözüm olarak enerji ekimi önerilmiştir. Bu yöntemde, enerji

kaynağı olarak dış ortamda bulunan bir enerji kaynağı (ısı, rüzgar, su vs.) kullanılırken implant cihazlarda bu tür bir enerji kaynağı bulunmaz.

Vücut dışındaki bir anten yardımı ile implante, kablolu olarak enerji nakledilmesi uygun bir yöntem olarak görülmektedir. Ancak, bu yöntemde, insan güvenliği, güç transferinin verimliliği ve kullanılan elektronik devrenin basitliği dikkate alınması gereken noktalardır. Elektronik devrenin çalışma frekansının 1 ile 20 MHz arasında olması uluslararası standartlara göre zorunludur. Bu sınırlamalardan dolayı implant anteninin boyutu çok büyük olmaktadır.

İmplant cihazlarına endüktif olarak güç sağlanması en fazla umut veren çözümdür. Birisi vücut içinde diğeri dışarıda olmak üzere bir çift bobin, gevşek bağlı bir transformatör oluşturur. Bu yapı biotelemetri endüksiyon bağı olarak bilinir. Uygun bir şekilde sürüldüğünde dışarıdaki bobin bir elektromanyetik alan meydana getirir. Dışarıdaki bobinin yakınlıklarına yerleştirilen implant bobini bu elektromanyetik alanın bir kısmını yakalayarak akım üretir. Bu şekilde implante güç sağlanmış olur. İnsan güvenliğini garanti altına almak için dış birimden gönderilen gücün yetkili otoritelerin kabul ettiği güvenlik standartları ile uyumlu olmalı ve 10 mW/cm<sup>2</sup> 'yi geçmemelidir.

İmplantte güç sağlamak için kullanılan aynı biotelemetri endüksiyon bağı dış birim ile implant arasında çift yönlü veri alış verişinde de kullanılabilir. İmplant ve dış birimi endüksiyon bağı ile beraber biomedikal telemetri sistemini oluşturur.

### Biomedikal Telemetri Sistemi

Şekil 1 de tipik bir biotelemetri sisteminin blok şeması görülmektedir. Dış birimde bir modölatör devresi iki tabanında kodlanmış veriyi (1 veya 0 lar) implante göndermek üzere modüle eder. Bu süreçte yüksek frekanslı taşıyıcı işaretin genliği, frekansı veya fazı gibi bir

özelliği gönderilecek ikili kodlanmış veriye göre modüle edilir. Modülatör çıkışında bulunan bir güç yükseltici –PA işareti alır ve modüle edilmiş işareti yeterli iletim güç seviyesine ulaştıracaya kadar yükseltir.

Güç yükleme ve çift yönlü veri iletişimi karşılıklı etkileşen dış (L1) ile vücut içine yerleştirilen (L2) bobininden meydana gelen çapraz biotelemetri endüksiyon bağında gerçekleşir. Bu iki bobin arasındaki bağlanma derecesi çapraz endüksiyon  $M=k$  ile ifade edilir. Bağlaşım faktörü  $k$  implant bobini (L2) tarafından yakalanan dış bobin (L1) alanının oranını gösterir.

Dış (C1) ve implant (C2) kondansatörleri sırası ile seri akordlu dış ve paralel akordlu implant devresi meydana getirir. Akord devrelerinin amacı taşıyıcı işaret frekansında ( $f_0$ ) implant biriminin çıkışında ( $V_a$ ) dış birimim girişine ( $V_s$ ) göre yüksek voltaj elde edebilmektir. Voltaj kazancı rezonans frekansında ve daha yüksek bağ değerinde en yüksek değerine ulaşır.

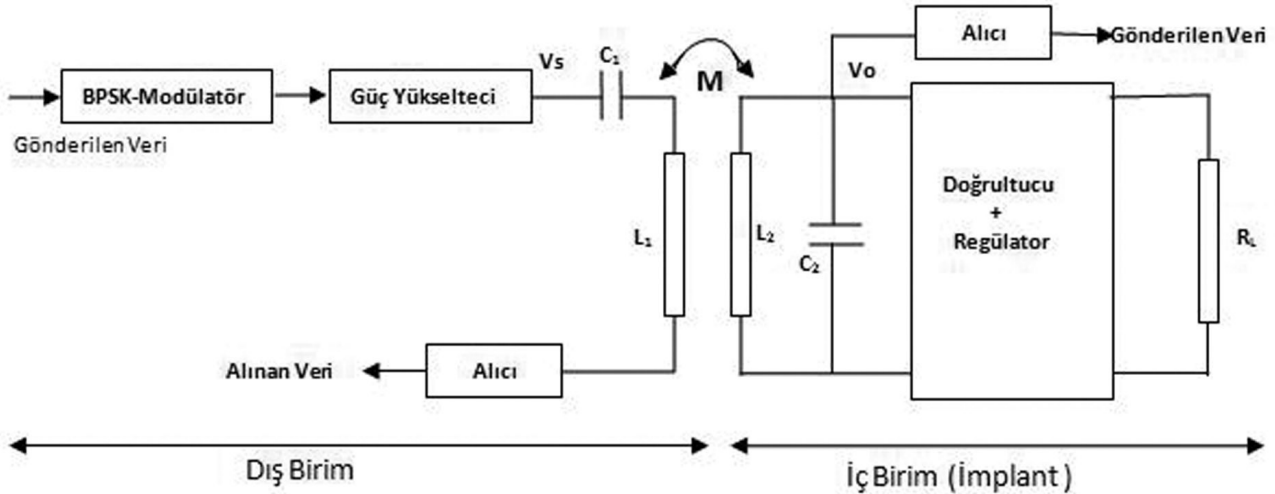
İmplant biriminde alınan dalga şekli demodüle edilmekte ve gönderilen ikili kodlanmış veri elde edilmek-

bilgi biotelemetri endüksiyon bağı üzerinden gönderilecek ve dış birimin alışı kısmı tarafından demodüle edilecektir.

### İmplanttan Dış Cihaza Veri İletimi

İmplanttan dış cihaza veri iletimi hem algılayıcı hem de kontrollü elemanları için zorunludur. Algılayıcılar hedef fizyolojik sinyalleri ölçerek, ölçüm sonuçlarını dışarıya gönderir. Belirli birkaç sinirin uyarılması bir yana, kontrollü elemanları da sinir veya implantın durumu hakkında dış cihaza geri bildirimde bulunur.

İmplanttan dış cihaza veri iletebilmek için farklı yöntemler mevcuttur. Pasif telemetri en yaygın kullanılan yöntem olup, bu yöntemde yük kaydırmalı modülasyonu (Load Shift Keying-LSK) kullanılır. Veri iletişimi implantın yük direncinin değiştirilmesi ile sağlanır. Yük kaydırmalı modülasyon yük direnci RL'ye ek olarak implante yüklenen ikinci bir direnç anahtarlanarak gerçekleştirilir. Yük direncinin değiştirilmesi implant cihazındaki akımı değiştirir, bu da dış cihazdaki akımın değişmesine neden olur. Bu değişim şekil 1 de görül-



Şekil 1 Tipik Bir Bio-Telemetri Sisteminin Basitleştirilmiş Blok Şeması

tedir. Aynı zamanda alınan dalga şekli implante uygun besleme voltajı (veya enerji) sağlamak için doğrultulup, ayar edilmektedir. İmplant devresinin yük direnci şekil 1 de "yük" olarak adlandırılarak gösterilmiştir. Gerçek sistemde yük zamanla değişen, direnç ve kondansatörlerden meydana gelir. Basitlik açısından çoğu zaman yük gerçek bir direnç (RL) olarak düşünülür. İçerdiği birimin kendisi dış birime tekrar veri gönderebilir. Bu

düğü gibi, dış birimin alışı kısmı tarafından algılanır ve implant tarafından gönderilen orijinal işarete dönüştürülür.

### Dış Cihazdan İmplantta Veri İletimi

Dış cihazdan implanta veri gönderilmesi de algılayıcı ve kontrollü elemanları için zorunludur. Algılayıcı

harici cihazdan aldığı bilgiye göre örneğin, fizyolojik sinyalin algılama hızını değiştirebilir. Benzer şekilde, kontrollü eleman sınırların uyarım yoğunluğunu ve sıklığını dış cihazın isteğine göre ayarlayabilir.

Taşıyıcı işaretin genliğinin gönderilen ikili kodlanmış veriye göre değiştirildiği ASK (Amplitude Shift Keying) tekniği kullanılan ilk dış cihazdan implante veri gönderim yöntemidir. Dış cihaz ve implant de bulunan modülatör ve demodülatör devrelerinin tasarımlarının basit olmasına rağmen, implante gönderim gücü ve biotelemetri endüksiyon devresine sağlanan veri oranları çok zayıftır.

Daha yüksek güç verimliliği ve yüksek veri hızlarına erişebilmek için gönderilen ikili kodlanmış veriye göre taşıyıcı işaretin fazının değiştirildiği PSK (Phase Shift Keying) kullanılabilir. BPSK (Binary Phase Shift Keying) yöntemi PSK yönteminin en basit halidir. BPSK'da taşıyıcı işaret kolayca gönderilecek ikili kodlanmış veri işaretine göre kutuplarının değiştirilmesi ile modüle edilir.

## Sonuç

Implantler modern tıp da hem tanı hem de tedavi bakımından önemli yer tutmaktadır. Bu çalışmada implant ve dış dünya arasındaki çift yönlü iletişim ile beraber implant cihazlarına biotelemetri endüksiyon bağı yöntemi kullanılarak enerji sağlanması incelenmiştir.

## Kaynaklar

- [1] T. S. Rappaport, *Wireless Communication: Principles and Practice* 2nd edition. Prentice Hall, 2002
- [2] G.Z. Yang, 2006, *Body Sensor Networks*, Springer, 117-143
- [3] S. K. S. Gupta, S. Lalwani, Y. Prakash, E. Elsharawy, and L. Schwiebert, "Towards a propagation model for wireless biomedical applications," in *Communications*, 2003. ICC'03. IEEE International Conference on, vol. 3, May 2003, pp. 1993-1997.
- [4] Q. Tang, N. Tummala, S. K. S. Gupta, and L. Schwiebert, "Communication scheduling to minimize thermal effects of implanted biosensor networks in homogeneous tissue," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, no. 7, pp. 1285-1294, Jul. 2005.
- [5] Baker, Michael and Sarpeshkar, Rahul, "Feedback Analysis and Design of RF Power Links for Low-Power Bionic Systems", *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, (March 2007): Vol. 1, No. 1, 28-38.
- [6] Hu, Gervais and Sawan, Mohamad, "High Power Efficiency Inductive Link with Full-Duplex Data Communication", *9th International Conference on Electronics, Circuits and Systems*, (2002): Vol. 1, 359-362.
- [7] Hu, Yamu et al., "A Fully Integrated Low-Power BPSK Demodulator for Implantable Medical Devices", *IEEE Transactions on Circuits and Systems*, (December 2005): Vol. 52, No. 12, 2552-2562.
- [8] Sawan, Mohamad et al., "Wireless Smart Implants Dedicated to Multichannel Monitoring and Microstimulation", *IEEE Circuits and Systems Magazine*, (2005): Vol. 5, No. 1, 21-39.
- [9] Tang, Zhengnian et al., "Data Transmission from an Implantable Biotelemeter by Load-Shift Keying Using Circuit Configuration Modulator", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (May 1995): Vol. 42, No. 5, 524-528.
- [10] Troyk, Philip and Schwan, Martin, "Closed-Loop Class E Transcutaneous Power and Data Link for Microimplants", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (June 1992): Vol. 39, No. 6, 589-599.
- [11] Valdastrì, Pietro et al., "An Implantable Telemetry Platform System for In Vivo Monitoring of Physiological Parameters", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, (September 2004): Vol. 8, No. 3, 271-278.

## AİDATIMI ÖDÜYORUM ODAMA SAHİP ÇIKIYORUM

Üyelerimiz aidat borçlarını (312) 231 44 74 No'lu telefondan şubemizi arayarak öğrenebilirler.

Aidatlarınızı; şubemize gelerek elden,

[www.emo.org.tr](http://www.emo.org.tr) adresimizden otomasyon sistemini kullanarak ya da;

İş Bankası 4222 Şube Kodu 258792 No'lu hesaba EFT veya havale yaparak ödeyebilirsiniz.

Şubemizde bazı kredi kartlarına taksitlendirme de yapılmaktadır.