

e-Nurse Monitoramento Eletrônico da Saúde de Crianças

Fábio Rodrigues de la Rocha¹

¹Engenharia de Computação – Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC)
Araranguá – SC – Brazil

fabio.rocha@gmail.com

Abstract. *Parents have always been concerned about their babies's health, mainly when a baby is sick. Common sense tell us to check the wellness by temperature, heart rate and respiratory rhythm. However, it might be inconvenient and stressful to disturb a baby in the process. In this project we present an embedded device to be worn by kids in a non invasive way. This device is able to capture and transmit over radio some physiological data such as temperature, heart rate and respiratory movements. The received data are stored in an electronic device which is able to sound an alarm in response to fever, hypothermia or cardiorespiratory arrest. The same data could be used by a medical doctor as a helping tool in diagnosing diseases.*

Resumo. *A saúde das crianças é uma preocupação constante dos pais, principalmente quando enferma. O bem estar da criança pode ser verificado pela sua temperatura, batimentos cardíacos e respiração mas ao fazê-lo, perturba-se a criança. Neste projeto, apresenta-se um dispositivo eletrônico para ser utilizado na criança de forma não invasiva. O dispositivo é capaz de capturar e transmitir por rádio dados fisiológicos tais como temperatura, batimentos cardíacos e movimentos respiratórios. Os dados recebidos são armazenados num dispositivo eletrônico que é capaz de disparar um alarme em caso de febre, hipotermia ou parada cardio-respiratória e poderiam ser utilizados por um médico como ferramenta de auxílio ao diagnóstico.*

1. Introdução

O estado de saúde de crianças é sempre motivo de preocupação para os pais (ou responsáveis), que muitas vezes, por preocupação, acordam durante a noite para verificar se a criança está respirando e dormindo tranquilamente. O problema é acentuado quando a criança está enferma, neste caso, ela precisa ser observada periodicamente para detectar alterações no seu estado de saúde e se está respondendo a medicação. O estado de saúde pode ser observado através de alguns sinais emitidos pelo corpo, como variações na temperatura corporal, batimentos cardíacos e variações no padrão de respiração. No ambiente doméstico, o monitoramento do estado de saúde da criança enferma é limitado, subjetivo e falho pois necessita do envolvimento constante dos responsáveis e causa uma perturbação do sono da criança num momento de fragilidade. Neste cenário algumas observações são possíveis:

- As medições realizadas são descontínuas - pois precisam da presença dos responsáveis (para medir por exemplo temperatura, batimentos cardíacos e

respiração) e assim, não é possível afirmar que durante uma medição e outra a criança não sofrerá algum evento (febre alta, hipotermia, parada cardio-respiratória, etc.). Também não é possível verificar se a criança medicada está respondendo adequadamente a medicação (como a temperatura decaindo em função da medicação para a febre).

- Perturba o sono da criança - qualquer medição que necessite inserir ou remover um sensor na criança irá perturbar o sono da mesma, alterando inclusive as medidas que se deseja fazer. Como medir os batimentos cardíacos da criança se ao fazê-lo a mesma acorda assustada e começa a chorar ? Como inserir e retirar um termômetro da criança tendo o cuidado de não acordá-la e ainda assim posicionar o termômetro adequadamente para uma medida válida ?
- Causa um estado de estresse e esgotamento nos responsáveis em virtude da longa privação de sono e abre a possibilidade que o responsável apresente déficit de atenção e possibilita a ocorrência de falhas tanto ao medicar quanto a observar alguma mudança no estado da criança;

1.1. Objetivo e metodologia

O objetivo deste trabalho é o projeto e construção de um dispositivo para monitoramento dos sinais vitais de crianças pequenas, principalmente a noite. Para tanto, o problema será atacado através da tecnologia de sensores eletrônicos para monitorar os sinais vitais e desta forma assegurar o bem estar da criança. Este é um trabalho multidisciplinar entre as áreas de fisioterapia/medicina e computação onde algumas contribuições já existem mas que até o momento nenhuma solução adequada foi desenvolvida, principalmente relacionada a crianças. Neste trabalho, inicialmente foram realizados experimentos com diversos tipos de sensores eletrônicos e como estes podem ser utilizados para capturar sinais do corpo humano. Também foram realizadas pesquisas sobre qual o sistema de transmissão de dados sem fios mais adequado ao projeto levando-se em consideração aspectos como custo, alcance e facilidade de integração com o sistema microcontrolado. Os sensores e o sistema de transmissão/recepção de dados considerados mais adequados foram utilizados para criar um protótipo eletrônico como prova de conceito onde os dados fisiológicos são capturados, transmitidos e apresentados numa estação base (tipicamente localizada no quarto dos pais/responsáveis). Os dados foram armazenados num cartão de memória SD em virtude de seu baixo custo, disponibilidade, facilidade de integração com o sistema e portabilidade para permitir que futuramente os dados possam ser levados até um médico que os utilizará como auxílio ao diagnóstico.

1.2. Revisão da Literatura

Podemos dividir os dispositivos de monitoramento infantil/adulto em duas categorias: uso doméstico e uso clínico. No uso doméstico em sua maioria elas apenas monitoram a criança para alertar se a mesma está acordada e chorando. São conhecidos como “babá eletrônica” e não produzem nenhuma informação clínica útil que possa ser utilizada por profissionais da saúde. No uso clínico são os dispositivos que monitoram parâmetros fisiológicos com o objetivo de obter informações clínicas sobre o estado de um paciente (descobrir alguma doença, acompanhar o estado de saúde da criança ou realizar pesquisa sobre o corpo humano). Este tipo

de dispositivo tipicamente monitora apenas um parâmetro de interesse (batimentos cardíacos ou movimento) e não é concebido para uso em crianças, nem com portabilidade como um dos objetivos. Na literatura relacionada [Kim 1996] é descrita a patente de um dispositivo para detectar um quadro de morte súbita de crianças. Neste, o método utilizado é de sensores de movimento. Em [Marques et al. 2008] é apresentado um sistema de monitoramento de batimentos cardíacos que transmite por rádio o sinal de batimento cardíaco para um computador onde é armazenado. Em [Hao and Foster 2008] é feita uma revisão das tecnologias atuais de redes sem fio e redes de sensores voltados para monitoramento de pacientes. O artigo apresenta uma visão geral sobre os diversos aspectos de monitoramento de sensores fisiológicos com os aspectos envolvidos como portabilidade, baixo consumo de energia, etc. e os diversos mercados para estes dispositivos. O tema de redes de sensores fisiológicos sem fios é explorado em [Gao et al. 2008] no contexto de atendimento de emergência à vítimas de desastres. Em [Taho et al. 2008] é apresentado um dispositivo eletrônico microcontrolado para medir os batimentos cardíacos. Infelizmente, o dispositivo em questão apenas apresenta a frequência cardíaca, não sendo possível obter o sinal oscilatório do coração (informação importante para análise clínica). Um dispositivo promissor, projetado pela NASA/Stanford foi apresentado em [Nasa 2003]. Este dispositivo, projetado para monitorar sinais vitais de astronautas, faz um monitoramento de vários sinais fisiológicos de interesse e permite transferir estes sinais para um computador pessoal. Infelizmente, este dispositivo é composto por vários eletrodos que são ligados em diversas partes do corpo humano e que claramente não foi projetado para uso em crianças e nem com a portabilidade como objetivo.

2. Desenvolvimento do protótipo

Neste trabalho o sistema de monitoramento eletrônico é composto de uma unidade sensora não invasiva conectado ao corpo da criança. O dispositivo sensor tem com função capturar sinais fisiológicos, deve ser pequeno e não causar desconforto (Figura 1a). Os dados capturados são transmitidos sem a necessidade de fios para uma estação receptora onde são recebidos e armazenados. O dispositivo receptor tipicamente será instalado no quarto dos pais, e apresenta em um display gráfico os valores de temperatura, batimentos cardíacos, bem como outras que a tecnologia de sensoriamento possa prover. Caso algum dos sinais fisiológicos da criança apresente variação fora do normal ou caso ocorra uma situação de perigo, um alarme será disparado alertando sobre: parada respiratória ou sufocamento, febre ou hipotermia, batimentos cardíacos anormais (arritmia) (Figura 1b). Os dados coletados durante um longo período poderiam ser armazenados num cartão de memória para uso posterior por um médico na tentativa de auxiliar no diagnóstico (Figura 1c).

O protótipo desenvolvido é composto de uma unidade de processamento (microcontrolador), que é o componente principal do sistema. O microcontrolador deve capturar dados dos demais componentes do sistema: sensores de temperatura, batimentos cardíacos e respiração. O sistema é alimentado a bateria e usa um componente de transmissão de dados sem fio para transmitir os dados lidos dos sensores.

Os sensores que tipicamente são utilizados em diferentes partes do corpo, são integrados para formar o dispositivo sensor e após o estudo da literatura da área e da realização de experimentos foi determinado que um ponto adequado para a sua

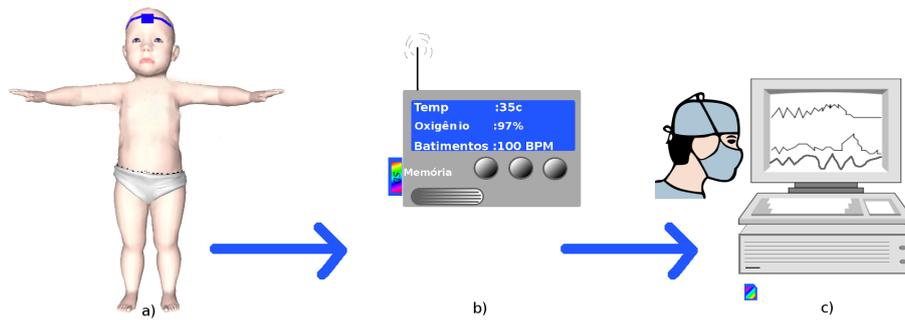


Figura 1. Visão geral do uso do sistema

instalação é na testa da criança. Assim, no protótipo, o dispositivo sensor é mantido posicionado através de uma faixa de velcro tal como representado na figura 1a). A seguir, são apresentados mais detalhes de cada um destes componentes.

2.1. Sistema microcontrolado

Um microcontrolador é um dispositivo eletrônico similar a um microprocessador que é capaz de realizar computações com valores obtidos de suas portas de entrada/saída (onde podem ser conectados sensores) ou de sua memória interna. Diversos dispositivos eletrônicos possuem microcontroladores para controlar o seu funcionamento. No sistema eletrônico proposto são utilizados microcontroladores tanto no dispositivo de sensoriamento quanto no de armazenamento/visualização.

Os microcontroladores utilizados neste projeto devem atender a alguns requisitos:

- Capacidade de computação suficiente para capturar e processar os dados oriundos dos sensores fisiológicos;
- Baixo consumo de energia para maximizar o tempo de funcionamento com baterias;
- Tamanho reduzido para permitir a construção de um sistema protótipo.

Neste projeto foi utilizado o microcontrolador ATMEGA328 com 2KiB de memória RAM e 32 KiB de memória Flash. Ainda que limitado, o microcontrolador mostrou-se suficiente para acomodar todo o software desenvolvido.

2.2. Temperatura

A febre (ou pirexia) é a elevação da temperatura do corpo. É uma reação orgânica de múltiplas aplicações contra um mal comum, interpretada pelo meio médico como um simples sintoma. A caracterização da temperatura do corpo humano (medida na axila) é:

- Normal - de 36,3 °C por volta das 6h; 37 °C por volta das 16h;
- Febre baixa - de 37,5 °C a 38 °C;
- Febre moderada - de 38,1 °C a 39 °C;
- Febre alta - acima de 39,1 °C.

A hipotermia ocorre quando a temperatura corporal do organismo cai abaixo do normal (35 °C), de modo não intencional, sendo seu metabolismo prejudicado. Se a temperatura ficar abaixo de 32 °C, a condição pode ficar crítica ou até fatal.

2.2.1. Sensores de temperatura

Existem diversos sensores de eletrônicos de temperatura que podem ser conectados ao corpo humano. A tabela abaixo resume os sensores pesquisados e os motivos que levaram a escolha do DS18B20.

Tabela 1. Sensores analisados para medir a temperatura

Dispositivo	Adequação ao projeto
<p>CI analógicos: LM35 [Semiconductor 2000] e LM135 [Semiconductor 2008]. Estes circuitos medem temperatura na faixa de -55°C até 150°C, fornecendo valor analógico de tensão proporcional a temperatura medida na ordem de 10 mV/C (10 milivolts para cada grau Celsius). O LM135 possui precisão maior e também maior custo quando comparado ao LM35. Para uma melhor precisão dos valores capturados é necessário condicionar o sinal de saída e assim utilizar toda a faixa de tensão do conversor analógico-digital.</p>	★☆☆
<p>CI digitais O sensor de temperatura digital DS18B20 é um circuito integrado com apenas 3 terminais e fornece uma saída digital que pode ser lida diretamente pelo microcontrolador sem passar por uma etapa de amplificação de sinal e posterior conversão para digital. A facilidade de uso e precisão do componente tornam-o um candidato adequado ao projeto. Foram realizadas experiências com o LM35 e o DS18B20. Nas experiências o DS18B20 converge mais rapidamente para temperatura correta do corpo de prova. Já o LM35, além de necessitar mais tempo para atingir a temperatura do corpo de prova, apresentou oscilações no valor da temperatura (provavelmente causadas pelo ruído eletromagnético que influencia o conversor analógico-digital)</p>	★★★

2.3. Batimentos cardíacos e nível de oxigênio no sangue

Frequência cardíaca ou ritmo cardíaco é o número de vezes que o coração bate por minuto. Numa criança este valor está entre 120 a 125 BPM e em lactantes entre 125 a 130 BPM (quando em repouso).

O ritmo dos batimentos cardíacos pode não ser constante dentro das faixas de valores apresentadas. A arritmia cardíaca é o nome genérico de diversas perturbações que alteram a frequência ou o ritmo dos batimentos cardíacos. As arritmias ou disritmias podem levar à morte e constituir, por isso, um caso de emergência médica. A maior parte delas é, no entanto, inofensiva. O nódulo sinusal, na aurícula direita, consiste de um grupo de células que regula esses batimentos através de impulsos elétricos que estimulam a contração do músculo cardíaco ou miocárdio. Quando

esses impulsos elétricos são emitidos de forma irregular ou conduzidos de forma deficiente, pode ocorrer arritmia cardíaca. Esta pode ser caracterizada por ritmos excessivamente rápidos (taquicardia), lentos (bradicardia) ou apenas irregulares.

A medição dos batimentos cardíacos pode ser feita manualmente ou através de dispositivos eletrônicos como pulsômetros, ou ainda com um oxímetro. Manualmente posiciona-se os dedos indicador e médio da mão esquerda na artéria radial (região do pulso direito, abaixo do dedão) que é o mais utilizado. Ainda pode-se colocar os dedos indicador e médio na artéria carótida na região do pescoço e contar as pulsações durante 10 segundos e multiplicar por 6 ou contar as pulsações durante 15 segundos e multiplicar por 4, para indicar os batimentos cardíacos em 1 minuto. O pulsômetro é um dispositivo na forma de relógio com uma fita torácica com sensores e transmissores que indicam os batimentos cardíacos. Já o oxímetro [Severinghaus and Honda 1987],[Beatty 1998] é um dispositivo eletrônico de interesse especial, pois além de fornecer o ritmo cardíaco, também fornece o nível de saturação de oxigênio no sangue.

O oxímetro é composto de dois emissores de luz (1 LED (Diodo Emissor de Luz) vermelho e 1 LED infravermelho) e um detector de luz (Figura 2. A luz produzida pelo LED de cor vermelha incide sobre a pele humana na região onde o dispositivo foi instalado (lóbulo da orelha, dedo, etc). Parte da luz é absorvida pelos ossos, tecidos, veias e artérias, que pela literatura, sabe-se que é praticamente constante. Parte da luz é absorvida pelo fluxo de sangue e neste a absorção de luz é variável ou melhor, a luz refletida e captada por um detector de luz tem intensidade variável em absorção que sofre pelo fluxo do sangue. No sangue existem os glóbulos vermelhos que absorvem parte da luz vermelha e são movimentados pelo bombear de sangue pelo coração. Assim, medindo constantemente a intensidade de luz observa-se que quando o coração bombeia sangue ocorre uma perturbação na intensidade de luz capturada pelo sensor, produzindo o gráfico característico da Figura 3. Contando quantos picos máximos ou mínimos ocorre no período de 1 minuto, determina-se a frequência cardíaca em batimentos por minuto. O mesmo procedimento pode ser utilizado com o LED infravermelho e o gráfico observado seria semelhante ao obtido com o LED vermelho. Ocorre que os glóbulos vermelhos carregam oxigênio dos pulmões e quando iluminados com luz vermelha absorvem pouca luz e assim a intensidade capturada no detector de luz é alta. Já no caso de utilizar luz infravermelha, o fato de possuir uma maior ou menos quantidade de oxigênio dentro dos glóbulos vermelhos não impacta significativamente na absorção da luz. Ou seja, comparando a intensidade da luz capturada pelo detector de luz ora usando luz vermelha e ora usando luz infravermelha, obtém-se a quantidade percentual de oxigênio no sangue.

2.3.1. Sensor para detectar os batimentos cardíacos

No projeto foi utilizado um módulo sensor de luz ¹ que reúne um LED, um detector de luz e amplificadores operacionais para filtrar e amplificar o sinal analógico resultante. A saída do módulo é analógica em tensão e assim conectada na entrada

¹Módulo fabricado pela pulse sensor

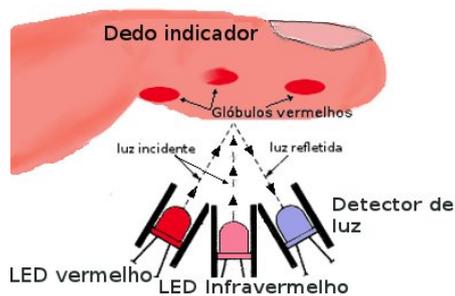


Figura 2. Diagrama esquemático de um oxímetro

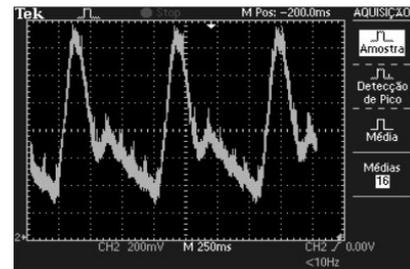


Figura 3. Sinal característico do batimento cardíaco - Fonte:(P. M. G. Luiz Augusto Kalva Andrade) [Andrade and Gewehr 2008]

analógica do microcontrolador. Com este módulo pode-se capturar o sinal de batimento cardíaco mas não o nível de saturação de oxigênio do sangue, pela falta de um LED infravermelho.

2.4. Respiração

Do ponto de vista da fisiologia, respiração é o processo pelo qual um organismo vivo troca oxigênio e dióxido de carbono com o meio ambiente. O oxigênio é necessário para a respiração celular, enquanto que o dióxido de carbono é um sub-produto do metabolismo e deve ser retirado do organismo. Existem alguns quadros clínicos em que o paciente apresenta problemas para respirar.

A apnéia do sono é uma desordem comum que pode ser muito séria. Durante a apnéia do sono a respiração para ou fica muito fraca quando o paciente dorme. Cada pausa na respiração dura geralmente entre 10 a 20 segundos, ou mais. Essas pausas podem ocorrer de 20 a 30 vezes ou mais a cada hora. O tipo mais comum de apnéia do sono é a obstrutiva onde uma quantidade de ar insuficiente chega até os pulmões através da boca e nariz, mesmo que a pessoa tente respirar. Quando isso acontece, a quantidade de oxigênio no sangue baixa. A respiração normal então começa novamente com o ronco alto.

Como o sono durante a noite foi perturbado, o paciente pode ficar bastante sonolento durante o dia. Com apnéia do sono, o paciente não tem um sono tranquilo porque:

- Os rápidos episódios de apnéia ocorrem muitas vezes;
- O paciente pode ter rápidas quedas de níveis de oxigênio no corpo;
- O paciente vai do sono profundo para o superficial várias vezes durante a noite, resultando em queda na qualidade do sono.

Apnéia do sono sem tratamento pode elevar as chances de ter pressão alta, diabetes, acidentes no trânsito e trabalho e até ataque cardíaco e derrame.

2.4.1. Sensor para detectar a respiração

A respiração pode ser detectada indiretamente pelo movimento do diafragma de contração (inspiração) ou relaxamento (expiração) utilizando-se acelerôme-

tros [Morillo et al. 2007],[Phan et al. 2008].

Foram realizadas experiências com um circuito eletrônico acelerômetro MMA7455. Os experimentos tiveram como objetivo verificar a sensibilidade do dispositivo ao movimento. A Figura 4 mostra o experimento montado numa protoboard com um microcontrolador que lê os dados do acelerômetro e envia para um computador PC. A Figura 5 mostra os valores capturados sendo alterados a medida que a protoboard com o acelerômetro era movimentada sobre a mesa.

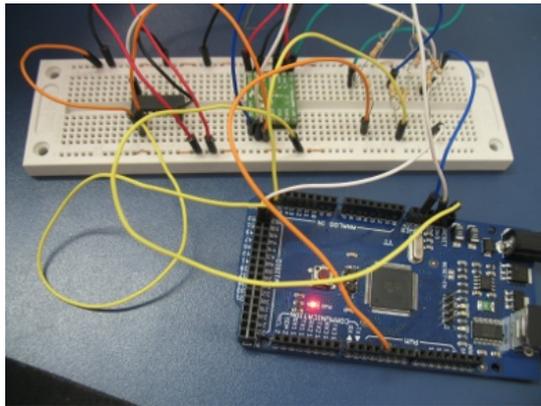


Figura 4. Experiência com o acelerômetro



Figura 5. Dados capturados do acelerômetro ao movimentar o mesmo sobre a mesa

2.5. Transmissão de dados

Para transmitir dados foi utilizado inicialmente o módulo Bluetooth de baixo custo JY-MCU que possui uma interface serial para fácil comunicação entre um microcontrolador existente no dispositivo sensor e o módulo Bluetooth. Este módulo é vendido em dois modelos HC-06 e HC-05. O HC-06 que vem de fábrica programado para ser utilizado apenas como um módulo escravo. (Em geral os dispositivos Bluetooth mouse, teclado, caixa de som são módulos escravos). O dispositivo sensor do nosso projeto deve operar no modo escravo. Um tablet, celular, notebook, ou um PC desktop quando possuem unidade Bluetooth operam como mestre. De acordo com o protocolo, os mestres que conectam nos escravos para deles capturar ou enviar os dados (teclas, movimento do mouse, audio para caixas de som, etc.). Para que um microcontrolador seja o mestre de um sistema Bluetooth ele precisa de um módulo HC-05 ou compatível. Uma alternativa promissora é utilizar um tablet de baixo custo com módulo Bluetooth interno ou mesmo um smartphone para capturar os dados da unidade sensora e apresentá-los sob a forma de gráficos, além de armazená-los para uso posterior. Em nossos testes preliminares, os dados transmitidos pelos sensores são capturados e apresentados por um Tablet Android equipado com Bluetooth. A figura 6 mostra o protótipo desenvolvido.

A comodidade de utilizar um dispositivo eletrônico existente como tablets e smartphones está no fato de reduzir o esforço de desenvolvimento de hardware dedicado, infelizmente ao utilizar tecnologias prontas perde-se a capacidade de conceber uma solução ideal para o problema. Um bom exemplo disso é o Bluetooth que tem

alcance limitado em cerca de 10 metros. Ele foi utilizado para criar um teste de conceito do projeto mas numa solução definitiva poderia não ser aplicado em função do seu alcance. Assim, foram realizados experimentos com o módulo *transceiver* (módulo integrado de transmissão/recepção num único chip) RFM12B [HopeRF 2000]. O módulo mostrou-se confiável em transmissões a distâncias de cerca de 40 metros em ambiente residencial (residência de dois pavimentos com paredes de alvenaria e laje) e 100 metros em campo aberto e baixo percentual de mensagens corrompidas (que permitiria o uso efetivo de protocolos de retransmissão de mensagens corrompidas/perdidas).

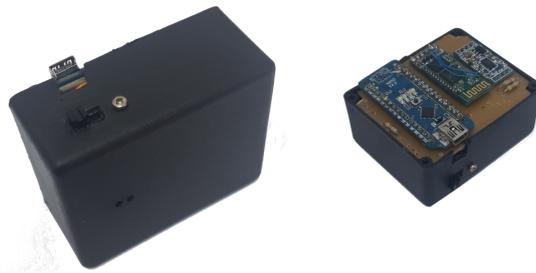


Figura 6. Construção do protótipo com o módulo Bluetooth.

3. Resultados obtidos e trabalhos futuros

O sistema foi testado utilizando-se os dois sistemas de transmissão de dados: bluetooth e pelo módulo de rádio RFM12B. Quando a experiência foi realizada pelo Bluetooth os dados foram apenas apresentados utilizando-se um software de terminal Bluetooth² rodando num tablet Android. A visualização do terminal Bluetooth dos dados serve para verificar a integridade dos mesmos, mas a carência de uma ferramenta visual e que produza alertas sonoros em casos de emergência são grandes limitações. Além disso, o alcance limitado permanece como o principal problema desta abordagem. Quando a experiência foi realizada através do módulo RFM12B os dados foram capturados e armazenados num cartão de memória mas ainda não foi criada a apresentação dos dados num display LCD. Os dados foram salvos num cartão de memória SD formatado no sistema de arquivos FAT-16 e posteriormente analisados num PC para verificar a consistência dos mesmos.

O trabalho ainda requer refinamentos pois é necessário implementar a visualização dos dados e alerta sonoro de emergência. Porém, com os resultados positivos obtidos, o trabalho continuará a utilizar ambos os sistemas de transmissão de dados mas agora numa solução integrada. O Bluetooth é conveniente para que os pais possam através de tablets/smartphones monitorar a criança a uma pequena distância e a solução com o RFM12B é conveniente para uma estação base, fixa no quarto dos pais para registrar os dados. Assim, pretende-se desenvolver o software para Android que permita a captura e apresentação dos dados e ainda desenvolver o hardware de visualização dos dados para a estação base.

²Software desenvolvido pela empresa Qwerty e disponível no Play Store

Referências

- Andrade, L. A. K. and Gewehr, P. M. (2008). Desenvolvimento de um sistema de aquisição e processamento de sinais para oximetria de pulso. In *21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB*.
- Beatty, P. C. W. (1998). Design of pulse oximeters (medical science series). *Physiological Measurement*, 19(2).
- Gao, T., Pesto, C., Selavo, L., Chen, Y., Ko, J., Lim, J., Terzis, A., Watt, A., Jeng, J., rong Chen, B., Lorincz, K., and Welsh, M. (2008). Wireless medical sensor networks in emergency response: Implementation and pilot results. In *In Proc. 2008 IEEE International Conference on Technologies for Homeland Security. IEEE*.
- Hao, Y. and Foster, R. (2008). Wireless body sensor networks for health-monitoring applications. *Physiological measurement*, 29(11):R27–R56.
- HopeRF (2000). UNIVERSAL ISM BAND FSK TRANSCEIVER MODULE RFM12B - Datasheet, http://www.hoperf.com/rf_fsk/cob/RFM12B.htm. acessado em 01/05/2011.
- Kim, B. H. (1996). Sudden infant death syndrome monitor.
- Marques, J. S., Marques, J. R., and Mercadante, L. A. (2008). Sistema de gerenciamento de sinais biológicos. In *21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*.
- Morillo, D., Ojeda, J., Foix, L., Rendón, D., and A. León (2007). Monitoring and analysis of cardio respiratory and snoring signals by using an accelerometer. In *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*.
- Nasa (2003). Physiological Monitoring System “Lifeguard” System Specifications, http://lifeguard.stanford.edu/lifeguard_system_specs.pdf. acessado em 16/06/2010.
- Phan, D. H., Bonnet, S., Guillemaud, R., Castelli, E., and Thu, N. Y. P. (2008). Estimation of respiratory waveform and heart rate using an accelerometer. In *30th Annual International IEEE EMBS Conference - Vancouver, British Columbia, Canada*.
- Semiconductor, N. (2000). LM35 Precision Centigrade Temperature Sensor - Datasheet, <http://www.national.com/ds/LM/LM35.pdf>. acessado em 16/06/2010.
- Semiconductor, N. (2008). LM135 Precision Temperature Sensor - Datasheet, <http://www.national.com/ds/LM/LM135.pdf>. acessado em 16/06/2010.
- Severinghaus, J. W. and Honda, Y. (1987). History of blood gas analysis - vii. pulse oximetry. *IEEE Computer*, 3(2):135–138.
- Taho, L., Neri, F., Ramírez, E. F. F., and Silva, N. (2008). Sistema microprocessado para medição da frequência cardíaca. In *21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB*.