

CAPÍTULO 1

A INTERNAÇÃO DOMICILIAR

A Assistência Médica Domiciliar conceitua-se como qualquer serviço de saúde prestado por profissional habilitado nesta área, e realizado no domicílio do paciente. Divide-se em atendimento e internação domiciliares.

O atendimento médico domiciliar caracteriza-se pela visita ou procedimento, isolado ou periódico, realizado no domicílio do paciente, como alternativa ao atendimento ambulatorial. Nestas circunstâncias o paciente não necessita de hospitalização.

A Internação Domiciliar (ID), segundo Resolução nº 1.668 do Conselho Federal de Medicina (CFM) publicada no Diário Oficial da União em 03 Junho 2003, visa atender os pacientes cujo estado de saúde permita sua realização em ambiente domiciliar ou no domicílio de familiares. Considerando que o trabalho do médico, como membro da equipe multidisciplinar de assistência em internação domiciliar, é imprescindível para a garantia do bem-estar do paciente, a internação médica domiciliar substitui a hospitalização.

O estado de saúde do paciente, para o ingresso à ID, de acordo com Mendes (2001), deve corresponder às seguintes condições:

- ✍ Paciente crônico que pode ser acompanhado em domicílio;
- ✍ Convalescentes que não necessitam de cuidados médicos diários;
- ✍ Portadores de enfermidades de evolução prolongada onde é fundamental o repouso para o tratamento das mesmas;

- ✍ Pacientes originados do serviço de ortopedia e cirurgia que podem se restabelecer em domicílio;
- ✍ Pacientes que, embora pudessem ser tratados em ambulatório, possuem enfermidade ou condição social que impossibilita ou dificulta sua ida ao hospital.

A autora informa ainda que dentre as patologias mais proponentes ao tratamento em condição de ID, listam-se:

- ✍ Neoplasias;
- ✍ Acidente vascular cerebral;
- ✍ Insuficiência cardíaca congestiva;
- ✍ Doença pulmonar obstrutiva crônica;
- ✍ Diabete *mellitus*;
- ✍ Hipertensão arterial sistêmica.

Hoje, os serviços de ID apresentados por empresas especialistas na área, como a SOS Vida e a Medlar (com unidades em Salvador - Bahia), são solicitados, conforme Mendes (2001), através de:

- ✍ Procura direta do paciente e ou familiares pela ID;
- ✍ Planejamento de alta precoce de hospitais;
- ✍ Indicação por um profissional de saúde, geralmente o médico ou equipe médica que acompanha o caso clínico do pacientes.

Além destas solicitações alguns critérios são verificados para a admissão de tratamento de pacientes em domicílio. Os critérios brasileiros adotados para admissão de um paciente à ID conforme Cruz (1999, apud MENDES, 2001) são:

- ✍ Circunstâncias individuais do enfermo (é necessária a análise do impacto da doença no paciente, debilidades funcionais do mesmo e aceitação do tratamento prescrito);
- ✍ Condições ambientais (estrutura da residência do paciente ou da residência onde o mesmo será admitido em ID);
- ✍ Características do grupo familiar, isto é, os familiares e cuidador devem, prover assistência e cumprir o planejamento da ID proposta pelo médico ou equipe médica.

Leis estabelecem normas de conduta à ID, visando o estabelecimento de padrões:

- ✍ À equipe médica que prestará assistência;
- ✍ Ao cuidador que responde como a pessoa integralmente envolvida com o paciente;
- ✍ À estrutura comportamental e psicológica dos familiares;
- ✍ Às condições técnicas, ambientais e sociais do domicílio que receberá este paciente;
- ✍ Às empresas, cooperativas e hospitais prestadores de serviços de ID;
- ✍ À fiscalização ao atendimento legal destes serviços e contemplam, ainda, critérios para seleção e alta do paciente a ser internado.

Dentre as leis e decretos, podem-se citar:

- ✍ Resolução CFM 1668/2003 que dispõe sobre as normas técnicas necessárias à assistência domiciliar de pacientes;
- ✍ Portaria nº 2.416/1998, da Secretaria de Assistência à Saúde do Ministério da Saúde, que estabelece requisitos para o credenciamento de hospitais e critérios para a realização de assistência domiciliar no âmbito do SUS;
- ✍ Decreto na Lei de nº 10.424/2002, que acrescenta capítulo e artigo à Lei nº 8.080/1990, que dispõe sobre as condições para a promoção, proteção e recuperação da saúde, a organização e o funcionamento de serviços correspondentes, além de outras providências regulamentando a Assistência Domiciliar no SUS;
- ✍ Norma Operacional da Assistência à Saúde, organizando o modelo assistencial com ênfase no Programa de Saúde da Família, nº 95/01 aprovado pelo Ministério da Saúde;
- ✍ Portaria nº 2416/98 MS, que trata dos requisitos para credenciamento de hospitais e critérios para realização de internação domiciliar.

Também se envolvem no processo de normalização e regulamentação da assistência domiciliar o Conselho Federal de Medicina, o Conselho Federal de Enfermagem, o Ministério da Saúde, Associação Nacional de Vigilância Sanitária, a Agência Nacional de Saúde, as operadoras de planos de saúde e as empresas

prestadoras destes serviços, representadas pela Associação Brasileira das Empresas de Internação Domiciliar (ABEMID) e pelo Núcleo Nacional de Empresas de Assistência Domiciliar (NEAD).

2.1 Sistemas Utilizados na Internação Domiciliar

Além dos serviços médicos e hospitalares, toda a estrutura física do domicílio deve ser adequada às necessidades do paciente, proporcionando-lhe conforto e bem-estar, para tanto se tornam necessários a instalação de equipamentos médico-hospitalares adequados ao monitoramento do paciente em ID.

O tratamento em domicílio [...] necessita de estruturas montadas nas residências dos pacientes que poderão incluir, desde uma cama hospitalar, um kit de curativos e procedimentos, um tubo de oxigênio ou até mesmo uma verdadeira UTI, com equipamentos sofisticados. (MANUAL DO HOME CARE, 2002).

Os equipamentos comumente utilizados na internação domiciliar, segundo entrevista realizada com o Dr. Rogério Palmeira (2005), para medição dos sinais vitais são: o oxímetro para verificar saturação de oxigênio e que também mede frequência cardíaca, o termômetro e o medidor de pressão arterial (esfigmomanômetro e estetoscópio).

2.1.1 Medidor Saturação de Oxigênio

O equipamento que mede a saturação periférica de oxigênio no sangue é chamado de oxímetro. Diferentes técnicas e tecnologias podem ser empregadas para efetuar esta medição, de maneira geral podem dividir-se em: espectrofotometria que faz a análise de hemoglobina *in vitro*; a oximetria fibrótica que faz uma medição não-invasiva da saturação de oxihemoglobina do sangue (oxigênio funcional da hemoglobina arterial - SpO₂); e a oximetria de pulso que se caracteriza como uma medição não-invasiva da saturação de hemoglobina no sangue. Esta última é a mais comum na ID por utilizar equipamentos portáteis e pequenos (figura 2.1), possuir maior confiabilidade e continuidade dos resultados, bem como permitem verificações instantâneas do estado de oxigenação arterial do paciente, conforme Pereira (2005).

Tais equipamentos possuem sensores óticos (transdutores de oxigênio) que são colocados em contato com o corpo do paciente, geralmente nos dedos (figura 2.2) das mãos ou no pé (por isso que é uma técnica não-invasiva), que realizam a medição e emitem para uma interface (tela), onde é possível verificar os valores medidos.

“O princípio de funcionamento do oxímetro de pulso [pois realiza medições através do ciclo pulsátil do coração] baseia-se na lei de *Beer-Lambert* que relaciona a concentração de um soluto com a intensidade de luz transmitida através de uma solução” (KNOBEL, 1998 *apud* FERNANDES; OJEDA; LUCATELLI, 2001). Isto é, segundo os autores, a medição da saturação de oxigênio no sangue é realizada através da emissão e recepção de luz, vermelha e infravermelha, realizadas por leds (diodos de baixa voltagem) e fotoreceptores, respectivamente. “A luz atravessa o leito vascular pulsátil e a parcela de luz transmitida é captada do outro lado por um fotodetector”. Assim, afirma Pereira (2005), fazendo-se passar um feixe de luz de radiação infravermelha pelo dedo do paciente, haverá uma determinada absorção deste feixe pelo sangue arterial que estiver passando pelo dedo. Desta forma o sensor irá medir a intensidade do feixe que chega do outro lado do dedo. O feixe vermelho, por sua vez, é absorvido pelos tecidos, cartilagens, ossos, sangue venoso, pele etc, por isso os dois leds são ligados e desligados alternadamente, de modo a permitir a redução do erro na absorção do feixe infravermelho.



a) Modelo da marca Masimo



b) Modelo da marca Medaid



c) Modelo da marca Masimo

Figura 2.1 – Modelos de oxímetro

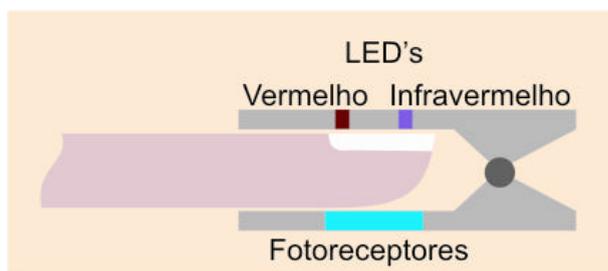


Figura 2.2 – Princípio de funcionamento do oxímetro (convenção para emissão e recepção de luz)

O oxímetro baseia-se em dois princípios de funcionamento: oxihemoglobina e a deoxihemoglobina, que se diferem na absorção da luz.

A exposição da oxi e da desoxihemoglobina ao feixe de luz, faz com que cada uma retenha quantidades diferentes de luz dos dois comprimentos de onda empregados [pelos LEDs vermelho e infravermelho]. Um deles é absorvido por ambas e o outro o sendo apenas pela oxihemoglobina permite, por diferença na retenção desta, estabelecer o seu grau de saturação. Assim o oxímetro de pulso mede a saturação funcional da hemoglobina, ou seja, a porcentagem da oxihemoglobina em relação à soma das duas. (SELE et al., 1998).

A oxihemoglobina (hemoglobina oxigenada) absorve mais luz infravermelha, enquanto a deoxihemoglobina (hemoglobina desoxigenada) absorve mais luz vermelha, como pode ser observado no gráfico abaixo, onde a faixa de luz vermelha está num comprimento de onda entre 600-750nm e a faixa de luz infravermelha de 850-1000nm, como é exposto no gráfico a seguir.

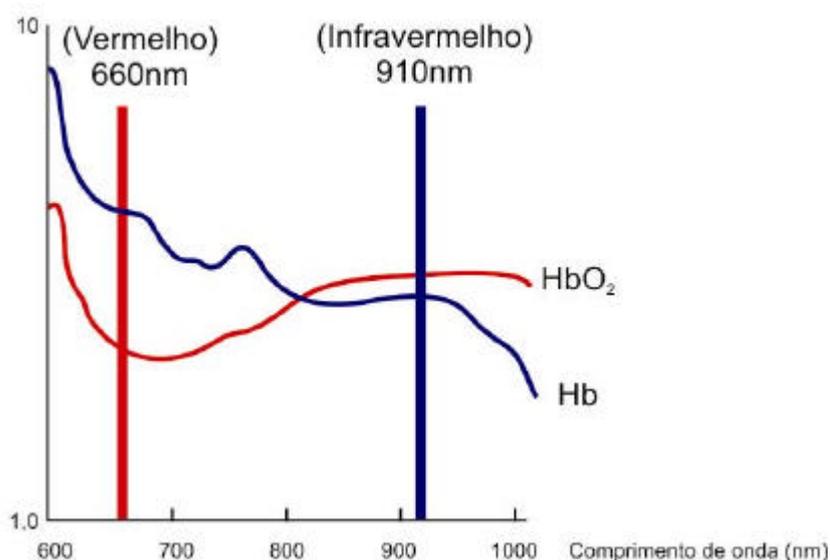


Figura 2.3 – Espectro de absorção da hemoglobina e da oxihemoglobina.

Fonte: Garcia, 2002.

Esta emissão de luz está diretamente relacionada com o volume de sangue arterial nos tecidos que, conseqüentemente, faz alterar a absorção de luz durante a pulsação (pletismografia). Ou seja, o sangue saturado em oxigênio absorve diferentes quantidades de luz, durante a sístole (contração muscular do coração), um novo pulso de sangue arterial penetra no leito vascular (oxihemoglobina) e o volume de sangue e a absorção de luz aumentam; e durante a diástole (relaxamento muscular do coração), o volume de sangue (deoxihemoglobina) e a absorção de luz atingem seu ponto mais baixo, pois quando o sangue desoxigena a permeabilidade de luz é reduzida. Com isso a medição se dá pela diferença entre a absorção máxima e mínima de luz que depende da existência de hemoglobina oxigenada ou desoxigenada.

O microprocessador do oxímetro calcula a saturação arterial da hemoglobina em relação ao oxigênio (SpO_2). Durante o monitoramento o software dos equipamentos lê os sensores e seleciona os coeficientes adequados para o cálculo do SpO_2 . O valor da oximetria é expresso em percentual da hemoglobina que pode transportar oxigênio. As medidas de saturação do oxigênio são convertidas para um valor real a partir da razão entre a oxihemoglobina e a diferença entre a hemoglobina e a soma da carboxihemoglobina com a metahemoglobina. A saturação oxigênio (SpO_2) para adultos situa-se na faixa de 60 a 99%. (PEREIRA, 2005).

$$\text{Saturação Funcional (\%)} = \frac{\text{HbO}_2}{\text{Hb} - (\text{CoHb} + \text{MetHb})} \times 100$$

Onde:

- ✍ HbO₂=hemoglobina associado ao oxigênio (oxihemoglobina);
- Hb=hemoglobina;
- ✍ CoHb=carboxihemoglobina;
- ✍ MetHb=metahemoglobina.

Interferências externas podem distorcer a leitura do sensor e a mediação do SpO₂. Estas interferências podem ser:

- ✍ Clínicas, que levam a erros na avaliação da oxigenação da hemoglobina, tais como metemoglobinemia, carboxiemoglobina, redução da perfusão da extremidade, hipóxia, anemia, presença de certos compostos químicos no sangue;
- ✍ Interferências na captação do sinal luminoso provocadas por excesso de iluminação no ambiente em que se encontra o paciente;
- ✍ Movimentação do paciente;
- ✍ Mau posicionamento do sensor.

O oxímetro de pulso também fornece a frequência cardíaca, coincidentemente com um sinal sonoro proporcional a SpO₂.

2.1.2 Medidor de Frequência Cardíaca

A frequência cardíaca é um indicador do trabalho cardíaco, expresso por um número que retrata os batimentos cardíacos por minuto (BPM). A medição da frequência cardíaca pode ser dada por um oxímetro, como visto acima, ou através da eletrocardiografia (ECG).

O registro da frequência cardíaca através do ECG é obtido por eletrodos posicionados na superfície da pele do paciente e que formam o desenho de um triângulo ao redor do coração. Estes eletrodos, que são pequenas placas metálicas, registram a variação do potencial elétrico do coração (derivações eletrocardiográficas). Nos sistemas atuais tais sinais são filtrados e processados por

meio de sistemas computadorizados, gerando expressões gráficas e numéricas, que são interpretadas pelo médico.

“Waller (1887) foi o primeiro a amostrar que os fenômenos elétricos do coração podiam ser captados na superfície do corpo. Para isso, ele usou eletrodos ligados à pele e conectados a um galvanômetro.” (GARCIA, 2002).

Um eletrocardiógrafo, equipamento que faz a eletrocardiografia e consequentemente mede o ECG, deve possuir capacidade de atenuar e retificar ruídos elétricos do ambiente, portanto é constituído não só de eletrodos, mas também de filtros e circuitos retificadores (figura 2.4).

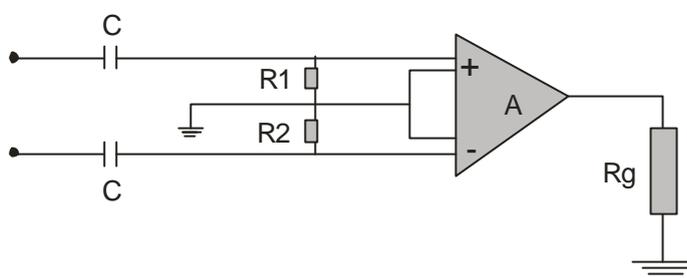


Figura 2.4 – Esquema de um amplificador (A) para ECG
Fonte: Garcia, 2002.

Garcia (2002) informa que o amplificador possui uma entrada capacitiva (C) balanceada pelos resistores R1 e R2, e que desta forma os sinais cujas voltagens variam com o tempo são amplificados. Os resistores de entrada (R1 e R2) servem para balancear os sinais que chegam às entradas positiva e negativa do amplificador. O capacitor e de um resistor em cada entrada do amplificador cria uma constante de tempo ($t=RC$) que limita a velocidade de resposta do equipamento para sinais rápidos. Estudos têm mostrado que, para registrar os potenciais elétricos do coração, essa constante não deve ser maior do que 3ms.

Equipamentos portáteis que medem a freqüência cardíaca são chamados de monitores cardíacos e são compostos por eletrodos, seletor de derivação, circuito de proteção, pré-amplificador, circuito de isolamento elétrico, e outros recursos. São alimentados por baterias. Pereira (2005) retrata que o sinal elétrico do coração é captado e amplificado, as respostas são ajustadas em freqüência e, posteriormente, o sinal é digitalizado, processado e transmitido. Os sensores utilizados (eletrodos) são posicionados nos pulsos e tornozelos do pacientes. A seguir diagrama em

blocos de um monitor cardíaco, mostrando o posicionamento dos eletrodos e seus circuitos.

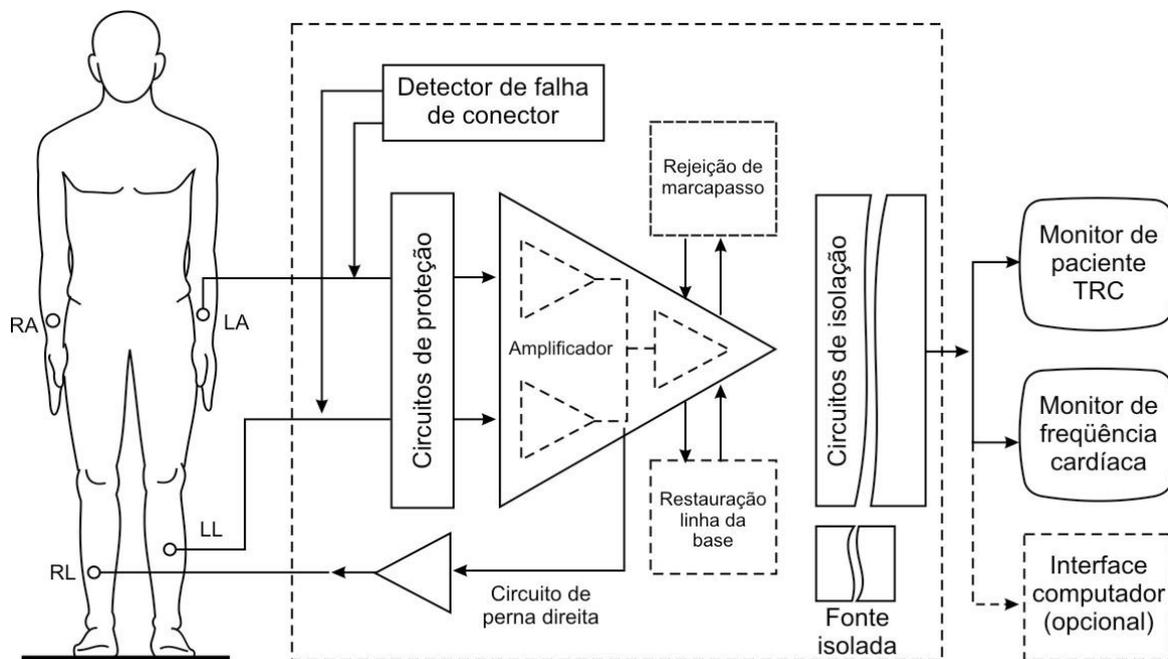


Figura 2.5 – Diagrama em blocos do monitor cardíaco. Fonte: Pereira, 2005.

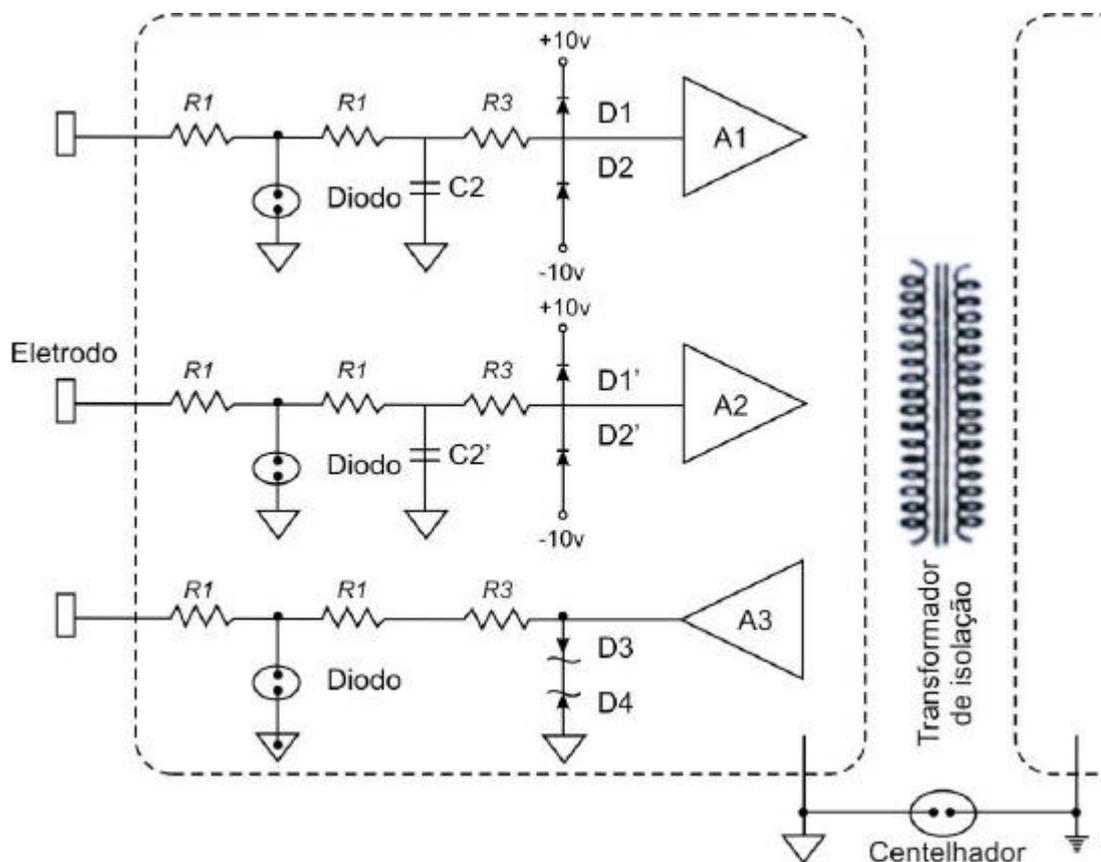


Figura 2.6 – Circuito de isolamento elétrica. Fonte: Pereira, 2005.

Abaixo ilustrações de equipamentos (figura 2.7) que realizam a medição da frequência cardíaca. Os equipamentos usados na ID são, geralmente portáteis, como relógios polares e/ou equipamentos que são posicionados no peito ou pulso do paciente para a realização da medição.



a) Relógio Polar F5 MFC Monitor de Frequência Cardíaca



b) Sistema de ECG Wireless - LifeSync



c) Biolog 3000i – Vacumed

Figura 2.7 – Modelos de equipamentos de medição da frequência cardíaca

A frequência cardíaca de adultos em repouso é de 60 a 100 batimentos por minuto (BPM), e frequências mais elevadas são consideradas como taquicardia e frequências mais baixas bradicardia, conforme Garcia (2002). Alguns fatores podem influenciar nos valores da frequência cardíaca como:

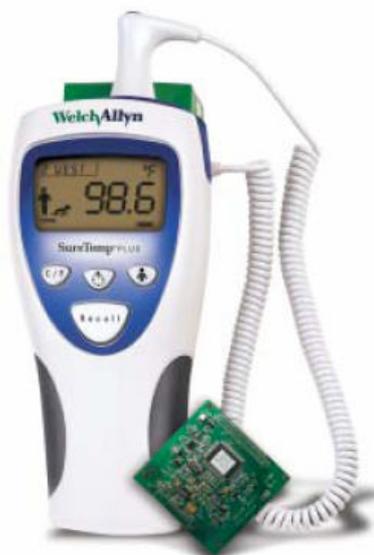
- ✍ Posição do corpo: deitado ou imerso na água a freqüência é mais baixa do que em pé ;
- ✍ Posição dos eletrodos e cabos: eletrodo posicionado perpendicular ao eixo elétrico do coração reduz a sensibilidade; cabos mal conectados;
- ✍ Temperatura: quanto mais alta a temperatura, mais alta a freqüência;
- ✍ Sexo: as mulheres tem a freqüência geralmente de 5 à 7 BPM mais elevados que os homens com o mesmo condicionamento físico;
- ✍ Estado de ânimo: quanto mais tensão tiver o indivíduo, mais alta será a sua freqüência;
- ✍ Meio ambiente: eletricidade estática causada pela umidade baixa do ar;
- ✍ Quem fuma ou ingere bebidas com cafeína tem a freqüência aumentada;
- ✍ Má preparação da pele do paciente.

2.1.3 Medidor de Temperatura

A medição da temperatura corpórea é realizada com o auxílio de termômetro (figura 2.8a). Com o aquecimento a substância termométrica é dilatada e expandida e o seu coeficiente de dilatação volumétrica. A medição da temperatura se dá a partir desta expansão, no caso de termômetros de líquido em vidro.



a) Termômetro clínico analógico



b) Termômetro clínico digital – Welch Allyn

Figura 2.8 – Modelos de termômetros analógico e digital

O termômetro clínico apresenta um bulbo de vidro que serve como reservatório para o líquido termométrico - geralmente o mercúrio, acoplado à haste cilíndrica de vidro que é oca e graduada. Já o termômetro digital é composto de um circuito eletrônico, visor e bateria (figura 2.8b). Neste a indicação da medição de temperatura é obtida através de sensores biomédicos apropriados onde o circuito lineariza e condiciona o sinal.

A temperatura é determinada, de preferência, nas regiões do corpo que possuem irrigação sangüínea abundante e superficial ou regiões próximas a um grande vaso, tais como axila, boca, ânus e esôfago (GARCIA, 2002). E quando há necessidade da monitoração contínua utilizam-se sensores do tipo termistor na superfície da pele, no reto ou no esôfago que sendo aquecido transmitirá esta variação e indicará a temperatura em graus Celsius (PEREIRA, 2005).

Os valores normais da temperatura do corpo humano, em uma pessoa adulta clinicamente normal, estão entre 36 e 37°C pela manhã, e pela noite se desloca para 36,5 a 37,3°C.

2.1.4 Medidor de Pressão Arterial não Invasiva

Existem vários métodos para se obter a pressão arterial (PA) não-invasiva, entre eles os métodos palpatórios, ultra-som, doppler, tonometria, auscultatório e oscilométrico, porém os dois últimos são os mais utilizados. Os métodos não invasivos baseiam-se na interrupção do fluxo sanguíneo para a determinação da PA.

O esfigmomanômetro é um dos equipamentos mais utilizados para se obter a PA, é um método auscultatório. Consiste de um manômetro (coluna de mercúrio com uma das extremidades ligada a uma bolsa, que pode ser inflada através de uma pequena bomba de borracha) como mostra a figura 2.9.



Figura 2.9 - Esfigmomanômetro

A bolsa é enrolada em volta do braço, a um nível aproximadamente igual ao do coração, a fim de assegurar que as pressões medidas sejam mais próximas às da aorta. A pressão do ar contida na bolsa é aumentada até que o fluxo sanguíneo através das artérias do braço seja bloqueado. A seguir, o ar é gradualmente eliminado da bolsa ao mesmo tempo que se usa um estetoscópio para detectar a bolsa da pulsação ao braço. [...] à medida que o ar é eliminado, a intensidade do som ouvido através do estetoscópio aumenta. A pressão correspondente ao último som audível é a pressão diastólica, isto é, a menor pressão sanguínea [...] (OKUNO; CALDAS; CHOW, 1982).

Pereira (2005) informa que existem hoje no mercado equipamentos que automatizam essa atividade, baseados no método oscilométrico. Com o mesmo princípio do esfigmomanômetro, neste método a bolsa é colocada no membro do paciente e insuflada impedindo a passagem do sangue. Logo após esta passagem é liberada gradativamente gerando aumento do sinal oscilatório.

Okuno; Caldas e Chow (1982) observam que em um homem normal, a pressão manométrica máxima é de cerca de 120mmHg e a pressão mínima de 80mmHg e que alguns fatores podem intervir na medição como:

- ✍ Posição do corpo: com o paciente na postura sentado ou em pé ou imerso em água, a pressão varia;
- ✍ Efeitos da altitude.

Atualmente existem equipamentos que realizam a leitura da pressão arterial não invasiva de modo digital, sem necessidade do estetoscópio (figura 2.10).



a) Esfigmomanômetro de braço



b) Esfigmomanômetro digital - Aparelho de Pressão de Pulso IntelliSense HEM-609 Omron

Figura 2.10 – Modelos de esfigmomanômetro

2.1.5 Medidores multiparamétricos

Atualmente equipamentos multiparamétricos (figura 2.11) são utilizados para obter a medição de mais de uma variável necessária ao monitoramento de pacientes em unidades de tratamento intensivo e em ambulâncias. Estes equipamentos são compostos por módulos de controladores programáveis que são definidos de acordo com as necessidades de medição. São equipamentos fixados no local que se encontra o paciente (figura 2.11a e 2.11b). Sistemas multiparamétricos também são encontrados em versões portáteis com limitação de tempo de monitoramento (figura 2.11c).



a) Monitor Dixtal



b) Monitor Masimo



c) Monitor portátil Welch Allyn

Figura 2.11 – Modelos de equipamentos multiparamétricos

Os monitores multiparamétricos realizam as leituras das variáveis da mesma forma dos medidores individuais, ou seja, através do contato direto de sensores biomédicos com o corpo paciente. As variáveis detectadas são analisadas

através de algoritmos adaptáveis para o processamento do sinal desejado. É possível a comunicação do sinal via rádio-freqüência (como, por exemplo, o equipamento da figura 2.11c) ou intranet (como, por exemplo, o equipamento da figura 2.11a). Os pacientes são monitorados em uma central que armazena os dados coletados na realização da varredura dos sinais medidos (figura 2.12). Alguns equipamentos permitem a aquisição destes dados, em computador, pela conexão USB (como, por exemplo, o equipamento mostrado na figura 2.11c) ou interface RS232 (como, por exemplo, o equipamento mostrado na figura 2.11b).



Figura 2.12 - Central de monitoramento

2.2 Tecnologia Necessária à ID

Avanços nas tecnologias de comunicação permitem que médicos e especialistas acessem informações de pacientes longe do leito hospitalar. A telemedicina conceitua-se como a medicina à distância. Para Lin (1999 *apud* CRIST, 2004) o termo telemedicina remete à utilização das telecomunicações nos diagnósticos médicos e no atendimento ao paciente. Também pode ser descrita como o transporte de informações médicas digitais entre duas locações com uso das atuais tecnologias de comunicação para o monitoramento remoto de pacientes.

Prestação de cuidados de saúde em situações em que a distância é um fator crítico, por qualquer profissional de saúde usando tecnologias de informação e de comunicações para o intercâmbio de informação relevante para o diagnóstico, o tratamento e a prevenção da doença e danos físicos (*injuries*), pesquisa e avaliação, e para a formação continuada dos prestadores, subordinada a objetivos de melhoria da saúde dos indivíduos e das comunidades. (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE, 1990).

Existem dois tipos diferentes de tecnologias associadas à telemedicina:

- ✍ Tecnologia *Store and forward* – consiste no armazenamento e envio de informação à distância. Esta tecnologia é utilizada tipicamente em situações de não emergência, quando o diagnóstico ou consulta pode ser realizada nas próximas 24 - 48 horas e envio de volta. São exemplos desta tecnologia qualquer comunicação assíncrona entre dois profissionais de saúde (ex: troca de e-mails com envio de dados ou imagens para a elaboração de diagnóstico ou consulta).
- ✍ Tecnologia *Two-way interactive television* (IATV) – utiliza-se de técnicas de videoconferência, onde a comunicação se dá em tempo real entre dois ou mais intervenientes na prática clínica. É utilizada quando uma consulta "cara-a-cara" é necessária, para teleconsulta e o telediagnóstico. Esta tecnologia tem diminuído no preço e complexidade. Quase todas as especialidades de medicina podem ser conduzidas através deste tipo de consultas, incluindo psiquiatria, medicina interna, reabilitação, cardiologia, pediatria, obstetrícia e ginecologia. Existem também muitos aparelhos periféricos que podem ser ligados a computadores que podem auxiliar no exame interativo do paciente. Por exemplo, um estetoscópio permite ao médico ouvir os batimentos cardíacos à distância.

Contudo, a telemedicina restringe-se aos centros de tratamento intensivo ou clínicas onde o médico ou a equipe médica ficam em um centro separado dos pacientes. Como a ID aplica os mesmos princípios da telemedicina para monitoração de pacientes à distância, aqui serão expostas tecnologias que se adequam às necessidades da internação ID. Contudo, salienta-se que mesmo com o avanço tecnológico dos novos equipamentos biomédicos, a capacidade de comunicação remota destes ainda se restringe, quase sempre, à interface tipo RS232, com protocolos de comunicação diferentes para cada equipamento, não existindo uma

padronização nos protocolos, conforme afirma Crist *et al* (2004), e confirmado através de pesquisas com os manuais dos equipamentos dos fabricantes: Oximax, Dixtal, Criticare System, CE, Medical System, Ohmeda e Masimo.

2.2.1 Tecnologia Embarcada

Para o caso aqui estudado, o sistema mecatrônico atuará na aquisição de informações do meio, processamento, monitoração, transmissão e ações sobre as informações coletadas. Com a aquisição de sinais e o processamento digital destes sinais, o sistema gera como saída, informações, força e movimento. Para tanto, os sistemas mecânicos são integrados com sensores, microprocessadores e controladores. Sendo assim, podem detectar variações paramétricas e ambientais e, após o processamento adequado destas informações, reagirem a essas perturbações de modo a restaurar uma situação de equilíbrio. Podem, também, seguir comandos externos para realizar determinadas tarefas.

Ouve-se muito falar de Sistemas Mecatrônicos como dispositivos inteligentes, sendo que o termo inteligente, nesse caso, refere-se à inclusão de elementos como a lógica, capacidade de reação a estímulos e ao uso da computação como “cérebro”. (LEPIKSON, 2005).

Dentro deste conceito alguns sistemas vêm sendo estudados. Um sistema de transmissão e monitoramento de sinais vitais, pela internet, estudado pela Universidade Federal de Santa Catarina, permite ao médico acompanhar, à distância e em tempo real, o estado do paciente através de uma plataforma de aquisição, transmissão e monitoramento de sinais biológicos. A transmissão destes sinais pela internet ou via rádio-freqüência, elimina o uso de cabos de ligação ponto a ponto. No entanto, a dificuldade observada neste sistema estende-se, segundo Pizarro (2003), ao uso de internet de banda larga para suportar a velocidade e a qualidade da transmissão em tempo real (para atender as necessidades de atuação), problema acentuado pela indisponibilidade de conexões de alta velocidade nos hospitais.

Em outro estudo é observado, conforme Nanbu (2002), o uso dos sensores para aquisição dos sinais de ECG e saturação do oxigênio no sangue, que são instalados na cama ou na banheira, de modo a permitir a aquisição contínua destes. Estes dados são armazenados em um servidor, transformados em imagem e

enviados para o médico remotamente, através da tecnologia www e linguagem JAVA, de acordo com a figura 2.13.

Warren; Yao e Barnes (2002) informam que foi desenvolvido um sistema de monitoramento pessoal (figura 2.14) que realiza a medição da frequência cardíaca. O sistema portátil permite que o paciente tenha seus sinais de frequência cardíaca gravada num dispositivo preso à cintura, que quando descarregados, estes sinais podem ser transmitidos para o médico.

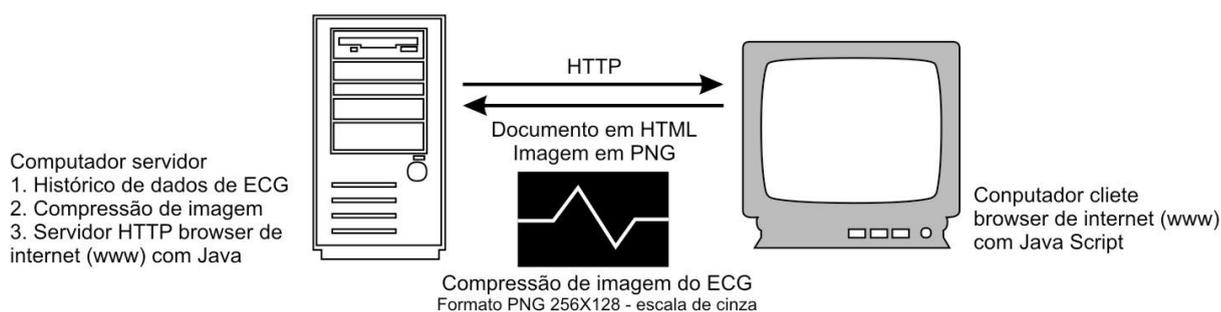


Figura 2.13 - Sistema de transferência do ECG usando JAVA script. Fonte: Nanbu, 2002 (adaptado)

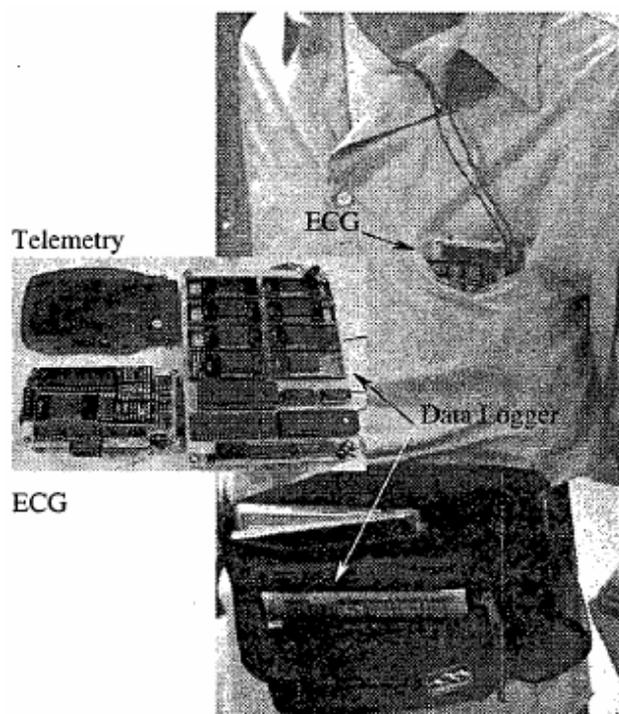


Figura 2.14 - Protótipo do sistema pessoal de monitoramento. Fonte: Warren, Yao e Barnes, 2002.

Outros estudos podem ser verificados em patentes internacionais. E algumas destas patentes, de interesse mais relevante para este trabalho, são descritas no anexo A.

2.2.2. Interfaces homem-máquina dos equipamentos biomédicos

A visualização dos dados monitorados por equipamentos biomédicos é permitida com as telas ou *displays* destes equipamentos. Estas interfaces geralmente são projetadas para uma visualização rápida e técnica dos dados.

Para Moraes e Pequini (2000), as telas ou mostradores fornecem informações a respeito do progresso da produção, o operador percebe a informação (percepção) e deve entendê-la e acessá-la corretamente (interpretação), com base na sua interpretação e seus conhecimentos prévios (cognição) ele toma decisões. Para os equipamentos biomédicos as informações fornecidas mostram o progresso e/ou a leitura atual de um sinal vital onde, os “operadores” – médicos, auxiliares e enfermeiros, tomam decisões para controle e acompanhamento do estado de saúde de um paciente. Na ID, além de “operadores” especializados, o papel do cuidador pode ser assumido por um leigo na área médica e, neste caso, a interpretação e cognição dos sinais vitais mostrados nas IHM's pode caracterizar-se como uma tarefa difícil. Um bom exemplo desta situação pode ser vista num ambiente hospitalar onde os acompanhantes de pacientes têm reação de susto quando os equipamentos “pisçam” ou “alarmam”, por não entender bem o que se passa.

A interpretação e cognição de informações também estão associadas à percepção cromática e alteração do ciclo. Um sinal vermelho, num primeiro momento, pode parecer um sinal de alerta e cuidado, bem como a mudança repentina de um ciclo (como por exemplo um gráfico de ECG).

As telas dos equipamentos biomédicos geralmente emitem informações com caracteres alfanuméricos e gráficos. Também possuem botões de configuração do equipamento, de liga/desliga e de desligamento do alarme sonoro.

Na figura 2.15, o nível de saturação do oxigênio (%SpO₂) é observado pelo número vermelho, que tem um gráfico de controle do avanço da saturação através da esquerda lateral esquerda (SIQ) que, ao subir e descer indica a elevação e redução da saturação, respectivamente. O número em verde indica a frequência cardíaca (BPM) e o gráfico lateral direito (PI) indica o aumento ou diminuição da frequência. Ao atingir a frequência crítica máxima acende-se uma luz vermelha no topo do gráfico direito e o alarme sonoro é acionado e, quando for mínima, acende-se a luz verde no topo do gráfico esquerdo (*FastSat*).



Figura 2.15 – Oxímetro de pulso - realiza medição da saturação do oxigênio e freqüência cardíaca.

No modelo de oxímetro mostrado na figura 2.16 a freqüência cardíaca é mostrada do lado esquerdo e a saturação de oxigênio do lado direito do visor. Acima tem-se o gráfico de evolução de ECG.



Figura 2.16 – Oxímetro de pulso - realiza medição da saturação do oxigênio e freqüência cardíaca.

Já os monitores multiparamétricos, que realizam a medição e visualização de vários sinais vitais ao mesmo tempo, apresentam telas maiores, mas com o mesmo grau de detalhamento de informações dos equipamentos menores (figura

2.17). No lado esquerdo da tela são visualizados os gráficos de ECG e pressão arterial não-invasiva. No lado direito os valores do pulso (frequência cardíaca), temperatura, saturação de oxigênio e pressão sistólica e diastólica. Botões de desligamento dos alarmes sonoros são posicionados próximo aos mostradores das variáveis que “controlam”. Também são vistos botões de configuração e o botão de desligamento central do alarme sonoro.



Figura 2.17 – Monitor multiparamétrico - realiza medição da saturação do oxigênio, frequência cardíaca, temperatura e pressão arterial (sistólica e diastólica)

2.2.3 Tecnologias de comunicação

Os avanços nas tecnologias de comunicação incrementaram o desenvolvimento da telemedicina. As redes locais de computadores associadas ao avanço dos equipamentos biomédicos, sofisticaram os diagnósticos médicos à distância. Entretanto a capacidade de comunicação remota destes equipamentos ainda está limitada ao uso dentro do ambiente hospitalar em sistemas que se configuram como inadequados para comunicação à distância.

As tecnologias abaixo descritas possivelmente permitirão uma aplicação mais adequada à comunicação à distância como pretendido neste projeto.

a) Internet e intranet

A internet e a intranet constituem-se de uma rede de computadores interligados, e com possibilidade para acesso de informações e transferência de dados. Utilizam o mesmo protocolo de dados – TCP/IP (*Transmission Control Protocol/ Internet Protocol*), sendo que a intranet é de uso privado.

A utilização de internet/intranet pelos profissionais da saúde e seus pacientes vem aumentando de forma significativa nos últimos anos. Os protocolos da Internet/Intranet, como o TCP/IP e o UDP, são comuns no desenvolvimento de aplicações do dia-a-dia, de forma que representam ferramentas altamente testadas e qualificadas para a transmissão de informações. Os sinais vitais – como o sinal de eletrocardiograma (ECG), a frequência cardíaca e a temperatura, entre outros – também podem ser divididos em pacotes e transmitidos com o protocolo UDP, por exemplo. (SIAU, 2003 apud CHRIST, 2004).

O sistema de comunicação intranet combina funções de um ponto de acesso com um *hub* ou *switch* com ou sem fio, como mostra a figura 2.18. Tem-se como principais benefícios a economia na comunicação em locais onde é fácil a passagem de fios dos computadores da rede, como em hospitais e centros de tratamento. As informações podem ser facilmente atualizadas e o acesso pelos usuários é feito de forma fácil e intuitiva.

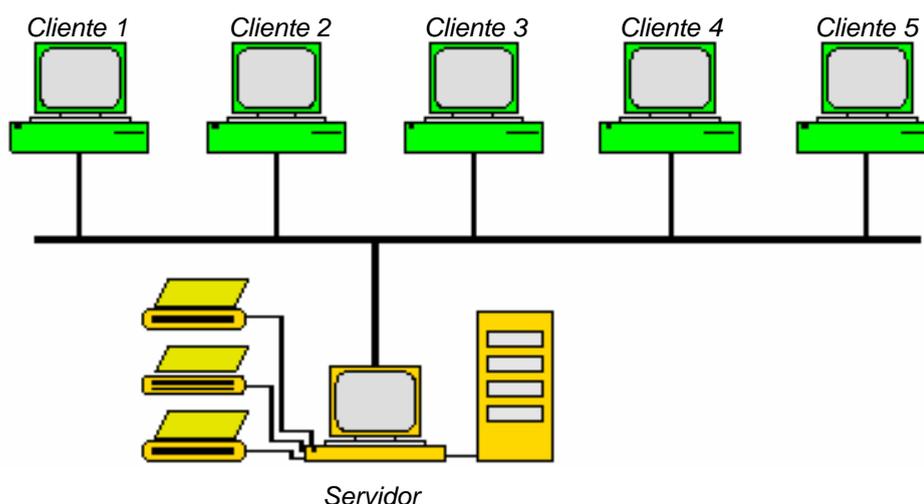


Figura 2. 18 – Sistema de comunicação intranet

A internet oferece serviços de comunicação de modo “desburocratizado”, dispensando o controle centralizado, através de navegador e redes TCP/IP (figura 2.19).

O sistema IP permite que as informações sejam encaminhadas de uma rede para outra, isto é, através da comunicação IP é possível haver a troca de mensagens; levar pacotes de dados da origem para o destino. O protocolo TCP é um protocolo do nível da camada de transporte e orienta a comunicação, permite a conexão ponto-a-ponto, possibilita a comunicação direcional, possibilita múltiplas conexões, possibilita o envio de pacotes de forma ordenada e controla o fluxo deste envio. Durante a conexão, o protocolo TCP é responsável pelo estabelecimento da ligação, transferência de dados e término da ligação.

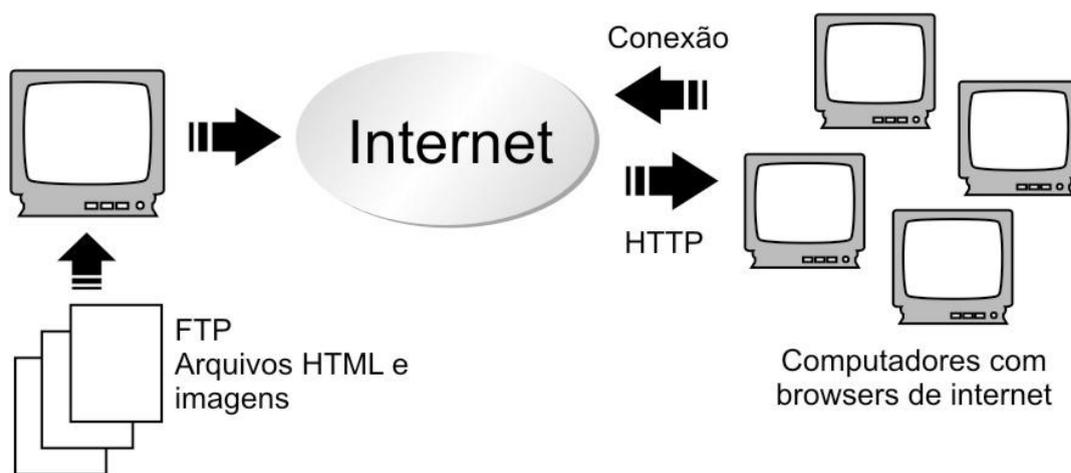


Figura 2.19 – Sistema de comunicação internet

O protocolo de transporte UDP (*User Datagram Protocol*), tal como o TCP é responsável pelo envio e recebimento de mensagens, contudo não orientado à conexão. Isto é, não possui mecanismos para início e encerramento da conexão, negociação de tamanhos de pacotes e retransmissão de pacotes corrompidos. Diferentemente do protocolo TCP que fornece integridade dos dados (os dados chegaram em ordem correta?) e garantia na entrega destes dados (os dados alcançaram o destino?), o UDP fornece a integridade de dados mas não fornece garantia na entrega. Com isso o TCP permite o transporte de dados de forma confiável, garantindo que os dados cheguem íntegros ao destino e, em tempo real, permite que estes dados cheguem na mesma seqüência que foi especificada no

envio, caracterizando sua vantagem em relação ao UDP. O UDP tem aplicação na transmissão de dados pouco sensíveis como dados de áudio e vídeo.

Zahedi *et al* (2000, apud ZANG e KEVIN, 2003), descreveram um sistema móvel de teleconsulta através da comunicação de vídeo entre o hospital e o médico localizado fora do hospital. O resultado da mediação dos dados vitais é capturado por uma câmera, convertido em pacotes IP por um software e enviado por um servidor web. O médico recebe os resultados por um computador com um modem ISDN (Integrated Service Digital Network - Rede Digital de Serviços Integrados) e um navegador. O ISDN permite a transmissão e comutação digital, principalmente de imagens, ponto a ponto, através de padrões universais nos seus aspectos técnicos e interfaces de comunicação.

Contudo, alguns problemas de desempenho podem ser observados na intranet e internet, como a disponibilidade de banda, de servidores, número de acessos simultâneos, quantidade e o tipo de dados que estarão sendo transferidos. Bem como mantém a comunicação assíncrona que não garante de desempenho de envio e recebimento de mensagens/dados em tempo real, uma vez que requer do receptor disponibilidade para interpretação dos sinais a qualquer momento. Isto é, permite a existência de espaços significativos de tempo que separam a emissão da recepção das mensagens/dados.

b) Telefonia celular

A telefonia celular é um sistema de telecomunicação móvel, sem fio, com transmissão bidirecional de voz e dados que permite a conexão de assinantes através de radio-freqüência. Conforme Waldman e Yacoub (1997) para implantação da telefonia celular móvel é necessário dividir a área geográfica em pequenas células hexagonais, cada uma delas com uma estação de rádio-base e um conjunto de antenas direcionais para supervisão e controle das ondas de radio-freqüência disponíveis. As estações rádio-base são conectadas ao terminal de controle – que são centros de comutação de rádio-freqüência e interligação com os sistemas telefônicos convencionais, que por sua vez, são conectados entre si e à Rede Nacional e Internacional de Telefonia.

Ao realizar uma chamada de voz ou dados, o celular envia uma mensagem à rádio-base. Esta mensagem é processada e aceita pelo terminal de controle, daí é concedida ondas de rádio-freqüência disponíveis no momento da chamada.

Estudos em 1995, conforme Zang e Kevin (2003) mostraram a possibilidade do uso de modems e celulares para transmissão remota de raios-X, com a utilização de um telefone celular, com cartão de dados, conectado a um modem. A imagem, com qualidade satisfatória, era emitida para o celular em formato JPEG através de comandos dedicados da AT&T (*American Telephone and Telegraph*) e protocolo ETC (*Extra Throughput Cellular*). AT (*Attention Command*) são comandos que convertem os sinais analógicos em sinais digitais para transmissão por linha telefônica, utilizados para programar modems. Para que o programa de comunicação possa “falar” com o modem é utilizado o protocolo ETC

A tecnologia GPRS (*General Packet Radio Service*) permite, por meio do uso de celulares, o envio e o recebimento de dados pela rede IP, com taxas de transmissão de 26 a 40kbit/s, podendo chegar a 171,2 kbit/s, e sem o estabelecimento de ligações telefônicas. Se baseia em acoplar cartões de dados em aparelhos com tecnologia GSM para comunicação contínua e sem fio.

Algumas desvantagens são apresentadas na comunicação via celular, dentre elas a taxa de erros em links de rádio, não oferecendo estabilidade da qualidade de transmissão, podendo variar em função das “sombras de rádio” provocadas por interferências e obstáculos como edifícios, acidentes geográficos, chuva, neblina etc. Desta forma a taxa de transmissão de 10kbps pode cair para 1kbps ou até ser interrompida.

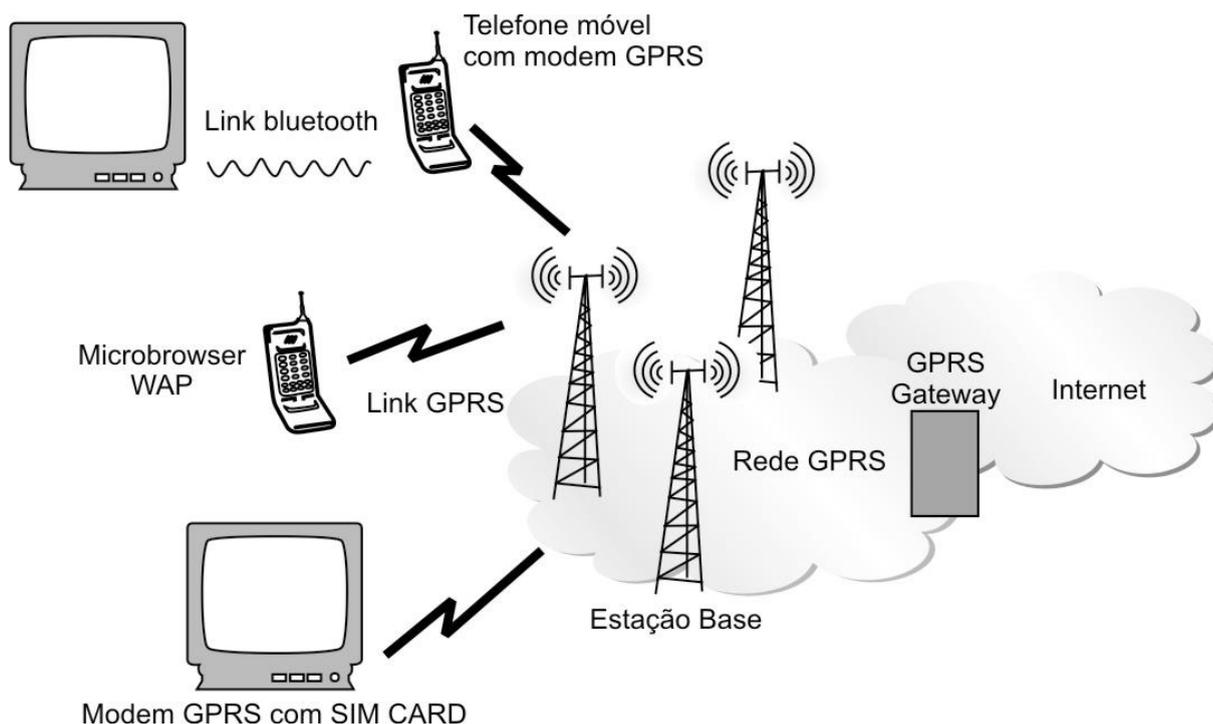


Figura 2.20 – Sistema de comunicação de dados por rádio-freqüência em tecnologia GPRS

c) Comunicação via satélite

Tecnologia praticada, pela telemedicina, em lugares que estão além do alcance de redes de computadores ou dos serviços de telecomunicações convencionais, nestes casos a comunicação via satélite é a melhor opção para o acesso da Internet. O serviço fornece o acesso *store-and-forward* da Internet aos profissionais de saúde no mundo.

O sistema *store-and-forward* é uma técnica das telecomunicações em que a mensagem é emitida a uma estação intermediária onde é mantida e emitida para o destino final posteriormente, não mantendo comunicação em tempo real. Em geral este sistema é usado nas redes com conectividade intermitente, especialmente em regiões e ambientes mais afastados dos centros urbanos. São utilizados satélites relativamente baratos, de órbita baixa da Terra.

d) Comunicação ponto a ponto

A comunicação RS-232 (*Recommended Standard-232*) é um padrão para troca de dados binários entre terminais de dados, por exemplo, equipamentos. Permite a comunicação de dados digitais entre um servidor e terminal ou entre dois

terminais, através das especificações dos níveis de tensão, temporização e função dos sinais. A “palavra padrão” do RS-232 utiliza código ASCII - *American Standard Code for Information Interchange*, com formato de dados e comunicação assíncronos.

Hoje a comunicação local através do protocolo USB, que é mais rápida e com conectores simplificados, tende a substituir o protocolo RS-232. Contudo, os equipamentos médicos de monitoração de dados vitais ainda utilizam o protocolo RS-232 (APÊNDICES B e C).

São variáveis de comunicação serial que possibilitam a sincronização durante o envio e o recebimento de dados: bit de parada; bit de paridade, bit de dados e *baud rate* - velocidade de envio de dados. Na comunicação serial, a transmissão de uma mensagem é realizada bit a bit, onde cada bit representa uma parte da mensagem. Os bits individuais são então rearranjados no destino para compor a mensagem original. Em geral, um canal irá passar apenas um bit por vez. Após a transmissão individual, os oito bits enviados são convertidos na mensagem através de oito canais paralelos. A codificação para envio de uma palavra-padrão no protocolo RS-232 utiliza 10 bits: um bit de início seguido por sete ou oito bits de dados e um ou dois bits de parada.

A taxa de transferência (*baud rate*) refere-se à velocidade com que os dados são enviados através de um canal e é medido em transições elétricas por segundo. As taxas de transferência podem variar de 300, 1200, 2400, 4800, 9600 e 19200 bps. Para que haja comunicação entre dois terminais, as taxas de transferência de dados devem ser iguais.

Um pacote de dados sempre começa com um nível lógico ‘0’ (*start bit*) para sinalizar ao receptor que a transmissão foi iniciada, desta forma a temporização no receptor é iniciada. Seguido do *start bit*, oito bits de dados de mensagem são enviados na taxa de transferência especificada. O pacote é concluído com os bits de paridade e de parada (*stop bit*).

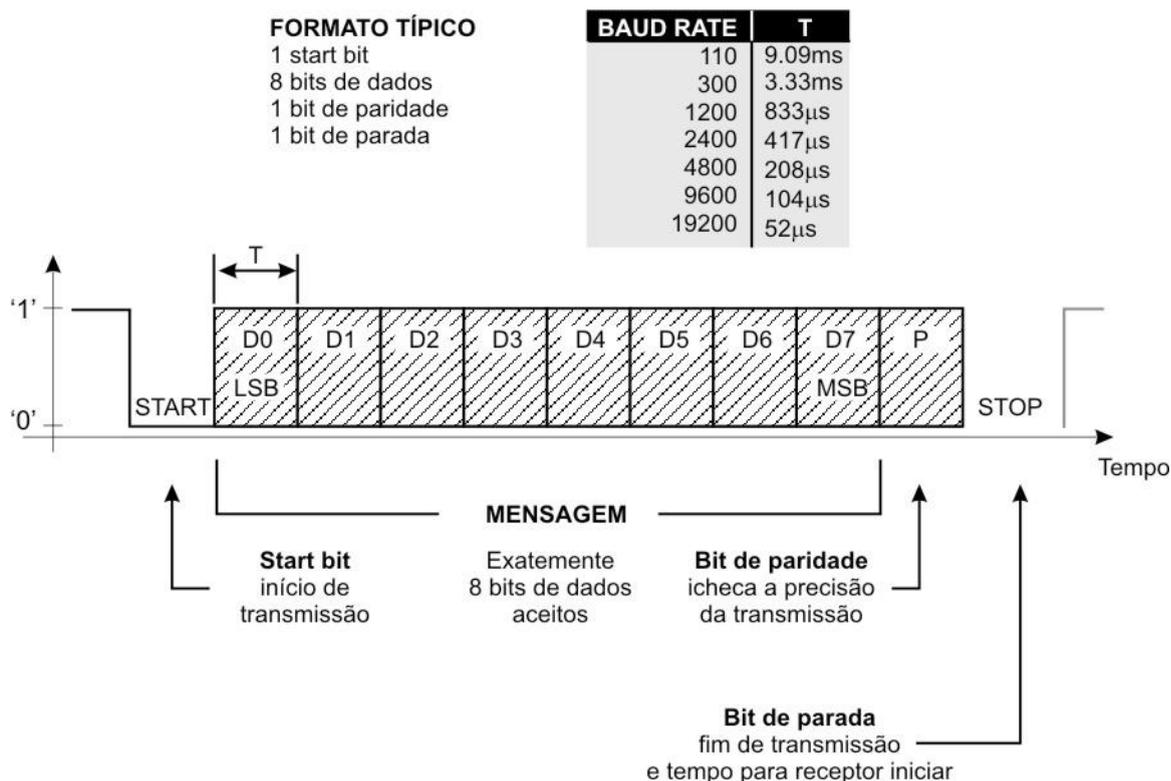


Figura 2.21 – Esquemática do pacote de dados

Fonte: Canzian, 199-?

O bit de paridade é adicionado ao pacote de dados com o propósito de detecção de erro. Na convenção de paridade-par (“even-parity”), o valor do bit de paridade é escolhido de tal forma que o número total de dígitos ‘1’ dos dados adicionados ao bit de paridade do pacote seja sempre um número par. Na recepção do pacote, a paridade do dado precisa ser recomputada pelo hardware local e comparada com o bit de paridade recebido com os dados. Se qualquer bit mudar de estado, a paridade não irá coincidir e um erro será detectado. Se um número para de bits for trocado, a paridade coincidirá e o dado com erro será validado. Contudo, uma análise estatística dos erros de comunicação de dados tem mostrado que um erro com bit simples é muito mais provável que erros em múltiplos bits na presença de ruído randômico. Portanto, a paridade é um método confiável de detecção de erro. (Canzian, 199-?)

O terminal de dados ou equipamento que faz o processamento do sinal é chamado de DTE - *Data Terminal Equipment* e o equipamento que faz a comunicação dos dados é chamado DCE – *Data Circuit-terminating Equipment* (figura 3.18). Os cabos utilizam de 9 a 25 pinos. O acoplamento entre os terminais é realizado por um canal de comunicação físico (fio) com conectores macho e/ou fêmea em forma de D, com 9 ou 25 pinos, classificados como DB9 ou DB25, respectivamente (figura 2.23 e 2.24).

Os sinais carregados nos pinos dos conectores são especificados no quadro abaixo.

Quadro 2.1 - Sinais dos conectores RS-232 DB9

PINO	SINAL	IN/OUT	DESCRIÇÃO
1	DCD	In	Porta ou sinal detectado
2	RxD ou RD ou RX	In	Recepção de dados
3	TxD ou TD ou TX	Out	Transmissão de dados
4	DTR	Out	Terminal de dados pronto
5	GND ou SG	-	Terra
6	DSR	In	Conjunto de dados pronto
7	RTS	Out	Pronto para enviar (computador)
8	CTS	In	Envie os dados (modem)
9	RI	In	Indicador de telefone tocando

Quadro 2.2 - Sinais dos conectores RS-232 DB25

PINO	NOME	DESCRIÇÃO
<i>Sinais de Terra</i>		
1	<i>Shield</i>	Sinal de terra de proteção (malha de aterramento do cabo e carcaça do conector).
7	<i>Ground (GND)</i>	Sinal de terra utilizado como referência para outros sinais.
<i>Canal de Comunicação Primário</i>		
2	<i>Transmitted Data (TxD)</i>	Este sinal está ativo quando dados estiverem sendo transmitidos do DTE para o DCE. Quando nenhum dado estiver sendo transmitido, o sinal é mantido na condição de marca (nível lógico "1", tensão negativa).
3	<i>Received Data (RxD)</i>	Este sinal está ativo quando o DTE receber dados do DCE. Quando o DCE estiver em repouso, o sinal é mantido na condição de marca (nível lógico "1", tensão negativa).
4	<i>Request To Send (RTS)</i>	Este sinal é habilitado (nível lógico "0") para preparar o DCE para aceitar dados transmitidos pelo DTE. Esta preparação inclui a habilitação dos circuitos de recepção, ou a seleção a direção do canal em aplicações half-duplex. Quando o DCE estiver pronto, ele responde habilitando o sinal CTS.
5	<i>Clear To Send (CTS)</i>	Este sinal é habilitado (nível lógico "0") pelo DCE para informar ao DTE que a transmissão pode começar. Os sinais RTS e CTS são comumente utilizados no controle do fluxo de dados em dispositivos DCE.

<i>Canal de Comunicação Secundário</i>		
6	<i>DCE Ready (DSR)</i>	Também chamado de <i>Data Set Ready</i> . Quando originado de um modem, este sinal é habilitado (nível lógico "0") quando as seguintes forem satisfeitas: 1 - O modem estiver conectado a uma linha telefônica ativa e "fora do gancho"; 2 - O modem estiver no modo dados; 3 – O modem tiver completado a discagem e está gerando um tom de resposta. Se a linha for tirada do gancho, uma condição de falha for detectada, ou uma conexão de voz for estabelecida, o sinal DSR é desabilitado (nível lógico "1").
20	<i>DTE Ready (DTR)</i>	Também chamado de <i>Data Terminal Ready</i> . Este sinal é habilitado (nível lógico "0") pelo DTE quando for necessário abrir o canal de comunicação. Se o DCE for um modem, a habilitação do sinal DTR prepara o modem para ser conectado ao circuito do telefone, e uma vez conectado, mantém a conexão. Quando o sinal DTR for desabilitado (nível lógico "1"), o modem muda para a condição "no gancho" e termina a conexão.
8	<i>Received Line Signal Detector (CD)</i>	Também chamado de <i>Data Carrier Detect (DCD)</i> . Este sinal é relevante quando o DCE for um modem. Ele é habilitado (nível lógico "0") quando a linha telefônica está "fora do gancho", uma conexão for estabelecida, e um tom de resposta começar a ser recebido do modem remoto. Este sinal é desabilitado (nível lógico "1") quando não houver tom de resposta sendo recebido, ou quando o tom de resposta for de qualidade inadequada para o modem local.
12	<i>Secondary Received Line Signal Detector (SCD)</i>	Este sinal é equivalente ao CD, porém refere-se ao canal de comunicação secundário.
22	<i>Ring Indicator (RI)</i>	Este sinal é relevante quando o DCE for um modem, e é habilitado (nível lógico "0") quando um sinal de chamada estiver sendo recebido na linha telefônica. A habilitação desse sinal terá aproximadamente a duração do tom de chamada, e será desabilitado entre os tons ou quando não houver tom de chamada presente.
23	<i>Data Signal Rate Selector</i>	Este sinal pode ser originado tanto no DTE quanto no DCE (mas não em ambos), e é usado para selecionar um de dois "baud rates" pré-configurados. Na condição de habilitação (nível lógico "0") o "baud rate" mais alto é selecionado.

<i>Sinais de Transmissão e Recepção de Tempos</i>		
15	<i>Transmitter Signal Element Timing (TC)</i>	Também chamado de <i>Transmitter Clock (TxC)</i> . Este sinal é relevante apenas quando o DCE for um modem e operar com um protocolo síncrono. O modem gera este sinal de clock para controlar exatamente a taxa na qual os dados estão sendo enviado pelo pino TxD, do DTE para o DCE. A transição de um nível lógico "1" para nível lógico "0" nessa linha causa uma transição correspondente para o próximo bit de dado na linha TxD.
17	<i>Receiver Signal Element Timing (RC)</i>	Também chamado de <i>Receiver Clock (RxC)</i> . Este sinal é similar ao sinal TC descrito acima, exceto que ele fornece informações de temporização para o receptor do DTE.
24	<i>Transmitter Signal Element Timing (ETC)</i>	Também chamado de <i>External Transmitter Clock</i> . Os sinais de temporização são fornecidos externamente pelo DTE para o uso por um modem. Este sinal é utilizado apenas quando os sinais TC e RC não estão sendo utilizados.
<i>Sinais de Teste do Canal de Comunicação</i>		
18	<i>Local Loopback (LL)</i>	Este sinal é gerado pelo DTE e é usado para colocar o modem no estado de teste. Quando o sinal LL for habilitado (nível lógico "0"), o modem redireciona o sinal de saída modulado, que normalmente vai para o linha telefônica, de volta para o circuito de recepção. Isto habilita a geração de dados pelo DTE serem ecoados através do próprio modem. O modem habita os sinal TM reconhecendo que ele está na condição de "loopback".
21	<i>Remote Loopback (RL)</i>	Este sinal é gerado pelo DTE e é usado para colocar o modem remoto no estado de teste. Quando o sinal RL é habilitado (nível lógico "0"), o modem remotoredireciona seus dados recebidos para a entrada, voltando para o modem local. Quando o DTE inicia esse teste, o dado transmitido passa através do modem local, da linha telefônica, do modem remoto, e volta, para exercitar o canal e confirmar sua integridade.
25	<i>Test Mode (TM)</i>	Este sinal é relevante apenas quando o DCE é um modem. Quando habilitado (nível lógico "0"), indica que o modem está em condição de teste local (LL) ou remoto (RL).

Fonte: Canzian, 199-?

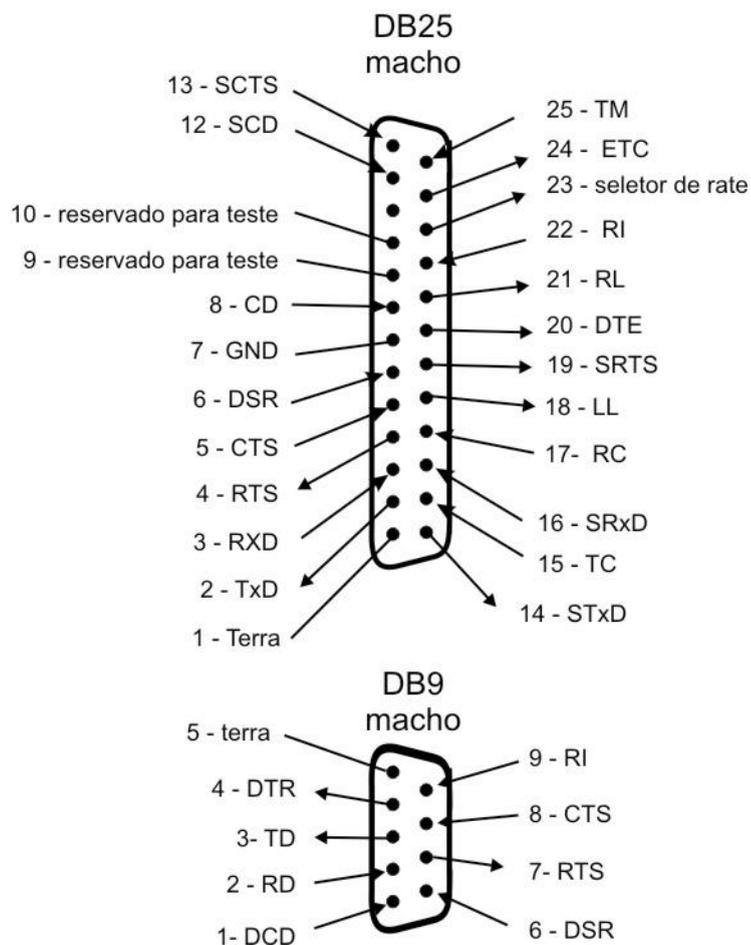


Figura 2.22 – Especificação de pinagem do conector macho DB9 e DB25

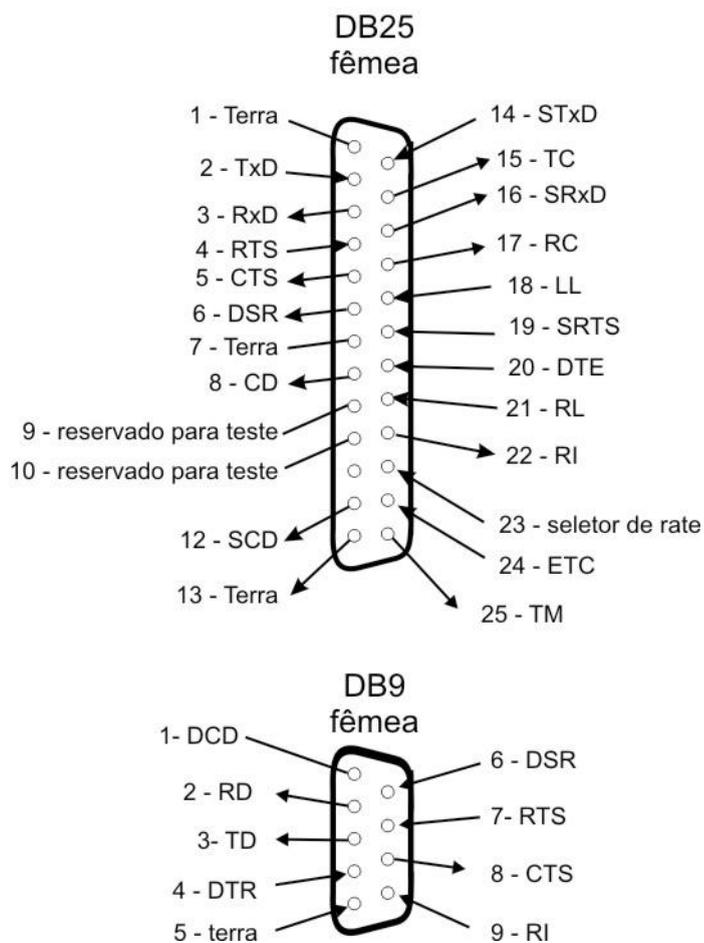


Figura 2.23 – Especificação de pinagem do conector fêmea DB9 e DB25