Uzaktan Sağlık İzleme Uygulamalarında Kaynak Kısıtlarının İzleme Süresine Etkisi[1]

Özgün Pınarer, Burak Arslan, Atay Özgövde
Galatasaray Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, İstanbul
{opinarer,buarslan,aozgovde}@gsu.edu.tr

Özet: Yaşlılar, çocuklar, kronik hastalık sahibi insanlar gibi bağımsız yaşam sürdürebilmek için desteğe ihtiyaç duyan kesimlere yönelik çözüm uygulamaları son yıllarda hem akademik hem de ticari olarak oldukça ön plana çıkmıştır. Burada giyilebilen algılayıcı donanımlar yoluyla kişinin ve çevresinin durumu hakkında çıkarımda bulunulması ve uygun alarmların üretilmesi esastır. Bu çalışmada akademik çalışmalarda çok kullanılan SHIMMER algılayıcı düğümleri kullanılarak EKG algılama kipi için izleme süresi uzatılmaya çalışılmıştır. Gömülü hesaplama teknikleri kullanılarak RF mesajlaşma miktarı azaltılmış ve uygulama başarımını etkilemeden enerji verimi arttırılmıştır. İzleme süresinin, Shimmer düğümler üzerinde TinyOS programlaması yapılarak 6.5 katına kadar çıkartılabileceği gösterilmiştir. Bir düğümün ne kadar süre tekrar şarj edilmeden işlevsel kalabileceği anlamına gelen izleme süresi, destekli bağımsız yaşam uygulamalarının gerçek hayata uygulanabilirliğinin ölçütü olması açısından önem arzetmektedir.

Anahtar Sözcükler: destekli bağımsız yaşam, ECG, uzaktan sağlık izleme, gömülü hesaplama

Elongating the Wireless Monitoring Period for E-Health Applications

Abstract: A continually growing interest in Ambient Assisted Living (AAL) is observed which aims to provide solutions for elderly, children and patients with chronic diseases. The topic attracts both the academia and the industry. In a typical AAL application, the goal is to deduce the state of the patient and its environment through the use of wearable sensor hardware and further initiate alarms whenever deemed necessary. In this work, the widely known SHIMMER e-health sensor nodes are employed where the monitoring period for the ECG sensing mode is elongated. RF messaging is reduced by employing on-board computation techniques and the energy efficiency is increased without affecting the application performance. Monitoring period of the nodes is demonstrated to be extended up to 6.5 times by programming the shimmer nodes using the TinyOS development environment. Monitoring period, which implies the time duration for which a node continues to function without the need for recharging, is a crucial factor on the applicability of the AAL as a real life technology.

Keywords: Ambient assisted living, ECG, remote health monitoring, embedded computation

[1] Bu çalışma Galatasaray Üniversitesi 10.401.001 ve 08.401.001 kodlu BAP projeleri tarafından desteklenmiştir.

1. Giriş

Hastanede bakım maliyetlerinin artmasına paralel olarak ve özellikle gelişmiş ülkelerde yaşlanan nüfus olgusuyla beraber uzaktan sağlık izleme ve ev içi e-sağlık uygulamaları gündeme gelmiştir [1]. Bu tip uygulamalarda amaç kişinin gündelik yaşamını en az etkileyecek bir kurulumla ilgili bilgilerin toplanması, işlenmesi ve gerekli alarm durumlarının en az hata ile belirlenmesini içermektedir. Bu konu ile ilgili çalışmaların özellikle haberleşme kısımları Kablosuz Algılayıcı Ağlar, Gövde Alan Ağları, Kişisel Alan Ağları başlığı altında incelenmektedir [2]. Bu tip uygulamalarda kullanılacak donanım ve düşük seviye yazılımlar (Firmware) henüz araştırma aşamasında olup çok sayıda ticari ürüne rastlanmamaktadır.
Uzaktan sağlık izleme uygulamalarını bir bütün olarak ele aldığımızda şu aşamaları içerdiğini gözlemleriz:

i. Vücut üzerinden ölçüm alınması.
ii. Bu ölçümlerin kablosuz olarak yerel merkeze gönderilmesi.
iii. Verilerin işlenmesi ve alarmların üretilmesi.
iv. Verilerin merkezi bir sunucuya iletilmesi ve sağlık personelinin erişimine sunulması.

Tanımlanan aşamalardan (i) ve (ii) bu çalışmanın konusunu oluşturmaktadır.

Ev içi uzaktan sağlık izleme uygulama isterlerine bakıldığında, bunların giyilebilir/takılabilir, ufak boyutlu ve kablosuz iletişim özelliği bulunan donanımlarla gerçeklenmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Bu açıdan Kablosuz Algılayıcı Ağlar (KAA) teknoloji olarak uzaktan sağlık izleme uygulamalarını gerçeklemek için doğal bir seçim olarak ortaya çıkmaktadır. Hemen tüm KAA uygulamalarında olduğu gibi uzaktan sağlık izleme uygulamalarında da ağ düğümleri sınırlı bir pil enerjisi ile donatılmış durumdadır [3]. Bu açıdan sürekli kullanım için düğümlerin düzenli şarj edilmesi gereklidir. Ancak bu işlemin olabildiğince seyrek yapılması aşağıdaki açılardan önemlidir:

1. Kronik hasta, yaşlı veya çocuk gibi bağımsız yaşamını sürdürmek için desteğe ihtiyacı olan kişileri hedef alan bu uygulamalarda kişilerin vücutlar üzerindeki donanımları değiştirmeleri mümkün olmayabilir. Bunun için diğer kişilerin yardımı gerekebilir.
2. Ölçümü alınan medikal işaretin vücut üzerinde doğru konumlanmış elektrodlardan alınması gerekli olabilir (EKG, EMG gibi), bu durumda pil değişim işlemi süreci olumsuz etkileyebilir.

Bu bağlamda kullanılan izleme sisteminin enerji tüketim karakteristiğinin nasıl olduğu önem arzetmektedir. Bu çalışmada düğümlerin enerji verimini arttırabilmek için EKG işaretinden uygulamaya özel bilginin (Nabız bilgisi) algılayıcı donanım üzerinde işlenerek çıkarımı sağlanmıştır. Bu sayede enerji açısından yüksek maliyetli RF haberleşme sıklığı düşürülmüş ve düğüm ömürleri belirgin biçimde arttırılmıştır. Daha önce yapılan çalışmalara baktığımızda genel olarak EKG veya benzeri işaretlerin ev içi uzaktan izlenmesi ile ilgili önerilen mimariler olduğunu görülmekle beraber [4, 5], düğüm ömrünün uzatılmasına yönelik bir vurgu gözlenmemektedir.

Bildirinin bölümlendirmesi şu şekilde yapılmıştır: Bölüm 2'de kullanılan donanımın özellikleri tanıtılmış, sonrasında Bölüm 3'de uzaktan nabız izleme uygulaması tanıtılmıştır. Bu bölümde ayrıca fizyolojik bir işaret olarak EKG ile ilgili temel bilgiler sunulmuştur. Bölüm 4'de izlenen araştırma yöntemi aktarılmış, deney kurulumları ve sonuçlar sunulmuştur. Son olarak, Bölüm 6'da sonuçlar tartışılmıştır.

2. SHIMMER Düğümlerinin Donanım Özellikleri

Bu çalışmada e-sağlık ve uzaktan sağlık izleme uygulamaları için özel geliştirilmiş SHIMMER telsiz algılayıcı düğümleri kullanılmıştır [6]. Giyilebilen donanım şeklinde tasarlanan bu düğümlerin ivme, EKG, EMG, GSR, jiroskop gibi birçok algılama kipi bulunmaktadır. Ayrıca analog genişleme modülü (AnEx Board) sayesinde kullanıcının başka tip algılayıcıları da bu sistem dahilinde kullanması olanaklı kılınmaktadır. Şekil 1'de kullanılan donanım boyutları görsel olarak sunulmuştur.

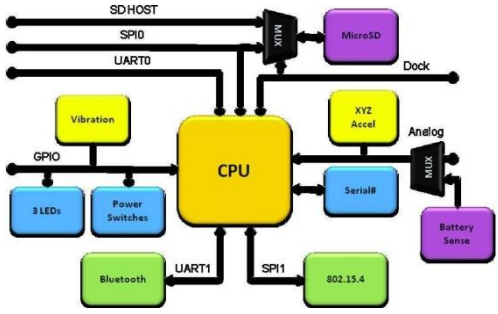
Şekil 1 SHIMMER Donanım boyutu.

İzlenecek kişilerin üzerine kolayca takılabilen SHIMMER düğümleri yaptıkları ölçümleri RF haberleşmesi kullanarak yerel bir merkeze aktarmaktadırlar. Düğümler, aynı anda sadece bir tanesi olmak kaydıyla Bluetooth veya 802.15.4 protokollerini kullanarak bu haberleşmeyi gerçekleştirmektedirler. Ayrıca SD kart desteği sayesinde uzun süren izleme deneyleri süresince elde edilen veriler donanım üzerinde bulunan SD karta FAT dosya biçimini kullanarak kaydedilebilmekte ve işlenmek üzere topluca bir sunucuya aktarılmaları kolaylaşmaktadır. Ölçülen verilerin SD karta yazım işleminin, RF üzerinden gönderilmesine nazaran yaklaşık 5 kat daha az enerji harcadığı gözlenmiştir [7].

Tablo 1 SHIMMER donanım özellikleri

Teknik Özellik	Değer
Mikroişlemci	MSP430F1611
Algılama Kipleri	EKG, İvme, Jiroskop, EMG, GSR
Analog/Sayısal Çevrim	8 Kanal, 12Bit
Analog Genişleme	Var
Haberleşme Kipleri	Bluetooth/802.15.4
SD kart desteği	Var
Bellek Boyutu	10Kbyte RAM, 48Kbyte Flash
Pil	280 mAh
Boyut	53mm x 32mm x 15mm
Ağırlık (pil dahil)	20 gr

Düğümlerin donanım blok şeması Şekil 2'de verilmiştir. SHIMMER düğümlerini programlamak için TinyOS işletim sistemini kullanarak geliştirilmiş firmware yazılımlarının kaynakları açık olup http://code.google.com/p/tinyos-main/ web adresinden edinilebilir.



Şekil 2 SHIMMER Donanım Blok Şeması (Shimmer kullanıcı kılavuzundan alınmıştır)

SHIMMER düğümlerinin genel özellikleri Tablo 1'de özetlenmiştir. Daha detaylı bilgi için [7, 8]'ya başvurulabilir.

3. Uzaktan Nabız İzleme Uygulaması

Evde bağımsız yaşam ve uzaktan sağlık izleme uygulamaları için önemli olabilecek bir çok bilginin EKG işaretinden çıkarılabilmesi mümkündür [9]. Şüphesiz ki bunlardan en önemlisi nabız değeridir. Nabız, kalp ile ilgili kritik işlevsellik bilgisi taşıdığı gibi kişinin maruz kaldığı fiziksel yük ve ruhsal durumla ilgili de çıkarımlar

yapılmasına izin verir [10]. Nabız bilgisinin kullanıldığı uzaktan sağlık izlenmesi çalışmaları ve bu konuda önerilen mimariler mevcuttur [4, 5] .

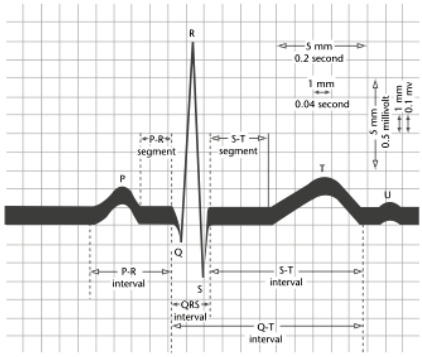
3.1. EKG İşaretinin Temel Yapısı

EKG, kalp tarafından üretilen elektriksel aktivitenin, deri üzerinden elektrodlar ve uygun analog koşullayıcı düzenek kullanılması yoluyla kaydedilmesi yöntemidir. EKG kaydı, vücut üzerindeki 2 noktanın arasındaki potansiyel farkı ölçülerek yapılır. Burada geleneksel olarak, sol kol, sağ kol ve sol ayak konumlaması seçilir. Sağ ayaktan alınan bir diğer bağlantı ise elektrik güvencesi sağlamak amacıyla topraklama görevi görür. Aynı zamanda ortamdaki ortak işareti süzmede kullanılır. Klinik değerlendirmelerde 12 bağlantılı EKG standart olarak kullanılmaktadır. Kablosuz uzaktan gözlem uygulamalarında ise sınırlı sayıda elektrod kullanılması yeterli olmaktadır. Burada temel amaç klinik tanı koymaktan ziyade denek hakkındaki yaşamsal parametreler hakkında bilgi sahibi olmaktır: örneğin nabız, solunum hızı vb.

EKG, çeşitli segmentlerden oluşan ve her kalp atımında kendini tekrarlayan bir zaman dalga şekline sahiptir: bir P dalgasını izleyen QRS kompleksi peşisıra gelen T dalgası, kalp odacıklarının mekanik olarak kasılma ve gevşemesine karşı düşen elektrik aktiviteyi yansıtırlar. (bkz Şekil 3). Bu dalga şekli üzerinde yapılan çeşitli hesaplamalar (PR aralığı, QT aralığı, ST segmenti vb), kardiyak sağlığa ilişkin bilgi verirler

4. Gömülü Hesaplama ile Enerji Veriminin Yükseltilmesi

Uzaktan sağlık izleme uygulamalarının başarım değerlendirmesinde, hastane tipi sağlık izleme uygulamalarından farklı olarak sadece elde edilen işaretin ve bundan çıkarsanan bilginin doğruluğu değil aynı zamanda başta enerji tüketimi olmak üzere başka etmenlerin de etkili olduğu gözlenir.



Şekil 3 Tipik EKG işaret zamanlaması

Enerji tüketimi ölçülen işaretin hastanın vücudundan alınıp gerekli uygulama seviyesindeki bilgiye dönüşene kadar nasıl bir yol izlediği ile alakalıdır. Tipik bir uygulamada geçilen adımlar şu şekildedir:

- **i.** İşaretin vücuttan ölçülmesi,
- **ii.** İşaretin algılayıcı donanım üzerinde gömülü hesaplama ile yerel olarak işlenmesi,
- **iii.** Elde edilen yerel bilginin merkeze yollanması,
- **iv.** Bilginin merkezde tekrar işlenmesi.

Burada, enerji kısıtının algılayıcı donanımı bağladığını ve merkezin kaynak kısıtı açısından darboğaz oluşturmadığı düşünülürse ilk üç adım eniyileme alternatiflerini değerlendirmek için kullanılabilir. Tablo 2'de temel enerji tüketim kalemleri ile ilgili değerler sunulmuştur. Buna göre RF iletişimi enerji kaynağını azaltan en ciddi etmen olarak öne çıkmaktadır. Daha önce KAA çalışmalarında RF haberleşme maliyetinin, hesaplama maliyetine nazaran çok yüksek olduğu gösterilmiştir [11].

Tablo 2 SHIMMER Enerji tüketim karakteristiği

Enerji Tüketim Başlığı	Çekilen Akım	
	Tipik	**Yoğun**
Mikroişlemci	0.1 mA	5mA
Analog/Sayısal Çevirim	0.01 mA	1 mA
Bluetooth (Aktif)	20 mA	45 mA
Bluetooth (Düşük Güç)	2 mA	-

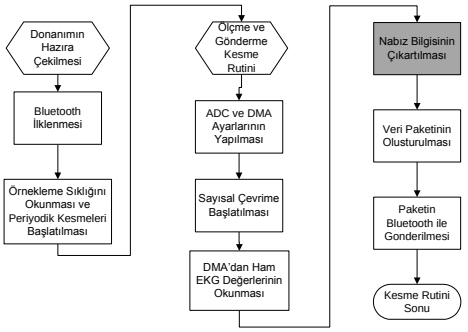
Bu çalışmada, Merkezi Hesaplama ve Gömülü Hesaplama olmak üzere iki farklı yöntem uygulanacak ve elde edilen enerji tüketimleri karşılaştırılacaktır.

Merkezi Hesaplama (MH): Bu yöntem ile gerçeklenen uzaktan izleme uygulamalarında algılayıcı düğümler verileri ölçtükleri ham hali ile ev içi merkez düğüme aktarırlar. Veriler merkez düğümde işlenip uygulama seviyesinde anlamlı bilgi çıkarımı yapılır ve alarm durumlarının oluşup oluşmadığı kontrol edilir. Kullanılan çözüm mimarisine bağlı olarak işaret iyileştirme/işleme ve alarm karar algoritmaları kısmen veya tamamen ev dışı merkezi bir sunucuda da gerçeklenebilir. Bu çalışmada MH yöntemi kullanıldığında SHIMMER algılayıcı düğümler EKG verisini örnekleyip merkeze iletmekte ve nabız bilgisi merkezde koşan algoritma ile çıkarılmaktadır. Bu noktada Bluetooth RF paket gönderim sıklığı, EKG örnekleme sıklığına (500 Hz) eşit olmaktadır.

Gömülü Hesaplama (GH): Ölçülen verilerin merkeze gönderilmeden önce algılayıcı donanım üzerinde iyileştirildiği/işlendiği bu yöntem ile yapılan toplam mesajlaşma miktarının azaltılması hedeflenmektedir. Ufak boyutlu düğümlerin karşı karşıya kaldığı işlemci hızı, bellek ve pil ömrü gibi kaynak kısıtları yüzünden bu donanımlar üzerinde koşabilecek algoritmaların kapasitesi sınırlı olmaktadır. Dolayısıyla her zaman uygulama seviyesi için anlamlı alarm bilgisinin gömülü hesaplama ile çıkarılması mümkün olmayabilir. Unutulmaması gereken nokta, yerel işlemenin amacının iletilen bilgi boyutunu düşürmek olduğudur. Aksi takdirde kaynak kısıtı yaşamayan merkezi düğümde yapılacak işaret işlemenin başarımının daha yüksek olacağı aşikardır. Bu çalışmada MH yöntemi kullanıldığında SHIMMER düğümler örnekledikleri EKG işaretini yerel olarak işleyip nabız bilgisini çıkartmakta ve raporlamaktadırlar. Bu çalışma kipinde RF paket gönderim sıklığı, etkileşimi ve gerçek zamanlı alarmları olumsuz etkilememesi açısından 1 Hz olarak belirlenmiştir.

4.1. Yordamlar

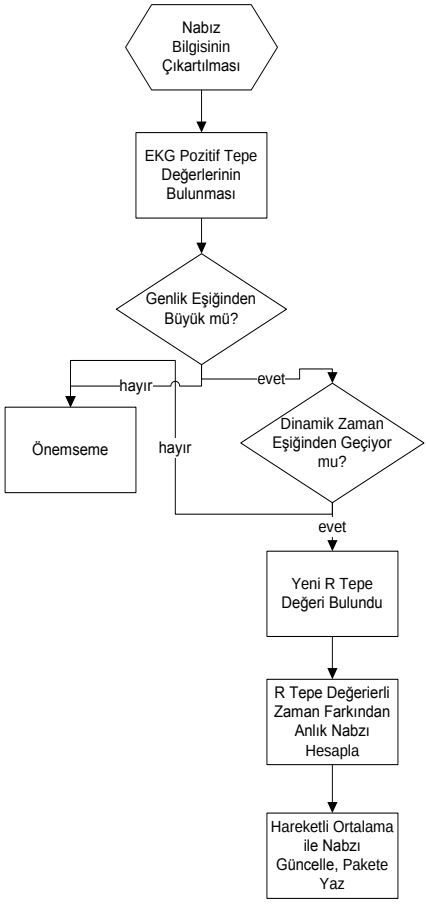
Tiny OS Nes-C programlama ile yazılan SHIMMER EKG gömülü sistem yazılımının akış şeması Şekil 4'de gösterilmiştir. Yazılım içinde belirlenmiş örnekleme sıklığı için periyodik kesmeler yaratılmakta ve ölçülen değerler Bluetooth aracılığıyla gönderilmektedir.



Şekil 4 Genel Firmware akış şeması

Literatürde, nabız bulma için geliştirilmiş bir çok yöntem mevcuttur[12-17]. Bunlar doğrusal sayısal süzgeçler, doğrusal olmayan dönüşümler, karar verme süreçleri, kalıp eşleme yöntemlerinden faydalanan algoritmalardan biri ya da birkaçını beraberce kullanmışlardır. GH amacıyla kullanılacak bir nabız bulma algoritması ise yukarıda

belirtilen kısıtlar nedeniyle nispeten daha az karmaşık bir yapıya sahip olmalıdır. Akışta gösterilen "Nabız Bilgisinin Çıkarılması" bloğu bu çalışmada eklenen nabız bulma algoritmasını belirtmektedir. Bu bloğun içeriği detaylı biçimde Şekil 5'de özetlenmiştir. Kullanılan algoritmada, bulunan tepe değerlerinin bir R tepesi olarak değerlendirilebilmesi için bir genlik eşiği kullanılmıştır. Ayrıca gürültüye karşı hassasiyetin azaltılması için iki R-tepesi arasındaki zaman farkını kısıtlamak için bir dinamik zaman eşiği kullanılmıştır.



Şekil 5 Nabız bilgisinin donanım yazılımında çıkartılması

Yukarıdaki şemanın son aşamasında hareketli ortalama ile nabız güncellemesi yapılmaktadır.

4.2. Deney Kurulumu ve Veriler

Deneylerimizde deneğin düşük, orta (gündelik) ve yüksek fiziksel aktivitelerini içeren senaryolar için elde edilen gerçek EKG verisi ile çalışılmıştır. SHIMMER donanımının EKG kipinde deneğe bağlantısı Şekil 6'te gösterilmiştir. Bu çalışma kipi için genel kurulum bilgileri Tablo 3'de özetlenmiştir

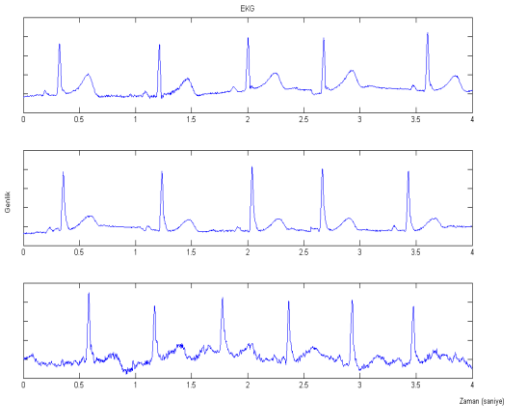
Şekil 6 Göğüse takılan SHIMMER düğümü (EKG kipi).

Tablo 3 Deney kurulum değişkenleri

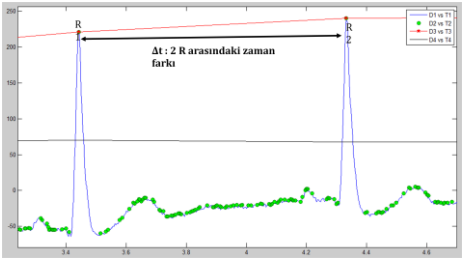
Değişken	Değer
Çalışma Kipi	EKG (tek kanal)
Örnekleme Sıklığı	500 Hz
Analog Kazanç	175
Frekans Aralığı	0.05 Hz-159 Hz
Çekilen Akım	180 μA
Bağlantı Şekli	3 Elektrodlu Einthoven üçgeni
Topraklama	Wilson Tipi
RF Haberleşme	Bluetooth (RN-42)
RF Paket iletimi	1 Hz (GH Kipi), 500 Hz (MH Kipi)

Denek belirtilen fiziksel aktivite seviyelerinde bulunmak için sırasıyla oturarak istirahat, normal tempo ile yürüme ve koşma işlemlerini gerçekleştirmiştir. Her bir aktivite tipi için 200'er saniyelik ölçümler gerçekleştirilmiş, ilgili nabız serisi hem

merkezi hem de gömülü hesaplama yöntemleri ile elde edilmiştir. EKG verilerinden kesitler Şekil 7'de sunulmuştur. Nabız bulma yordamları tarafından işaretlenen tepe ve R-tepe değerleri ise Şekil 8'de gösterilmiştir. Hem merkezi hem de gömülü hesaplama yöntemleri ile R-tepe değerler doğru olarak tespit edilmiş ve uygun nabız değerlerine ulaşılmıştır.



Şekil 7 Düşük, normal ve yüksek fiziksel aktivite için ölçülen EKG işaret kesitleri



Şekil 8 Elde edilen EKG işaretinde bulunan tepe ve R-tepeleri değerleri

5. Düğüm İzleme Süresinin Uzaması

Uygulanan GH yönteminin düğüm ömrüne etkisini gösterebilmek için donanım üzerindeki temel enerji kalemlerindeki değişikliği hesaplamak gerekmektedir. Bu da gönderilen RF paketlerinin zamanlamasına ve trafik miktarına bağlıdır. Şekil 8'de uygulama seviyesindeki haberleşme için kullanılan paket formatı verilmiştir. Burada ölçülen ham değerler, *Sensör Verisi* alanına yazılıp merkeze iletilmektedir. EKG kipi için burada 32 bit taşınmaktadır ve toplam uygulama paket büyüklüğü 112 bit olmaktadır. Bluetooth haberleşmesi kullanıldığında protokol yığıtında eklenen kontrol alanlarının boyutları Şekil 9'da gösterilmiştir. Buna göre *Erişim Kodu* ve *Link Kontrol Başlığı*'nı da eklediğimizde uygulama veri yükü ile toplam 238 bitlik bir RF haberleşmesi gerçekleştiği ortaya çıkmaktadır. Kullanılan 115 kbps'lik iletim hızı ile bir paket süresi 2 ms olmaktadır. Tablo 2'de SHIMMER enerji tüketim karakteristik değerlerini kullanarak GH ve MH yöntemleri için öngörülen akım değerleri ve düğüm ömür süreleri Tablo 4'de verilmiştir. Burada GH yöntemi için 1 Hz, MH yöntemi için ise 500 Hz sıklığında Bluetooth paket iletimi olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Daha önce MH yöntemini kullanan çalışmalarda EKG 500 Hz örnekleme için benzer ortalama akım değerleri raporlanmıştır [7].

Tablo 4 Enerji verimi artışı

Sonuç Değerleri	Merkezi Hes.	Gömülü Hes.
MCU Ort. Akım	0.5 mA	1mA
Bluetooth Ort. Akım	20 mA	2mA
Analog/Sayısal çev.	~0.01mA	~0.01mA
İzleme Süresi	0.5 gün	3.8 gün

Tablo 4'de yapılan hesaplamalarda SHIMMER donanımı üzerinde gelen Li-ion tipi şarj edilebilir pilin minimum kapasitesi olan 280 mAh varsayılmıştır. GH yöntemi için saniyede bir defa nabız bilgisi iletildiği için RF devresi çok düşük bir çalışma oranı ile çalışmakta ve ortalama çekilen akım düşük güç değeri olan 2 mA'e eşit olmaktadır. Her iki yöntemde de EKG işareti 500 Hz ile örneklendiğinden analog/sayısal çevrim açısından enerji tüketim farkı olmamaktadır. Donanım üzerinde koşan

nabız bulma algoritmasının etkisi mikroişlemci akımının iki katına çıkması olarak değerlendirilmiştir. Koşan algoritmanın karmaşıklığının çok olmamasından dolayı aslında bu kötümser bir tahmindir ve çıkan düğüm uzama faktörünü azaltmaktadır. Bu bir en kötü durum (worst case) değerlendirmesi olarak görülmelidir. Bu hesaplamaya göre izleme süresi 6.5 kat artarak 3.8 gün değerine ulaşmıştır.

BOF	Sensör ID	Veri Türü	Çerçeve sıra numarası	Zaman Damgası	Veri Uzunluğu	Sensör Verisi	CRC	EOF
8 bit	8 bit	8 bit	8 bit	16 bit	8 bit	1-255 bit	16 bit	8 bit

Şekil 8 SHIMMER Uygulama paket alan tanımları

Erişim Kodu (72 Bit)	Link Kontrol Başlığı (54 Bit)	Veri yükü (Payload) (0-2745 Bit)

Şekil 9 Bluetooth paket formatı

6. Sonuçlar ve Tartışma

Bu çalışmada uzaktan sağlık izleme uygulamalarında ölçülen nabız bilgisinin gömülü hesaplama teknikleri kullanılarak yerel olarak çıkarılmasına dayalı olarak enerji verimi yükseltilmesi hedeflenmiştir. Kullanılan yöntem ile RF haberleşme sıklığı 500 Hz'den 1 Hz'e indirilmiş ve düğüm ömründe yaklaşık 6.5 kat iyileşme sağlanmıştır. İleriki çalışmalarda mikroişlemci ve RF haberleşme yongalarının daha düşük enerji seviyelerine inebildiği kipleri değerlendirerek çalışma oranlarını daha da azaltmayı ve düğüm ömrü ve uygulama başarımına etkisi göstermeyi planlamaktayız. Bu çalışmada enerji maliyet hesapları donanım kılavuzlarından edinilen bilgilere dayanılarak gerçekleştirilmiştir. Daha gerçekçi sonuçlar elde edebilmek adına, ileriki çalışmalarımızda algılayıcı donanımın harcadığı anlık ve ortalama enerjileri ölçerek olası enerji harcama kalemlerinin esas ve bağıl etkileri gösterilmeye çalışılacaktır.

7. Kaynaklar

[1] H. Alemdar, ve C. Ersoy, "Wireless sensor networks for healthcare: A survey," **Computer Networks**, vol. 54, no. 15, s. 2688-2710, Oct 28, 2010.

[2] E. Jovanov, "Wireless technology and system integration in body area networks for m-Health applications," **2005 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vols 1-7**, s. 7158-7160, 2005.

[3] A. Ozgovde, ve C. Ersoy, "WCOT: A utility based lifetime metric for wireless sensor networks," **Computer Communications**, vol. 32, no. 2, s. 409-418, Feb 12, 2009.

[4] M. V. M. Figueredo, ve J. S. Dias, "Mobile telemedicine system for home care and patient monitoring," **Proceedings of the 26th Annual International Conference of the Ieee Engineering in Medicine and Biology Society, Vols 1-7**, vol. 26, s. 3387-

3390, 2004.

[5] S. Khoor, I. Kecsks, I. Kovacs *ve ark.*, "Heart rate analysis and telemedicine: New concepts & maths," **2007 5th International Symposium on Intelligent Systems & Informatics**, s. 32-36, 2007.

[6] "Shimmer Research," http://www.shimmer-research.com/.

[7] A. Burns, B. R. Greene, M. J. McGrath *ve ark.*, "SHIMMER (TM) - A Wireless Sensor Platform for Noninvasive Biomedical Research," **Ieee Sensors Journal**, vol. 10, no. 9, s. 1527-1534, Sep, 2010.

[8] A. Burns, E. P. Doheny, B. R. Greene *ve ark.*, "SHIMMER: An extensible platform for physiological signal capture." pp. 3759-3762.

[9] G. B. Moody, "ECG-based indices of physical activity." pp. 403-406.

[10] J. Brosschot, E. Van Dijk, ve J. Thayer, "Daily worry is related to low heart rate variability during waking and the subsequent nocturnal sleep period," **International Journal of Psychophysiology**, vol. 63, no. 1, s. 39-47, 2007.

[11] D. Niculescu, ve N. Americ, "Communication paradigms for sensor networks," **IEEE Communications Magazine**, vol. 43, no. 3, s. 116-122, 2005.

[12] F. Gritzali, "Towards a Generalized Scheme for Qrs Detection in Ecg Waveforms," **Signal Processing**, vol. 15, no. 2, s. 183-192, Sep, 1988.

[13] K. Akazawa, K. Motoda, A. Sasamori *ve ark.*, "Adaptive Threshold Qrs Detection Algorithm for Ambulatory Ecg," **Computers in Cardiology : Proceedings**, s. 445-448, 1991.

[14] Q. Z. Xue, Y. H. Hu, ve W. J. Tompkins, "Neural-Network-Based Adaptive Matched Filtering for Qrs Detection," **Ieee Transactions on Biomedical Engineering**, vol. 39, no. 4, s. 317-329, Apr, 1992.

[15] D. Ebenezer, ve F. F. Papa, "A Recursive Digital Differentiator for Ecg Preprocessing," **Medical Engineering & Physics**, vol. 16, no. 4, s. 273-277, Jul, 1994.

[16] R. Poli, S. Cagnoni, ve G. Valli, "Genetic Design of Optimum Linear and Nonlinear Qrs Detectors," **Ieee Transactions on Biomedical Engineering**, vol. 42, no. 11, s. 1137-1141, Nov, 1995.

[17] N. Maglaveras, T. Stamkopoulos, K. Diamantaras *ve ark.*, "ECG pattern recognition and classification using non-linear transformations and neural networks: A review," **International Journal of Medical Informatics**, vol. 52, no. 1-3, s. 191-208, Oct-Dec, 1998.