

ELEKTROKARDİYOGRAM İŞARETLERİNİN KABLOSUZ İLETİMİ

Salim KAHVECİ¹ Mesut SAFRAN² Oğuzhan ÇAKIR³ İsmail KAYA⁴

^{1,3,4}Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü

Mühendislik-Mimarlık Fakültesi
Karadeniz Teknik Üniversitesi, 61080, Trabzon
²Voss Ltd. Şti., İstanbul

¹e-posta: salim@ktu.edu.tr

⁴e-posta: ikaya@ktu.edu.tr

Anahtar sözcükler: EKG, Kablosuz İletişim, rPIC

ÖZET

Bu çalışma, tıbbi cihazlar için bir kablosuz haberleşme bağlantısı gerçekleştirme çalışmaları içinde, bir düşük güçlü radyo haberleşmesi ile EKG (Elektrokardiyogram) işaretlerinin ölçülmesini amaçlamaktadır.

Bu çalışma kablosuz algılayıcı ağları üzerine yapılan çalışmalar içinde ilk, ancak en önemli birimi olan haberleşme ünitesini ele almaktadır. Dolayısıyla; fiziksel radyonun gerçekleştirilmesi, başarımlı analiz ve güç verimliliği işlemleri tasarlanan sistem için yapılmaktadır. Ayrıca, kablosuz haberleşmeyi sağlayacak olan verici ve alıcı modüllerinin çalışma prensipleri açıklanacaktır.

1. GİRİŞ

Kalp, dolaşım sistemi vasıtasıyla kanı pompalamakla sorumlu organdır. İnsan vücudu üzerinden algılanan ve kalbin elektriksel aktivitesinin sonucu olarak ortaya çıkan belli tipteki biyolojik işaretlere, elektrokardiyogram, elektrokardiyografik işaret, EKG işareti veya kısaca EKG adı verilir [1]. EKG işaretinin gösterilmesini ve kaydedilmesini sağlayan cihazlara elektrokardiyograf ve EKG ile ilgili sistemlere de genel olarak elektrokardiyografi denir. Uyarılan kasın yakınına konan bir çift elektrot aracılığıyla, kasın kasılması sırasında ortaya çıkan elektriksel işaretlerin izlenmesi mümkündür. Kalp kasları da, belli bir ritimde kendi içindeki sinüs düğümü (SA düğümü) tarafından periyodik olarak kendiliğinden üretilen elektriksel işaretlerle uyarılmakta, bu uyarı sonucunda da kalp, periyodik olarak kasılıp gevşeyerek vücudun ihtiyacı olan kanı damarlara pompalamaktadır.

EKG işaretlerinin vücut üzerinden elektrotlar yardımıyla algılandığı sağ kol (RA), sol kol (LA), sol bacak (LL) ve göğüs (V) olmak üzere başlıca dört standart ölçüm bölgesi vardır [1]. EKG değişimi derivasyonu), standart EKG işaret algılama biçimlerinden biri, veya kısaca EKG işareti aktarma türü olarak kullanılmaktadır. En kuvvetli EKG işaretinin genliği 10 mV'dan bile daha küçüktür ve

ayrıca EKG işaretleri çok yüksek çıkış empedansına sahiptirler. Tipik bir EKG algılayıcısı şu özelliklere sahip olmalıdır [2]:

- 0.05mV – 10mV aralığındaki düşük genlikli işaretleri algılayabilme kapasitesinde olmalıdır.
- Çok yüksek giriş empedansına sahip olmalıdır.
- Çok düşük giriş sızıntı akımına sahip olmalıdır.
- 0.05 – 100 Hz düz frekans tepkisi olmalıdır.

2. SERİ VERİ GÖNDERME

Seri haberleşmede verici belirli bir anda bir bit olmak üzere bitleri sırayla yollar. Haberleşme her bir yön için ayrı bir hat kullanılarak yapılabileceği gibi, ortak kullanılan tek bir hat üzerinden de yapılabilir. Üç yada daha fazla cihaz olması halinde, çoğunlukla hepsi aynı yolu kullanır. Hangi iletinin yapılacağını ağ protokolü belirler. Ağda veri akışı saat sinyali veya zamanlama referansı kullanılarak yapılır. Hem gönderen hem de alan cihaz bir bitin ne zaman gönderileceğine yada alınacağına karar verirken saat sinyalini kullanır. UART, seri portu ve seri haberleşmeyi kontrol eden bir tüm devredir. Seri ve paralel bilgiyi birbirlerine çevirir. Bilgisayarda veri yolundaki paralel bilgi, UART tarafından belli bir yönde iletilmek üzere seri veriye dönüştürülür. Öte yandan karşıt yönden gelen seri veri de UART tarafından, CPU (merkezi işlemci birimi)'nun sistem veri yollarından okuması için, paralel veriye dönüştürülür. UART hem tam-çift hem de yarı-çift iletişimi destekler. Tam-çift iletimde UART aynı anda hem veri yollayıp, hem de veri okuyabilir. Yarı-çift iletimde ise bir anda ya veri yollar yada veri okur.

3. YAPILAN ÇALIŞMA

Çalışmanın ilk aşamasını, EKG işaretini algılamayı sağlayacak devrenin tasarımı, bu tasarımda kullanılacak kuvvetlendiricilerin tiplerinin belirlenmesi ve montaj süreci oluşturmuştur. INA2128U düşük güçlü enstrümantasyon kuvvetlendiricisi temeline dayalı ve ilave iki adet OPA27U işlemsel kuvvetlendiricisi kullanılarak, EKG sağ bacak sürücüsü tipinde, göğüs üzerine yapışkan

elektrotlarla monte edilen bir EKG algılayıcı devresi tasarlanarak uygulamaya geçirilmesi düşünülmüştür. Tasarım ve montaj işlemleri sonrasında, osiloskop yardımıyla EKG işareti görüntülenmeye çalışılmış, en iyi işareti elde etme çabasıyla tasarlanan devre üzerinde bazı değişiklikler yapılmış ve tatminkar seviyede işaret elde edildikten sonra algılanan işaretin kablosuz olarak nasıl bilgisayara iletebileceği konusu üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Araştırmalar sonucunda, işaretin kablosuz iletiminin, Microchip rPIC Geliştirme Materyali kullanılarak yapılmasına karar verilmiştir [3]. Bu amaçla materyal satın alınmış ve çalışmaya uygun bir şekilde gerekli düzenlemeler yapılarak EKG işaretinin kablosuz bir şekilde vericiden alıcıya iletimi sağlanmıştır. Son aşama olarak, alıcıya gelen EKG işaretinin bilgisayara iletilerek ekranda görüntülenmesi çalışması yapılmıştır. Alıcı devresinden, RS-232 paralel seriye dönüştürücü devresi yardımıyla, EKG işareti, bilgisayarın seri portu yoluyla bilgisayara iletilmiştir. Seri porta gelen verileri okuyup ekrana çizen bir C programı yardımıyla da, kablosuz olarak iletilen EKG işareti bilgisayar ekranına çizdirilmiştir.

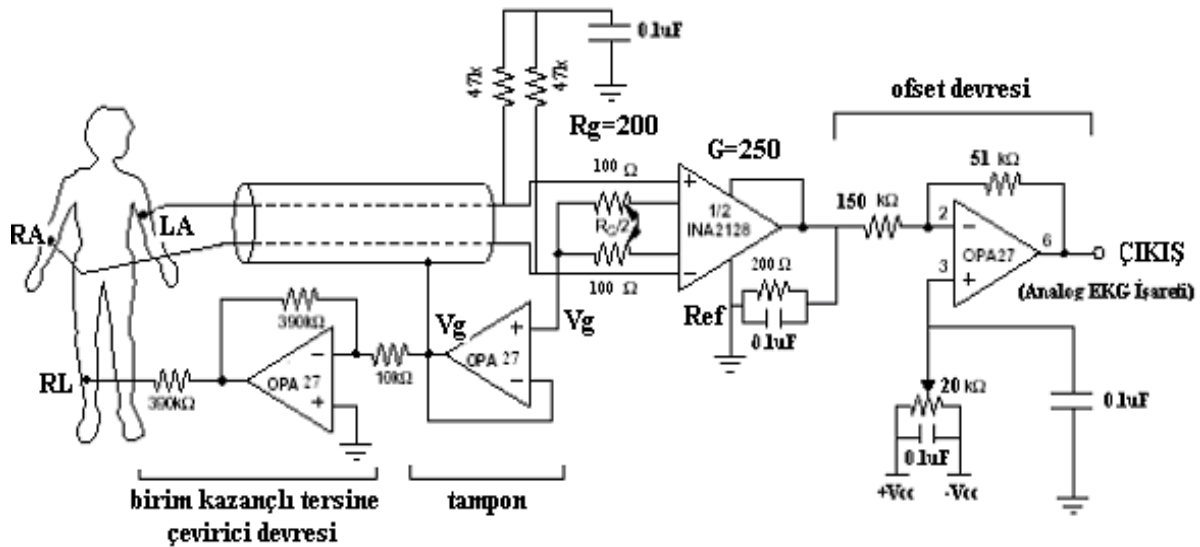
3.1 EKG ALGILAYICI DEVRESİ

EKG işaretini en iyi algılama yolu, elektrotları sol göğse, dolayısıyla kalbe, yakın olacak şekilde yerleştirerek, bu elektrotlar yoluyla alınan işareti tasarlanan devrede kuvvetlendirmektir. Elektrotların

ciltle en iyi şekilde temas etmesini sağlamak için elektrotların tutturulacağı yüzey temiz olmalıdır. Bu şekilde hem elektrotlar hareket etmeyecek ve hem de kötü temas sonucu ortaya çıkabilecek biyolojik gürültünün önüne geçilebilecektir. EKG algılayıcı devresi Şekil 1'de gösterilmiştir.

EKG ölçümleri sırasında karşılaşılan en büyük problem gürültüdür. Başta 50 Hz şebeke gürültüsü olmak üzere, biyolojik gürültü, devredeki pasif ve aktif elemanlardan ve akım geçen yollardan kaynaklanan gürültüler, çalışma sırasında aşılması gereken sorunlar olmuştur. İşaretin algılanmasında ekranlanmış kablolar kullanılarak işaretin radyo frekansı ve elektromanyetik girişimden izole edilmesi sağlanmıştır. Kullanılan elektrotların cilt üzerinde hareket etmeyecek şekilde yerleştirilmesiyle biyolojik gürültünün önüne geçilmiştir. Besleme kaynağı olan pillerden kaynaklanabilecek gürültüyü önlemek için besleme uçları ile toprak noktası arasına $0.1\mu\text{F}$ 'lık kapasite konulmuştur.

Devredeki aktif ve pasif elemanlardan EKG işaretini aşırı derecede bozucu bir gürültü oluşmadığı için bir iki tane basit RC süzgeci kullanılarak, enstrümantasyon kuvvetlendiricisi çıkışı, işaret giriş kanalları ve ofset devresi az da olsa bu etkiden korunmaya çalışılmıştır. 50 Hz şebeke gürültüsü sebebiyle ofset devresi tasarlanmıştır.



Şekil-1. EKG algılayıcı devresi

3.2 VERİCİ-ALICI MODÜLLERİ

Hasta üzerinden algılanan EKG işaretinin kablosuz olarak bilgisayar yakınındaki alıcıya gönderilmesi Microchip rPIC Geliştirme Materyali kullanılarak yapılmıştır. rPIC Geliştirme Materyali tasarımcılara, rPIC12F675 ve rRXD0420 aygıtları temeline dayalı, çift yönlü, kablosuz uzaktan algılama ve denetim sistemleri oluşturma imkanı vermektedir. Bu materyal,

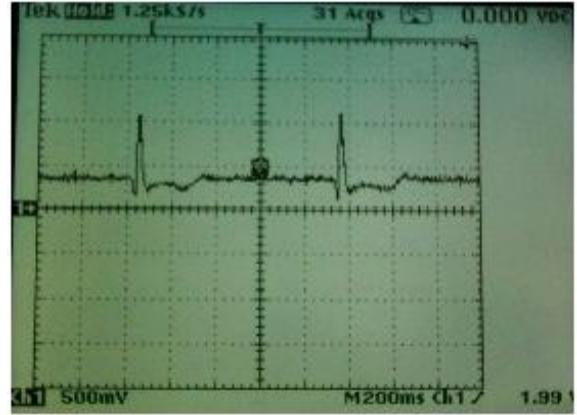
PICKit 1 Flash Başlangıç Materyali adı verilen ve MPLAB programı kullanarak verici ve alıcı aygıtları programlamaya yarayan diğer bir materyal içermektedir [4]. 433 MHz ve 315 MHz'lik ikişer adet verici ve alıcı modülleri vardır. Bu modüller direkt olarak PICKit materyaline takılarak MPLAB programıyla USB portu üzerinden programlanabilmektedir. Verici modülü rPIC12F675,

alıcı modülü rfRXD0420 aygıtları temeline dayanmaktadır. Verici ve alıcı modülleri aynı frekans ve modülasyon biçimlerini desteklemektedir.

4. DENEYSEL ÇALIŞMA

Bu çalışmada kablosuz algılayıcı şebekelerinin temelini oluşturan, algılayıcı, veri işleme, güç kaynağı ve haberleşme katlarına sahip, bir algılayıcı düğümü gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Söz konusu algılayıcı düğümlerinden tek fark, haberleşme katının tek yönlü veri iletmesi olmuştur.

EKG sağ bacak sürücüsü esasına göre tasarlanan algılayıcı devresinin yapılan ilk işaret algılama denemelerinde, gerek elektrotların yerleşimi ve gerekse de 50 Hz şebeke gürültüsü ve diğer gürültü kaynakları yüzünden, beklenen EKG işareti osiloskopta görüntülenememiştir. En iyi EKG işaretinin, elektrotların, vücudun kalbe yakın kısmı olan, sol göğüs bölgesi civarına yerleştirilmesiyle algılanabileceği tespit edilmiştir. İşaretin osiloskopta görüntülenmesi çalışmalarında, şebekeden beslenen osiloskopların işarete şebeke gürültüsünün girişim yapmasına sebep olduğu görülmüş, bunun önüne geçebilmek için önce tam şarj olmuş bir aküden besleme yapılmaya çalışılmış ve daha sonra şarjlı sayısal bir osiloskop yardımıyla az gürültülü işaret görüntüleme olanağı bulunmuştur. Algılayıcı devre üzerindeki aktif ve pasif elemanlardan ve işaret yollarının birbirleriyle olan kapasitif veya endüktüv girişimleri sonucunda ortaya çıktığı düşünülen düşük genlikli gürültüler de basit RC süzgeçleri yardımıyla elimine edilmeye çalışılmıştır. Gürültüden tam olarak arındırılmış temiz bir EKG işareti elde edilememiş, ama elde edilen bir miktar gürültülü işaretin projenin tamamlanabilmesi için yeterli olduğu düşünülmüştür. Skopta görüntülenen EKG işareti Şekil 2'de verilmiştir. Algılanan EKG işaretinin osiloskoptan görüntülenmesi çalışmalarında, işaretin, negatif bir DC bileşene maruz kalarak, negatif bölgede kaldığı ve bazen de negatif ve pozitif bölge arasında sinüzoidal olarak salındığı tespit edilmiş, bunun da vücuttaki durağan elektriksel yükten ve 50 Hz şebeke girişiminden kaynaklandığı öngörülmüştür. Bu etkiyi ortadan kaldırmak amacıyla, tasarlanan algılayıcı devresine ilave olarak, bir ofset devresi eklenmiş ve işaretin 0 – 3V aralığındaki pozitif bölgede kalması sağlanmıştır. Ofset devresiyle, aynı zamanda, tepeden tepeye ~ 200 mV olan işaret genliği ~ 90 mV'a düşürülmüş, işaret 0 – 3V aralığında salınsa bile, maksimum ve minimum noktalarının sınır değerlerini aşmaması amaçlanmış ve başarılı olunmuştur. Bu aralığın aşılması gereği, algılandıktan ve kuvvetlendirildikten sonra verici modülüne girilen analog EKG işaretini sayısal değerlere dönüştürecek olan verici üzerindeki ADC'nin işaret kabul aralığı olmasından kaynaklanmıştır.



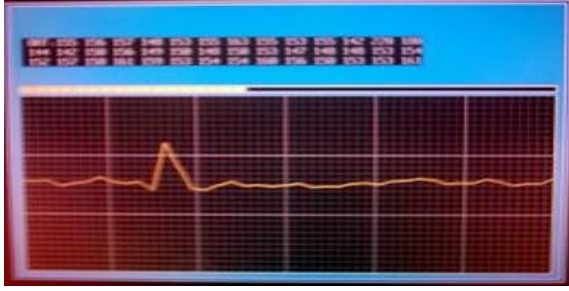
Şekil 2. Skopta görüntülenen EKG işareti

ADC'nin referans gerilimi, girilen analog EKG işaretinin genliğinin ~ 90 mV olması ve az da olsa salınım yapabileceği de hesaba katılarak, verici modül üzerindeki pot ve besleme kaynağı olan 3V'luk pil yardımıyla, 256 mV olarak ayarlanmıştır.

PIC işlemcileri esasına göre çalışan verici ve alıcı modülleri, verici modülüne analog olarak girilen EKG işaretinin, sayısal değerlere dönüştürüldükten sonra, kablosuz olarak alıcı modülüne, oradan da bilgisayara iletilmesini sağlayacak paralelden seriye dönüştürücü devresine aktarılmasını gerçekleştirecek şekilde, MPLAB programı kullanılarak programlanmıştır. Verici modülünün RA0 ve toprak girişlerine analog EKG işareti, RA1 girişine de ADC referans gerilimi girilmiştir. Vericinin 0.8 s aralıklarla örnekler olarak senkron noktasını yakalaması, bu noktadan sonra 600 ms bekleyerek 16 ms aralıklarla 40 örnek olarak işlemcinin RAM'a yazması sağlanmıştır. Örneklem bittikten sonra, alınan 40 örnek, ana paket formatında, 2500 bps'de, 433 MHz'de, ASK modülasyonu ile alıcıya gönderilmiştir.

Ana paket, 4 baytlık 2 alt paket halinde, başlık ve 40 baytlık 20 alt paket halinde, veri paketinden oluşmuştur. Toplam 22 alt paketten oluşan ana paket, her bir paketin 150 bittten oluştuğu ve 1 bitin 0.4 ms'de gönderilebildiği göz önüne alınırsa, 1.32 s'de alıcıya iletilebilmiştir. Her bir alt paket, 32 bit başlık, 56 bit senkronizasyon serisi, 16 bit (2 adet) örnek ve 46 bit güvenlik bandı olmak üzere, 150 bittten oluşmuştur [5]. Alt paketlerin her biri 150 * 0.4 ms = 60 ms de gönderilebilmiştir. Verici saniyede ortalama 1 / 60 = 16 paket, her pakette 2 örnek olduğundan, 32 örnek gönderebilmiştir. PICkit materyali üzerindeki yuvaya takılı olarak kullanılan alıcı modülü, radyo frekansıyla 433 MHz'de aldığı veri paketlerini, ara frekans katına indirgeyerek, seri olarak, RC1 çıkışından, yine materyal üzerindeki 16F676 PIC işlemcisine göndermiştir. PIC işlemcisi seri olarak aldığı paket halindeki verilerin içinden, paketi çözerek, EKG işaretine ait örnekleri, RA5,RA4,RA2 ve RA1 çıkışlarından, paralel olarak RS-232 paralelden seriye dönüştürücü devresine iletmiştir.

16F676 PIC işlemcisinin 4 çıkışı kullanıldığından, her bir paketdeki ikişer örnek, önce en anlamlı 4 bit, daha sonra en anlamsız 4 bit iletilecek şekilde, 4 hamlede sırayla çıkışa verilmiştir. RS-232 paralelden seriye dönüştürücü devresi üzerindeki 16F84A PIC işlemcisi, 4 hamlede paralel olarak 16F676 PIC işlemcisinden aldığı örnekleri, peşpeşe, 2400 bps’de, RS-232 protokolüne göre bilgisayara göndermiştir. Bilgisayarda, sistemin çalıştığı sırada koşturma olan program yardımıyla, RS-232 protokolüne göre alınan örnek değerleri ve senkronizasyon noktasına göre, EKG işaretini ekrana çizdirilmiştir (Şekil 3).



Şekil 3. Bilgisayar ekranına çizdirilen EKG işareti

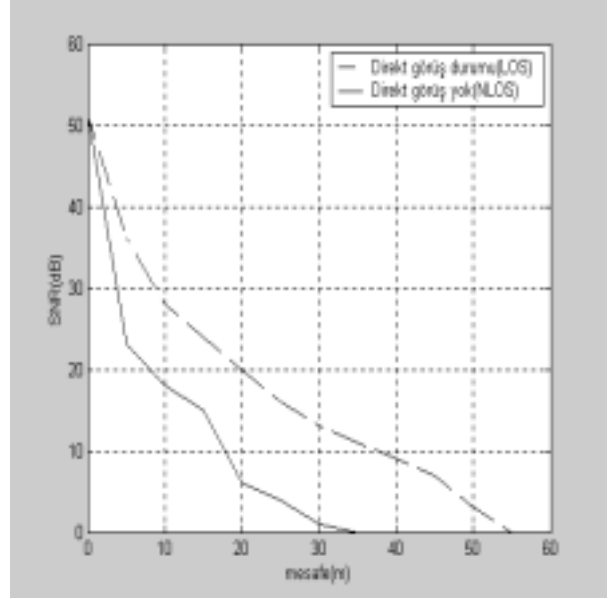
5. DENEYSEL SONUÇLAR

Yapılan çalışmayla, algılayıcı, veri işleme, güç kaynağı ve haberleşme katlarına sahip, hasta vücutundan algıladığı EKG işaretini, gerekli veri işleme işlemleri sonucunda, kablosuz olarak bilgisayara ileterek ekranda görüntülenmesini sağlayan, örnek bir algılayıcı düğümü gerçekleştirilmiştir.

Elde edilen işaret, bir miktar gürültü içermekle birlikte, EKG işareti özelliklerini taşımaktadır ve bu özelliğiyle de bu konuyla ilgili daha önce yapılan çalışmalara üstünlük sağlamıştır. 35 metreye kadar sistemin sorunsuz haberleştiği gözlenmiştir. Tasarlanan sistem 21.72 mA akım çekmektedir. İşaret $s(f)=\text{sinc}(\pi f)$ ifadesi ile temsil edilip gürültü eşiği sabit N_0 olarak hesaplanmıştır. Şekil 4’de gösterilen işaret gürültü oranı (SNR) buna göre hesaplanmıştır. SNR’in ifadesi (1) ile verilebilir.

$$SNR(dB) = \log \frac{\int_{f_1}^{f_2} s(f)df}{\int_{f_1}^{f_2} N(f)df} \quad (1)$$

433 MHz’de çalışan sistemimizin güç verimliliğine ilişkin ölçümler, genişliği 1.5 m ve etrafı duvarlarla çevrili bir koridorda yapılmış ve Şekil 4’de gösterilmiştir. Ölçme işlemi alıcı ile vericinin birbirini gördüğü ve görmediği durumlar için gerçekleştirilmiştir. Alıcı tarafta, işaretin ve gürültünün seviyeleri “Spectrum Analyzer” cihazı yardımıyla (dBm) cinsinden ölçülmüştür.

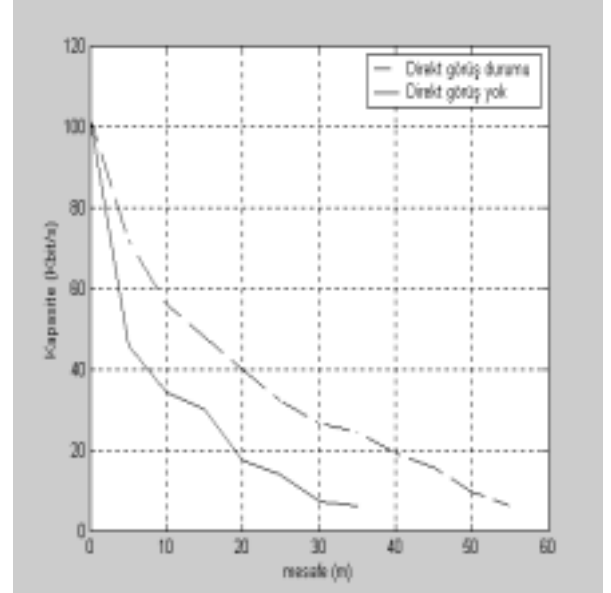


Şekil 4. Güç verimliliğine ilişkin SNR-mesafe grafiği (Gürültü eşiği=-109 dBm)

Sistemin kapasitesi için, Claude Shannon'un (2) ile gösterilen kanal kapasite denklemini kullanabiliriz;

$$C = \frac{B_w}{2} \log_2 (1 + SNR) \quad (2)$$

Band genişliği 12 KHz olan sistemimiz için kapasite-mesafe grafiği Şekil 5’de verilmiştir. Haberleşme kalitesini düşürmeden mesafeyi artırmanın yollarından biri verici gücünü artırmaktır.



Şekil 5. Kapasite-mesafe grafiği

Kablosuz algılayıcı şebekelerinin çok ufak bir kısmını oluşturan bu çalışma, bu konuda yapılabilecek diğer çalışmalara da örnek olabilecek niteliktedir. Tam anlamıyla gürültüsüz bir EKG işareti elde edebilecek

şekilde, daha etkin süzgeçleme tekniklerinden faydalanılabilir.

6. SONUÇLAR

Sistem 2.5 Kbit/s hızında haberleşebildiğinden direkt görüş durumunda haberleşebilme mesafesi 55 m'ye kadar çıkmaktadır. Alıcı ile vericinin birbirini görmediği durumda ise bu mesafe ancak 35 m olmaktadır. Geri dönüşüm yolu olması durumunda vericinin uyarlanı güç kontrolü yapması mümkün olacak. Bu ise 10 m'lik bir mesafe için çıkış gücünü ve dolayısıyla girişim seviyesini yaklaşık 20 dB daha aşağıya çekebilecektir.

KAYNAKLAR

- [1] Korürek M., Tıp Elektronikinde Tasarım İlkeleri, 1.baskı, İ.T.Ü. Yayınları, İstanbul, 1996.
- [2] Vasudevan N., The BlueNurse Wireless Link, M.Sc., The University of Queensland Thesis, Australia, 2001.
- [3] Microchip Technology Inc., rfPIC Development Kit 1 User's Guide, USA, 2003.
- [4] Maxim Integrated Products, +5V-Powered Multichannel RS-232 Drivers / Receivers, U.S.A., 2001.
- [5] Kostelnik R., Lacko P., Perdoch M., Torork T. Ziegler J., BlueMedica: Wireless Medical Data Access Appliance, M.Sc., Slovak University of Technology, Bratislava, 2001.