

ÚLCERAS POR PRESSÃO: PROPOSTA DE UM COLCHÃO INTELIGENTE DERIVADO DO LÁTEX NATURAL (*HEVEA BRASILIENSIS*)

*PRESSURE ULCERS: A PROPOSAL FOR A SMART MATTRESS DERIVED FROM NATURAL LATEX
(HEVEA BRASILIENSIS)*

Thiane Marques Torquato¹, Suélia Rodrigues Fleury Rosa², Mário Fabricio Fleury Rosa³, Roozbeh Tahmasebi⁴

¹Graduada em Sistemas de Informação, Especialista em Engenharia de Sistemas, Professora no Instituto Federal de Goiás, Câmpus Uruaçu, GO. E-mail: thiane_marques@hotmail.com.

²Doutora em Engenharia Eletrônica, Professora do Curso de Engenharia Eletrônica, Universidade de Brasília, UnB, Brasília, DF. E-mail: rodrigues.suelia@gmail.com.

³Mestre em História pela Universidade de Brasília, UnB, Doutorando no Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde da Universidade de Brasília, Campús Ceilândia, DF.
E-mail: mffrosa@gmail.com.

⁴Mestre em Engenharia Biomédica pela Universidade de Brasília, UnB, Brasília, DF.
E-mail: nbtahmasebi@gmail.com.

RESUMO

As úlceras por pressão são definidas como lesões de pele originadas basicamente de isquemia tecidual prolongada. Sua incidência e prevalência são altas e mobiliza pacientes, familiares e instituições de saúde. Diante desse quadro surge a necessidade de adoção de medidas preventivas que, além de reduzir os custos, promoverão aumento na disponibilidade de leitos. Este artigo descreve o desenvolvimento do colchão derivado de látex com detalhes da elaboração do primeiro protótipo, dotado de um sistema eletrônico para o controle de temperatura e pressão, além da inflagem e desinflagem de ar no seu interior. Conforme testes de pressão realizados em laboratório, o colchão atenuou a pressão aplicada no calcâneo, indicando que o protótipo dissipa a pressão. Tal efeito sobre a possibilidade de se distribuir e controlar a pressão na pele implica na redução do peso corporal sobre o colchão e, consequentemente, na prevenção e tratamento da patologia. Os principais resultados obtidos sugerem um avanço no que se refere ao conceito de prevenir a úlcera de pressão, seja ela no hospital ou domicílio. A transferência e o licenciamento tecnológico dessa nova tecnologia em saúde, visando a comercialização do produto, depende, quase que exclusivamente, do envolvimento de uma empresa de inovação.

Palavras-chaves: Biotecnologia, biomaterial látex, colchão inteligente, úlcera por pressão.

ABSTRACT

Pressure ulcers are defined as skin lesions basically originated from prolonged tissue ischemia. Its incidence and prevalence are high and involve the patient, family and health institutions. From this situation comes the need to adopt preventive measures that beyond reducing costs, make more beds available at hospitals. This article describes the development of a smart mattress derived from natural latex and detailing the development of the first prototype, which is equipped with an electronic system to control the temperature and pressure, as well as inflate and deflate the air inside it. According to the pressure tests performed in the laboratory, the mattress attenuated the pressure applied on the calcaneus indicating that the prototype dissipates pressure. This effect on the possibility of distributing and controlling the pressure on the skin involves the reduction of body weight on the mattress and consequently in the prevention and/or treatment of such pathology. The main results suggest an improvement with regard to the concept of preventing pressure ulcers, either at home or in a hospital. Transfer of technology and/or licensing of this new technology with a view to product marketing depend almost exclusively on the involvement of an innovative company.

Keywords: Biotechnology, biomaterial, latex, smart-mattress, pressure ulcer.

1 – INTRODUÇÃO

As úlceras por pressão (UP) são lesões que podem atingir a pele e os tecidos subjacentes. São ocasionadas pela compressão dos tecidos moles por uma proeminência óssea que leva a uma isquemia local provocada pela interrupção do fluxo sanguíneo, da oxigenação e da nutrição da área pressionada. Os grupos de risco mais propensos a desenvolvê-las são diabéticos, neonatos prematuros, idosos e portadores de lesões raquimedulares (MEDEIROS e FREITAS, 2009).

A etiologia da úlcera é mecânica, pois, dependendo da intensidade e da duração, a pressão compressiva, principal fator causal da úlcera por pressão, é capaz de promover, em curto ou longo prazo, deformação mecânica nas células e tecidos, tornando o processo irreversível (DEALEY, 2001).

A proposta deste estudo é a apresentação de um dispositivo. Com isso, este artigo apresenta um estudo investigativo de exequibilidade e confecção de um protótipo denominado *colchão inteligente*, derivado do biomaterial látex, aplicado à prevenção de úlcera por pressão. Os resultados foram obtidos por meio da coleta de

dados da pressão da pele aplicada à superfície do colchão. Com essas contribuições técnicas aplicadas à análise desse sistema biológico (pele sujeita à úlcera) com etiologia mecânica, foram obtidas informações que podem ser utilizadas no processo de confecção de um sistema controlador que atue na prevenção dessas ulcerações, especialmente em áreas personalizadas para casos específicos. A pesquisa em tela poderá, em outro momento, realizar a transferência e/ou licenciamento tecnológico do protótipo em construção.

1.1 Contextualização e formulação do problema

As úlceras por pressão, mais comumente denominadas escaras, são lesões ocasionadas pela compressão de tecidos moles por uma proeminência óssea em tempo prolongado, podendo comprometer o tecido humano (CHAVASCO *et al.*, 1999; GOULART *et al.*, 2008). Essa ocorrência pode levar ao processo de necrose tecidual, o que favorece processos infecciosos, como a gangrena (MARTINS, 2001, PERRONE *et al.*, 2011). Esse tipo de lesão é de difícil cicatrização, provoca dor e leva a gastos excessivos para o seu tratamento, pois tem prevalência e altos índices de ocorrência nos quadros agudos e crônicos em indivíduos acamados/hospitalizados. Um determinado indivíduo que se encontra há um tempo prolongado sobre um leito hospitalar pode apresentar outro fator, além da úlcera de pressão, que favorece a infecção por micro-organismos. Esse fator é a temperatura elevada da pele do paciente que está em contato com a superfície de um colchão do leito, que é maior do que a temperatura normal. (SMELTZER; BARE, 2005)

O aquecimento da pele causa transpiração excessiva, provocando o acúmulo de suor. Existem grupos de risco que este colchão pode atender, tais como: i) indivíduos com Diabetes, ii) neonatos e iii) idosos. Para este artigo, produziu-se um “colchão” com o tamanho suficiente para cobrir a região do calcâneo de pacientes diabéticos.

No primeiro grupo de risco são encontrados indivíduos com Diabetes Mellitus (DM) que, quando mal controlada, independentemente de sua classificação, evolui para quadros hiperglicêmicos constantes que levam à eliminação de glicose pela urina –glicosúria– e ao desequilíbrio osmótico gerado pela elevada concentração plasmática de glicose, o que estabelece um quadro de poliúria. Esse desequilíbrio leva também a constantes perdas hídricas nas células, as quais elevam o risco de complicações como micro angiopatia, macro angiopatia, neuropatia e micro e macroalbuminúria em longo prazo (BERNE *et al.*, 2004; BORGES, 2011; FERREIRA *et al.*, 2011). Com isso, o sistema com excesso de glicose plasmática favorece a instalação de micro-organismos em lesões, geralmente resultantes de insensibilidade, que se agravam para quadros gangrenosos (SIMÃO; CALIRI; SANTOS, 2013; COURI e VOLTARELLI, 2008).

No segundo grupo de risco encontram-se os neonatos, que, ao permanecerem por períodos prolongados na posição horizontal em unidades de terapia intensiva, merecem atenção quanto à formação de escaras. Nestes, os cuidados de posicionamento são de extrema importância

para o maior conforto e para evitar úlceras por pressão. É o quadro clínico do neonato que determina a necessidade de alterar o posicionamento; quanto mais prematuro for o recém-nascido, menos se deve manipulá-lo, ficando assim mais vulnerável à formação de escaras (COSTA e PACHECO, 2005). A pele do recém-nascido, principalmente do prematuro, é ineficaz como barreira, o que a torna mais suscetível a lesões e à penetração de micro-organismos. Além disso, seu sistema imunológico não é capaz de conter infecções, favorecendo assim septicemias que podem levar ao óbito (COSTA; PACHECO, 2005).

No terceiro grupo de risco, a idade é fator relevante para a ocorrência de úlcera por pressão, uma vez que as pessoas jovens e saudáveis geralmente têm mais tecido gorduroso e mais músculos sobre proeminências ósseas, enquanto as pessoas idosas ou doentes têm redução do tecido subcutâneo e muscular. Essas mudanças levam a um comprometimento do fluxo sanguíneo e, conseqüentemente, a uma redução da oxigenação, nutrição e hidratação, fazendo com que ocorra diminuição dos níveis de proteínas, como a albumina. A idade avançada também é causadora de internações hospitalares, descamações e de condições crônicas de saúde, o que aumenta o risco de pressão, fricção, cisalhamento e diminuição da circulação sanguínea na pele. Com frequência, os idosos também apresentam diminuição da eficiência do sistema circulatório, respiratório, renal, sensorial e nutricional. Pode-se observar que, para todos os grupos apresentados, um exemplo comum de causa para as UP é o tempo de contato de um paciente com um colchão (leito) hospitalar (DOMANSKY; BORGES, 2012).

1.2 Procedimentos e tratamentos atuais

Quanto aos procedimentos de prevenção existentes, no mercado existem colchões inflados em gel, água e casca de ovo, que redistribuem o peso corporal (CARVALHO, 2007). Os tratamentos praticados no sistema hospitalar concentram-se no uso de: i) curativos de membrana de celulose bacteriana, com AGE (ácido graxo); ii) hidrocolóide; iii) alginato de cálcio; iv) carvão ativado; v) intervenções cirúrgicas com utilização de enxertos do próprio paciente ou banco de tecidos e vi) desbridamento (retirada do tecido necrótico).

Todos esses procedimentos exigem recursos financeiros e também material físico/humano que, para a realidade dos hospitais, na maioria das vezes, não são facilmente disponibilizados devido aos critérios de prioridades de gastos. Já são comercializados sistemas com essas características para a prevenção e/ou o tratamento das escaras em indivíduos suscetíveis a esta moléstia. Eles podem representar impactos positivos tanto na redução gradativa do problema e cura, como também na diminuição dos riscos de infecções hospitalares, com conseqüente diminuição do tempo de hospitalização (COSTA e PACHECO, 2005). Porém, devido ao seu alto custo, esses sistemas não são acessíveis às pessoas em geral e também é impossibilitada a implantação deles no SUS (Sistema Único de Saúde).

A busca por novos métodos para a prevenção da úlcera de pressão é plenamente justificada. Com relação aos métodos para tratamento e prevenção, até o momento não se conseguiu um processo ideal. Particularmente, na literatura não há um método ideal de prevenção das úlceras em pacientes do SUS. Este trabalho traz na sua composição a possibilidade de gerar um novo método que realize algo ainda não obtido, em relação à prevenção e aplicação, essencialmente no processo de úlcera de pressão. Por outro lado, existe a possibilidade de atrair empresas de inovação, que, possam engendrar o processo de transferência e/ou licenciamento tecnológico, e por fim, sua comercialização. Além disso, nesta área (Engenharia e Ciência) há uma imensa possibilidade de novas pesquisas e novos estudos abordando a tentativa de se encontrar métodos melhores e novos, alicerçados nos conceitos já consolidados.

1.3 Biomaterial: látex natural

Atualmente, estão disponíveis no mercado diversos produtos para tratar úlcera por pressão que são processados a partir de biomaterial. Geralmente, apresentam-se na forma de filmes, espumas, géis ou membranas. As características fundamentais são: leveza, indolor na aplicação e remoção, impermeabilidade a micro-organismos, permeabilidade ao oxigênio e ao vapor d'água, facilidade de processamento, biodegradabilidade e biocompatibilidade (REIS *et al.*, 2010). Dentre esses produtos são encontrados:

- i. Biomembrana de látex: obtida a partir da polimerização do poli-isopreno, componente do látex que induz formação angiogênica e cicatricial, acelerando o processo regenerativo das feridas crônicas com ação desbridante química (QUEGE, 2008);
- ii. Biomembrana de *Aloe Vera*: estimula a formação de novos vasos sanguíneos e reparação tecidual (STURBELLE *et al.*, 2010);
- iii. Ácido hialurônico: é obtido por meio da fermentação de bactérias Gram-negativas ou por isolamento de estruturas de origem animal, tais como fluido sinovial, pele e crista de galo. Sua utilização tem função de preenchimento de tecidos moles e cicatrização;
- iv. Membrana de colágeno e alginato: contém 90% de colágeno do tipo I e III, obtido da pele ou tendão de bovinos, e 10% de alginato.

O foco deste artigo é o biomaterial látex, uma secreção esbranquiçada extraída da seringueira (*Hevea Brasiliensis*). Segundo Rodrigues (2008), é utilizado como biomaterial em dispositivos médicos. Possui custo acessível em comparação aos demais e é foco de estudo do Grupo de trabalho de dispositivos aplicados à medicina. Além de sua biocompatibilidade, suas características de elasticidade, tensão máxima de tração, ductilidade e tenacidade estão relacionadas à capacidade e facilidade do material ser moldado em formatos complicados. Além disso, o látex está sendo testado no ser humano como material indutor da neoformação tecidual, tendo sido

aplicado em pacientes com úlceras crônicas dos membros inferiores e meringoplastias. Outra aplicação do látex foi em palmilhas, para tratamento do pé diabético com ou sem úlceras (REIS *et al.*, 2010). Dadas as características do látex citadas acima, e os resultados alcançados, justifica-se o uso do látex como biomaterial na produção do “colchão”.

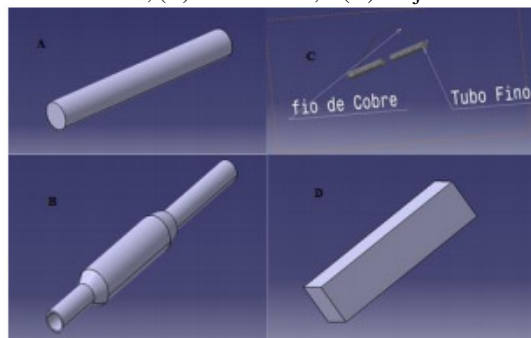
2 – MATERIAIS E MÉTODOS

Considerando que o formato e a superfície de contato são variáveis primárias no processo de ocorrência da úlcera, o protótipo do colchão derivado do látex foi desenvolvido a partir de três métodos: a) preparo do látex; b) confecção do molde e c) confecção do protótipo. A seguir, além da confecção do colchão também é apresentado o desenvolvimento do sistema eletrônico que efetua a inflagem e desinflagem do colchão, e captação da pressão nas regiões propícias à formação de úlcera por pressão. Foram produzidas quatro amostras que foram testadas por seis meses; as amostras passaram por mudanças de confecção até a obtenção do protocolo apresentado no tópico seguinte.

2.1 Confecção dos moldes do colchão

Os moldes dos módulos do colchão foram confeccionados com o objetivo de disponibilizar um produto resistente. Eles foram produzidos a partir da matéria prima tecnil e remodelados em um torno mecânico. Foram incorporadas ranhuras à superfície lisa dos moldes, com a finalidade de variar e distribuir, mecanicamente, a pressão na região de contato com a pele. Inicialmente, tarjas de metal serviram de molde para produção de tarjas de conexão de um gomo a outro, cujas dimensões são de 4,5 cm. O molde foi usinado a partir de tarugos cilíndricos de Technyl[®]C (composto de poliamida 6.6), a escolha considerou a boa resistência mecânica do material, excelente estabilidade dimensional, baixa densidade, baixo coeficiente de atrito e ponto de fusão elevado. A confecção foi realizada no laboratório de processos de fabricação da Faculdade Gama, utilizando um torno mecânico horizontal Ms-205 e ferramentas em aço rápido HSS afiadas segundo as especificações do projeto, durante a execução foram utilizados parâmetros de corte indicados pelo fabricante, avanço de 0,05 mm/rotação, velocidade de corte de 50 m/min e profundidade de corte de 1,5 mm para desbaste e 0,5 mm para acabamento.

Figura 1 – Componentes do molde: (A) Tubo interno; (B) Molde externo; (C) 1B: Válvula; e (D) Tarja de conexão



2.2 Preparo do látex

O látex utilizado já havia passado pelo processo de centrifugação, com as suspensões de enxofre e resina, com objetivo de conferir ao composto final a elasticidade e a resistência necessárias. A partir desse processo de preparo, o látex se torna um composto que, em contato com a pele, vulcaniza-se, tornando-se colante. Para sua remoção, contudo, utiliza-se apenas água pura. Em superfícies de vidro, sua remoção é facilitada devido ao baixo atrito que o vidro propicia. No manuseio do látex, foram utilizados bastões de vidro para mexer, recipiente de vidro para armazenar, papel filme para proteger do contato com o ar e flanela de algodão para limpar. Um fator importante em qualquer aplicação que utilize como matéria-prima o látex é a uniformidade das suas propriedades, pois esta é uma característica essencial. Foi realizada uma mistura de 75% látex e 25% água destilada, preparada à temperatura ambiente (24 °C). Para homogeneização e armazenamento, foram utilizados bastão e recipiente de vidro, com vedação com papel filme para proteção do contato com ar.

2.3 Análise do látex no Micro CT e microscopia eletrônica de varredura

Tendo em vista que a porosidade dos arcabouços (ou *scaffolds*) exerce grande influência na proliferação celular do tecido em regeneração e no processo angiogênico, nesta pesquisa foi realizada a análise do látex líquido (ilustrado pelas figuras 11 e 12) e polimerizado no Micro CT – *Micro-computed tomography*, ou microtomografia computadorizada. Por meio dele, foram obtidas 2.500 (duas mil e quinhentas) imagens tridimensionais, 3D. O resultado da análise de um dos módulos do protótipo está demonstrado na Seção 4.1, conforme os parâmetros do Micro CT e os resultados de tais observações na Tabela 2.

2.4 Confeção dos protótipos

A confeção do colchão iniciou pela preparação do ambiente, da matéria-prima e dos moldes. Depois disso, houve uma série de etapas, a saber: imersão dos moldes de tecnil e de vidro em um recipiente contendo o látex na forma líquida; secagem dos moldes em estufa; análise de espessura; remoção do látex solidificado dos moldes; montagem do módulo e inspeção final. Após encontrar uma concentração do látex que satisfizesse as características de maciez, resistência e flexibilidade, iniciou-se a produção dos elementos que compõem o colchão. No processo de confeção do módulo, utilizou-se a técnica de banhos sucessivos de imersão, que consiste na introdução dos moldes no interior do composto final de látex, em posição perpendicular ao plano, de forma gradual e uniforme, seguida de aquecimento em estufa termostatazada (MRUÉ, 1996; RODRIGUES, 2008).

Várias concentrações de látex foram testadas durante a produção dos protótipos até que um percentual que satisfizesse as características pré-estabelecidas de maciez, flexibilidade e resistência fosse atingido; esse percentual é 75% látex e 25% água. Da mistura, após ser lentamente

diluída com um bastão de vidro, foram retiradas todas as bolhas de ar de sua superfície por meio de uma seringa com agulha. O látex, em contato com o ar, polimeriza com rapidez. Para evitar tal processo, a mistura era revestida com papel filme após cada imersão dos moldes no interior dela. O tempo de permanência dos moldes no interior do composto de látex era de 1 min. Neste ponto, ocorre o início da polimerização, que determina a confecção final do produto. Em seguida, os moldes eram retirados, de forma lenta e gradual, e colocados dentro da estufa (submetidos ao aquecimento em temperatura para vulcanização de 70 °C), em intervalos de tempo de 20 min. Depois dessa etapa, os moldes permaneciam por mais 12 horas, para completar a vulcanização. É importante citar que os passos de banho e aquecimento foram repetidos até se obter a espessura de 2,5 mm para o módulo externo e 1,5 mm para a superfície do tubo e da tarja de conexão, totalizando, em média, 30 banhos.

Assim, após o período de vulcanização, o módulo ficou 12 horas em temperatura ambiente para finalizar o processo de confecção. A válvula foi confeccionada da mesma forma que as outras três partes. Contudo, na confecção desta, sempre se utilizava, em média, três dias para sua total finalização. Isso porque a estrutura de 0,5 mm de espessura entre as hastes deve ser muito bem vulcanizada, em cada milímetro, exigindo um processo de confecção mais minucioso. Ao fim do processo, ocorria a remoção das peças de seus moldes, debaixo de água corrente, para que pudessem compor o módulo (retirava-se lentamente a camada de látex formada, para não danificar a peça). Em complemento a isso, após a confecção das peças separadas, o próximo passo era referente ao processo de montagem do colchão.

Nesta etapa foram coladas com látex a válvula e a tarja de conexão. Esse procedimento foi feito colocando o látex com seringa, de forma cuidadosa para não escorrer; depois, as peças eram colocadas na estufa, a 70 °C, até que ficassem firmemente presas ao tubo. No tubo interno, como complemento, também foi enrolado fio de algodão de espessura média. Esse fio, por sua vez, tem a finalidade de proporcionar mais resistência. Após essa etapa deu-se continuidade aos banhos e à secagem na estufa. Depois de seco, o tubo com a válvula foi vestido pelo módulo externo, sendo que as extremidades foram fechadas com látex em um processo similar ao descrito anteriormente. Neste ponto foi introduzida a tarja, que é utilizada para conectar os gomos. Na sequência foram realizados vários gotejamentos e pinceladas de látex seguidos de aquecimento na estufa, similares aos procedimentos descritos anteriormente.

Na produção do protótipo II, numa tentativa de melhorar a funcionalidade do dispositivo, as tarjas de conexão foram eliminadas, e as paredes de um módulo com outro foram unidas por meio de gotejamento de látex utilizando uma seringa. Para inflagem passou-se a utilizar válvulas encontradas no comércio local e bomba mecânica injetora de ar. Todas as peças, a partir deste momento, foram retiradas dos moldes por meio de pulverização de talco, a cada porção desprendida. A nova técnica facilitou a

remoção dos módulos e assim simplificou o trabalho, além de melhorar a qualidade do dispositivo.

Para produzir o protótipo III, novos moldes em tecnil foram confeccionados a fim de eliminar a conexão no interior dos moldes, que oferecia rigidez entre os módulos. Os novos módulos passaram a ter o mesmo diâmetro dos anteriores, porém, com o dobro de comprimento, 24 cm.

2.5 Caracterização do protótipo

Na Tabela 1 são apresentadas as propriedades construtivas do material.

Tabela 1 – Características do protótipo

Classificação	Características	Dimensão
Formato	Cilíndrico	26 mm de diâmetro externo 2 mm de espessura
Superfície Externa	Ondulada com ranhuras circulares	22 ranhuras de 3 mm de saliência e 3 mm de espaço entre elas
Superfície Interna	Plana	2 mm de espessura
Cor	Amarela	–
Comprimento	–	165 mm

3 – SISTEMAS ELETRÔNICOS DO COLCHÃO

O sistema eletrônico atua na inflagem/desinflagem do colchão, controlando o tempo entre uma inflagem e outra, e a quantidade de ar injetada no colchão. Sabendo que as variáveis de interesse são pressão e temperatura na região corporal crítica, a inclusão de sensores para a detecção desses parâmetros torna-se necessária. Com isso, foram desenvolvidos sensores referentes à pressão (FSR) e à temperatura (Circuito de Instrumentação com Termistor NTC/10kΩ). Ao estabelecer a região corporal do calcâneo para análise nos testes de laboratório, por ser considerada uma área crítica na formação de UP, realizou-se um mapeamento da área por meio de pedígrafo. Os sensores enviam dados de força e temperatura para o microcontrolador, que, por sua vez, calcula a pressão imposta ao pé e dá um retorno positivo (inflagem) ou negativo (desinflagem) às bombas de ar acopladas ao colchão, visando minimizar o impacto causado pela pressão.

3.1 Sensor de Pressão

Neste trabalho foi utilizado um o FSR (*Force-sensing resistor*), que é um sensor de pressão resistivo que apresenta resistências diferentes para cada força absoluta aplicada nele. Utilizou-se o FSR Flexiforce A201 e, posteriormente, o FSR 406, fabricados respectivamente pelas empresas Tekscan e Interlink (Estados Unidos). O sensor Flexiforce A201, fabricado pela Tekscan (Estados Unidos), possui 0,203 mm de espessura e área sensível de 285,32 mm². Ele suporta o peso máximo de 45 Kg (ou 100 Lb). Estabeleceu-se que a região corporal a ser testada sobre o protótipo a fim de verificar a eficiência ou não do

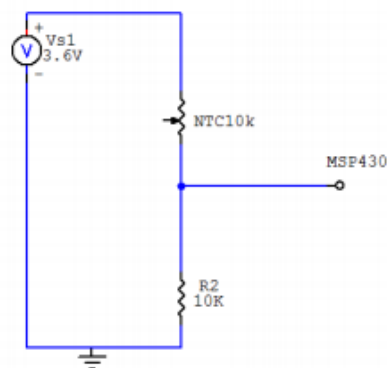
mesmo na prevenção de úlcera por pressão seria o calcâneo. Para isso, foi realizado, inicialmente, o mapeamento da área por meio de um pedígrafo –aparelho utilizado na confecção de plantigrama– em papel comum, mantendo limpa a pele da região em análise. Para o indivíduo observado no laboratório “BioEngLab”, cuja altura era 1,70 m, peso corporal 70 kg, peso calcâneo direito 2,84 kg, e área do calcâneo 3 cm por 3,5 cm, detectou-se, por meio do sensor FSR conectado no microcontrolador (no caso, o MSP-430) conectado ao colchão e transmitido ao computador por conexão sem fio, *wi-fi*, um valor bem próximo ao resultado anterior: 2,600 kg.

Para que fosse possível realizar essa medição fixou-se o sensor FSR no módulo de látex, revestindo com fita adesiva e, em seguida, utilizando um pincel, foram dados 4 banhos de látex sobre a fita e realizada a secagem na estufa a 70 °C, com duração de 5 min para cada retorno. Como o sensor Flexiforce A201 utilizado no primeiro ensaio é de pequena dimensão e pontual, optou-se por realizar novos ensaios utilizando o sensor FSR modelo 406. Esse sensor apresenta características semelhantes ao modelo anterior, tais como leveza, flexibilidade, capacidade de deformar por meio da sobreposição de um peso e constituído internamente por película de filme de polímero condutivo e eletrodos que são separados por espaçador. O que os diferencia são as dimensões, o formato e a sensibilidade.

3.2 Sensor de temperatura

O termistor é um sensor que apresenta diferentes valores de resistência para cada temperatura absoluta a qual é exposto. Pode-se destacar dentre os tipos de termistores o NTC, ou *Negative Thermal Coefficient*, cuja resistência diminui com o aumento da temperatura. Para este projeto, foi utilizado um termistor NTC de 10 KΩ associado a um divisor de tensão, conforme ilustrado na Figura 2. Como segunda resistência foi escolhido um resistor de 10 KΩ.

Figura 2 – Interface ao sensor NTC



3.3 Controlador embutido

O microcontrolador é uma parte do sistema eletrônico que interpreta os sinais dos sensores; assim, os sensores são conectados ao microcontrolador. Com base nos valores gerados nos sensores, uma lógica será desenvolvida com o objetivo de controlar a inflagem e o resfriamento do

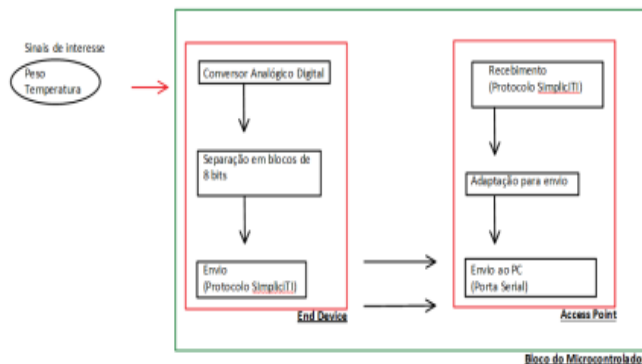
colchão. Nessa lógica, valores limites e padrões têm que ser considerados para temperatura e pressão; ou seja, a partir de determinado valor, o paciente estará em risco. Caso o sensor indique que a temperatura e/ou pressão do paciente ultrapassaram um valor limite, a bomba de inflagem e resfriamento será ativada para que o risco ao paciente seja amenizado. Esta lógica é realizada em linguagem de programação e leva em conta os valores gerados pelos sensores e os objetivos que a inflagem e o resfriamento do colchão devem alcançar. O microcontrolador utilizado é um MSP-430 RF2500, da Texas Instruments Inc., por ser um dispositivo de baixo custo e consumo de energia.

3.4 Mecanismo de funcionamento do sistema eletrônico

As funcionalidades de monitoração e controle da pressão e da temperatura exercidas pelo colchão de látex natural, associadas ao sistema eletrônico, são realizadas de forma conjunta. Inicialmente, os sensores são fixados, com o auxílio dos médicos especialistas, às diversas áreas do colchão que terão contato com as regiões identificadas como propícias à formação de UP. O paciente, ao utilizar o colchão, possibilitará a captação e o registro dos valores da pressão e temperatura pelos sensores nas regiões de contato. Posteriormente, estes dados serão transferidos para o microcontrolador que avalia os parâmetros escolhidos e alarma caso haja necessidade de alteração da pressão, movimentação do paciente ou ventilação externa, entre outros cuidados.

Para o envio dos dados, foi utilizado o protocolo de comunicação SimpliciTI, da própria fabricante do microcontrolador. O protocolo permite que se designe a um microcontrolador a função de “Access point” (ou ponto de acesso), que funciona como um grande concentrador (do inglês *hub*) 34, ao qual diversos outros dispositivos *End Device* (dispositivo final) podem conectar-se e enviar dados. Cada *EndDevice* suporta até 4 sensores. O *End Device* é um microcontrolador MSP430 e, por isso, possui dispositivo Conversor Analógico Digital (CAD ou ADC, em inglês), cuja função é captar um sinal analógico e representá-lo por um sinal digital de 10 bits. Utilizando essa ideia, os sensores resistivos foram conectados a um *End Device* que afere periodicamente suas tensões de saída. Depois, as aferições são enviadas pelo *End Device*, de forma sem fio, ao seu respectivo “Access point”, que as repassa ao computador a partir de uma porta serial. Na Figura 3 é ilustrado o funcionamento do microcontrolador nesta aplicação específica.

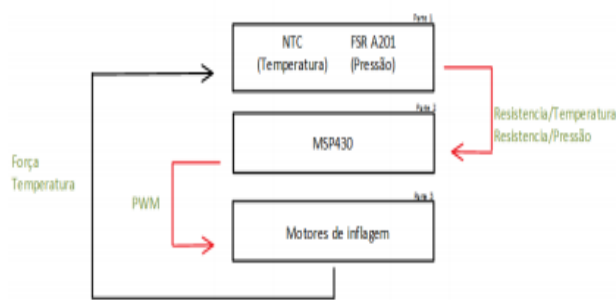
Figura 3 – Interface dos sensores com o microcontrolador



Fluxograma do funcionamento do sistema eletrônico

Na Figura 4 é mostrada a interface do sistema eletrônico com o paciente e o colchão. A parte 1 do sistema, os sensores, é conectada ao paciente, enquanto a parte 3, a bomba de inflagem e resfriamento, é conectada ao colchão. A interface colchão-paciente indicará a qualidade do sistema eletrônico, pois assim poderá saber o quão eficiente é a inflagem na amenização dos efeitos de temperatura e pressão no paciente. Em resumo: a temperatura e a pressão do paciente serão indicadas pelos sensores, que irão capturar e transmitir estes valores ao microcontrolador. O microcontrolador trabalhará com uma lógica desenvolvida para que possa detectar o risco ao qual o paciente está sujeito e, caso seja necessário, ativará a bomba de inflagem e resfriamento, processo este que implicará na amenização dos riscos de ocorrência de UP no paciente.

Figura 4 – Diagrama de blocos mais detalhado, mostrando as quantidades transmitidas para cada bloco



4 – RESULTADOS

Adquiriu-se o látex na empresa “KILATEX”. Ele já veio com o processo de tratamento previsto de centrifugação, com as suspensões de enxofre e resina, com objetivo de conferir ao composto final a elasticidade e a resistência necessárias. A partir deste processo de preparo, o látex torna-se um composto que, em contato com a pele, vulcaniza-se, tornando-se colante. Para sua remoção, contudo, utiliza-se apenas água pura.

Na Tabela 2 é encontrada a caracterização química de quatro amostras (M1 a M4) da borracha do colchão. Usando o EDX, *Energy Dispersive X-Ray*, protocolo

padrão na literatura para borracha, foram identificados os componentes do látex, nas técnicas de preparação e de centrifugação de acordo com as amostras de membranas de borracha naturais, ambos pertencentes ao isopreno, o principal constituinte de látex, bem como para os grupos funcionais.

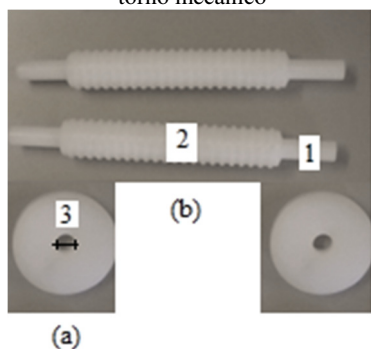
Tabela 2 – Caracterização química de quatro amostras (M1 a M4) da borracha do colchão

	S	K	P	ZN	CU	FE	Outros
M1	79,70	16,80	2,20	1,00	0,17	0,08	0,05
M2	70,50	25,60	2,40	1,12	0,15	0,10	0,13
M3	69,70	21,18	1,45	6,36	0,49	0,22	0,60
M4	57,77	32,86	3,78	3,82	0,76	0,23	0,78

4.1 Preparo do látex

Como o látex é uma dispersão de borracha num soro aquoso, que contém outras substâncias minerais e orgânicas, ele apresenta viscosidade variável (conforme o teor de borracha), de modo que a sua densidade varia de 0,94 a 0,97. Dessa forma, os principais processos de produção de borracha são por coagulação e por desidratação. Neste último, um molde é imerso em um compósito de látex concentrado e, lentamente, retirado por meio de movimentos circulares, para a redistribuição do excesso da emulsão. Em seguida, esse dispositivo passa pelo processo de secagem e vulcanização quando, tendo-se em vista o binômio temperatura-tempo, a borracha contida no molde endurece. Os sistemas de vulcanização – utilizados em látices para que tenham aplicação tecnológica – são dispersões cuja eficiência não depende apenas dos seus componentes, mas, principalmente, do tamanho de partícula e da solubilidade destes no composto de látex. Os materiais utilizados na confecção e embalagem do módulo que não resistiram às altas temperaturas foram esterilizados por óxido de etileno. Já os materiais (moldes) que resistiram às altas temperaturas foram esterilizados por autoclave a vapor. O molde foi produzido a partir da matéria-prima tecnil e remodelado em um torno mecânico. O molde dos módulos é formado pelos componentes ilustrados na Figura 5.

Figura 5 – Fotografia do módulo tecnil que foi usinado em um torno mecânico



Na Figura 5-a, as peças arredondadas compõem o suporte dos moldes, utilizado para que eles permanecessem

na vertical até concluir a secagem. Na Figura 5-b são mostrados os moldes com ranhuras incorporadas à sua superfície, com a finalidade de variar e distribuir mecanicamente a pressão na região de contato com a pele. Os valores adotados foram baseados nos cálculos de pressão e redução de atrito, usando o *software* MatLab e avaliando melhor espessura e distanciamento (modelo mecânico seguido rosca sem fim).

4.2 Parâmetros e resultados de análise no MicroCT

Os resultados de análise no Micro CT são compostos pelos seguintes itens:

- *Volume of Pores* (Unidade mm^3): É reportado o volume total de todos os poros dentro do VOI, conforme definido (sob a nomenclatura "*number of pores*");

- *Percent Porosity* (Unidade %): Porosidade percentual, volume de poros (conforme definido acima), como percentual do total de volume sólido mais volume poroso, dentro do VOI;

- *Euler number* (Símbolo parâmetro EN, Unidade: nenhuma [No momento, o analisador CT somente calcula o número Euler em 2D, não em 3D. O EN 3D será adicionado no futuro. Entretanto, outro programa "3D-calculator" de análise, o *Skyscan*, mede o número de Euler e a conectividade em 3D. O número de Euler é calculado na análise 2D fração por fração, e isso é reportado para cada *cross-section* individual, mas não está (até o momento) incluído no sumário de resultados no cabeçalho do relatório 2D. O EN também é calculado na análise de objetos em 2D). O *Euler-Poincare number* – abreviado por "*Euler number*" – é um indicador de conectividade de uma estrutura complexa 3D que é topologicamente invariante (permanece inalterado independente da inflação ou compressão ou distorção da estrutura). Ele mede o que poderia ser chamado de "conectividade redundante" - o grau com que partes do objeto são múltiplamente conectados (ODGAARD *et al.*, 1993). É uma medida de quantas conexões em uma estrutura podem ser danificadas antes da estrutura transformar-se em pedaços separados. Os componentes do número de Euler são os números Betti: β_0 é o número de objetos, β_1 a conectividade, e β_2 o número de cavidades contidas;

- *Volume of Pores* (Unidade mm^3): Volume total de todos os poros dentro de cada objeto discreto 3D;

- *Percent Porosity* (Unidade %): Volume de poros dentro de cada objeto discreto 3D como percentual do volume total daquele objeto (incluindo todo o volume de poros contidos);

- *Number of Pores* (Símbolo do parâmetro: Po.N, Unidade: nenhuma): Número de poros dentro de cada objeto discreto 3D.

Na Tabela 3 são apresentados os parâmetros e resultados de análise no Micro CT.

Tabela 3 – Parâmetros e resultados de análise no *Micro CT 3D analysis*

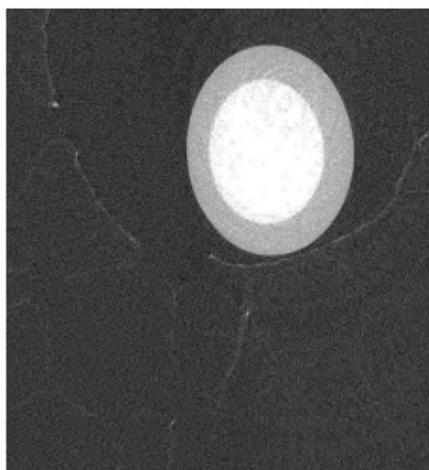
Description	Value	Unit
Number of layers	876	
Lower vertical position	6.32740	mm
Upper vertical position	14.24795	mm
Pixel size	9.05207	um
Lower grey threshold	33	
Upper grey threshold	255	
Volume total	269.47464	mm ³
Piece volume	63.99442	mm ³
Percent object volume	23.74784	%
Total surface	252.66274	mm ²
Object surface	455.54042	mm ²
Intersection surface	11.74961	mm ²
Object surface / volume ratio	7.11844	1/mm
Object surface density	1.69048	1/mm
Trabecular pattern factor	-95.35350	1/mm
Centroid (x)	2.90944	mm
Centroid (y)	2.84884	mm
Centroid (z)	9.98620	mm
Structure model index	-57.26413	
Degree of anisotropy	1.55287 (0.35603)	
Eigenvalue 1	0.58786	
Eigenvalue 2	0.68853	
Eigenvalue 3	0.91287	
Fractal dimension	2.92138	
Number of objects	1910	
Number of closed pores	142606	
Volume of closed pores	0.68028	mm ³
Surface of closed pores	194.53888	mm ²
Closed porosity (percent)	1.05185	%
Volume of open pore space	204.79994	mm ³
Open porosity (percent)	75.99971	%
Total volume of pore space	205.48022	mm ³
Total porosity (percent)	76.25216	%
Euler number	133512	
Connectivity	11004	
Connectivity density	40.83501	1/mm ³

Description	Value	Unit
Number of layers	1125	
Lower vertical position	8.49989	mm
Upper vertical position	18.67442	mm
Pixel size	9.05207	um
Lower grey threshold	33	
Upper grey threshold	255	
Volume total	18.93547	mm ³
Piece volume	18.93545	mm ³
Percent object volume	99.99988	%
Total surface	57.30007	mm ²
Object surface	57.30745	mm ²
Intersection surface	57.29958	mm ²
Bone surface / volume ratio	3.02646	1/mm
Bone surface density	3.02646	1/mm
Trabecular pattern factor	1.50190	1/mm
Centroid (x)	6.39278	mm
Centroid (y)	9.09878	mm
Centroid (z)	13.58716	mm
Structure model index	2.82818	
Degree of anisotropy	2.22721 (0.55101)	
Eigenvalue 1	0.00093	
Eigenvalue 2	0.00100	
Eigenvalue 3	0.00207	
Fractal dimension	2.92120	
Number of objects	1	
Number of closed pores	6	
Volume of closed pores	0.00002	mm ³
Surface of closed pores	0.00697	mm ²
Closed porosity (percent)	0.00011	%
Volume of open pore space	0.00000	mm ³
Open porosity (percent)	0.00001	%
Total volume of pore space	0.00002	mm ³
Total porosity (percent)	0.00012	%
Euler number	7	
Connectivity	0	
Connectivity density	0.00000	1/mm ³

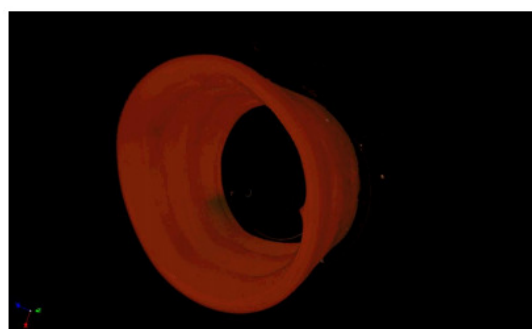
Fonte: Resultados do Micro CT.

Na Figura 6 são mostradas as imagens do látex fornecidas pelo Micro CT.

Figura 6 – Fotografia do látex líquido (a) e látex vulcanizado (b)



(a)



(b)

4.3 Caracterização do protótipo

Na Figura 7 pode-se observar o colchão desenvolvido com seu aspecto morfológico macroscópico.

Figura 7 – Fotografia do protótipo I do colchão derivado do látex



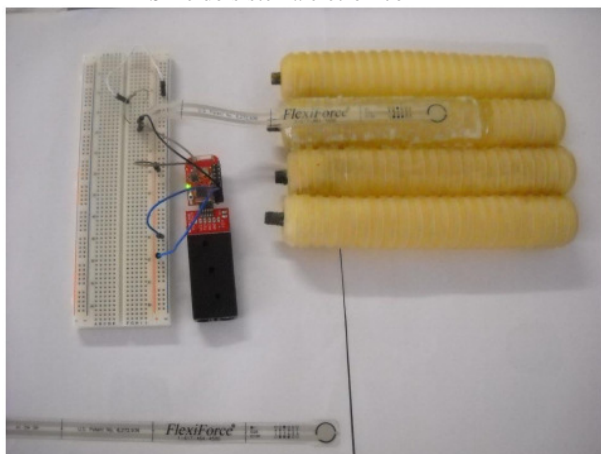
O processo de produção do protótipo do colchão foi aperfeiçoado e repetido ao longo do estudo sempre que era detectada na versão anterior inadequação das estruturas do protótipo aos requisitos de conforto, flexibilidade, maciez e funcionalidade, conforme demonstrado nas figuras 7 e 8. Isso resultou na última versão do colchão, desenvolvida para prevenir e auxiliar no tratamento de úlcera de decúbito. O colchão terá formulário contendo especificações e orientações sobre a forma correta de utilização. Na Figura 8 verifica-se, neste protótipo, a ausência das tarjas de conexão e outros tipos de válvulas.

Figura 8 – Fotografias das válvulas, módulos e protótipo II



Na Figura 9 é apresentado o protótipo com o sensor de pressão e MSP-430.

Figura 9 – Fotografia do protótipo após a fixação do sensor FSR e do sistema eletrônico



5 – DISCUSSÃO

É de fundamental importância que não sejam buscadas apenas soluções para que se controlem as lesões da pele e dos tecidos, sendo de fato imprescindível proporcionar condições de preveni-las. Em vista de tal necessidade, foi preparado, no presente artigo, um novo dispositivo, para o tratamento de tais casos, denominado colchão inteligente derivado do látex antiescaras. Destaca-se que se trata de um método cuja matéria-prima é um componente natural, extraído da *Hevea brasiliensis*, no qual é utilizado, para sua confecção, um método simples, de fabricação artesanal, baseado em observações de objetos e produtos já existentes no âmbito deste setor.

A base dessa proposta, então, está fundamentada na apresentação de um dispositivo que se aplica conforme os seguintes requisitos: 1) flexibilidade, maciez e resistência; 2) inflagem e desinflagem dos módulos que funcionam mecanicamente, o que irá promover alternância nos pontos de pressão, limitando o desenvolvimento de escaras; 3) a aplicação ocorrerá por meio de uma bomba de ar com medidor de pressão; 4) a matéria-prima utilizada é constante e 5) assim como nos outros métodos, há necessidade de se realizar as devidas correções com base em sugestões dos clientes e profissionais da área.

No que se refere ao controle da redistribuição nos diferentes pontos de pressão aplicados sobre o colchão, circuitos de captação das variáveis de pressão serão o trabalho futuro na continuidade desse estudo (*in vivo*).

Assim, os resultados alcançados sugerem e/ou evidenciam a possibilidade de se realizar o controle da pressão ocasionadora de UP, individualmente, dentro de um conceito *personal health*.

A variação da pressão entre colchão e paciente promove uma massagem, de forma a proporcionar uma melhor circulação na região de contato do paciente. Com isso, a úlcera de pressão, que provoca a necrose da região, pode ser evitada. Essa variação da pressão pode ser realizada por meio da inflagem/desinflagem periódica dos módulos de látex do colchão. Com o material à base de látex natural, o colchão torna-se macio, para melhor conforto do paciente, além de flexível, o que permite as manobras de inflagem/desinflagem.

O mecanismo de inflagem/desinflagem, relacionado ao problema da pressão, possibilita a troca de ar no local. O gás utilizado será o ar atmosférico frio, obtido por meio de um sistema de refrigeração da bomba que será utilizada para a inflagem. Além disso, a presença de microfuros na superfície superior do colchão induz uma ventilação na região de contato colchão-paciente. Para isso, o material deve apresentar ranhuras, que promovem a ventilação e evitam o acúmulo de umidade.

Ressalta-se que os protótipos, antes de serem usados, devem ser esterilizados em óxido de etileno e acondicionados em embalagens separadas e em local seco e escuro.

Conforme os testes realizados no laboratório BioEngLab® percebe-se que a pressão mensurada da região do calcâneo sobre o protótipo do colchão apresentou valor numérico inferior ao apresentado na balança digital.

Tal resultado demonstra que a própria estrutura do protótipo já induz uma dissipação da pressão aplicada sobre o mesmo.

Tal efeito sobre a possibilidade de se distribuir e controlar a pressão na pele implica na redução do peso corporal sobre o colchão e, conseqüentemente, na prevenção e/ou tratamento dessa patologia. Lê-se, nos estudos dos autores citados, que procedimentos para o tratamento e controle de UP são necessários, em particular, com o intuito de melhorar os resultados e diminuir os custos e a morbidade de pacientes.

As características básicas necessárias para a composição de um novo dispositivo são fundamentadas neste artigo, que se propôs a desenvolver um sistema com mínimo de interferência ou modificação da anatomia do indivíduo.

CONCLUSÃO

O colchão será montado na associação em série dos módulos mostrados para que estes possam proporcionar firmeza, utilizando o suporte de aço temperado já existente nas camas de hospitais, proporcionando maior sustento para a coluna. O benefício é que estes módulos dão estabilidade para o molejo, evitando o balanço e aumentando o suporte de peso do colchão.

É imprescindível que se previnam as lesões de pele e tecidos; logo, o protótipo estudado busca, com a variação de pressão entre o colchão e paciente, promover um massageamento de forma que haja melhor circulação na região de contato do paciente. Com isso, a úlcera de pressão, que provoca a necrose da região, é evitada. Essa variação da pressão pode ser realizada por meio da inflagem/desinflagem periódica dos gomos de látex do colchão, promovendo maior conforto ao paciente e chegando ao êxito da função do protótipo.

Todavia, o resultado do desenvolvimento científico e/ou tecnológico –somente é comercializável– quando orientados pelo processo burocrático de transferência e/ou licenciamento tecnológico.

REFERÊNCIAS

ARAÚJO, T. M.; ARAÚJO, M. F. M.; CAETANO, J. A. O uso da escala de Braden e fotografias na avaliação do risco para úlceras por pressão. **Revista Escola de Enfermagem USP**, v. 46, n. 4, p. 858-864, 2012. <http://dx.doi.org/10.1590/S0080-62342012000400011>.
BERNE, R. M.; LEVY, M. N.; KOEPPEN, B. M.; STANTON, B. A. **Fisiologia**, 5ª edição, Elsevier, 2004.
BORGES, E. L.; SAAR, S. R. C.; MAGALHÃES, M. B. B.; GOMES, F. S. L.; LIMA, V. R. A. N. **Feridas: como tratar**. 2. ed., Belo Horizonte, Coopmed, 2008.
BORGES, E. L. **Feridas: Úlcera dos membros inferiores**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.
CARVALHO, L. S.; FERREIRA, C. S.; SILVA, C. A.; SANTOS, A. C. P. O.; REGEBE, C. M. C. Concepções dos acadêmicos de enfermagem sobre prevenção e tratamento de úlceras de pressão. **Revista Baiana de Saúde Pública**, 2007.

CHAVASCO, J.; FONSECA, I.; GOULART, D.; NERY, L.; Hernandez, Avaliação Microbiológica das Úlceras de Decúbito (Escaras). **Revista da Universidade de Alfenas**, v. 5, p. 211-214, 1999.
COSTA, C.; PACHECO, M. O Posicionamento dos Recém-Nascidos em UTI Neonatal. In: **V Encontro Latino Americano de Pós-Graduação. IX Encontro Latino Americano de Iniciação Científica** – Universidade do Vale do Paraíba, p. 1681-1683, 2010.
COURI, C. E.; VOLTARELLI, J. C. Autologous stem cell transplantation for early type I diabetes mellitus. **Autoimmunity**, v. 41, n. 8, p. 666-672, 2008. <http://dx.doi.org/10.1080/08916930802200208>.
DEALEY, C. **Cuidando de feridas: um guia para as enfermeiras**. 2. ed. São Paulo: Ed. Atheneu, 2001, 216 p.
DOMANSKY, R. C.; BORGES E. L. **Manual para prevenção de lesões de pele**. Rio de Janeiro, Rubio, 2012. PMID:23205522 PMCID:PMC4049167.
FERREIRA, J. J. C.; GURGEL, C. H. O.; GEBRIM, D. G.; LIMA, C. C.; MARCON, L. P.; CADEGANI, F. A. Análise Descritiva das Complicações Agudas e Crônicas de Pacientes Diabéticos Insulino-Dependentes atendidos em um hospital de ensino do distrito federal. In: **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia e Metabologia, XVIII Congresso da Sociedade Brasileira de Diabetes**, Brasília, p. 19-22, 2011. PMCID:PMC3118433.
GOULART, F.; FERREIRA, J.; SANTOS, K.; MORAIS, V.; Freitas Filho, G. Prevenção de Úlcera por Pressão em Pacientes Acamados: Uma revisão da Literatura. **Revista Objetiva**, n. 4, 2008.
MARTINS, M. A. **Manual de infecção hospitalar: Epidemiologia, Prevenção e Controle**. Cidade: Belo Horizonte, Medsi, 2001.
MEDEIROS, A. B. F., DE FREITAS LOPES, C. H. A Análise da prevenção e tratamento das úlceras por pressão postopostas por enfermeiros. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, v. 43, n. 1, p. 223-228, 2009. <http://dx.doi.org/10.1590/S0080-62342009000100029>.
MRUÉ, F. **Substituição do Esôfago Cervical por Prótese Biossintética de látex: estudo experimental em cães**, 1996. 114 f. Dissertação (Mestrado em Medicina), Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1996.
PERRONE, F., PAIVA, A. A., SOUZA, L. M. I., FARIA, C., PAESE, M. C. S., AGUILAR-NASCIMENTO, J. E. Estado nutricional e capacidade funcional na úlcera por pressão em pacientes hospitalizados. **Revista de Nutrição**, v. 24, n. 3, p. 431-438, 2011. <http://dx.doi.org/10.1590/S1415-52732011000300006>.
QUEGE, G. E. **Estudo Comparativo do Uso de um produto à base de ácidos graxos essenciais (AGE) e de uma biomembrana de látex no tratamento de feridas crônicas infectadas**. Dissertação (Mestrado), 136 f. Enfermagem. Universidade Federal de Goiás, Goiânia, 2008.
REIS, C. L. D.; CAVALCANTE, J. M.; JÚNIOR, E. F. R.; NAVES, R. S.; SANTANA, L. A.; GUADAGNIM, R. V.; BRASIL, L. M. Mensuração de área de úlcera por pressão por meio dos softwares motic e autoCAD. **Revista Brasileira de Enfermagem**, v. 65, n. 2, p. 304-308, 2012. <http://dx.doi.org/10.1590/S0034-71672012000200016>.

- REIS, M. D. C.; SOARES, F. A.; DA ROCHA, A. F.; CARVALHO, J. L.; RODRIGUES, S. S. Insole with pressure control and tissue neoforation induction systems for diabetic foot. *In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, p. 5748-5751, 2010.
- RODRIGUES, S. S. **Desenvolvimento de um sistema para controle de fluxo esofagiano para tratamento da obesidade**. 2008. 106 f. Tese (Doutorado em Tecnologia) - Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2008.
- SIMÃO, C. M. F.; CALIRI, M. H. L.; SANTOS, C. B. Concordância entre enfermeiros quanto ao risco dos pacientes para úlcera por pressão. **Acta Paul Enfermagem**, v. 26, n.1, p. 30-35, 2013. <http://dx.doi.org/10.1590/S0103-21002013000100006>.
- STURBELLE, R. T.; PINHO, D. S. D.; RESTANI, R. G.; OLIVEIRA, G. R. D.; GARCIAS, G. D. L.; MARTINOROTH, M. D. G. Avaliação da atividade mutagênica e antimutagênica da Aloe vera em teste de Allium cepa e teste de micronúcleo em linfócitos humanos binucleados. **Revista Brasileira de Farmacognosia**, v. 20, n. 3, p. 409-415, 2010. <http://dx.doi.org/10.1590/S0102-695X2010000300019>.
- SMELTZER, S. C.; BARE, B. G. **Tratado de enfermagem médico-cirúrgico**. 10ª ed., v. 1, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.