

Ameliyat Sonrası Hasta Üzerinden Alınan Biyoelektrik Sinyallerin Radyo Frekans (RF) Haberleşme Sistemi ile Taşınması için Sistem Tasarımı

Tuncay Bayrak¹ Serbay Bahçeci² Levent Özparlak³ Onur Koçak⁴ Arif Koçoğlu⁵

^{1,2,4}Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Başkent Üniversitesi, Ankara

³Elektrik - Elektronik Mühendisliği Bölümü, Başkent Üniversitesi, Ankara

⁵Teknik Bilimler Meslek Yüksek Okulu, Başkent Üniversitesi, Ankara

¹ e-posta: 20493304@baskent.edu.tr

² e-posta: 20493255@baskent.edu.tr

³ e-posta: ozparlak@baskent.edu.tr

⁴ e-posta: okocak@baskent.edu.tr

⁵ e-posta: arif@baskent.edu.tr

Özetçe

Hastaların ameliyat esnasında aldıkları narkozun etkisini vücutlarından atmaları ve normal fizyolojik yaşam değerlerine ulaşabilmeleri için yürütülmeleri gerekmektedir. Bu çalışmanın amacı yürütülme esnasında, tasarlanan sistemle hastanın istenilen fizyolojik değerlerinin ölçülerek radyo frekans (RF) yardımıyla hemşire veya doktor gözlem odasına aktarılması ve belirlenen referans değerleri ile karşılaştırma yapılarak gerektiğinde hasta üzerindeki modülden sesli uyarı verilmesidir. Sistem iki ana modül olarak düşünülebilir. Birinci modül hasta üzerinde belirlenen biyoelektrik sinyali alan ve gerekli işlemlerden geçirdikten sonra RF verici ile ortama ileten kısım, ikinci modül ise vericiden gelen sinyali alarak tasarlanan arayüz programıyla bilgisayarda gerçek zamanlı olarak gözlenmesini sağlayan kısım biçiminde tanımlanabilir.

1. Giriş

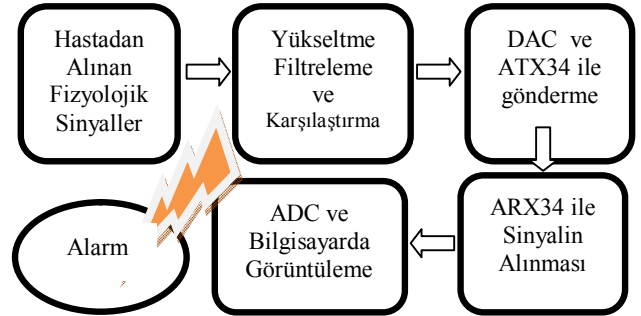
Ameliyat sonrası sürecin sorunsuz tamamlanması ameliyatın başarısı kadar doktor ve hastane açısından önemlidir. Ameliyat sonrası hastada herhangi bir komplikasyon oluşmaması için hastanın fizyolojik değerlerinin belli standartlara göre kontrolü görevli hemşireler tarafından gerçekleştirilmektedir. Ameliyat sonrası meydana gelebilecek en büyük problemlerden biri de hastanın narkoz etkisinden çıkabilmesi için gerçekleştirilen yürütülme işleminde fizyolojik değerlerde meydana gelen ani değişimlerin görevli sağlık personeli veya refakatçi kimseler tarafından gerçek zamanlı olarak gözlenmemesidir.

Bu tip durumlarda meydana gelebilecek narkozdan ve ameliyattan kaynaklanan bir takım komplikasyonlardan söz edecek olursak, en sık karşılaşılan durum hastanın kan basıncında meydana gelen ani değişimlerdir. Narkozda kullanılan ilaçlara ve uygulanan işlemlere bağlı olarak kalp atım hızında artma veya azalma, ritim bozukluğu, kan basıncında artma veya azalma görülebilir [1]. Bu değişimler hastada kalıcı hasarlar bırakma konusunda risk oluşturabilmektedir.

Bu çalışma ile hedeflenen, hasta üzerinden alınan fizyolojik sinyallerin RF kablosuz iletişimi ile izlenmesidir. Sinyallerin hasta üzerinden yürütme safhasında alınıp, hasta gözlem odasına aktarıldıktan sonra uygun ara yüz programı ile görüntülenip kaydedilmesi ve fizyolojik risk durumunda sesli sinyal vererek refakatçiyi uyarmasıdır.

Sistem iki ana modül olarak tasarlanmıştır. Birinci modül taşınabilir özelliğine sahiptir ve hasta üzerinde konularak istenilen biyoelektrik sinyali hasta üzerinden elektrotlar ile alma ve ortama gönderme işlemi yapar. Diğer modül ise gözlem odasındaki modüldür ve kablosuz gelen veriyi algılayarak bilgisayarda görüntüler. Şekil 1'de tasarlanan sistemin blok diyagramı yer almaktadır [2].

Şekil 1'de yer alan blok diyagramda alt tarafta görülen modüller imal edilmiş olan sistemin hasta üzerindeki taşınabilir verici bölümünün gerçekleştirdiği işlemleri gösterirken alt kısımda yer alan bloklar ise gözlem odasında bulunan alıcı modülünün işlevlerini ifade etmektedir. Çalışmanın ikinci bölümünde imal edilen sistemin özelliklerinden ve çalışma prensibinden detaylı bilgiler verilecektir. Tartışma kısmında karşılaşılan imalat sorunları ve sistemin çalışması analiz edilerek detaylı bir şekilde irdelenecektir. Sonuç bölümünde ise tasarlanmış ve imal edilmiş sistemi iyileştirmeye yönelik fikirler ortaya konulacaktır.



Şekil 1: Tasarlanan sistemin blok diyagramı

2. Sistem Tasarımı ve İmalatı

Sistem hasta üzerinden alınacak biyoelektrik sinyal toplama ve verici ünitesi, sesli uyarı ünitesi, alıcı ünitesi ve bilgisayar arayüz ünitesi olarak dört ayrı birim olarak tasarlanıp imal edilmiştir.

2.1 Hasta Üzerinden Biyoelektrik Sinyallerin Elde Edilmesi ve Verici Modülü

2.1.1. Fizyolojik Sinyal Almaçları

EKG ve nabız sinyalleri Hasta üzerinden alınacak fizyolojik sinyallerdir. EKG sinyali için enstrümantasyon yükseltici tasarlanmıştır. Bilindiği üzere, EKG sinyali 1mV gibi oldukça düşük bir genliğe sahiptir. Bu yüzden EKG sinyalini vücuttan alma esnasında özel jel elektrotlar ile teflon kabloya sahip probalar kullanılmıştır. Tasarlanan EKG sistemi 3 kanalıdır. Devrede ilk EKG aktarımından sonra alıcı kısımda karşılaşılan problem üzerine bir band geçiren filtre tasarlanmıştır. Sonuç olarak tasarlanan devre tampon yükselteç sayesinde kazancı ayarlanabilir olan 0.5 Hz –150 Hz arasını geçiren bir filtredir [3, 4].

Diğer önemli bir fizyolojik parametre ise nabız sinyalidir. Bilindiği üzere nabız sinyali 1 ile 2 Hz arasında değişmektedir [5]. Nabız sinyalini alabilmek için ışık kaynağı olarak kullanılan bir kırmızı led ve karşı tarafında algılayıcı olarak bir fotodirençten oluşan bir düzenek kullanılmıştır. Parmak probundan alınan mili volt seviyelerindeki nabız sinyali öncelikle üzerinde rahat işlem yapabilecek genlik seviyelerine yükseltilmiştir. Ardından yüksek frekanslı gürültülerden arındırılmış bir nabız sinyali elde etmek için gerekli filtreleme işlemleri yapılmıştır. Bunun için de kazancı 100 olan 10 Hz'lik bir alçak geçiren filtre devresi tasarlanmıştır. Mikrodenetleyicinin elde edilen gürültüsüz nabız sinyalinin sayımını gerçekleştirilmesi için darbe şekillendirici ve darbe üreten bir devre bloğu oluşturulmuştur. Darbe şeklinde gelen bilgi mikrodenetleyici ile sayılarak nabız değeri LCD'de gösterilmiştir. Gelen bu bilgi RF verici modülü aracılığı ile RF alıcı modülüne aktarılacak olan bilgidir ve RF alıcının almış olduğu nabız bilgisi kullanılan mikrodenetleyici aracılığıyla hem LCD ekrana yazdırılmış hem de bilgisayarda görüntülenmiştir.

2.1.2. Verici Modül

Hasta üzerindeki verici modülün amacı hastadan fizyolojik sinyali elde etme, anormal bir durumda uyarı verme ve gözlem odasında yer alan alıcı modüle bu bilgiyi gerçek zamanlı olarak aktarmaktır.

Gürültüsüz olarak elde edilen nabız sinyalini kablosuz olarak iletebilmek için dijital veri iletimi sağlayan ve piyasada kolaylıkla bulunan ATX34 verici entegresi kullanılmıştır. ATX34 vericisinin veri aktarım hızı saniyede 2400 bit olup, 433,920 MHz çalışma frekansına sahiptir. Bu amaçla elde edilen analog sinyaller örneklenerek sayısal sinyallere dönüştürülmüştür. Sayısal çevirme işlemi için PIC 16F877 mikrodenetleyicisi ve yazılım olarak "pic basic" kullanılmıştır. 8 bit ADC işlemi gerçekleştirilmiştir.

2.2 Sesli Uyarı Ünitesi

Sesli uyarı devresi hasta üzerindeki modülde nabız sayımı yapıldığında bu ölçüm değerlerinin belirli referans değerlerle karşılaştırılması sonucu *Nabız Düşük* veya *Nabız Yüksek* uyarısı vermektedir.

Sesli uyarı devresinde ses entegresi olarak APR9600 kullanılmıştır. Bu entegreye önceden iki farklı ses kaydı yapılmıştır ve PIC 16F84 ile gelen uyarıya göre ses entegresinde kayıtlı olan seslerden birisi çalmaktadır.

2.3 Alıcı Modül

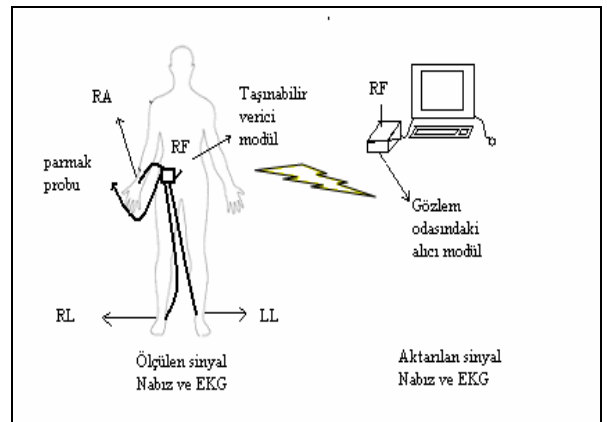
Hasta gözlem odasında yer alan alıcı modülü, hasta üzerindeki taşınabilir verici modülden almış olduğu dijital bilgiyi alıp analog bilgiye çevirerek bilgisayarda görüntülenmesi için tasarlanmıştır. Alıcı modül, RF alıcı kısmı ve dijitalden analoğa çevirici (DAC) olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Hasta üzerindeki verici modülden gelen sinyaller ARX 34 alıcı modülü entegresi ile elde edilmektedir ve alınan bu sayısal bilgiler PIC 16F877 mikrodenetleyicisi kullanılarak analog sinyale çevrilmektedir[6]. Böylelikle elde edilen analog sinyal hasta üzerinden alınan fizyolojik sinyalle analog-sayısal dönüşümlerden gelen hatalar haricinde aynı çıkmaktadır. Sinyaldeki kayıplar ADC ve DAC işlemlerinin hızları ile ilgilidir. Dijital sinyali analog sinyale çevirme işlemi için "pic basic" yazılımı kullanılmıştır. Ayrıca alıcı modülde de LCD yer almaktadır. Bilgisayar ile bağlantının sağlanmaması durumunda en azından nabız bilgisinin LCD ekranında gösterilmesi düşünülmüştür.

2.4 Kullanıcı Ara Yüz Programı

Sayısalan analoğa çevrilen sinyalin bilgisayarda görüntülenmesi için bir adet DAQ kartı kullanılmıştır ve LABVIEW™ programı kullanılarak bir kullanıcı ara yüz programı tasarlanmıştır.

Tasarlanan bu programa *hasta izleme sistemi* (HİS) ismi verilmiştir. Bir uygulama dosyası şeklinde çalışmakta ve üç alt modülden oluşmaktadır. Kullanıcı bu programı çalıştırdığında tasarlanan üç modül aynı anda otomatik olarak açılmaktadır.

Kullanıcı ara yüz programı (HİS); hasta kayıt modülü, hasta arama modülü ve hasta takip modülünden oluşmaktadır. Hasta kayıt modülü, sağlık personeline yoğun bakım hizmeti alacak ve uzaktan takip edilecek hastaların kayıtlarının yapılabilmesi için yardımcı olmaktadır. Hasta arama modülü, daha önceden veri tabanına kaydedilmiş hastaların bilgilerine ulaşılabilmesi için kullanılan bir modüldür. Hasta takip modülü ise hastanın fizyolojik sinyallerini gösteren, risk durumunda hem görsel hem sesli olarak uyarı veren bir kullanıcı paneline sahiptir. Sistem uyarı verdiği zaman aynı zamanda hasta üzerinde bulunan sesli uyarı ünitesi de refakatçiyi bilgilendirmektedir.



Şekil 2: İmal edilen sistemin sembolik gösterimi

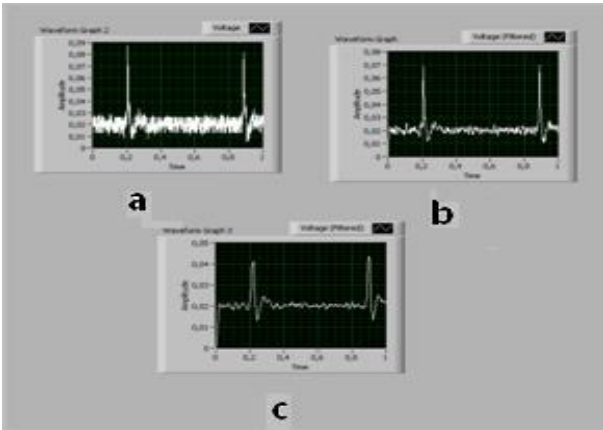
Şekil 2'de tasarlanan ve imal edilen sistemin sembolik bir gösterimi yer almaktadır. Ameliyat sonrası yürütülen hastanın gerçek zamanlı takibi için geliştirilen HİS yazılımı gözlem odasında bulunan kullanıcıya ait bilgisayarda yüküdür.

3. Tartışma

3.1 EKG İletim Analizi

Hastadan jel elektrotlar ve enstrümantasyon yükseltici aracılığıyla elde edilen EKG sinyalleri besleme olarak şebeke elektriği kullanıldığından şebekenin kendisinden gelen gürültüler içermektedir ve bu durum da hastanın EKG dalgasının incelenmesine engel oluşturmaktadır. Şebekeden kaynaklanan bu gürültülerin önüne geçmek için devrelerin pille beslenmesi gerekmektedir. Bu çalışmada tasarlanan sistem ameliyat sonrası hastanın hareketli olması durumunda kullanılması için tasarlandığı için devreler pille beslenmiştir.

Şekil 3(a)'da devrenin şebeke elektriği ile beslenmesi durumunda hastadan alınan EKG dalgası gösterilmektedir. Şekil 3(b)'de ise devrenin pille beslenmesi durumunda hastadan alınan EKG dalgası gösterilmiştir. Aradaki gürültü farkı açıkça görülmektedir. Şekil 3(c)'de gösterilen EKG sinyali ise Şekil 3(b)'deki EKG sinyalinin LABVIEW™ ortamında tasarlanmış 8 noktalı ortalama alan filtre (Moving average filter) ile yumuşatılma işleminden geçirilmiş halidir.



Şekil 3: EKG ölçüm grafikleri

Gerekli elektrotlar aracılığıyla hastadan elde edilen EKG sinyalleri enstrümantasyon yükseltici ile yükseltilerek sinyal bileşenlerinin kolaylıkla ayırt edileceği bir düzeye getirilmektedir. Bilgi içeren ve analiz işlemleri için önemli olan EKG bileşenlerinin yanı sıra bu yükseltme işlemi sinyal gürültülerini de yükseltmektedir. LABVIEW™ ortamında yapılan sayısal filtreleme işlemi bu nedenle önemlidir.

Hastadan elde edilen EKG sinyallerinin enstrümantasyon yükseltici kullanılarak yükseltilmesinin sebebi ise yüksek giriş empedansı ve yüksek kazanç ihtiyaçlarına cevap verebilmektir. Kullanılmış olan enstrümantasyon yükseltici iki adet tampon yükselticiden ve bir adet farksal yükselticiden meydana gelmektedir.

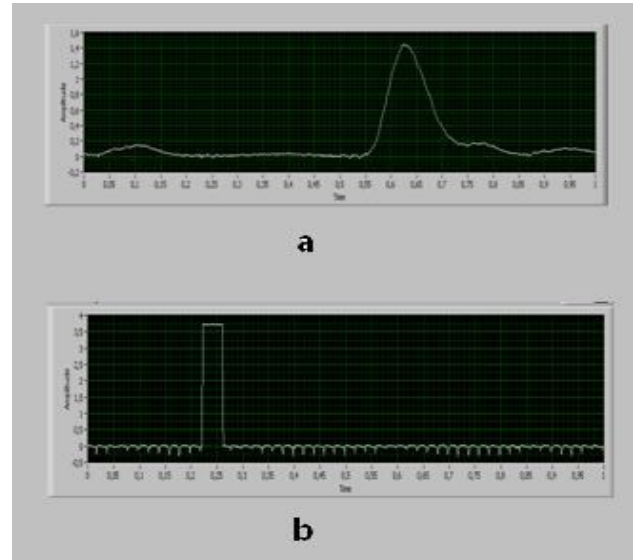
3.2 Nabız İletim Analizi

İmal ettiğimiz sistemin sürekli çalışmasından dolayı iletimini gerçekleştireceği nabız sinyalinin sorunsuz bir şekilde ölçülmesi gerekmektedir. Mili volt seviyelerindeki ve düşük frekanstaki nabız sinyallerinin incelenmesi için devrelerin ve almaç görevi gören parmak probunun iyi izole edilmesi gerekmektedir.

Parmak probu ile elde ettiğimiz nabız sinyali iki temel sorun içermektedir. Bunlar sinyalin düşük genlikte olması ve gürültü

içeren dalgalardan dolayı sinyalin ilgilendiğimiz kısmının ayırt edilememesidir. Bunun için nabız sinyali kazancı 100 olan 10 Hz'lik alçak geçiren filtreden geçirilmiştir. Bilindiği üzere bir sinyali ne kadar çok işlemden geçirirsek, bu işlemlerin orijinal sinyal üzerinde etkisi o derece yüksek olacaktır.

Şekil 4(a)'daki hastadan alınan orijinal nabız sinyali ve Şekil 4 (b)'de ise bu nabız sinyaline karşılık gelen kare dalga gösterilmiştir. Bu kare dalga nabız sayım işleminin gerçekleştirilmesi için PIC 16F84 mikrodenetleyicisinin bir bacağından girdi olarak verilmektedir.



Şekil 4: Nabız sinyali ve ona karşı gelen kare dalga

RF kablosuz aktarım sonucu alıcı modülünün bağlı olduğu bilgisayarda görüntülenen sinyal sayısal filtreden geçirilmiştir. Alçak geçiren filtre doğası gereği orijinal sinyalin 5 örnek gecikmesine sebep olmaktadır. Örnekleme frekansımız ne kadar yüksek ise oluşan bu gecikmenin etkisi o ölçüde azaltılmış olacaktır. Sözelimi örnekleme frekansı 250 Hz olan bir durumda gecikme miktarı olan 5 örnek, sistemde 0.02 saniyelik bir gecikme meydana getirecektir. Sistemimizde örnekleme frekansı 250 kHz gibi yüksek düzeylerde olduğu için bu gecikme göz ardı edilebilmektedir. Ayrıca hastadan alınan fizyolojik sinyale uygulan analog alçak geçiren filtre de $\tau=RC$ miktarı kadar bir gecikme yaratmaktadır.

Nabız ve EKG sinyalleri bileşen bakımından birbirinden oldukça farklıdır. Bununla birlikte EKG sinyalinin sayısal çalışan bir modülle kablosuz olarak iletilmesi nabız sinyalinin aynı şekilde iletilmesinden daha zordur. EKG sinyalinin sorunsuz bir şekilde iletilmesi için yüksek örnekleme frekansı ve RF modülünün veri aktarım hızının çok daha hızlı olması gerekmektedir. Elimizde bulunan RF modüller nabız sinyalinin iletimi için yeterli olup, EKG sinyali için yetersiz kalmaktadır. Bu sorunun önlenmesi için daha gelişmiş ve yüksek veri aktarım hızına sahip RF modülleri kullanılmalıdır.

3.3 İmalat ve tasarım sorunları

Tasarlanan sistemin aşamalarına bakıldığında, yapılan çalışmaların en zor kısmı RF haberleşme tekniği ile iletilecek fizyolojik sinyalin hastadan gürültüsüz bir şekilde elde edilmesi olarak karşımıza çıkmaktadır. İmal edilen sistemde hala sorun olarak değerlendirilen parmak probu ve nabız alım

devresi elde edilen nabız sinyallerinin düzenli ve ölçülebilir olması açısından sorun yaratabilmektedir.

Bunun temel nedeni gerçekleştirilen parmak probunun dış etkilerden yeterli derecede izolasyonunun gerçekleştirilememesi ve ışık kaynağının yoğunluğunun sabit olmamasıdır. Bu durumda ölçülen nabız sinyalinin genliğinde sürekli bir değişmeye sebep olmakta ve dalga şekillendiricinin çıkışında sayımın kolaylıkla gerçekleştirilemeyeceği kare dalgalar elde edilmektedir. Buna bağlı olarak yanlış sayım işlemi neticesinde, sesli uyarı devresinin doğru durumda tetiklenmesi sorunu ortaya çıkmaktadır. Bu sorunun çözülmesi için doğruluğu daha yüksek bir parmak probu ve uygun bir nabız alım devresi tasarlanmalıdır.

Sistemin geneline bakıldığında diğer bir sorun hastadan alınan fizyolojik sinyalde DAC ve ADC işlemleri ardından veri kaybına neden olmasıdır. Verici modülünden gelen sayısal veriler alıcı modüle tekrar analog sinyale dönüştürülünce, kullanıcı arayüz programında görüntülenen sinyal verici modülünde hastadan alınan orijinal sinyalden daha az bilgi içeriğine sahiptir. Bunun nedeni örnekleme frekansının yeterli düzeyde olmaması ve RF modüllerinin yeterli hızda veri akışı sağlayamaması olabilir. Bu sorun veri iletim hızı daha yüksek RF modülleri veya analog çalışan RF modülleri kullanılarak çözülebilir.

Tasarladığımız sistemin imal edilmesi için gerçekleştirilen baskı devreler ütü yöntemiyle gerçekleştirilmiştir ve perhidrotuzruhu karışımı çözücü olarak kullanılmıştır. Bu yöntem devrelerin iletim yollarının oluşturulmasında sorunlar çıkarmış ve kısa devrelere neden olmuştur.

Proje süresince baskı devre hazırlanmasında değişik malzemeler denenmiştir ve mavi PNP kâğıdı ile epoksi plakanın baskı devre hazırlanmasında en uygun malzemeler olduğu düşünülmüştür.

Biyomedikal amaçlı devrelerde yükselteç olarak genellikle OPA opampları kullanılmaktadır, fakat OPA entegreleri içersinde bir adet yükselteç yer aldığından eleman sayısı ve devrede işgal ettiği yer açısından tercih edilmemiştir. Bunun yerine LM358 opampları kullanılmıştır. LM358 opampları da biyomedikal amaçlarda kullanılabilir ve besleme voltaj aralığı devrenin beslemesine uygundur.

4. Sonuçlar

Ameliyat sonrası narkozun etkisinden kurtulması ve fizyolojik değerlerinin normal seyrine ulaşması için yürütülen hastaların uzaktan izlenebilmesi için tasarlanmış bu sistem sorunsuz olarak çalıştırılmıştır. Bununla birlikte diğer elde edilen sonuçlar şunlardır:

Fizyolojik veri olarak ilk önce vücut sıcaklık bilgisi RF haberleşme sistemi ile kablosuz olarak sorunsuz bir şekilde iletilmiştir. Tablo 1’de yer alan değerler sıcaklık bilgisinin RF haberleşme tekniği ile kablosuz olarak iletim mesafelerini göstermektedir.

Sistem hasta üzerindeki taşınabilir verici modül ve gözlem odasındaki alıcı modül olarak iki modül şeklinde tasarlanmıştır ve prototip olarak üretilmiştir. Tasarlanan sistemde fizyolojik veri olarak nabız sinyali sorunsuz bir şekilde kablosuz olarak iletilmiştir.

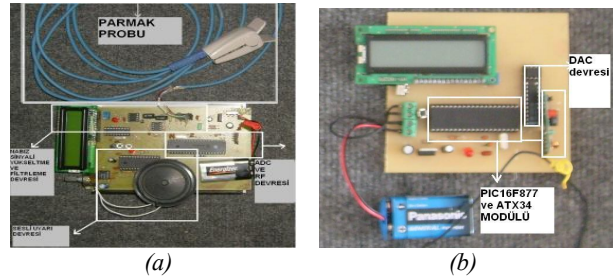
Kullanıcı personele kolaylık sağlayan kullanıcı ara yüz programı *Hasta İzleme Sistemi (HİS)* şeklinde modüllerden oluşan bir yazılım olarak gerçekleştirilmiştir.

Tablo 1. Kablosuz iletimin farklı mesafelerde etkinliği

Mesafe	Derece
0-50 m	Çok iyi
50-75 m	İyi
75-100 m	Orta
100 m üzeri	Az

Tablo 1’deki sistemin etkin olduğu mesafe değerleri piyasada kolaylıkla bulunan ve ucuz olan ATX34- ARX34 RF modüllerinin pratikte 0-100 m arasında etkin olabildiğini göstermektedir ve daha iyi derecede modüllerin daha uzak mesafeler için kullanılabilmesi ortaya çıkmaktadır. Sistemin bu haliyle düşünülmesi durumunda hastane ortamında gözlem odasının yerleşimi bu değerlerin göz önünde bulundurulması ile sağlanmalıdır.

Gerçekleştirilmiş olan bu sistem hastanelerde kullanılan kablolu veri aktarımlarına alternatif olarak büyük önem taşımaktadır ve uygulamaya konulduğunda hem devlet hastanelerinin hem de özel hastanelerin maliyetlerini azaltacağından hiçbir şüphe yoktur.



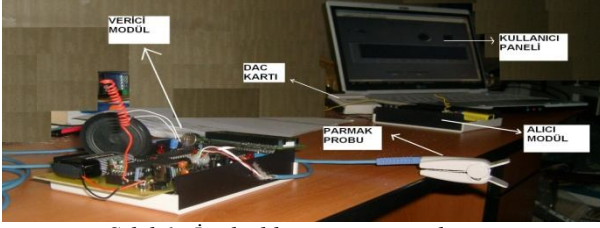
Şekil 5: (a) Verici modül (b) Alıcı modül

Gerçekleştirilen bu sistem ameliyat sonrası fizyolojik değerlerinin normale dönmesi için yürütülen hastanın fizyolojik sinyallerinin gerçek zamanlı olarak bir gözlem odasında izlenmesi için son derece elverişlidir. Sistemde yer alan modüllerden hasta üzerindeki verici modülün taşınabilir olması, hastanın hareketine engel olmamaktadır ve zaten bu modül yürütülen hastanın kolayca hareket etmesi için tasarlanmıştır. Böylece hastaların 24 saat boyunca uzaktan izlenilmesi ve anormal durumlarda müdahale edilmesi kolaylık kazanmıştır.

Şekil 5(a)’da tasarlanan ve imal edilen sistemin hasta üzerinde taşınabilir olan verici modülü yer almaktadır. Şekil 5(b)’de ise gözlem odasında yer alan alıcı modülü gösterilmektedir.

Gerçekleştirilmiş olan tüm çalışmaların yanında bunlara ek olarak imal edilmiş olan gerçek zamanlı fizyolojik veri aktarım sisteminin birden fazla hasta üzerinden alınacak şekilde yeni bir tasarım fikri karşımıza çıkmaktadır.

Böylece bir sağlık kurumunda birden fazla hasta aynı anda takip edilebilecektir. Bunun gerçekleştirilmesi için TDM (time division multiplexing) veya FDM (frekans divison multiplexing) kullanılabilir. Fakat TDM çalışma prensibi nedeniyle uygulamada zaman kaybettirebileceğinden FDM daha uygun görülmektedir.



Şekil 6: İmal edilen sistemin genel görünümü

Ayrıca sistemimizde alıcı modülden alınan dijital veri analoğa çevrildikten sonra DAQ kartı ile bilgisayarda gösterilmesi yerine MATLAB yazılımı kullanılarak dijital verinin DAQ kartı ile direk okunarak monitörde gösterilmesi gerçekleştirilmiştir. Buna ek olarak kullanıcı ara yüz programının tamamı MATLAB'ın Gui modülü kullanılarak gerçekleştirilebilir.

Şekil 6'da ameliyat sonrası narkozun etkisinden kurtulması ve normal fizyolojik yaşam değerlerine dönmesi için yürütülen hastanın yürütme esnasında taşıyacağı verici modül ve gözlem odasında hastanın fizyolojik verilerinin bilgisayarda gösterilmesini sağlayan alıcı modülün oluşturduğu sistemin bütünü yer almaktadır.

5. Gelecek Çalışmalar

Verici modülünde, şehir şebekesinin neden olduğu elektrik alan etkileşimini azaltmak için besleme kaynağı olarak pil kullanılmıştır. Kutu tasarımı aşamasında yüksek taşıyıcı frekansta çalışan RF modülünün kullanımından dolayı metal korumalı bir kutulama tüm sistem tasarımını zorlaştıracığından dolayı tercih edilmemiştir. Bu nedenle azaltılan ama tamamen yok edilemeyen elektrik alan etkileşimini neredeyse göz ardı edilebilecek seviyeye indirgeyecek bir çentik filtrenin tasarımı gerçekleştirilip sisteme eklenecektir.

6. Kaynakça

- [1]Schwiebert, L., Gupta, S.K.S. and Weinmann, J., "Research challenges in wireless networks of biomedical sensors" *Proceedings of the 7th annual international conference on Mobile computing and networking*, p.151-165, July 2001, Rome, Italy.
- [2] Prakash, Y., Lalwani, S., Gupta, S.K.S., Elsharawy, E., and Schwiebert, L. "Towards a propagation model for wireless biomedical applications," in *Proceedings of the IEEE International Conference on Communications (ICC '03)*, vol. 3, pp. 1993-1997, Anchorage, Alaska, USA, May 2003.
- [3] Bronzino, J.D., *The Biomedical Engineering Handbook, Second Edition*, CRC Press, LLC, 2000
- [4] Oppenheim A.V. , *Signals and Systems*, Published by Prentice Hall, Second Edition, 1996
- [5]Yıldız, M., Gül, Ç., Kürüm, T., "Arteriyel Nabız Dalga Hızı", *Türk Kardiyol Dern* 2003; 31:504-15
- [6] Alexander, Q., Xiao, Y. and Hu, F. "Telemedicine for pervasive healthcare," in *Mobile Telemedicine: A Computing and Networking Perspective*, Auerbach Publications, Taylor & Francis, New York, NY, USA, 2008.