

KABLOSUZ VÜCUT ALAN AĞLARINDA RF ve RF DIŞI İLETİŞİM

Dr. A. Turgut Tuncer
Başkent Üniversitesi
Biyomedikal Cihaz Teknolojisi, TBMYO
ttuncer@baskent.edu.tr

Özet

Geçtiğimiz yıllarda mikroelektronik, kablosuz iletişim algılayıcı ve yarı iletken teknolojileri alanındaki hızlı gelişim yüksek performanslı Kablosuz Vücut Alan Ağlarının (KVAA) (Wireless Body Area Networks-WBAN) geliştirilmesinde büyük ilerlemeler sağlanmasına rağmen yapılan birçok çalışma, insan vücudunun gözlenmesi ile ortaya çıkan ve bedenin kendisine has zorluklarını dikkate almamaktadır. İnsan vücudu, çevresine tepki veren ve çevresi ile etkileşime girebilen karmaşık bir iç ortam barındırır. Bu çalışmada KVAA RF teknolojileri irdelenmiş, vücut üzerinde ve içinde RF dalga yayılımı konusunda yapılan çalışmalar incelenmiştir. Ayrıca, RF bandı dışında yapılan iletişim çeşitleri elektromanyetik endüksiyon ve vücut bağlaşımlı iletişim (Body-Coupled Communications-BCC) yöntemleri tanıtılmıştır.

1. Giriş

Geçen 10 yıl içinde mikroteknoloji ve mikrosistem alanlarında birçok önemli teknolojik ilerlemeler sağlandı. Bu alanlarda yapılan ilerlemeler, Kablosuz Vücut Alan Ağlarının (KVAA) geliştirilmesini hızlandırmıştır. KVAA'larla vücut dışında (on-body veya non-invaziv) elbise, kemer, aksesuar, saat, gözlük şeklinde giyilebilir ve duyargalarla donatılmış giyilebilir giysi şeklinde ve yutulabilir veya vücut içine

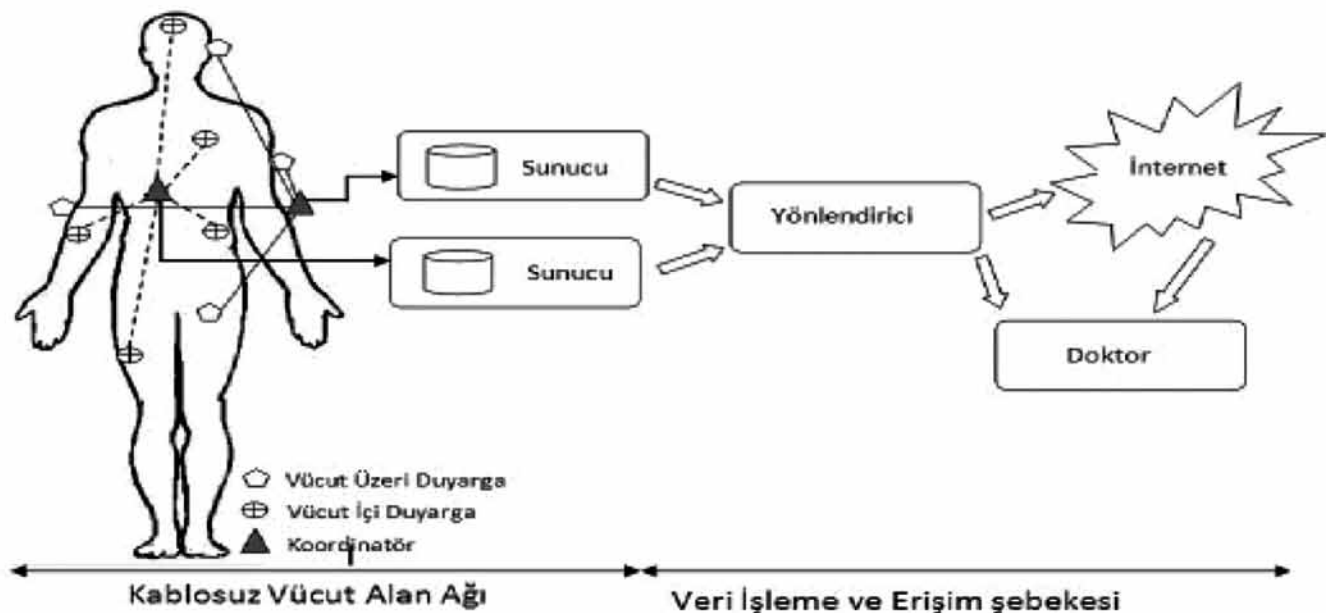
(implant veya invaziv) yerleştirilebilen cihazlar kullanılarak hastanın gerçek zamanlı izlenmesi ve elektrofizyolojik sinyallerin algılanması mümkündür.

KVAA içinde, hareket, vücut ısısı, EKG, Elektromiyogram (EMG) ve Elektroensefalogram (EEG) vb. bilgileri ölçebilen elektrofizyolojik duyargalarla beraber kulaklık, kamera, mikrofon gibi cihazlar da bulunabilir.

Hastanın hareketlerini kısıtlamamak, enfeksiyon riskinden kaçınmak gerekliliği ve izleme cihazlarını gizlemek için KVAA ile beraber kullanılan duyarga birimlerinin ucuz, akıllı, minyatür, birbirleri ile kablosuz iletişim kurabilen ve aynı zamanda çok az enerji harcayan bir yapıda olması gerekir. Özellikle, kablosuz bağlantı ile duyargaya dışarıdan ihtiyacı olan enerji sağlanması yanında duyarga ve dış dünya arasında çift yönlü veri iletişimi amacı ile kullanılır.

KVAA içerisinde birbirlerine kablosuz bağlanan duyargaların topladıkları hayati veriler, yine kablosuz olarak evde taşınabilir veya ortamda bulunan sabit bir depolama birimine, depolama biriminden ise gerçek zamanlı olarak bir hastane, klinik veya istenen yere gönderilir.

Bir KVAA içinde üç farklı iletişim ağı vardır: a- Vücut içindeki implant, duyarga, kontrol elemanları ve bir koordina-



Şekil 1: Kablosuz Vücut Alan Ağı-KVAA

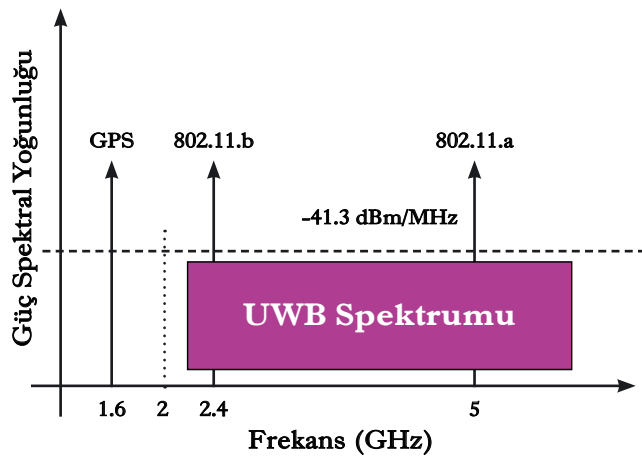
töründen oluşan yapı İmplant Vücut Alan Ağı olarak adlandırılır. Ağ koordinatörü ağda bulunan elemanların birbirleri ile iletişimini sağlar. b-Dış Vücut Alan Ağı, beden etrafına yerleştirilen duyargaların kendi aralarında ve dış dünya ile iletişimini sağlar. Vücut ile herhangi bir teması bulunmaz. c- Yüzey Alan Ağı, deri üzerine yerleştirilen duyarga ve birimlerden meydana gelir [1,2]. Şekil 1’de bir kablosuz vücut alan ağı yapısı görülmektedir.

KVAA’larla ilgili yapılan birçok çalışma, insan vücudunun gözlenmesi ile ortaya çıkan ve bedenin kendisine has zorluklarını dikkate almamaktadır. İnsan vücudu çevresine tepki veren ve çevresi ile etkileşime girebilen karmaşık bir iç ortam barındırır. Bu çalışmanın organizasyonu şu şekilde düzenlenmiştir; ikinci kısımda KVAA RF Bandı Teknolojileri başlığı altında RF teknolojileri kısaca anlatılmış, vücut üzerinde ve içinde RF dalga yayılımı konusunda yapılan çalışmalar incelenmiştir. Üçüncü kısımda ise RF bandı dışında yapılan iletişim çeşitleri elektromanyetik endüksiyon ve vücut bağlaşımlı iletişim (Body-Coupled Communications-BCC) yöntemleri tanıtılmıştır. Son olarak, dördüncü kısımda sonuç bölümü sunulmuştur.

2. KVAA RF Bandı Teknolojileri

Tıbbi hizmet verilebilmesi amacı ile KVAA’larda yaygın olarak Wi-Fi/WLAN (802.11a/b/g) [3], Bluetooth [4], Aşırı Geniş Bantlı iletişim (Ultra Wide Band-UWB) [5] ve Zigbee [6] teknolojileri kullanılmaktadır. Frekans tayfında, lisans gerektirmeyen 2.4-2.485 MHz arasındaki endüstriyel, bilimsel ve tıbbi uygulamalar için ayrılan (Industrial, Scientific and medical-ISM) bandı, Aşırı Geniş Band (UWB) ve Tıbbi İmplant İletişim Hizmet Bandı (Medical Implant Communications Service-MICS) (402-405 MHz) bandları tıbbi uygulama hizmet bandlarıdır [2]. Şekil 2 ‘de KVAA’da kullanılan genişband erişim teknolojilerinin frekans tayfı üzerindeki görünümü verilmiştir.

Birçok araştırmacı darband radyo veya Ultra genişband (UWB) işaretleri kullanarak vücut içinde veya üzerinde meydana gelen yol kayıplarını araştırmaktadır. Tüm araştırmacıların üzerinde hemfikir olduğu sonuç radyo işaretlerinin çok büyük oranda kayba uğradığıdır. Kablosuz iletişimde genel olarak iki nokta arasında iletilen güç d^n oranında düşer.



Şekil 2: Farklı KVAA Genişband Erişim Teknolojileri ve Frekans Tayfı

Burada, d alıcı ile verici arasındaki mesafe, n ise yol kayıp katsayısını (yayılım kaybını) belirtir [7]. Hava için n değeri 2’dir. Bu kısımda, önce günümüzde KVAA’larda kullanıma aday veya bu alanda kullanılmak üzere araştırılmakta olan RF teknolojilerden en yaygınları tanıtılacak, daha sonra RF dalga yayılımının özellikleri vücut içinde veya vücut üzerinde olmak üzere incelenecektir.

2.1. KVAA RF Teknolojileri

Bu bölümde, yaygın olarak KVAA’larda kullanılmak üzere araştırılan RF teknolojileri kısaca tanıtılmış, vücut üzeri ve içinde RF yayılımı konusunda yapılan incelemeler ele alınmıştır.

Wi-Fi/WLAN (Wireless Local Area Network) (802.11a/b/g)

IEEE 802.11 olarak bilinen bir kablosuz iletişim protokolü standardıdır. 802.11 standardının önce 2.4 GHz frekansında, 11 Mbps hızında iletişime izin veren 802.11b adlı sürümün hemen arkasından 5 GHz’lik çalışma frekansı ile 802.11b’den tam 5 kat daha hızlı ve 54 Mbps’lik veri aktarım hızına ulaşabilen ancak çok fazla kullanım alanı bulamayan 802.11a standardı, ardından da 54 Mbps hızında iletişime izin veren ve 2.4 GHz frekansında çalışan 802.11g versiyonu kullanılmaya başlandı. 802.11a ve 802.11g standartlarındaki gelişimin önümüzdeki yıllarda, veri hızının önceleri 108 Mbps ve ardından da 320 Mbps değerlerine ulaşmasına imkân tanıyacağı tahmin edilmektedir.

Mobil olmaktan ziyade taşınabilir teknolojileri destekleyen bu WLAN teknolojileri genişbant erişimini etkin olarak 200-300 m. gibi yerel alanlara taşıyabilmektedir. Diğer iletişim şebekeleri ile irtibatlı olmayan ve yerel alanlarda kullanılan Wi-Fi şebekelerinin kullandığı frekans aralıkları bir lisansa tabi tutulmamaktadır [3].

Bluetooth (IEEE802.15.3)

Bluetooth, kablo bağlantısını ortada kaldıran kısa mesafe radyo frekansı(RF) teknolojisinin adıdır. Bluetooth 10 metrelik bir alan içinde bilgisayar, çevre birimleri ve diğer aygıtların birbirleri ile kablo bağlantısı olmadan görüş doğrultusunda bile olsalar radyo bağlantısı ile veri aktarma işlemlerini yaparak haberleşmelerine olanak sağlar.

Bluetooth teknolojisi 2.4 GHz ISM frekans bandında çalışmakta olup, ses ve veri iletimi yapabilmektedir. 721 Kbps’ye kadar veri aktarabilen Bluetooth destekli cihazların etkin olduğu mesafe yaklaşık 10 metredir. Yeni Bluetooth teknolojisi sürümleri WLAN teknolojisi ile birleştirilecektir [4].

ZigBee (IEEE802.15.4)

Henüz yeni bir teknoloji olan ZigBee; kısa mesafe kablosuz ağ standardı olarak tanımlanabilir. Güvenirlik, düşük maliyet ve enerji tasarrufu gibi avantajları nedeni ile duyarga ve PC girdi aygıtları için kablosuz iletişim kurulması ve çok sayıda kablosuz ağın bir arada var olmasına imkân tanımaktadır.

ZigBee teknolojisi ürünleri, dünya çapında kullanıma açık olan 2,4 GHz frekans bandını (ISM bandı) kullanmaktadır. Buna ek olarak, Amerika kıtasında 915 MHz ve Avrupa’da

868 MHz de kullanılabilir. 2.4 GHz frekansında on kanal ile 250 kbps, 915 MHz frekansında altı kanal ile 40 kbps ve 868 MHz frekansında bir kanal ile 20 kbps hızlarına erişilebilir. Ürünlerin erişim mesafesi iletim gücü ve çevre etkilerine bağlı olarak 10 ile 75 metre arasında değişmektedir. Dosyaların akışına bağlı olarak ZigBee aygıtları derin uykuya dalarak enerji tasarrufu sağlamaktadır. Bu sayede saatler süren uyku devreleriyle birlikte bataryanın kullanım süresi, ideal bağlantı tekniği ile birlikte aylarca (hatta 1 yıla kadar) dayanabilmektedir [6].

Aşırı Geniş Bantlı İletişim (Ultra Wide Band-UWB)

UWB tipik olarak sayısal işaretlerin geniş bir frekans bandı üzerinden 1 nanosaniyeden daha kısa sürelerle sahip darbelerle kısa mesafeye gönderilmesi ve alınması için kullanılır. UWB kablosuz iletişim teknolojisi, 3.1 GHz-10.6 GHz spektrumunda, düşük güçle (-41.3 Dbm/MHz olarak sınırlandırılmıştır), 10 metreye kadar olan kısa mesafelerde en az 528 MHz band genişliğinde veri hızını mümkün kılmaktadır.

UWB teknolojisi düşük güç tüketimi, yüksek güvenlik, girişime karşı direnç, çok yollu kanallarda yüksek performans, güçlü penetrasyon (Cisimlerin içinden geçme) yeteneği gibi avantajlara sahiptir.

İnsan vücudu içerisinden elektrofizyolojik bilgi işaretlerinin gönderilmesinde kablosuz teknoloji gereklidir. Medikal alanda UWB kullanılarak şu avantajlar sağlanır: Birincisi, UWB haberleşmenin güç gereksinimi az olduğundan alıcıya yüksek güçlü işaretlerin gönderilmesi gerekmez. Böylece UWB haberleşme cihazının pil ömrü uzun olur. Ayrıca, UWB işaretleri düşük güçlü olduğundan insan vücuduna daha az zarar verir. İkincisi, insan vücudunda bazı organlar belli frekansları emer. Dar bantlı sistemler bundan etkileneceğinden kayıplar oluşur. Fakat UWB tekniğinin frekans bant genişliğinden dolayı iletim işaretlerinin bir kısmı organlarda kayba uğrar. Üçüncüsü, medikal uygulamalarda iletim güvenliği çok önemlidir. Düşük güçlü olması ve darbandlı darbeler kullanması nedeniyle UWB yüksek güvenlik sunar [5].

Wi-Fi, Bluetooth ve Zigbee gibi kablosuz teknolojiler, standart ve protokoller KVAA için uygun teknolojiler olmaktan uzaktır [8]. Bu standart ve protokoller KVAA'larda ihtiyaç duyulan insan dokusu ile etkileşim/girişim, bu alanda hazırlanmış düzenlemelere uygunluk gibi gereklilikleri şu

anda sağlayamamaktadırlar. Ayrıca, KVAA için geliştirilen cihazların minyatür hale getirilmesi, enerji sarfiyatlarının düşürülmesi için tek yonga haline getirilmesi önündeki teknik zorluklar, maliyet, veri güvenliği gibi çözüm bekleyen sorunların yanında farklı frekans bandlarının kullanılması, KVAA ortamında çoktörel bir yapıyı ortaya çıkarmaktadır [9]. Tablo 1'de farklı KVAA teknolojilerinin bir karşılaştırılması yapılmıştır.

Bu durum, duyarga ve cihazlar arasında birlikte çalışabilirlik ve farklı frekanslarda çalışan diğer kablosuz LAN sistemleri ile bağlanabilirlik sorununun ortaya çıkarmaktadır.

2.2. Vücut Üzerinde RF Dalga Yayılımı

KVAA oluşturmak için kullanılan birçok cihaz vücut üzerine yerleştirilmektedir. İnsan vücudu üzerinde elektromanyetik dalga yayılımı görüş menzili içinde (line-of-sight-LOS) ve görüş menzili dışında (Non-line-of-sight-NLOS) durumunda olmak üzere iki kısma ayrılabilir. Görüş menzili içindeki durumda benzetim ve deneyler vücut kıvrımları dikkate alınmadan düz mankenler üzerinde gerçekleştirilmiştir. NLOS durumunda ise, yayılım etkisi ön taraftan yan veya arka tarafa doğru gerçekleştirilmiştir.

2.4 GHz bandındaki darband ve 3 ile 6 GHz arasındaki UWB işaretleri kullanılarak gerçekleştirilen benzetim ve deneylerde cihazın pozisyonuna bağlı olarak yol kaybı üstel katsayısı n 3 ile 4 arasında bulunmuştur. Kollardaki kayıp, gövdedeki kayıptan daha azdır. Bu durum, gövdenin hacminin daha büyük olması ve kollara göre daha az düz olmasından kaynaklanabilir. Ayrıca, anten boyutunun da yol kaybı üzerinde önemli bir etkisi vardır. Anten vücuda yaklaştıkça yol kaybı artmaktadır. 5mm ile 5cm mesafelerine yerleştirilen antenler arasında 20 db'den fazla yol kaybı bulunmuştur [10-15].

NLOS durumlarında, alıcı ve verici arasında doğrudan bir görüş yoktur. EM dalga vücut etrafında düz bir yol kat etmek yerine saçılır. Yol kaybı üstel katsayısı 5 ile 6 arasında bulunmuştur. Bu vücut etrafındaki saçılma ve yüksek orandaki enerjinin vücut tarafından emilmesi nedeni ile NLOS durumunda LOS'dan daha fazla yol kaybı anlamındadır [12-15]. En kötü durum, kafanın bir yanından diğer yanına iletişimde gözlenmiştir. İletişim esnasında sinyalin yansıma ve kuvvetli zayıflamasından dolayı gerçekleştirilememiştir. Sonuçlar, vücut üzerinde tek sekmeli iletişimin daima mümkün olmadığını göstermiştir [16].

Tablo 1: Farklı KVAA Teknolojilerin Karşılaştırılmaları

Teknoloji	Önemli Değişkenler				
	Kapsama alanı (m)	Veri Oranı (Mbps)	Frekans (GHz)	Bandgenişliği (MHz)	Güç Gereksinimi
Wi-Fi/WLAN	100	11 ve 54	2.4 ve 5	20	Yüksek
Bluetooth	10	1	2.4	1	Orta
UXB	10	100-500	3.1-10.6	≥ 500	Düşük
ZigBee	70-100	0,25	2.4	2	Çok düşük

Alınan işaret gücünün belirlenmesinde vücudun hareketi önemli bir role sahiptir. Kolun ön tarafa ve yanlara doğru olan hareketinin alınan güç üzerinde az bir etkisi olduğu belirlenmiştir. Diğer yandan, kolun antenler arasında bulunduğu zaman görüş menziline kapatmasının alınan güç üzerinde daha belirgin değişimler meydana getirmektedir [17]. Ayaklar üzerinde yapılan çalışmalarda ise, ayağın alıcı ve verici antenler arasına girmesi ile 20 db'den fazla bir zayıflamanın olabileceği ölçülmüştür [18]. 868 MHz bandında yapılan bir başka deneyde kayıp oranının yüzde 50'den fazla olduğu belirlenmiştir [19].

2.3. Vücut İçinde RF Dalga Yayılımı

Vücut içindeki bir elektronik cihaz ile iletişim elektromanyetik RF veya endüksiyon teknolojisi kullanılarak sağlanabilir. Her iki yöntem de kablosuz olup, hangi yöntemin uygulanacağı amaca bağlı olarak belirlenir.

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 havadan gönderilmek üzere 25μW 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 anatomik özellikleri farklı organlardan meydana gelir. Kas, yağ ve kemik dokularının birbirleri ile temas ettiği yüzeyler RF dalgaları iletmek yerine soğurabilir. Ayrıca, insan vücudu ile ilgili yaş, kilo, duruş pozisyonu gibi tahmin edilemeyecek birçok bileşen bulunmaktadır. Vücut dokusu ile ilgili yalıtkanlık sabiti (ϵ_r), iletkenlik (ρ) ve empedans (Z_0) gibi bazı değerler Tablo 2'de verilmiştir. Bu tabloda iki doku tipinin elektriksel 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. 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 Absorbition 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 [21,22]. İnsan anatomileri arasındaki farklar (kadın, erkek, çocuk) ve vücudun hareket etmesinin yayılım deseni üzerinde büyük etkisi vardır [7].

3. RF Bandı Dışında Yapılan İletişim

Radyo dalgalarının elektro manyetik yayılımı dışında vücut içine yerleştirilen algılayıcı veya kontrol birimlerinin vücut içinde birbirleri ile haberleşmesi veya vücut dışı ile haberleşmeleri sağlamak amacı ile elektromanyetik endüksiyon ve Vücut Bağlı İletişim (Body-Coupled Communications-BCC) olarak anılan iletişim yöntemleri üzerinde de çalışmalar sürdürülmektedir.

3.1. Elektromanyetik Endüksiyon ile İletişim

Birçok uygulamada invaziv elektronik cihazlarla iletişim kurmak için elektromanyetik endüksiyon yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntem, deri yüzeyinin hemen altına yerleştirilmiş bir invaziv bobini ve bu bobinin çok yakınında bulundurulmuş bir dış bobinin birbiri arasında endüksiyon oluşturulması esasına dayanır.

İki bobin arasında endüksiyon ile oluşturulan elektromanyetik alan aynı zamanda invaziv elektronik cihazın çalışması için gerekli güç/enerji temin etmek için kullanılır. Veri iletişimi invaziv elektronik cihazın direncinin değerinde değişimler olduğunda, bu değişimlerin dışardaki bobin ve elektronik devre tarafından algılanması sureti ile sağlanır. Elektromanyetik endüksiyon sürekli ve uzun dönemli sürekli iletişim gerektiğinde kullanılır. Elektromanyetik iletişimde 13.56 veya 28 MHz bandları kullanılmakla beraber farklı ülkelerde yetkili makamlarca kabul edilmiş SAR değerlerine göre farklı bandlar da kullanılabilir [23].

3.2. Vücut Bağlı İletişim

Birçok araştırmacı tarafından vücut bağlantılı iletişim (Body-Coupled Communications-BCC) olarak da adlandırılan veri iletim yöntemi araştırılmaktadır [24-28]. 10 KHz ile 10 MHz arası düşük frekanslarda çalışan bu teknoloji, vücut içine yerleştirilen algılayıcı veya kontrol birimlerinin vücut içinde birbirleri ile haberleşmesi veya vücut dışı ile haberleşmeleri sağlamaktadır [24].

Tablo 2: Vücudun Elektriksel Özelliği [20]

	Kas			Yağ		
Frekans	Yalıtkanlık (ϵ_r)	İletkenlik (ρ)	Direnç (Z_0)	Yalıtkanlık (ϵ_r)	İletkenlik (ρ)	Direnç (Z_0)
100	66.2	0.73	31.6	12.7	0.07	92.4
400	58	0.82	43.7	11.6	0.08	108
900	56	0.97	48.2	11.3	0.11	111

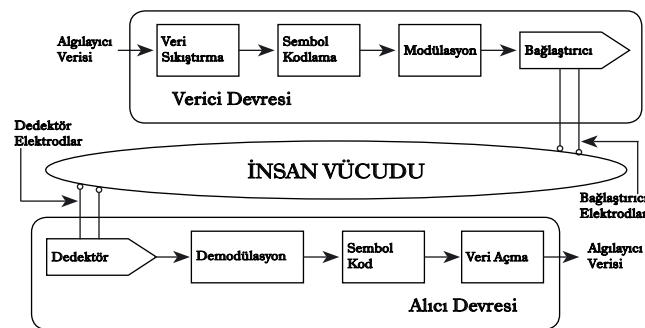
Bu teknolojiye cihazlar arasında işaret gönderilirken insan vücudu bir iletim kanalı olarak kullanılır. İnsan vücudunda bulunan dokular kayıplı bir ortam olup, elektromanyetik dalga enerjisi ısı olarak harcanır ve oldukça zayıflar. Bunun nedeni birçok dokunun (deri ve kas) yüksek oranda su içermesidir [29]. Vücut bağlaşımlı iletişimin temel prensibi insan bedenindeki kollar, bacaklar veya doğrudan bedene bağlı cihazlar arasında sinyal gönderebilmek için elektromanyetik dalga enerjisi yerine düşük şiddette bir elektrik alanı/gerilimi oluşturulması esasına dayanır.

Vücut bağlaşımlı iletişimin ana bileşenleri Şekil 3'te görülmektedir. Verici devresi, algılayıcı verisini sıkıştırıp, kodladıktan sonra bir akım kontrollü bağlaştırmacı birimi gönderir. Elektrik sinyalleri insan dokularına nüfus eder ve bedenün birçok noktasına dağılır. Endüklenen sinyali yükselten bir analog dedektör birimi, demodülasyon, sembol kodu çözücü ve veri açma devresi içeren bir alıcı devresi yardımı ile algılayıcının gönderdiği esas veriyi yeniden oluşturur [30].

Bedende elektrik işareti oluşturulması için kapasitif veya galvanik bağlaştırmacı olmak üzere iki yöntem önerilmiştir. Her iki yöntemde, BCC alıcı verici düğümleri bir verici (TX) ve alıcı (RX) olmak üzere bir bağlaştırmacı ile bağlanmıştır. Her bağlaştırmacı iki adet elektrottan meydana gelir. Galvanik bağlaştırmacı, bu elektrotlar derinin üzerine doğrudan yerleştirilir. Kapasitif bağlaştırmacı ise, elektrotların doğrudan insan derisi ile temas etmesi gerekmez, bunun yerine bağlaştırmacıların bedene yakın bir konumda olması gereklidir.

Galvanik Bağlaştırmacı

Verici kısımda, deri üzerine bağlı elektrotlar arasında fark oluşturacak şekilde veri taşıyan bir elektrik sinyali uygulanır. Uygulanan sinyal iki elektrot arasında bir akım oluşturur. Bu iletken durumundaki dokularda çok küçük bir şiddette elektrik akımının yayılmasına neden olur. Alıcı tarafında da vücuda bağlı elektrotlar vardır. Verici tarafında oluşturulan veri taşıyan akım sinyali alıcı elektrotların üzerinden alınır. Bu şekilde insan vücudu iletim hattı olarak kullanılır. Galvanik bağlaştırmacı göğüs boşluğu ve bacaklarda kısa mesafeler arasında kullanılabilecek algılayıcı uygulamaları için umut verici bir teknolojidir. Bu teknoloji aynı zamanda, iki vücut arasında el sıkışmak sureti ile bilgi alışverişinde kullanılabilir [30,31].



Şekil 3: Alıcı Verici Kullanılarak Veri İletimi Amaçlı Vücut Bağlaşımlı İletişim

Kapasitif Bağlaştırmacı

Galvanik bağlaştırmacıdan farklı olarak elektrotlar vücuda tutturulmaz. Verici devresi tarafından vücuda bir işaret uygulandığında, insan bedenine doğru bir elektrik alanı endüklenmiş olur ve bu alan vücuda nüfuz eder. Alıcı tarafta ise, bedenden ayrı farklı uzaklıklardaki alıcı elektrotlar tarafından vericinin gönderdiği sinyal belirlenip, kişinin değişen elektrik potansiyeli fonksiyonu olarak alınır. Bu yaklaşımda insan vücudu iletken gibi davranarak alıcı ve verici arasında bir köprü görevi görür. Çevre, insan vücudundaki elektrik potansiyeli/gerilim değişimini belirlemede bir referans noktası olarak kullanılır [31].

Her iki yöntemin de teknik ve uygulama yönünden zayıf ve üstün yönleri vardır. En önemli farklar, kapasitif bağlaştırmacı bedenin bulunduğu ortamdan yoğun bir şekilde etkilenirken, galvanik bağlaştırmacı ise vücudun fiziksel değişkenleri etkindir. Uygulama yönünden ise, kapasitif bağlaştırmacı insan ve elektrotlar arasında doğrudan bir temas gerektirmez iken galvanik bağlaştırmacı elektrotların insana sabitlenmesi gerekir. Ayrıca, bu radyolar 10 KHz ile 10 MHz arasındaki düşük frekanslarda çalışmaktadır. Umut veren bir teknoloji olmasına rağmen veri gönderim oranı çok düşüktür (5 bits/s) [31].

Sonuç

Bu çalışmada günümüz KVAA RF teknolojileri ile vücut üzerinde ve içinde RF dalga yayılımı incelenmiştir. Ayrıca, RF bandı dışında yapılan iletişim çeşitleri elektromanyetik endüksiyon ve vücut bağlaşımlı iletişim (Body-Coupled Communications-BCC) yöntemleri tanıtılmıştır. KVAA tıp ve sağlık alanlarında kullanılması hastaların yaşam kalitelerinin artırılmasına önemli bir katkı sağlayacaktır. Ayrıca, maliyetlerin düşürülmesi, yeni tıbbi süreç ve cihazların geliştirilmesini hızlandıracaktır. Gelecek sağlık hizmetleri mevcut "teletıp" uygulamalarının ötesinde hasta eksenli bakım şeklinde olacaktır.

Kaynaklar

- 1- C. Chakraborty, B. Gupta, S. K. Ghosh, 2013, A Review on Telemedicine-Based WBAN Framework for Patient Monitoring, Telemedicine & e-Health; 19(8), p619-626.
- 2- A. Reichman, Body area networks: Applications, architectures and challenges. In: Doğan O, Schlegel WC, eds. IFMBE Proceedings. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. New York: Springer, 2009; 25(5): 40-43.
- 3- (2010) Wi-fi alliance. [Online]. Available: <http://www.wi-fi.org/>
- 4- Bluetooth specification guide. Available at www.bluetooth.com (last accessed April 9, 2012)
- 5- Reddy PV, Ganapathy SV. Performance of multi user detector based receivers for UWB body area networks. HealthCom 2008. 10th International Conference on e-Health Networking, Applications and Service. Piscataway, NJ: IEEE, 2008; 227-231.

- 6- Cao H, et al. Performance analysis of ZigBee technology for wireless body area sensor networks. In: Social-informatics and telecommunications engineering. LNICST 28. Berlin: Springer, 2010; 747-761.
- 7- T. S. Rappaport, Wireless Communication: Principles and Practice 2nd edition. Prentice Hall, 2002.
- 8- G.-Z. Yang, Body Sensor Networks. London: Springer-Verlag, 2006.
- 9- Wireless Body Area Network Draft Standard, IEEE Std. 802.15.6, 2010
- 10- E. Reusens, W. Joseph, G. Vermeeren, L. Martens, B. Latre, B. Braem, C. Blondia, and I. Moerman, "Path-loss models for wireless communication channel along arm and torso: Measurements and simulations," in IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium 2007, Honolulu, HI, USA, 9-15 June 2007, pp. 336-339.
- 11- A. J. Johansson, "Wave-propagation from medical implants-influence of body shape on radiation pattern," in 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society, Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference, vol. 2, 2002, pp. 1409-1410.
- 12- L. Roelens, S. Van den Bulcke, W. Joseph, G. Vermeeren, and L. Martens, "Path loss model for wireless narrowband communication above at phantom," Electronics Letters, vol. 42, no. 1, pp. 10-11, Jan. 2006.
- 13- T. Zasowski, G. Meyer, F. Althaus, and A. Wittneben, "Propagation effects in UWB body area networks," in Ultra-Wideband, 2005. ICU 2005. 2005 IEEE International Conference on, Sep. 2005, pp. 16-21.
- 14- A. Fort, J. Ryckaert, C. Desset, P. De Doncker, P. Wambacq, and L. Van Biesen, "Ultra-wideband channel model for communication around the human body," IEEE Journal on Selected Areas in Communications, vol. 24, pp. 927-933, Apr. 2006.
- 15- B. Latre, G. Vermeeren, I. Moerman, L. Martens, and P. Demeester, "Networking and propagation issues in body area networks," in 11th Symposium on Communications and Vehicular Technology in the Benelux, SCVT 2004, Ghent, Belgium, 9 November 2004.
- 16- T. Zasowski, G. Meyer, F. Althaus, and A. Wittneben, "UWB signal propagation at the human head," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Apr. 2006.
- 17- A. Fort, C. Desset, J. Ryckaert, P. De Doncker, L. Van Biesen, and P. Wambacq, "Characterization of the ultra wideband body area propagation channel," in Ultra-Wideband, 2005. ICU 2005. 2005 IEEE International Conference on, Sep. 2005.
- 18- M. Di Renzo, R. M. Buehrer, and J. Torres, "Pulse shape distortion and ranging accuracy in uwb based body area networks for fullbody motion capture and gait analysis," in IEEE Globecom 2007, November 2007, pp. 3775- 3780.
- 19- A. Ylisaukko-oja, E. Vildjiounaite, and J. Mantyjarvi, "Five-point acceleration sensing wireless body area network - design and practical experiences," iswc, vol. 00, pp. 184-185, 2004.
- 20- G.Z. Yang, 2006, Body Sensor Networks, Springer, 117-143
- 21- 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.
- 22- 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.
- 23- S. Ullah, H. Higgins, B. Shen, K. S. Kwak, 2010, On the implant communication and MAC protocols for WBAN, International Journal of Communication Systems, 23(8) pp. 982-999, DOI: 10.1002/dac.1100
- 24- T. Zimmerman, "Personal area networks: Nearfield intrabody communication," IBM Systems Journal, vol. 35, no. 3, pp. 609-617, 1996.
- 25- M. S. Wegmueller, A. Kuhn, J. Froehlich, M. Oberle, N. Felber, N. Kuster, and W. Fichtner, "An attempt to model the human body as a communication channel," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 54, no. 10, pp. 1851-1857, Oct. 2007.
- 26- K. Hachisuka, Y. Terauchi, Y. Kishi, T. Hirota, K. Sasaki, H. Hosaka, and K. Ito, "Simplified circuit modeling and fabrication of intrabody communication devices," in Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, 2005. Digest of Technical Papers. TRANSDUCERS '05. The 13th International Conference on, vol. 1, Jun. 2005, pp. 461-464.
- 27- L. Zhong, D. El-Daye, B. Kaufman, N. Tobaoda, T. Mohamed, and M. Liebschner, "Osteoconduct: Wireless body area communication based on bone conduction," in Proc. Int. Conf. Body Area Networks (BodyNets), June 2007.
- 28- T. Falck, H. Baldus, J. Espina, and K. Klabunde, "Plug'n play simplicity for wireless medical body sensors," Mob. Netw. Appl., vol. 12, no. 2-3, pp. 143-153, 2007.
- 29- B. Zhen, H. Li, R. Kohno, Networking issues in medical implant communications
- 30- M. S. Wegmüller, Intra-Body Communication for Biomedical Sensor Networks, PhD. thesis, 2007, ETH ZURICH
- 31- N. S. Mazloun, Body-Coupled Communications, Experimental characterization, channel modeling and physical layer design. M.Sc. Thesis, 2008, Chalmers University of Technology ■