

Ana Maria Araújo Soares

*Sistema de monitoramento de respiração  
humana*

Campina Grande - PB, Brasil

Novembro de 2012

Ana Maria Araújo Soares

*Sistema de monitoramento de respiração  
humana*

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à  
Unidade Acadêmica de Engenharia Elétrica  
da Universidade Federal de Campina Grande  
como parte dos requisitos necessários para a  
obtenção do grau de Bacharel em Ciências no  
Domínio da Engenharia Elétrica.

Orientador:

José Sérgio de Rocha Neto

UNIDADE ACADÊMICA DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
CENTRO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE

Campina Grande - PB, Brasil

Novembro de 2012

Trabalho de Conclusão de Curso sob o título “*Sistema de monitoramento de respiração humana*”, defendida por Ana Maria Araújo Soares matrícula: 107110465 e aprovada em Novembro de 2012, em Campina Grande, Estado do Paraíba, pela banca examinadora constituída pelos professores:

---

Prof. Dr. José Sérgio de Rocha Neto  
Orientador

---

Professor convidado  
Universidade Federal de Campina Grande

# *Resumo*

Considerada um dos principais distúrbios do sono, a Síndrome das Apnéias do Sono (SAS) é caracterizada por episódios de interrupção igual ou superior a 12 segundos da respiração do indivíduo enquanto dorme. No caso de pacientes adultos, os sintomas podem ser cansaço, ronco, cefaléia, entre outros. Já no caso de bebês recém-nascidos, a SAS pode levar à morte súbita da criança. Este relatório apresenta o projeto de um sistema de polissonografia que monitora a respiração do bebê e em caso de parada respiratória, aciona via zigbee uma sirene próxima aos adultos responsáveis que devem simplesmente acordar o bebê e posicioná-lo verticalmente. O movimento do abdômem da criança devido a entrada e saída de ar dos seus pulmões é detectado por um acelerômetro conectado a um microcontrolador ADUC. O microcontrolador lê as informações do acelerômetro e as envia via zigbee a um computador remoto. Por fim, a aquisição e tratamento deste sinal é feita através do LabVIEW.

# *Agradecimentos*

Começo por agradecer ao Professor José Sérgio por ter me acolhido no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Controle (LIEC) e me oferecido todas as condições necessárias para desenvolvimento deste projeto. Durante esses cinco meses, tive o privilégio de receber sua orientação e assim absorver um pouco do seu conhecimento e experiência na área de instrumentação eletrônica.

Agradeço a todos os membros do LIEC que foram sempre tão solícitos e pacientes comigo. Em especial a José Maurício e Tony que me ajudaram em todas as etapas deste projeto, esclarecendo minhas dúvidas com muita paciência.

Os cinco anos antecedentes que me trouxeram até este momento foram de muito aprendizado e sacrifícios, mas também de muitas alegrias graças à minha família , aos meus amigos que se tornaram minha segunda família em Campina Grande e ao meu namorado, Vincent. Então, a todos eles, eu digo "muito obrigado".

# *Sumário*

## **Lista de Figuras**

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	p. 7
<b>2</b>	<b>Objetivos</b>	p. 10
2.1	Objetivo Geral . . . . .	p. 10
2.2	Objetivos Específicos . . . . .	p. 10
<b>3</b>	<b>Descrição do projeto</b>	p. 11
3.1	Acelerômetro . . . . .	p. 12
3.1.1	Acelerômetro LIS302DL . . . . .	p. 12
3.2	Protocolo de comunicação I <sup>2</sup> C . . . . .	p. 14
3.3	Comunicação entre o microcontrolador e o acelerômetro . . . . .	p. 16
3.4	Bloco de comunicação sem fio: Transceptor Zigbee . . . . .	p. 17
3.5	Interface gráfica . . . . .	p. 18
<b>4</b>	<b>Testes e Resultados</b>	p. 20
<b>5</b>	<b>Conclusões</b>	p. 23
	<b>Referências bibliográficas</b>	p. 24

## *Lista de Figuras*

1	Diagrama de blocos do sistema desenvolvido. . . . .	p. 11
2	Representação de um sistema massa-mola. . . . .	p. 12
3	Representação de um sistema massa-mola de um acelerômetro. . . . .	p. 13
4	Acelerômetro LIS302DL. . . . .	p. 13
5	Diagrama do acelerômetro LIS302DL. . . . .	p. 14
6	Configuração do barramento $I^2C$ . . . . .	p. 15
7	Condições de START e STOP. . . . .	p. 15
8	Representação da transmissão de um bit. . . . .	p. 16
9	Representação da transferência de dados. . . . .	p. 16
10	Diagrama de fluxo do programa do ADuC7026. . . . .	p. 17
11	Diagrama de blocos realizado em LabVIEW. . . . .	p. 19
12	Sensor fixo a pele através de velcro. . . . .	p. 20
13	Sistema desenvolvido utilizando o Kit de Desenvolvimento do ADuC7026. . . . .	p. 21
14	Painel frontal durante respiração normal. . . . .	p. 21
15	Painel frontal durante uma parada respiratória. . . . .	p. 22

# 1 *Introdução*

Considerada um dos principais distúrbios do sono, a Síndrome das Apnéias do Sono (SAS) é caracterizada por episódios de interrupção igual ou superior a 12 segundos da respiração do indivíduo enquanto dorme. Nos últimos trinta anos, o grande avanço da medicina em relação à importância do sono alavancou o estudo da apnéia do sono. Sabe-se hoje que o distúrbio é comum e acomete todas as faixas etárias e ambos os sexos.

A SAS provoca graves danos na qualidade de vida do indivíduo que pode apresentar cansaço excessivo, dificuldade de permanecer acordado durante atividades sedentárias como conversas telefônicas ou dirigir automóvel, irritabilidade, depressão, redução de libido, impotência sexual e cefaléia pela manhã. No caso de recém nascidos, as consequências podem ser ainda mais graves, a interrupção da respiração pode prejudicar o desenvolvimento cerebral, o crescimento e, em casos agudos, levar a criança a morte súbita[1].

Todos os anos, aproximadamente 2000 crianças nos EUA entram em óbito devido a problemas respiratórios, como apnéia ou refluxo, enquanto dormem [2]. A incidência e severidade de casos de apnéia variam de acordo com o peso do recém-nascido. Bebês prematuros com menos de 1kg tem 84% de chance de apresentar o distúrbio. A imaturidade do cérebro dos recém-nascidos prematuros retarda a propagação do estímulo nervoso causando uma deficiência no controle da respiração. Já no caso de bebês não prematuros (recém-nascidos a termo), as causas podem ser diversas e muito difíceis de prevenir. As apnéias neonatais em bebês a termo podem ser causadas por refluxo gastroesofágico, doença pulmonar, arritmias cardíacas ou por doenças maternas no pré-natal como meningite, pneumonia e dependência em drogas.

Bebês com pré-disposição à apnéia são submetidos a uma série de exames a fim de encontrar a causa do distúrbio. O acompanhamento destas crianças é intenso e várias medidas preventivas devem ser tomadas como adotar a posição prona (barriga para baixo), corrigir posicionamento do pescoço, nutrir adequadamente e manter a temperatura am-



biente em zona térmica neutra.

O diagnóstico deste distúrbio permite, no caso de adultos, amenizar diversos sintomas do paciente e melhorar sua qualidade de vida. Já no caso de bebês, o diagnóstico é ainda mais importante e diminui o risco de morte das crianças. O exame realizado para tal diagnóstico chama-se polissonografia. A polissonografia consiste no registro simultâneo de diversos parâmetros fisiológicos durante o sono afim de diagnosticar distúrbios do sono. Classifica-se a polissonografia de acordo com o número de variáveis fisiológicas registradas[3].

- Tipo 1: polissonografia completa monitora o sono do paciente durante toda noite combinando as fases do sono com o registro contínuo de esforço respiratório, fluxo respiratório, ritmo cardíaco, saturação do oxigênio, ronco, tônus muscular e movimento das pernas. Esse procedimento tem um alto custo, pois demanda além de um laboratório do sono bastante complexo, uma equipe de saúde especializada.
- Tipo 2: realizada em domicílio visando diminuição de custos é a melhor opção para substituir a polissonografia tipo 1. Possui em torno de sete canais e permite o diagnóstico da maioria dos distúrbios do sono.
- Tipo 3: também realizada em domicílio registra no mínimo 4 variáveis fisiológicas. Normalmente os canais são fluxo respiratório (ar que entra e sai do nariz), esforço respiratório (movimento do abdômem e torax relacionados à respiração), sinal cardíaco (pulso ou ECG) e SpO<sub>2</sub> (oxigenação do sangue)
- Tipo 4: geralmente portátil e específica para diagnóstico de SAS registra somente uma variável fisiológica.

Neste relatório, apresenta-se o projeto de um sistema domiciliar de polissonografia do tipo 4 específico para diagnóstico de apnéia do sono, cujo canal é o esforço respiratório. O grupo alvo desta aplicação são os bebês recém-nascidos e, portanto, além de um registro do esforço respiratório, uma sirene será acionada no quarto dos pais via zigbee caso a respiração da criança seja interrompida.

Para nossa aplicação cujo principal objetivo é detectar a parada respiratória do bebê, um sistema de polissonografia tipo 4 apresenta o melhor compromisso entre simplicidade e funcionalidade. Com apenas um canal consegue-se observar a continuidade da respiração. O canal pode ser fluxo respiratório, esforço respiratório ou oximetria. Para a detecção do fluxo respiratório, normalmente são conectados sensores abaixo do nariz que captam o

---

movimento de entrada e saída do ar das vias nasais. Já a oximetria (medição do nível de oxigenação do sangue) é feito através de sensores conectados ao pulso, aos pés ou ao dedo. Um sinal luminoso é enviado e a depender do índice de absorção dessa luz, sabe-se se o sangue está oxigenado ou não. O sistema que apresentaremos utiliza o canal de esforço respiratório. Para tanto, escolhemos um acelerômetro capaz de detectar o movimento do abdômem durante a respiração.

A escolha do canal de esforço respiratório dentre os três possíveis foi feita visando economia de recursos físicos e tempo. Tanto os sensores para medição de fluxo respiratório quanto para oximetria deveriam ser comprados e o tempo de entrega poderia ser um grande inconveniente para um projeto de cinco meses. Já o acelerômetro LIS302DL estava disponível no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Controle (LIEC) onde o projeto foi desenvolvido e atendia perfeitamente as necessidades do sistema. Detalharemos a posteriori o funcionamento desse sensor.

## *2 Objetivos*

### **2.1 Objetivo Geral**

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema domiciliar de polissonografia do tipo 4 específico para diagnóstico de apnéia do sono em bebês.

### **2.2 Objetivos Específicos**

Para desenvolvimento deste projeto, realizamos as seguintes etapas

- Levantamento dos sistemas existentes de polissonografia;
- Estudo do protocolo de comunicação digital I<sup>2</sup>C;
- Estudo e programação do microcontrolador ADUC;
- Desenvolvimento de um instrumento virtual em LabVIEW para aquisição de dados.

### 3 *Descrição do projeto*

A aplicação desenvolvida visa além do monitoramento da respiração do bebê recém-nascido, a prevenção de morte súbita devido a apnéia durante o sono. Conforme figura 1, um elemento sensor conectado ao abdômem do paciente se comunica com o microcontrolador que por fim envia as informações via zigbee para um computador remoto.

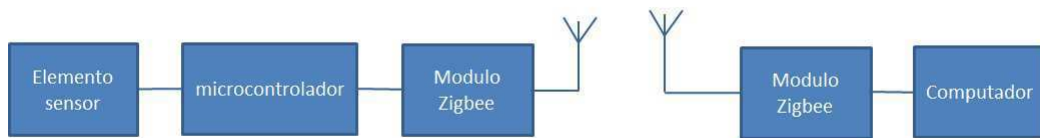


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema desenvolvido.

O elemento sensor utilizado para captar o esforço respiratório da criança é o acelerômetro digital LIS302DL. Este sensor mede a aceleração desenvolvida pelo abdômem do bebê durante a inspiração e expiração e transmite estes valores através de um barramento I<sup>2</sup>C (Inter-integrated circuit) para o microcontrolador da Analog Devices ADUC7026. Tanto o funcionamento do acelerômetro quanto do barramento serão explicados ao longo deste capítulo.

Utilizamos o kit de desenvolvimento do microcontrolador ADUC7026 para construção do sistema, nele conectamos o acelerômetro e um módulo zigbee "Xbee" fabricado pela Digi. A programação do ADUC7026, realizada em linguagem C, o define como mestre e o acelerômetro como escravo. Desta forma, assim que demandado, o acelerômetro envia o valor medido para o microcontrolador. Depois de um pequeno processamento, o valor é então enviado para a porta serial que está conectada ao módulo zigbee. Um outro módulo zigbee, conectado via usb a um computador remoto, recebe os dados do primeiro módulo.

## 3.1 Acelerômetro

O acelerômetro é um sensor de aceleração cujas aplicações são bastante diversificadas. O princípio de funcionamento básico de um acelerômetro baseia-se em um sistema de massa-mola, semelhante ao da figura 2, que obedece a Lei de Hooke e a Lei de Newton onde  $F = kx = ma$ . Sabendo-se que  $k$  é a constante da mola,  $x$  é o deslocamento do bloco,  $m$  é a massa do bloco e  $a$  é a aceleração.

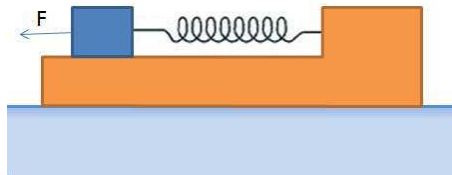


Figura 2: Representação de um sistema massa-mola.

Pode-se perceber que uma aceleração  $a$  causa um deslocamento da massa  $x = (ma)/k$  ou, alternativamente, se a massa sofreu um deslocamento  $x$ , significa que a massa está sob uma aceleração de  $a = (kx)/m$ . Desta maneira o problema de medir aceleração tornou-se um problema de medir o deslocamento de uma massa. Note que este é um exemplo básico onde o acelerômetro só mede a aceleração ao longo da mola e é, portanto, um acelerômetro de eixo único. Para cada eixo ao longo do qual quer-se medir a aceleração é necessário um sistema como este. Normalmente um acelerômetro é constituído de um sistema massa-mola, um sistema para medir deslocamento e a circuitaria de condicionamento de sinal[4].

A figura 3 ilustra o exemplo do sistema massa-mola de um acelerômetro. A placa central é ligada à massa e as outras são fixas. Quando sob aceleração, a placa central sofre um deslocamento ( $x$ ), alterando as capacitâncias ( $C_A$  e  $C_B$ ) que são inversamente proporcionais às distâncias entre as placas. Ao se medir a diferença entre as capacitâncias  $C_A$  e  $C_B$  temos o valor do deslocamento ( $x$ ) tal que

$$C_A - C_B = \frac{(-2x)}{X_0^2} \quad (3.1)$$

### 3.1.1 Acelerômetro LIS302DL

Anteriormente, citamos que o acelerômetro LIS302DL atende perfeitamente as necessidades do nosso projeto. Isto se deve principalmente ao fato de se tratar de um acelerômetro digital que reduz bastante o tamanho do sistema em comparação a um componente

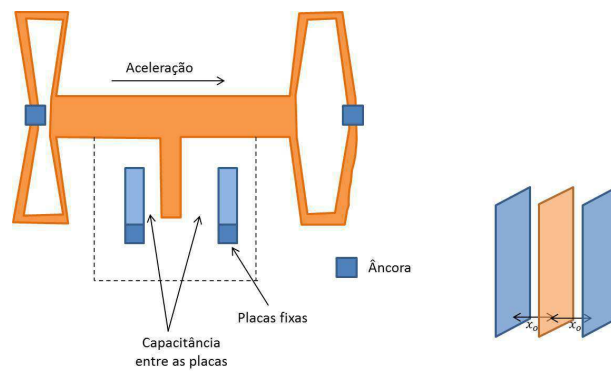
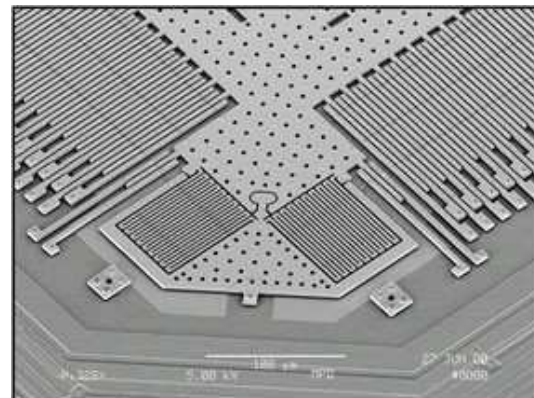


Figura 3: Representação de um sistema massa-mola de um acelerômetro.

analógico de mesma resolução. Este acelerômetro fabricado pela STMicroelectronics é utilizado em diversas aplicações portáteis como WiiMote e iPhone. Nesses aparelhos, a aplicação mais óbvia é a mudança de orientação de tela ao girar o aparelho. Outras funções de atalho também podem utilizar o acelerômetro. Uma chacoalhada adianta a faixa de música, duas pausas a música e assim por diante. Na figura 4(a) temos o LIS302DL em comparação com uma moeda.



(a) LIS302DL comparado a uma moeda



(b) Estrutura microscópica do LIS302DL

Figura 4: Acelerômetro LIS302DL.

A estrutura microscópica massa-mola deste dispositivo é apresentado na figura 4(b). Formada por milhares de espécies de pequenas agulhas, este acelerômetro é capaz de detectar movimentos nos três eixos. Suas saídas são digitais e podem utilizar interface SPI ou I<sup>2</sup>C.

Na figura 5 é apresentado o esquema de conexão dos pinos do dispositivo que foi utilizado como referência para desenvolvimento do projeto. Os pinos de interrupções 8 e 9 não foram utilizados, o CS determina a escolha do protocolo SPI ou I<sup>2</sup>C, o SDO define o último bit do endereço do dispositivo permitindo assim a conexão de dois acelerômetros LIS302DL ao barramento e, finalmente, os pinos 13 e 14 correspondem ao barramento de

dados e clock, respectivamente.

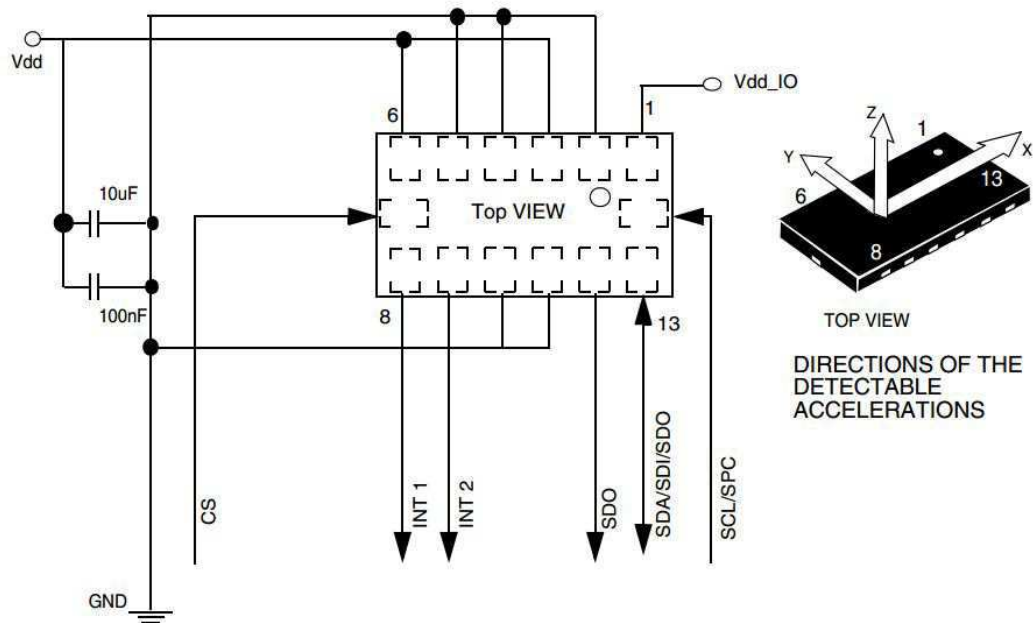


Figura 5: Diagrama do acelerômetro LIS302DL.

## 3.2 Protocolo de comunicação I<sup>2</sup>C

Com o aumento da quantidade de periféricos conectados a uma mesma placa mãe, as conexões se tornam bastante complexas, elevando os custos de projeto e desenvolvimento de sistemas eletrônicos. Por esta razão em meados dos anos 80, a Philips Semiconductors desenvolveu o barramento I<sup>2</sup>C com propósito de conectar periféricos a uma CPU de maneira simplificada, diminuindo a quantidade de via de dados. Este barramento é composto apenas por dois fios, permitindo a conexão de diversos componentes em apenas uma rede I<sup>2</sup>C como apresentado na figura 6.

Numa rede I<sup>2</sup>C existe apenas um componente "mestre" que comanda a transmissão de dados e os demais são "escravos". Os dois fios do barramento são o SDA (Serial Data Line) e o SCL (Serial Clock Line). De maneira similar ao protocolo SPI, o protocolo I<sup>2</sup>C é síncrono e a velocidade de transmissão é definida pela frequência do clock. A comunicação é feita de modo *half duplex* quando apenas um fio é utilizado para transmissão de informações. Desta forma, ora um componente escreve dados neste fio e ora lê dados neste mesmo fio[7].

A transmissão de informações se inicia dada a condição de START e é interrompida com a condição de STOP. Na figura 7 podemos observar estas duas condições. Na condição

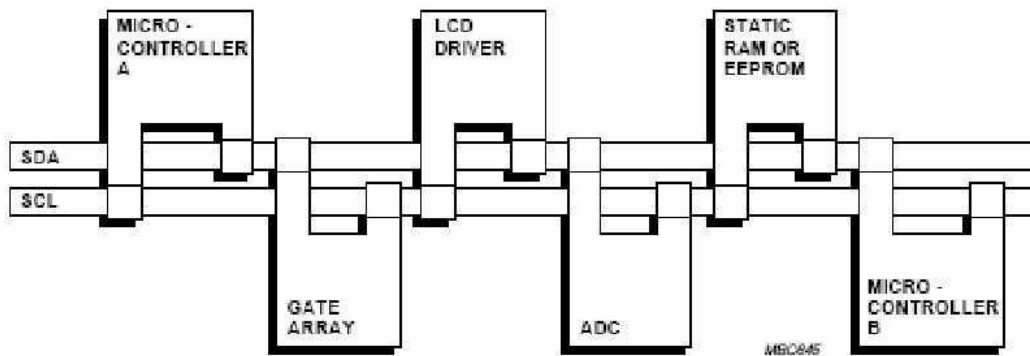


Figura 6: Configuração do barramento  $I^2C$ .

de START a linha SCL deve se manter em nível lógico alto e a linha SDA deve passar do nível alto para o baixo. Na condição de STOP a linha SCL deve se manter em nível lógico alto e a linha SDA deve passar do nível baixo para o alto.

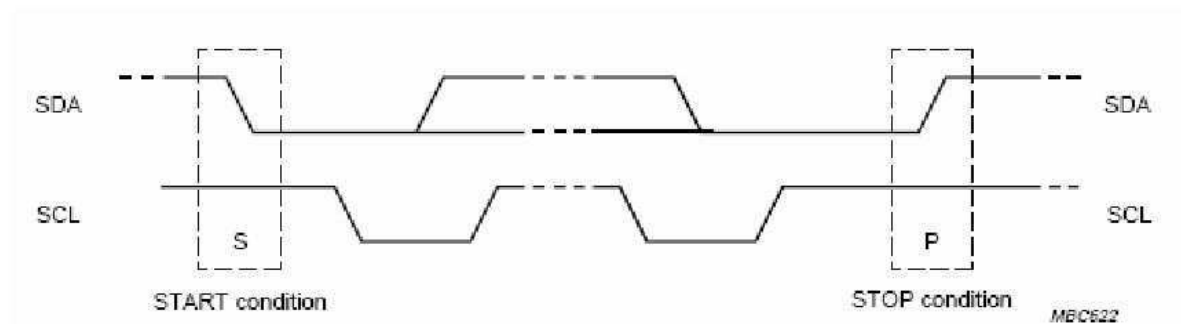


Figura 7: Condições de START e STOP.

Para transmissão de um bit, é necessário que o SCL passe de nível baixo para nível alto e retorne para baixo nível, conforme figura 8. Sendo assim, o clock determina a velocidade da comunicação.

Numa rede mestre-escravo onde diversos dispositivos estão conectados ao mesmo barramento, cada um deles deve possuir um endereço individual. Desta maneira o dispositivo mestre pode selecionar com qual dispositivo deseja estabelecer comunicação. Na figura 9 temos uma representação de como ocorre a transferência de um byte entre mestre e escravo. Após a condição de start(ST), o mestre envia o endereço do escravo com o qual deseja estabelecer comunicação (SDA - 7 bits) mais um bit referente a escrita (W) ou leitura (R). O escravo envia um bit confirmando a sua seleção (SAK). O mestre, então, envia o endereço do registrador que deseja ler ou escrever (SUB). Mais uma vez o escravo envia SAK. No caso da escrita (figura 9(a)), o mestre envia o byte a ser escrito no registra-



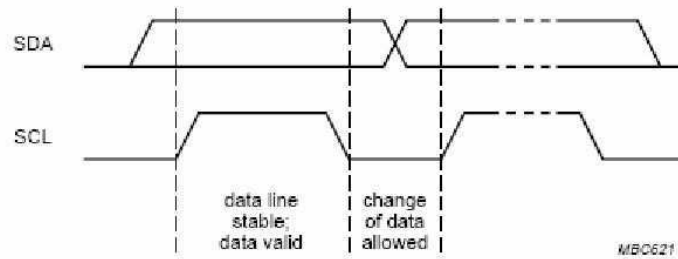


Figura 8: Representação da transmissão de um bit.

dor determinado (DATA), o escravo confirma seu recebimento e, finalmente, é realizada a condição de STOP (SP). No caso da leitura (figura 9(b)), uma nova condição de start é realizada (SR), o endereço do escravo (SDA) e a opção leitura (R) são enviados, o escravo confirma a seleção (ACK) e então envia ao barramento o byte do endereço selecionado (DATA). O "No Master acknowledge" (NMAK) sinaliza que o mestre não deseja ler outros registradores e, então, a condição de stop é desenvolvida[6].

Master	ST	SAD + W		SUB		DATA		SP
Slave			SAK		SAK		SAK	

(a) mestre escrevendo

Master	ST	SAD + W		SUB	SR	SAD + R			NMAK	SP
Slave			SAK		SAK		SAK	DATA		

(b) mestre lendo

Figura 9: Representação da transferência de dados.

### 3.3 Comunicação entre o microcontrolador e o acelerômetro

O ADuC7026 é um microcontrolador de núcleo ARM7TDMI-S fabricado pela Analog Devices. Possui interface para protocolos de comunicação digital SPI e I<sup>2</sup>C. Através do software keil uVision3, programamos o microcontrolador estabelecendo comunicação com o acelerômetro LIS302DL através do barramento I<sup>2</sup>C. A idéia básica do programa é apresentada no diagrama de fluxo da figura 10 e consiste na leitura de um registrador do acelerômetro conforme o protocolo de comunicação I<sup>2</sup>C apresentado no capítulo 3.2. Dada a condição de start, o protocolo é iniciado e o processador envia o endereço do dispositivo com o qual deseja estabelecer comunicação (no caso, o acelerômetro LIS302DL) que por

sua vez envia um sinal de confirmação. Em seguida, o processador envia o endereço da memória referente à aceleração no eixo z cuja direção é a mesma do movimento do abdômen durante a respiração.

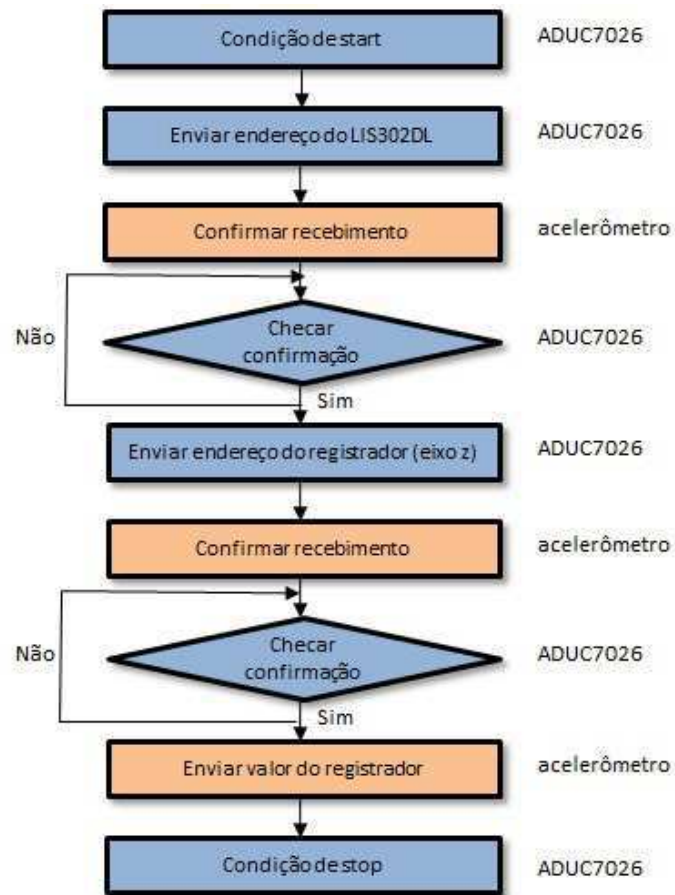


Figura 10: Diagrama de fluxo do programa do ADuC7026.

O acelerômetro LIS302DL pode assumir dois endereços diferentes a depender da tensão aplicada ao pino SDO. Se o SDO for conectado à fonte de alimentação, o endereço será 0011101; se o SDO for conectado ao terra, o endereço será 0011100. Desta forma, em um mesmo barramento I<sup>2</sup>C é possível conectar dois acelerômetros LIS302DL. Na nossa aplicação, utilizamos apenas um cujo pino SDO foi conectado à fonte de alimentação.

Os valores adquiridos são então transmitidos à porta serial e transmitidos através do módulo Xbee ao computador. Esta comunicação será descrita na próxima sessão.

### 3.4 Bloco de comunicação sem fio: Transceptor Zigbee

O transceptor XBee da MaxStream/Digi/FreeScale foi a solução escolhida para o projeto, pois apresenta um consumo reduzido e simples configuração. A tecnologia ZigBee

é uma das tecnologias mais recentes dentro do grupo de redes para aplicações pessoais e que permite o gerenciamento e controle de dispositivos remotos. Devido à sua simplicidade, as redes podem ter redução de custos com a aquisição, instalação de equipamentos, manutenção e mão de obra.

Os dispositivos baseados na tecnologia ZigBee operam na faixa ISM (Industrial, Scientific and Medical) que não requer licença para funcionamento, incluindo as faixas de 2,4 GHz (Global), 915 MHz (América do norte) e 868 MHz (Europa) e com taxas de transferência de dados de 250 kbps em 2,4 GHz, 40 kbps em 915 MHz e 20 kbps em 868 MHz.

O padrão oferece interfaces com velocidades de conexão compreendidas entre 10 Kbps e 115 Kbps e com um alcance de transmissão entre 10 m e 100 m, dependendo diretamente da potência dos equipamentos e de características ambientais (obstáculos físicos, interferência eletromagnética, etc). O kit utilizado possui módulos transceptores, os quais operam na banda de 2,4 GHz, para integração em sistemas que pretendam transmitir informação por RF. Suportando o protocolo ZigBee, ou apenas o padrão 802.15.4[8], e diferentes topologias, os módulos Xbee caracterizam-se por ausência de configuração externa ("programação" por software próprio) quando utilizados com suas configurações de fábrica, sendo possível realizar as operações pretendidas através de comandos AT e de operações específicas de controle.

Para nossa aplicação utilizamos dois módulos Xbee: um conectado a porta RS-232 da "Evaluation Board" do processador e outro conectado via USB ao computador. Os módulos XBee apresentam dimensões reduzidas (inferiores a 3 cm por 3 cm), potência de 1 mW e alcance de 100 m em campo aberto ou 30 m para locais fechados. Internamente o módulo XBee é basicamente dividido em dois blocos principais: o processador e o transceptor, propriamente dito. O processador usado neste módulo é o M9S08GT60 e o transceptor é o MC13193, ambos da Freescale. Uma única antena é usada, necessitando de uma chave comutadora que esta normalmente habilitada para a função de recepção [9].

## 3.5 Interface gráfica

O tratamento do sinal enviado pelo microcontrolador e recebido pelo computador via zigbee foi realizado no Labview. O desenvolvimento de programas em LabVIEW, chamados de instrumentos virtuais, é bastante comum nos campos de instrumentação eletrônica e automação. A linguagem gráfica G permite a construção de programas com-

postos pelo painel frontal, que contém a interface e pelo diagrama de blocos, que contém o código gráfico do programa. O programa não é processado por um interpretador, mas sim compilado. Deste modo a sua performance é comparável à exibida pelas linguagens de programação de alto nível.

O código do programa é apresentado na figura 11. Um gráfico mostra em tempo real o sinal bruto da aceleração no eixo z recebido pelo módulo Xbee conectado a porta USB. Em seguida, um script Matlab determina o acionamento da sirene. Um valor de aceleração limiar foi determinado por observação para o abdômem em movimento. Caso a amplitude do sinal não atinja esse determinado limiar, o contador é acionado até que este valor seja atingido novamente. Se o contador chegar a 12s, a sirene é disparada.

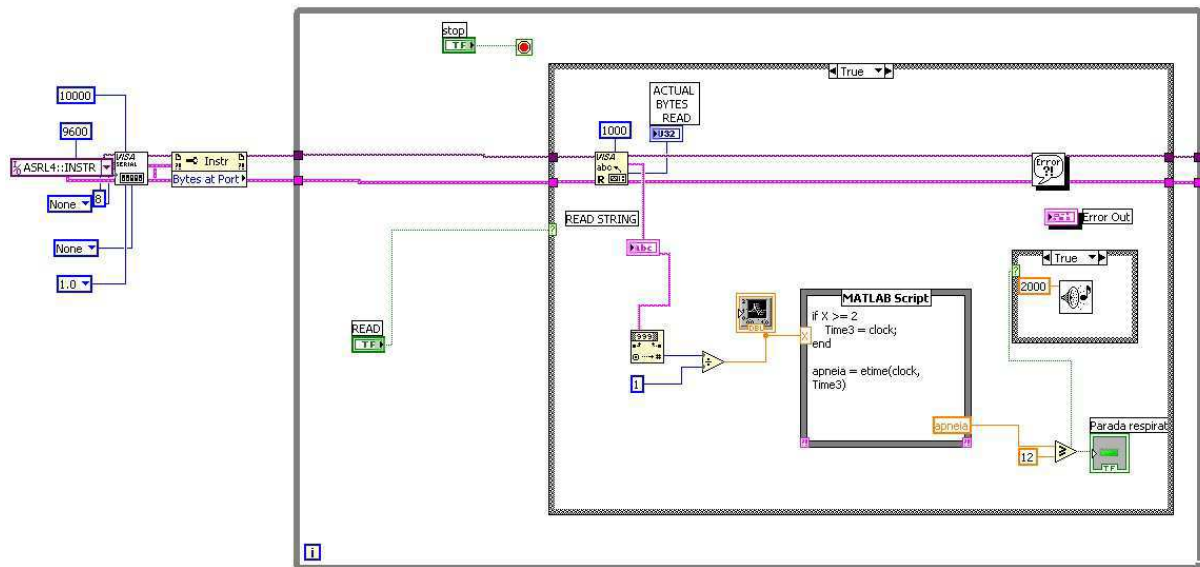


Figura 11: Diagrama de blocos realizado em LabVIEW.

## 4 *Testes e Resultados*

O sistema proposto monitora a respiração e aciona uma sirene em caso de apnéia. A maioria dos sistemas atuais de polissonografia utilizam um cinto para fixar o sensor de esforço respiratório ao abdômem do paciente. Para nossa aplicação isto seria bastante inconveniente visto a delicadeza de um recém nascido e também a grande diferença de diâmetro de cintura entre bebês. Por isto, o acelerômetro foi soldado numa pequena placa de circuito impresso 2cmx2cm que deve ser fixada ao abdômem do paciente. Na figura 12, vemos como o acelerômetro deve ser fixado a pele, um pequeno pedaço de velcro cujo lado avesso é adesivado é colado à pele e então a placa é fixada a ele. Os testes foram realizados em indivíduos adultos visto que os testes em recém-nascidos só poderiam ser realizados em parceria com uma instituição médica e, infelizmente, não foi possível.

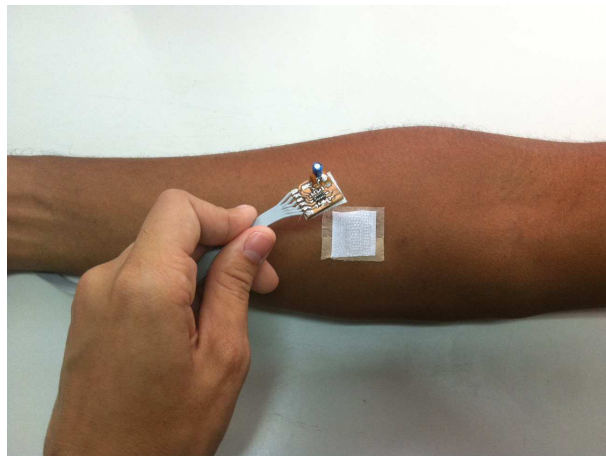


Figura 12: Sensor fixo a pele através de velcro.

O sistema desenvolvido até a presente data é ainda um protótipo que utiliza o Kit de Desenvolvimento do ADUC7026 (figura 13). Um cabo flat liga o sensor até o microcontrolador que por fim se liga ao módulo zigbee Xbee. Desta forma, as informações são enviadas a um outro módulo zigbee Xbee conectado via USB a um computador e processadas através do Labview.

Ao usuário, cabe simplesmente ligar a fonte de tensão do sistema à tomada, conectar

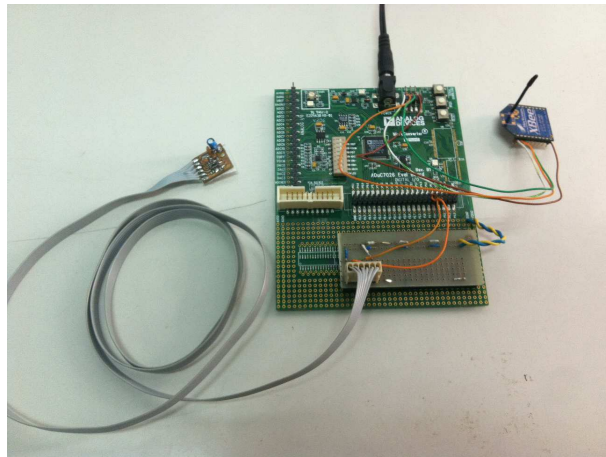


Figura 13: Sistema desenvolvido utilizando o Kit de Desenvolvimento do ADuC7026.

o sensor ao abdômen do bebê pouco acima do umbigo e abrir o programa desenvolvido no Labview. Nele, o usuário pode visualizar o gráfico em tempo real do esforço respiratório e em caso de apnéia, uma luz e uma sirene são ligadas.

A primeira análise foi realizada com o indivíduo respirando normalmente em posição horizontal. O sinal observado através da interface desenvolvida no LabVIEW é ilustrado na figura 14. Observa-se um sinal de forma bem definida com frequência aproximada 0,1Hz.



Figura 14: Painel frontal durante respiração normal.

Durante a segunda análise, o individuo parou de respirar por mais de 12 segundos. Após este intervalo, o sistema sinalizou a parada respiratória através de um sinal sonoro e acendimento do sinal luminoso "parada respiratória" no painel frontal do LabVIEW (figura 15).

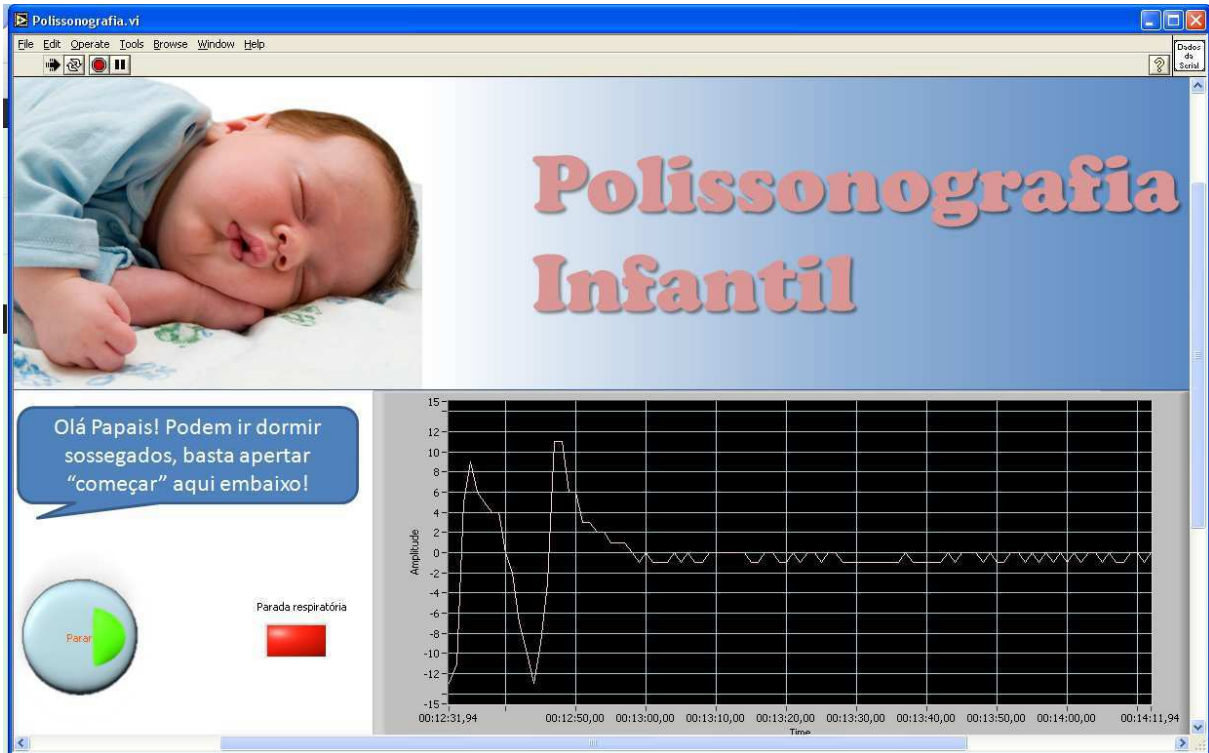


Figura 15: Painel frontal durante uma parada respiratória.

## 5 *Conclusões*

A Síndrome de Apnéia do Sono (SAS) é um problema de saúde que acomete grande parte da população. Durante o sono, o indivíduo apresenta episódios de paradas respiratórias por mais de doze segundo. Quando o paciente é adulto, os prejuízos são diversos para sua qualidade de vida. No entanto, para os bebês esta síndrome pode ser ainda mais grave e levar a morte súbita.

O objetivo principal deste trabalho foi desenvolver um sistema de polissonografia domiciliar para monitorar a respiração de um bebê e sinalizar caso haja parada respiratória. As etapas descritas no capítulo 2 foram seguidas de maneira a alcançar de maneira otimizada o nosso objetivo geral.

Um dos desafios foi propôr uma opção menos incômoda do que a convencional em que o sensor de esforço respiratório é conectado ao abdômem do indivíduo através de um cinto. O sistema descrito neste relatório é adesivo e deve ser colado ao abdômem do bebê. Via zigbee, as informações são enviadas para um computador remoto e monitoradas pelos pais.

Os testes não puderam ser realizados em bebês, mas em indivíduos adultos, o sistema apresentou o comportamento esperado detectando a parada respiratória após doze segundo. O acelerômetro detectou claramente o movimento do abdômem devido à entrada e saída de ar dos pulmões do indivíduo.



## *Referências bibliográficas*

1. GANHITO, N. C. P. *Distúrbios do Sono*, 2a. Edição. São Paulo, Casa do Psicólogo, 2003. 257 p.
2. MITCHELL, E. A., 1990. *International trends in post neonatal mortality. Archives of Disease in Childhood*, 65:607-609
3. PRADO, B. N.; FERNANDES, E. G.; MOREIRA, T. C. A.; JR, J. G. Apnéia obstrutiva do sono: Diagnóstico e Tratamento *Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo*, São Paulo, 22 (3):233-9, set-dez. 2010.
4. L. J. FIGUEIREDO, A. R. GAFANIZ, G. S. Lopes, R. Pereira. "Aplicações de Acelerômetros". IAS 2007 - Instrumentação e Aquisição de Sinais. Lisboa, Portugal. 2007
5. *LIS302DL Datasheet*, ST Microelectronics, 2008
6. *ADuC 702x Datasheet*, Analog Devices, 2004
7. FILHO, C. A. S., ARAUJO, T. V. G. P. *Descritivo Funcional dos Microconversores da Família ADUC da Analog Devices*", Campina Grande. 2005
8. | IEEE Standard For Information Technology. telecommunications and information exchange between systems - local and metropolitan area networks - specific requirement part 15.4: Wireless medium access control (mac) and physical layer (phy) specifications for low-rate wireless personal area networks (wpans). *IEEE Std 802.15.4a-2007 (Amendment to IEEE Std 802.15.4-2006)*, pages 1-203, 2007.
9. Fred Eady. Go wireless with the xbee. *Circuit Cellar, the Magazine for Computer Applications*, page Issue 194, Setembro 2006.