



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E ENGENHARIA DE
MATERIAIS**

**SISTEMAS DE CICATRIZAÇÃO PÓS DERMOABRASÃO: AVALIAÇÃO E
CARACTERIZAÇÃO DO TULE DE POLIAMIDA UTILIZADO COMO
CURATIVO**

Sandra Maria Carvalho de Barros

**CAMPINA GRANDE
Outubro/2012**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE
MATERIAIS**

**SISTEMAS DE CICATRIZAÇÃO PÓS DERMOABRASÃO:
AVALIAÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DO TULE DE POLIAMIDA
UTILIZADO COMO CURATIVO**

Sandra Maria Carvalho de Barros

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais como requisito parcial à obtenção do título de MESTRE EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE MATERIAIS.

Orientador: Prof. Dr. Marcus Vinícius Lia Fook

**Campina Grande
Outubro/2012**



FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCCG

B475s Barros, Sandra Maria Carvalho de.
Sistemas de cicatrização pós dermoabrasão: avaliação e caracterização do tule de poliamida utilizado como curativo / Sandra Maria Carvalho de Barros . – Campina Grande, 2012.
46 f. : il. color.

Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais), Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia.
Orientador: Prof. Dr. Marcus Vinicius Lia Fook.
Referências.

1. Dermoabrasão. 2. Reepitelização. 3. Tule de Poliamida. 4. Biomaterial. I. Título.

CDU 620.1(043)



B475s Barros, Sandra Maria Carvalho de.
Sistemas de cicatrização pós dermoabrasão : avaliação e caracterização do tule de poliamida utilizado como curativo / Sandra Maria Carvalho de Barros. - Campina Grande, 2012. 49 f.

Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) - Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia, 2012.
Referências.
"Orientação : Prof. Dr. Marcus Vinícius Lia Fook".

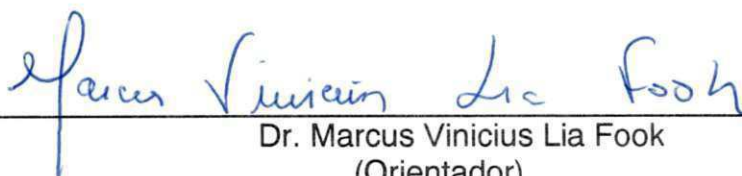
1. Dermoabrasão. 2. Reepitelização. 3. Tule de Poliamida. 4. Biomaterial. 5. Dissertação - Ciência e Engenharia de Materiais. I. Fook, Marcus Vinícius Lia. II. Universidade Federal de Campina Grande - Campina Grande (PB). III. Título

CDU 620.1(043)

**SISTEMAS DE CARACTERIZAÇÃO PÓS DERMOABRASÃO: AVALIAÇÃO E
CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS UTILIZADOS COMO CURATIVO.**

Sandra Maria Carvalho de Barros

Dissertação Aprovada em 26/10/2012 pela banca examinadora constituída dos seguintes membros:



Dr. Marcus Vinicius Lia Fook
(Orientador)
UAEMat/UFCG



Dr.ª Adriana Lima Holanda
(Examinadora Externa)
FACISA/FCM



Dr.ª Maria Roberta de Oliveira Pinto
(Examinadora Externa)
UEPB

1. DADOS PESSOAIS

Nome: Sandra Maria Carvalho de Barros

Filiação: Maria da Conceição Carvalho e Elzi Sobral de Carvalho

Nascimento: 18/07/1969, João Pessoa – PB

Carteira de Identidade: 1786358 / SSP / DF

C.P.F.: 619.280.974-72

Endereço Residencial: Avenida Esperança, 801, Ap: 101, Manaíra, João Pessoa/PB.

2. FORMAÇÃO ACADÊMICA/TITULAÇÃO

2010 – 2012 Mestrado em Ciências e Engenharia de Materiais
Universidade Federal de Campina Grande

Título: Sistemas de Cicatrização Pós Dermoabrasão:
Avaliação e Caracterização Do Tule de Poliamida Utilizado
como Curativo

Orientador: Prof. Dr. Marcus Vinicius Lia Fook

1987 – 1993 Graduação em Medicina
Universidade Federal da Paraíba – UFPB

DEDICATÓRIA

À DEUS, pelas bênçãos, sem as quais eu jamais conseguiria a concretização deste sonho.

Aos meus pais, em especial, à minha mãe, que procurou sempre me incentivar nesse caminho, sendo meu suporte emocional constante.

E às minhas filhas, Gabrielle e Isabelle, e meu esposo, Heraldo, pela compreensão de todos os meus momentos de ausência, inquietude, angustia, impaciência e ansiedade para conquista dessa vitória.

E ao meu orientador, Dr. Marcus Vinicius pela determinação incomparável e admirável.

AGRADECIMENTOS

À **DEUS**, por sua imensa LUZ, sem a qual eu nada teria alcançado.

À minha amada e companheira mãe, **Conceição**, que jamais me deixou sem qualquer apoio ou colo, estando sempre acreditando na minha capacidade, com um amor imenso.

Às minhas preciosas e lindas filhas, **Gabi** e **Belle**, por estarem sempre me compreendendo por tantos instantes de ausência, quando poderia estar só curtindo-as. Ao meu esposo, Heraldo, pela mesma compreensão que precisei dele.

Ao meu Professor, Dr. **Marcus Vinicius**, que foi essencial na concretização deste sonho. Minha imensa gratidão por acreditar nas minhas possibilidades, ao me dedicar tanta sabedoria, paciência, determinação e profissionalismo.

Aos colegas da Associação Médica da Paraíba, em especial ao amigo **Otávio Sérgio Lopes**.

À todos os colegas do Departamento de Ciências e Engenharia de Materiais que me ajudaram com muito carinho, **Katylaine**, **Imarally**, **Glória**, **Rossemberg**, **Geanne** e **Mayara**, pelo apoio.

E agradeço imensamente, em especial, a doutoranda **Rita Alves**, pois sem o seu apoio e sua competência não alcançaria nenhum mérito.

Obrigada a todos vocês!!

RESUMO

Há cerca de 10 anos, alguns cirurgiões dermatológicos vem utilizando tule de nylon, tecido composto de poliamida, após esterilização, como primeira camada do curativo pós dermoabrasão, pela característica principal de não aderência a pele em processo de reepitelização. E apesar de sua ampla utilização como opção para a primeira camada do curativo pós dermoabrasão, até hoje este material não foi caracterizado. Diante disto, este trabalho teve como objetivo caracterizar do tule de poliamida, que é utilizado como um biomaterial desde então. Os resultados de microscopia revelaram que os tules são formados por várias fibras entrelaçadas, e que os mesmos apresentam porosidade intercaladas entre os dois curativos comercialmente utilizados e comparados neste estudo. A composição química e a estrutura cristalográfica foi comprovada nos ensaios de FTIR, EDS e DRX. De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que o material analisado, apresentou do ponto de vista físico-químico e morfológico, composição química e cristalográfica, típica de uma poliamida, porosidade intermediária entre os curativos comerciais comparados neste estudo, e ainda que os tules analisados apresentaram do ponto de vista biológico características promissoras para aplicação em contato com organismos vivos.

Palavras chave: Dermoabrasão, reepitelização, tule de poliamida, porosidade, FTIR, EDS e DRX.

ABSTRACT

Since ten years ago, a group of dermatologic surgeons have been using nylon tulle, fabric composed of polyamide sterilized in autoclave, as the first layer of the dressing used after dermabrasion. It has been used because of the main characteristic of non-adherence during the skin reepithelization process.

In spite of its use for a long time, this material has not been characterized until the moment. Therefore, the objective of this work is characterizing the polyamide tulle, which is used as a biomaterial since then. The microscopy results shows that the tulle are made of interlaced fibers, and that they presents intermediate porosity when compared with the commercial dressings used. The chemistry composition and cristalographic structure were comproved after essays of FTIR, EDS and DRX. According to the results, we concluded that the studied material, from the physics-chemistry and morphologic point of view presents chemistry and cristalographic composition, which identifies it as a polyamide, presents intermediate porosity between the commercial dressings compared in this work, and still that the analyzed tulle presents from the biologic point of view promising characteristics to the application on organisms.

Key words: Dermabrasion, Reepithelization, Polyamide Tulle, Biomaterial.

PUBLICAÇÕES

BARROS, S. M. C.; LEAL, R. C. A.; FOOK, M.V.L. **Sistemas de Cicatrização pós Dermoabrasão: Avaliação e Caracterização de Materiais Utilizados como Curativo.** In: I Encontro Nacional de Educação, Ciência e Tecnologia/UEPB, 2012, Campina Grande/PB.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Representação esquemática da pele.....	15
Figura 2 - Fluxograma da cicatrização normal das feridas.....	19
Figura 3 - Curativo pós-dermabrasão.	21
Figura 4 - Limpeza com solução salina sobre o tule.	22
Figura 5 - Representação da poliamida 6 (nylon-6) e da poliamida 6.6 (nylon-6,6).....	26
Figura 6 - Amostras de tule.....	27
Figura 7 - Fluxograma da Metodologia.	28
Figura 8 - Esquema de uma gota sobre uma superfície durante medidas de ângulo de contato e o equilíbrio termodinâmico entre as três fases.	32
Figura 9 - MO do Tule com menor abertura (x50).....	33
Figura 10 - MO do Tule com maior abertura (x50).....	33
Figura 11 - MO do Curativo A (x50).	33
Figura 12 - MO do Curativo B (x50).	33
Figura 13 – Micrografia (MEV) do Tule de poliamida de menor abertura (100x).	35
Figura 14 – Micrografia (MEV) do Tule de poliamida de maior abertura (100x).	35
Figura 15 - Micrografia (MEV) do Curativo A (100x).	35
Figura 16 - Micrografia (MEV) Curativo B (100x).	35
Figura 17 - Espectro vibracional de IV do Tule de menor abertura e do Tule de Maior Abertura.	37
Figura 18 - Espectro vibracional de IV do Curativo B e do Curativo A.	38
Figura 20 - Difratoograma de Raio X do Tule de Menor Abertura e do Tule de Maior Abertura.	39
Figura 21 - Difratoograma de Raio X do Curativo A e do Curativo B.	40
Figura 22 - Ângulo de Contato das Amostras: Tule de Maior abertura, Tule de Menor abertura, Curativo A e Curativo B.	41
Figura 23 - Viabilidade de macrófagos de camundongos Swis na presença dos Tules. Tule com menor abertura, Tule com maior abertura, LPS – controle positivo, CN – controle negativo.	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Microanálise elementar por EDS do Tule de Menor abertura, Tule de Maior abertura, Curativo A e Curativo B.	36
Tabela 2 - Atribuições dos picos característicos do espectro infravermelho da poliamida 6 (LIM; BRITT; TUNG, 1999).	37

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	OBJETIVOS	14
2.1	OBJETIVO GERAL.....	14
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	14
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
3.1	PELE.....	15
3.2	CICATRIZAÇÃO DE FERIDAS.....	17
3.2.1	Fase Inflamatória ou Exsudativa	18
3.2.2	Fase Proliferativa	18
3.2.3	Fase de Maturação e Remodelação	18
3.3	CURATIVOS.....	20
3.4	BIOMATERIAIS.....	22
3.4.1	Biomateriais Poliméricos	24
3.5	POLIAMIDAS.....	25
3.5.1	Tule de Poliamida	27
4	MATERIAIS E MÉTODOS	28
4.1	MATERIAIS.....	28
4.2	MÉTODOS.....	28
4.3	LOCAL DA PESQUISA.....	29
4.4	CARACTERIZAÇÕES DOS MATERIAIS.....	29
4.4.1	Microscopia Óptica (MO)	29
4.4.2	Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	29
4.4.3	Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS)	30
4.4.4	Espectroscopia na região de Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR)	30
4.4.5	Difração de Raios X (DRX)	31
4.4.6	Molhabilidade por Ângulo de Contato	31
4.4.7	Ensaio de Citotoxicidade	32
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	33
5.1	MICROSCOPIA ÓTICA.....	33

5.2	MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)	34
5.3	ESPECTROSCOPIA DE ENERGIA DISPERSIVA (EDS)	35
5.4	ESPECTROSCOPIA NA REGIÃO DE INFRAVERMELHO POR TRANSFORMADA DE FOURIER (FTIR).....	36
5.5	DIFRAÇÃO DE RAIOS X	39
5.6	MOLHABILIDADE POR ÂNGULO DE CONTATO.....	40
5.7	ENSAIO DE VIABILIDADE CELULAR	41
6	CONCLUSÕES.....	43
	REFERÊNCIAS	45

1 INTRODUÇÃO

A dermoabrasão, ou dermabrasão, consiste em um processo de lixamento da pele, utilizando-se lixas d'água, ou escovas, de forma manual ou por meio de um dermabrasor, aparelho elétrico constituído de um motor conectado a um terminal, onde são adaptadas lixas diamantadas ou escovas de aço, que serão usadas em alta rotação (AZULAY; AZULAY, 2008). Este procedimento é realizado principalmente por cirurgiões dermatológicos e é indicado para correção de cicatrizes de acne, tratamento do fotoenvelhecimento, (exemplo: rugas, discromias, etc.), do rinofima, na prevenção do câncer de pele através da remoção de múltiplas ceratoses actínicas, na remoção de tatuagens e telangectasias e em várias outras lesões cutâneas (COSTA; GADELHA, 2009).

A recuperação da pele ocorre a partir das bordas da ferida e da epiderme dos anexos cutâneos, especialmente dos folículos pilosos e o processo de cicatrização após a dermabrasão produz uma pele mais lisa e uniforme, depois que a derme e epiderme são removidas. O procedimento de Dermoabrasão é indicado especialmente na face (ALMEIDA; CALHEIREGOS, 2006).

Terminada a cirurgia, é de grande importância para o bom resultado, o curativo a ser realizado. A seleção do curativo adequado depende da extensão e da profundidade da lesão (DEALEY, 2001). Existem várias alternativas no uso dos curativos pós-operatórios e nos cuidados pós-dermabrasão. A cicatrização de feridas é melhorada quando curativos úmidos ou oclusivos são aplicados à superfície da área (THOMAS, et.al.; 2009). Os curativos fechados são preferidos pelo maior número de vantagens, como principalmente manter úmida a área cruenta, acelerar a reepitelização, diminuir a dor, por impedir que terminações nervosas livres fiquem expostas ao ar, servir de barreira contra microorganismos e favorecer ainda a chegada de queratinócitos, fibroblastos e fatores de crescimento, que aceleram a cicatrização (KADUNC; CHIACCHIO; ALMEIDA, 2002).

Os curativos fechados geralmente são compostos de quatro camadas: a primeira ou de contato, "toca" a ferida diretamente; a segunda consiste em creme ou pomada de antibiótico ou vaselina; a terceira é formada por camadas de gaze absorvente e a última, que mantém todo o resto no lugar, é composta de fitas adesivas ou redes fixadoras (KADUNC; CHIACCHIO; ALMEIDA, 2002).

No estágio tecnológico atual, a primeira camada do curativo, que fica diretamente em contato com o leito da ferida, exige a utilização de um curativo não aderente, para que seja facilmente desprendido durante a troca do mesmo, aliviando a dor do paciente e principalmente contribuindo para uma melhor cicatrização. Há cerca de 10 anos, alguns cirurgiões dermatológicos vem utilizando tule de nylon, tecido composto de poliamida, após esterilização, como primeira camada do curativo pós dermoabrasão, pela característica principal de não aderência a pele em processo de reepitelização. E apesar da sua ampla utilização como opção do curativo, não há relatos até a presente data, de estudos relatando a caracterização desse material. Diante disto, este trabalho teve como objetivo caracterizar do tule de poliamida, que é utilizado como um biomaterial desde então.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar e caracterizar o tule de poliamida, com o propósito de dar segurança a este procedimento no que diz respeito às interações biológicas.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a composição do tule antes e após esterilização em autoclave.
- Avaliar a incorporação de antibióticos no tule.
- Comparar a morfologia, estrutura cristalina, biodegradação e composição química do tule com dois curativos comercialmente utilizados.
- Avaliar e comparar a citotoxicidade dos materiais pesquisados.

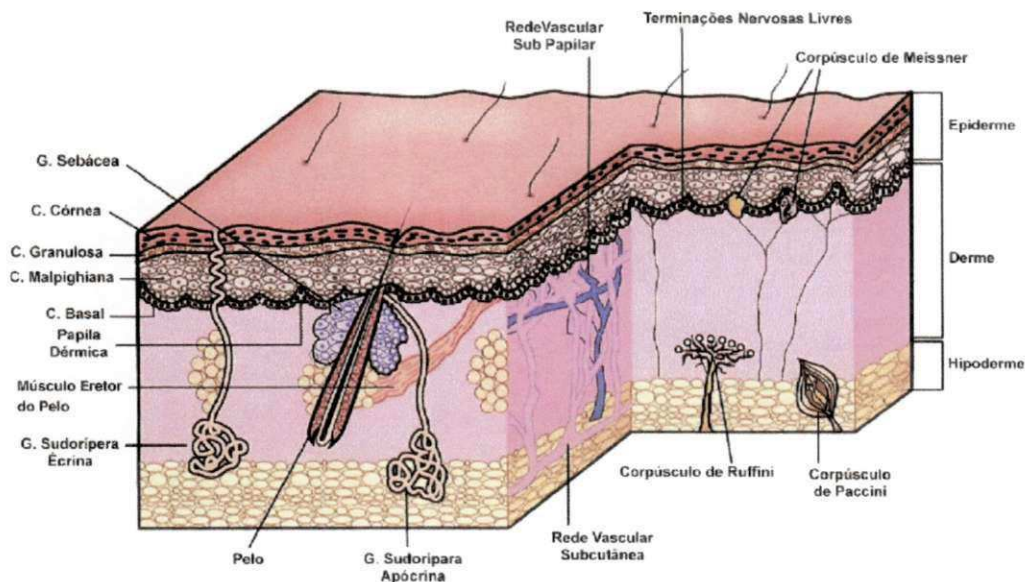
3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 PELE

Segundo Azulay e Azulay (2004) e Porto (2001), a pele do homem, que corresponde a 15% de seu peso corporal, é um órgão que reveste e delimita o organismo, protegendo-o e interagindo com o meio externo.

A pele consiste em duas camadas principais, o epitélio de superfície ou epiderme e a camada de tecido subjacente, o cório ou derme. Abaixo da derme encontra-se a fáscia superficial ou hipoderme. A hipoderme está intimamente ligada à fáscia profunda subjacente, aponeurose ou periósteo (COTRAN; KUMAR; ROBBINS, 2000; AZULAY; AZULAY, 2008), conforme ilustra a Figura 1.

Figura 1 – Representação esquemática da pele.



Fonte: SAMPAIO; RIVITTI, 2001.

De acordo com Guirro e Guirro (2002), a pele representa 12% de peso total do corpo. É o maior sistema de órgãos expostos ao meio ambiente. A pele possui diversas funções, como proteção contra agentes físicos, químicos e biológicos do ambiente, percepção, hemorregulação, termorregulação, secreção, excreção e produção de vitamina D.

A pele deriva, embriologicamente, dos folhetos ectodérmicos e mesodérmicos. As estruturas epiteliais – epiderme, folículos pilossebáceos, glândulas apócrinas e écrinas, e unhas, derivam do ectoderma. Os nervos e os melanócitos originam-se do neuroectoderma e as fibras colágenas e elásticas, vasos sanguíneos, músculos e tecido adiposo originam-se do mesoderma (SAMPAIO; RIVITTI, 2001).

A epiderme possui 0,1 mm de espessura média, e é definida como epitélio pavimentoso estratificado com queratina, possuindo várias camadas de células, que crescem continuamente de dentro para fora. Durante o ciclo de crescimento, as células morrem por se impregnarem de queratina, um tipo de proteína que torna a pele mais resistente e flexível. As células da superfície são todas mortas (MAIO, 2004).

A epiderme é uma camada protetora que proporciona uma barreira a lesões, à contaminação e à luz. E também evita a desidratação dos tecidos subjacentes, retém fluidos e nutrientes dentro da pele e produz melanina, a qual é responsável pela cor da pele (RIBEIRO, 2003). A espessura da epiderme apresenta variações topográficas desde 0,04 mm nas pálpebras até 1,6 mm nas regiões palmo-plantares (SAMPAIO; RIVITTI, 2001).

A derme ou cório é a segunda camada tissular componente da pele, considerada camada de suporte da epiderme e consiste de um componente fibroso (colágeno e elastina) juntamente com a chamada substância fundamental. Nesta camada situam-se as estruturas vasculares, nervosas e os órgãos anexiais da pele, glândulas sebáceas, sudoríporas e folículos pilosos (DU VIVIER; MCKEE, 1997). Sua função é representada pela flexibilidade e elasticidade, além de ser o local onde se desenvolvem as defesas contra agentes nocivos que venceram a primeira barreira protetora, representada pela epiderme (PORTO; PORTO, 2007).

E a hipoderme, camada mais profunda da pele, constitui-se de tecido adiposo, ou seja, células repletas de gordura; cuja função principal é participar no isolamento térmico e na proteção mecânica do organismo às pressões e traumas externos e facilitar a motilidade da pele em relação ao meio externo (SAMPAIO; RIVITTI, 2001). Representa ainda importante reserva calórica para o organismo (PORTO; PORTO, 2007).

Anexos Cutâneos são estruturas que surgem de modificações da epiderme ainda na vida embrionária; são elas: folículo pilossebáceo, glândulas sudoríporas e unhas. O folículo pilossebáceo é composto de folículo piloso, glândula sebácea e músculo eretor do pêlo, é sempre provido de terminações nervosas; em algumas regiões (axilas, púbis, mamas, etc...) desembocam no folículo, as glândulas sudoríporas apócrinas (AZULAY; AZULAY, 2008).

A pele é o manto de revestimento do organismo, indispensável à vida, que isola os componentes orgânicos do meio externo. Constitui-se em complexa estrutura de tecidos de várias naturezas, dispostos e inter-relacionados de modo a adequar-se, de maneira harmônica, ao desempenho de suas funções. Apresenta grandes variações ao longo de sua extensão de acordo com os seguimentos corpóreos, sendo ora mais flexível e elástica, ora mais rígida; com pregas, alterações articulares e musculares, orifícios pilossebáceos e orifícios sudoríparos (SAMPAIO; RIVITTI, 2007).

3.2 CICATRIZAÇÃO DE FERIDAS

Quando uma pessoa sofre um trauma tecidual ou da pele, uma série complexa de processos celulares, bioquímicos e fisiológicos é iniciada. Esses processos, os quais incluem granulação, contração da ferida e reepitelização, são destinados a restabelecer a integridade tecidual e restabelecer a barreira protetora do corpo. O resultado é uma ferida cicatrizada. Frequentemente a cicatrização ocorre em velocidades diferentes em indivíduos diferentes e os eventos de reparo tecidual se sobrepõem (RIBEIRO, 2003).

A cicatrização de feridas consiste em uma perfeita e coordenada cascata de eventos celulares e moleculares que interagem para que ocorra a repavimentação e a reconstituição do tecido (ORTONNE; CLÉVY, 1994a).

A perda tecidual pode atingir a derme completa ou incompletamente, ou mesmo atingir todo o órgão, chegando ao tecido celular subcutâneo. É daí que vem a definição do tipo de ferida (FAZIO; ZITELLI; GOSLEN, 2000a).

Ferida de espessura parcial (derme incompleta): ocorre após muitos procedimentos dermatológicos como a dermoabrasão, o resurfacing por laser

ou peelings químicos; pode também ser causada por traumatismos. A reparação faz-se pela reepitelização dos anexos epiteliais ou epitélio derivado da pele adjacente não acometida. Como resultado final tem-se uma cicatriz praticamente imperceptível (FAZIO; ZITELLI; GOSLEN, 2000a).

Já as feridas de *espessura total* (derme completa ou estendida ao tecido celular subcutâneo) necessitam da formação de um novo tecido, o tecido de granulação; a epitelização, base da cicatrização nas feridas de espessura parcial, acontece apenas nas margens da ferida. Nesse caso, a cicatriz é totalmente perceptível e, muitas vezes, pronunciada (FAZIO; ZITELLI; GOSLEN, 2000a).

Existem autores que consideram três estágios no processo de cicatrização: inicialmente um estágio inflamatório, seguido por um de proliferação e finalizando com o reparo em um estágio de remodelação, como pode se observar na Figura 3 (ORTONNE; CLÉVY, 1994b; CANDIDO, 2001).

3.2.1 Fase Inflamatória ou Exsudativa

Sua duração é de aproximadamente 48 a 72 horas. Caracteriza-se pelo aparecimentos dos sinais prodrômicos da inflamação: dor, calor, rubor e edema. Mediadores químicos provocam vasodilatação, aumentam a permeabilidade dos vasos e favorecem a quimiotaxia dos leucócitos. Neutrófilos combatem os agentes invasores, e macrófagos realizam a fagocitose (CANDIDO, 2001).

3.2.2 Fase Proliferativa

Tem duração de 12 a 14 dias. Ocorre neoangiogênese, produção de colágeno pelos fibroblastos e intensa migração celular, principalmente queratinócitos, promovendo a epitelização. A cicatriz possui aspecto avermelhado (CANDIDO, 2001).

3.2.3 Fase de Maturação e Remodelação

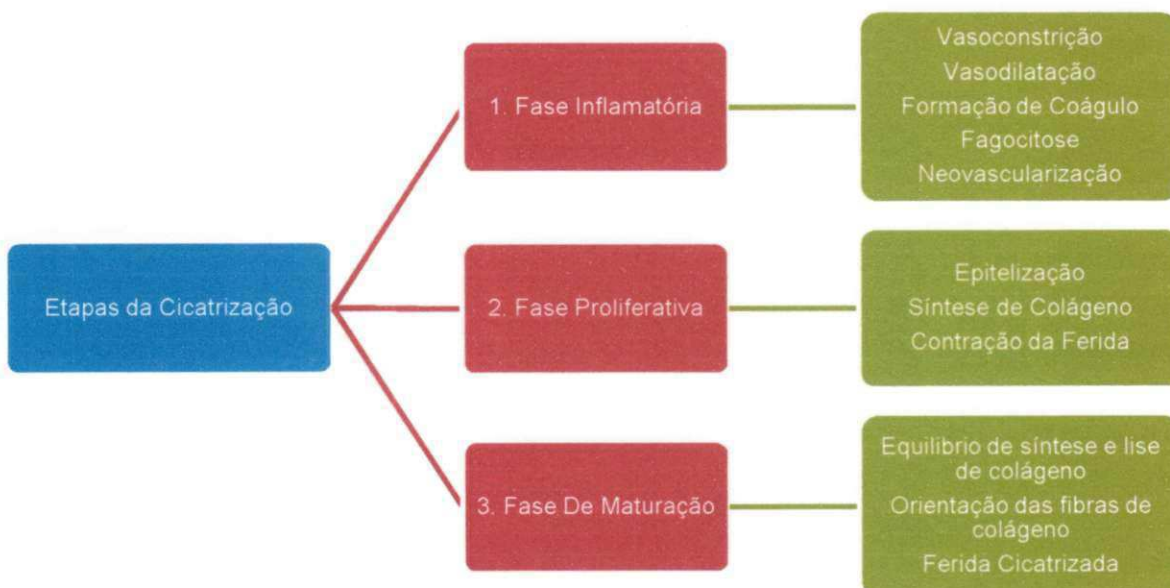
A terceira etapa pode durar de meses a anos. Ocorre reorganização do colágeno, que adquire maior força tensil e empalidece. A cicatriz assume a coloração semelhante à pele adjacente (CANDIDO, 2001).

A cicatrização depende de vários fatores, tais como: localidade, tipo de pele, raça, técnica cirúrgica utilizada. Pode variar se a ferida ocorre do feto, no recém-nascido ou no indivíduo adulto (JULIA et al., 1992), estados de saúde e nutricional do paciente, alterações cardiocirculatórias e de coagulação, uso de fármacos sistêmicos e ressecamento do leito da ferida durante a cicatrização (MANDELBAUM et al., 2003).

Outros autores classificam de uma forma mais completa dividindo o processo em cinco fases principais: coagulação; inflamação; proliferação; contração da ferida e remodelação (FAZIO; ZITELLI; GOSLEN, 2000b).

O trauma tecidual é seguido por uma série de eventos que agregam uma fase inflamatória, a formação tecidual e remodelação da ferida (CANDIDO, 2001), como pode se observar no fluxograma que segue:

Figura 2 - Fluxograma da cicatrização normal das feridas.



Fonte: Arquivo Próprio.

3.3 CURATIVOS

Além da limpeza e desbridamento, outro princípio importante da terapia tópica de feridas é a oclusão com as coberturas (DUARTE; DIOGO, 2000; BRYANT, 1992; EAGLSTEIN, 2001). As coberturas também são denominadas de curativos, porém este termo não é o mais adequado, pois segundo Duarte e Diogo (2000), engloba a técnica de "curar", ou seja, os procedimentos que vão da remoção da cobertura anterior, limpeza, desbridamento e colocação da nova cobertura.

A percepção de quanto é importante um curativo adequado e bem feito tem conduzido pesquisadores a produzir uma grande variedade de curativos, agentes tópicos e métodos para a obtenção de um bom resultado nos procedimentos dermatológicos (JORGE, 2003).

O curativo apresenta várias funções: Manter a umidade e temperatura adequadas nas feridas cirúrgicas, protegendo contra traumas mecânicos e contaminação do meio externo e absorver as secreções, favorecendo a epitelização e a cicatrização. Por seu efeito compressivo, ajudam a prevenir a formação de hematomas e seromas, oferecem conforto físico e psicológico ao paciente (SCIH / CCIH – SANTA CASA DE MISERICÓRDIA DE GOIÂNIA, 2011).

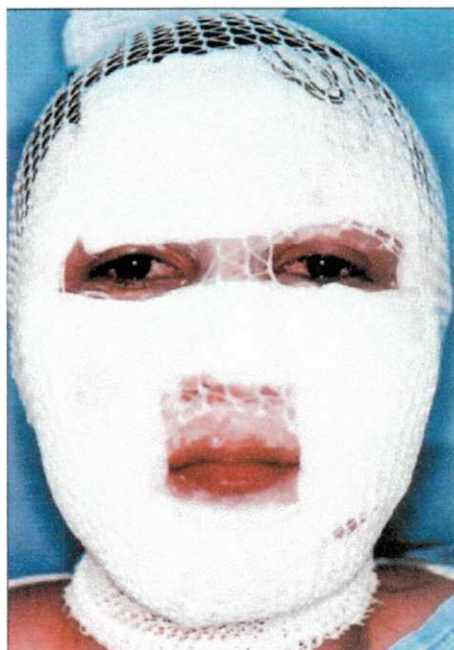
Os curativos atualmente disponíveis no mercado podem ser classificados como: convencionais, hidrogéis, hidrocolóides, polímeros, bioativos, enzimas proteolíticas, curativos antiodor e filmes adesivos (CANDIDO, 2001).

O curativo pós-dermoabrasão deve ser sempre oclusivo porque mantém úmida área cruenta. Isto diminui a dor impedindo que as terminações nervosas livres fiquem expostas ao ar, e acelera a cicatrização, favorecendo a chegada de queratinócitos, fibroblastos e fatores de crescimento (GADELHA; COSTA, 2009). Este curativo é realizado após a ferida cirúrgica estar limpa de resíduos cutâneos e sem sangramento importante. O curativo oclusivo geralmente é composto de quatro camadas: a primeira ou de contato, "toca" a ferida operatória diretamente, a segunda, consiste em aplicar uma camada abundante de antibiótico tópico em veículo cremoso (ácido fusídico, neomicina pomada ou outros), a terceira é formada por camadas de gaze de algodão,

absorventes, e a última, que mantém todo o resto no lugar, é composta de fitas adesivas ou redes fixadoras (KADUNC; CHIACCHIO; ALMEIDA, 2002). Observar Figura 4.

A primeira camada do curativo é deixada em contato com a pele que foi dermabrasada por cerca de 3 a 4 dias, realizando-se apenas a remoção das camadas seguintes durante limpeza diária, a partir de 24 após o procedimento. Para que não ocorra aderência da primeira camada do curativo à pele, é necessário que este seja de material não aderente. Utilizava-se no início, a gaze de algodão, que era muito difícil de ser removida após esse período de 3 a 4 dias, uma vez que após 6 a 10 dias, a pele já se apresenta reepitelizada. Há muitos anos tem-se utilizado curativos de material sintético nesta primeira camada. E há cerca de 10 anos, um grupo de cirurgiões dermatológicos propuseram a utilização de um material, de baixo custo e principalmente com a qualidade de não aderir à pele dermabrasada, que é o tule de náilon. Pedacos deste material é portanto esterilizado em autoclave em tamanhos variados e utilizados com este fim (KADUNC; CHIACCHIO; ALMEIDA, 2002).

Figura 3 - Curativo pós-dermabrasão.



Fonte: Gadelha; Costa (2009).

Figura 4 - Limpeza com solução salina sobre o tule.



Fonte: Kadunc; Chiacchio; Almeida (2002).

Para ser considerado um curativo ideal, o mesmo deve: manter alta umidade na interface ferida/cobertura; remover o excesso de exsudação; permitir a troca gasosa; fornecer isolamento térmico; ser impermeável a bactérias; estar isento de partículas e tóxicos contaminadores e permitir a troca sem provocar trauma (FLORIANOPÓLIS, 2007).

Atualmente, tem-se no mercado uma grande variedade de curativos originados de diversas substâncias naturais como, alginato de cálcio, ácidos graxos essenciais, carvão ativado, colagenase, papaína, celulose, quitosana entre outros. Porém, vale salientar que essas matérias-primas podem atuar em formulações compostas, com biomateriais sintéticos, dependendo sua ação, da especificidade de cada lesão (SANTOS; WADA, 2007).

3.4 BIOMATERIAIS

Existem varias definições para o conceito de biomateriais destinados a possuir uma interface com os sistemas biológicos para avaliar, tratar, aumentar ou substituir qualquer tecido, órgão ou função do corpo (EASTMOND et al., 1989 ; LIMA et al., 2003).

Os Biomateriais podem ser considerados como produtos aptos para serem utilizados nos seres humanos com a finalidade de tratamento ou alívio

de uma enfermidade ou lesão, e também para a substituição e modificação de sua anatomia ou de um processo fisiológico. Por isso, incluem qualquer produto natural, sintético e/ou natural modificado que pode ser utilizado como um dispositivo médico ou parte dele. Assim, compreendem os materiais empregados em implantes de qualquer tipo até os utilizados na fabricação de instrumentos médicos e cirúrgicos que entram em contato com o organismo. Os materiais sintéticos utilizados para este fim incluem metais, polímeros e cerâmicas e também a combinação destes nos chamados compósitos (APARECIDA, 2006).

Como características essenciais de um biomaterial estão a biocompatibilidade e a biofuncionalidade. Elas se referem à capacidade de um material funcionar com uma resposta apropriada do hospedeiro em uma aplicação específica (CARBONARI, 2003).

O mais importante fator que distingue um biomaterial de qualquer outro material é sua habilidade de existir em contato com tecidos do corpo humano sem causar um grau inaceitável de dano ao corpo. A condição fundamental para qualquer material sintético ser utilizado como biomaterial é não causar processos inflamatórios e, tampouco propiciar qualquer reação indesejável do corpo. Esta propriedade fundamental é conhecida como biocompatibilidade. A biocompatibilidade refere-se à habilidade de um material em proporcionar uma resposta apropriada do hospedeiro, em uma aplicação específica (NICHOLSON, 2002; FOOK, 2005; WILLIAMS, 2008).

O termo biocompatibilidade envolve dois fenômenos associados na mesma situação: o implante não pode ser afetado pelo meio fisiológico, e os tecidos locais e remotos não podem sofrer danos pela presença do implante (TWEDEN et al., 1999).

Outra característica fundamental nos biomateriais é a biofuncionalidade onde um biomaterial deve resistir/suportar solicitações químicas, térmicas e mecânicas sem substancial deterioração (reação química, fratura, abrasão) e, também, não deve alterar o meio biológico, propriedade esta denominada de biofuncionalidade (FOOK, 2005).

Algumas das propriedades que asseguram a biofuncionalidade são: a transmissão de cargas e distribuições de tensões mecânicas, articulação com

baixo atrito, preenchimento de cavidades, geração e aplicação de estímulos elétricos, transmissão de sons, transporte e emissão de drogas, guia para regeneração de tecidos, entre outras (WILLIAMS, 1992; FERNÁNDEZ et al., 1999).

Quando os materiais utilizados como implantes não são biocompatíveis, o organismo vivo isola o dispositivo com a formação de uma camada aderente de tecido fibroso pouco vascularizado de espessura variável; quanto maior a espessura menor a aceitação (SAVARINO et al., 1998; TWEDEN et al., 1999; VALENTE, 1999; RIBEIRO, 2003).

3.4.1 Biomateriais Poliméricos

Dentre os materiais utilizados como Biomateriais encontram-se os polímeros que são compostos tanto orgânicos quanto inorgânicos, naturais ou sintéticos de alta massa molar (CALLISTER JUNIOR, 2002)

O uso de polímeros como biomateriais torna-se vantajoso devido às adequadas propriedades que apresentam tais como, baixa densidade; facilidade de fabricação em diversos formatos com bom acabamento; alta produtividade nos processos de fabricação, baixo consumo energético no processamento; comportamento elastomérico; possibilidade de polimerização (*in situ*) e resistência à corrosão. Em consequência, os biomateriais poliméricos são utilizados em um grande número de aplicações em várias áreas profissionais com propriedades e aplicações diversificadas (KATTI, 2004).

Os polímeros naturais são aqueles derivados de plantas e animais. Esses materiais incluem a madeira, borracha, algodão, lã, couro e a seda, proteínas, enzimas, amido e a celulose. Os polímeros sintéticos podem ser obtidos por meio de uma reação química denominada polimerização e as substâncias que lhes dão origem são chamadas de monômeros. Muitos dos plásticos, borrachas e materiais fibrosos que nos são úteis nos dias de hoje constituem os polímeros sintéticos. (MURASE et al., 2002; BASSANI; PESSAN; HAGE, 2002). Um exemplo deste tipo de reação é a obtenção das poliamidas formadas a partir de diaminas e diácidos com a eliminação de água. (BILLMEYER JUNIOR, 1984; ODIAN, 2004).

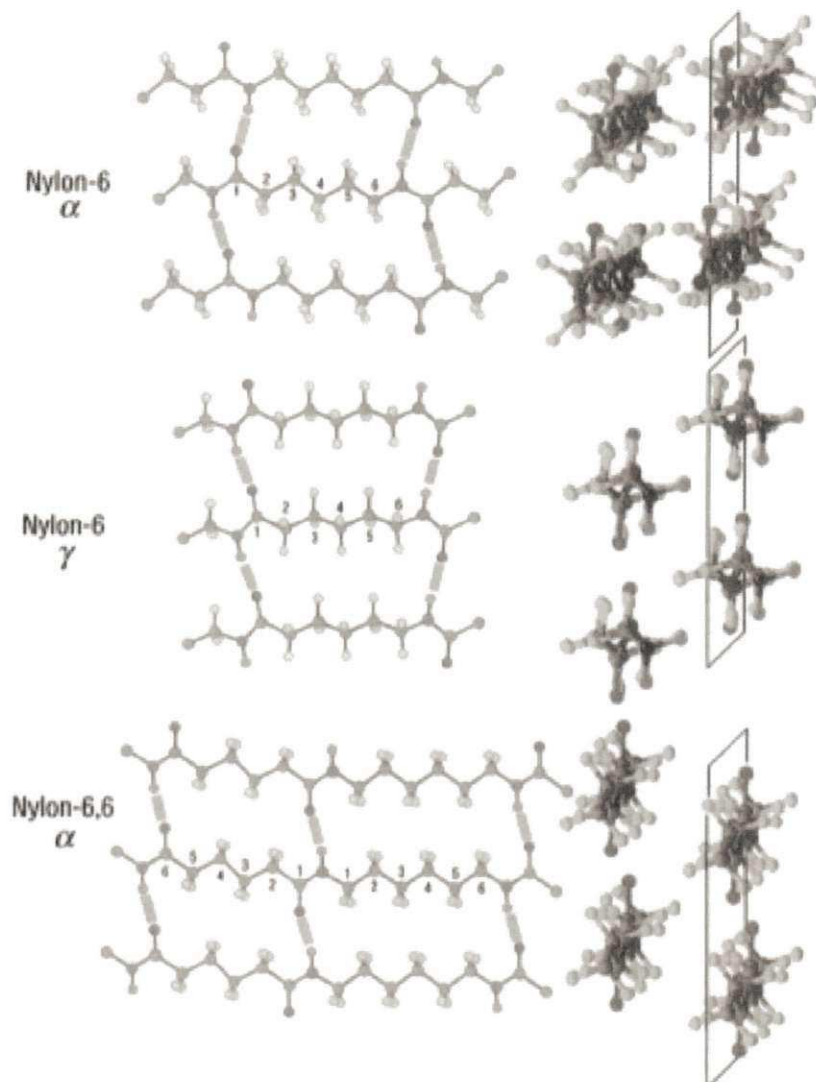
Os polímeros sintéticos vêm sendo utilizados desde 1950, e os mais conhecidos em aplicações biomédicas são: polimetilmetacrilato, polietileno e poliuretano. Possuem propriedades térmicas que os dividem em termoplásticos, ou seja, sofrem deformação a partir da aplicação de pressão sob temperaturas mais elevadas (polietileno, polipropileno, polimetilmetacrilato, politetrafluoretileno, poliamidas) ou termorrígidos que não podem ser reprocessados facilmente, uma vez adquirida a forma final (borrachas vulcanizadas, hidrogéis, resinas epoxídicas e fenólicas) (ORÉFICE; PEREIRA; MANSUR, 2006b).

3.5 POLIAMIDAS

As poliamidas constituem uma classe de polímeros bastante atraentes para aplicações de engenharia devido à combinação de propriedades, boa resistência química e a abrasão, elevada resistência à tensão e a flexão, estabilidade dimensional e fácil processamento. (MURASE et al., 2002; BASSANI; PESSAN; HAGE, 2002; HUANG et al., 2008). Por outro lado as poliamidas são bastante sensíveis ao entalhe, por apresentarem alta resistência à iniciação de trinca, ou seja, são dúcteis quando não entalhados, mas fraturam de maneira frágil quando entalhados (BASSANI; PESSAN; HAGE, 2002). Além disso, devido ao seu caráter hidrofílico, propriedades como estabilidade dimensional, densidade, resistência mecânica, elétrica variam de acordo com a umidade (MURASE et al., 2002; AGUIAR; YOSHIDA, 2003).

As poliamidas consistem de segmentos de polietileno $(CH_2)_n$ separados por unidades de peptídeos (NH-CO) que estão tanto paralelos como antiparalelos. Estas unidades de peptídeos possibilitam a ligação do hidrogênio com a cadeia do polímero figura 2.2, proporcionando ao *Nylon* algumas propriedades típicas (DASGUPTA; HAMMOND; GODDARD, 1996).

Figura 5 - Representação da poliamida 6 (nylon-6) e da poliamida 6.6 (nylon-6,6).



Fonte: Dasgupt; Hammond; Goddard (1996).

Em contraste com polímeros altamente cristalinos como o polietileno, as poliamidas, que são semicristalinas, podem ter seu grau de cristalinidade controlado em larga escala (DASGUPTA; HAMMOND; GODDARD, 1996; HUANG et al., 2004).

A alteração da densidade da amida pode implicar na mudança de propriedades como a temperatura de fusão, módulo, resistência ao impacto, à baixa temperatura, absorção da umidade e resistência química a sais e ácidos. Existe diferentes tipo de poliamidas, porém as mais representativas deste grupo são a poliamida 6 e a poliamida 6.6. (DASGUPTA; HAMMOND; GODDARD, 1996) apresentam estrutura linear e conformação das cadeias em

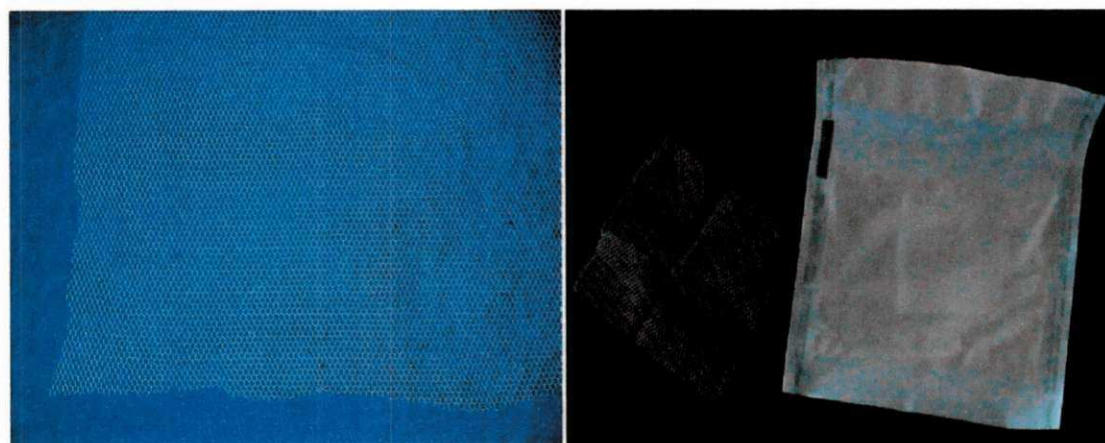
zigue-zague com pontes de hidrogênio entre grupos funcionais (GASPARIN, 2004). São amplamente utilizadas na produção de carpetes e peças de vestuário. Apresentam também custo relativamente competitivo em virtude da grande capacidade de produção mundial de seus monômeros (FERRO; SILVA; WIEBECK, 2007).

3.5.1 Tule de Poliamida

O tule é um tecido popular de baixo custo, composto de nylon, encontrado em lojas têxteis e que é utilizado para confecção de mosquiteiros e véus de noiva, principalmente, além de várias outras propostas nesta área. O nylon é uma fibra têxtil sintética derivada de resina poliamida, caracterizado por não ser degradável, ser elástico e altamente resistente a condições de tempo.

De acordo com Araújo, Fanguero e Hong (2000), a poliamida se enquadra como um tipo de material não-implantável que pode ser utilizado em aplicações externas no corpo humano com ou sem contato com a pele.

Figura 6 - Amostras de tule.



Fonte: Kadunc; Chiacchio; Almeida (2002).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

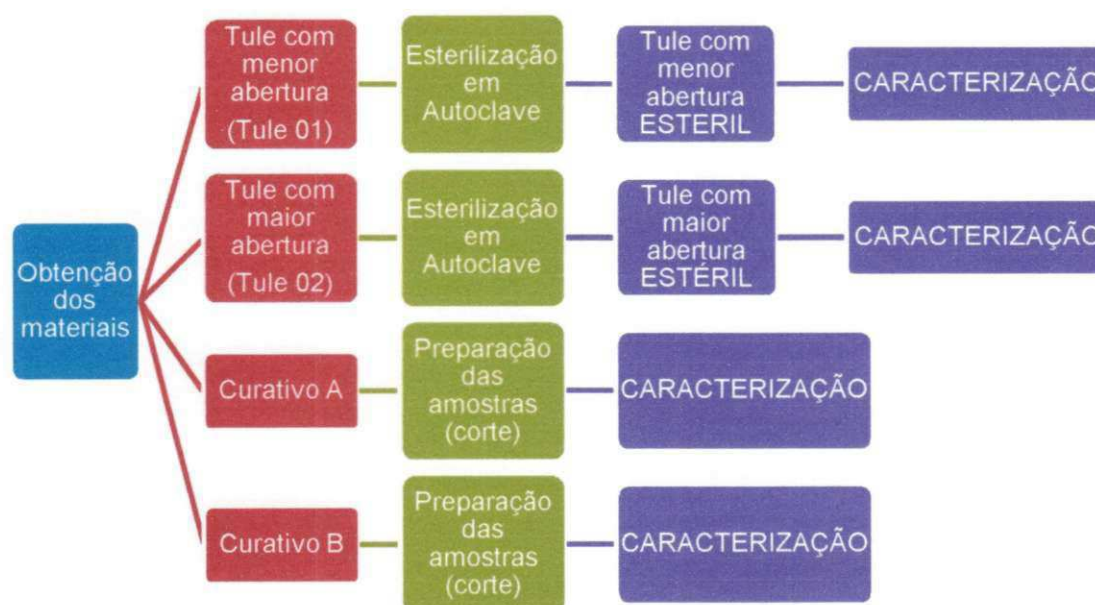
- Tule de poliamida obtido em lojas de tecido, em duas aberturas, o qual foi identificado: Tule 01 (Tule de menor abertura) e Tule 02 (Tule de maior abertura);
- Curativo A, composto de acetato de celulose, segundo fabricante (comercialmente utilizado);
- Curativo B, composto de acetato de celulose, segundo fabricante (comercialmente utilizado).

4.2 MÉTODOS

O tule de poliamida foi adquirido em dimensões de 1m x 1,4m em lojas Têxteis na região de João Pessoa-PB. A marca optada para este trabalho foi escolhida segundo critério de baixo custo e fácil disponibilidade no mercado e retirado para análise amostras de tamanho 7mm x 7mm.

A metodologia para caracterização do tule de poliamida está descrita no fluxograma da Figura 7.

Figura 7 - Fluxograma da Metodologia.



Fonte: Arquivo Próprio (2012).

4.3 LOCAL DA PESQUISA

A parte da pesquisa relativa à caracterização físico-química do Tule foi desenvolvida no Laboratório CERTBIO (Laboratório de Desenvolvimento e Avaliação de Biomateriais), localizado na Universidade Federal de Campina Grande – UFCG.

As amostras do tule de poliamida foram esterilizadas em autoclave por 15 minutos, a 121°, com a pressão de 15 libras.

4.4 CARACTERIZAÇÕES DOS MATERIAIS

As propriedades físico-química, morfológicas e biológicas do tule de poliamida foram caracterizadas pelas técnicas descritas abaixo.

4.4.1 Microscopia Óptica (MO)

A caracterização por MO foi realizada em um Microscópio Óptico HIROX, com resolução máxima de 3500X, por luz transmitida, acoplado a uma estação de Captura e Análise de Imagens com Software. A análise de MO será realizada para verificação da morfologia no tule de poliamida e das marcas já comerciais.

4.4.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

O microscópio eletrônico de varredura (MEV) é um equipamento capaz de produzir imagens de alta ampliação (até 300.000 X) e resolução. A microscopia eletrônica fornece informação morfológica e topográfica sobre superfícies de sólidos, necessária para se entender o comportamento de superfícies.

As amostras do material foram caracterizadas morfologicamente por microscopia eletrônica de varredura utilizando um microscópio eletrônico de

bancada, modelo HITACHI TM - 1000 (UAEMa/CCT/UFCG) que opera com aumento máximo 10000x, profundidade de foco de 1 mm, resolução de 30 nm, 15 KV, baixo vácuo e pressão variada (1 a 270 Pa), sem a necessidade de recobrimento metálico.

4.4.3 Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS)

O EDS é um acessório essencial no estudo de caracterização microscópica de materiais, no qual os elementos químicos presentes numa amostra podem ser identificados através do espectro de raio X emitido pela amostra. Um detector instalado na câmara de vácuo do MEV mede a energia associada a esse elétron. Como os elétrons de um determinado átomo possuem energias distintas, é possível, no ponto de incidência do feixe, determinar quais elementos químicos estão presentes naquela amostra. O diâmetro reduzido do feixe permite a determinação da composição atômica em amostras de tamanhos muito reduzidos (<5 μm), permitindo uma análise quase que pontual.

Neste trabalho a análise química foi realizada no equipamento fabricado pela SHIMADZU. O detector está acoplado ao MEV SHIMADZU SSX-550 SUPERSCAN.

4.4.4 Espectroscopia na região de Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR)

Esta técnica tem grande valor para a análise orgânica qualitativa e compreende a faixa do espectro eletromagnético que vai do limite superior da faixa de microondas até o começo da região visível, com comprimento de onda entre 14000 cm^{-1} e 20 cm^{-1} , porém considera que as ligações químicas das substâncias possuem frequências de vibrações específicas, as quais correspondem a níveis vibracionais da molécula (FOOK, 2005; LOPES; FACIO, 2004).

A caracterização por espectroscopia na região do infravermelho com Transformada de Fourier foi realizada em um espectrômetro modelo Spectrum 400 FT Mid-IR PerkinElmer com varredura de 4000 a 400 cm^{-1} .

4.4.5 Difração de Raios X (DRX)

As técnicas de difração de raios X são muito utilizadas na caracterização de materiais cristalinos, tais como metais, compostos intermetálicos, cerâmicas, polímeros ou outros compostos orgânicos ou inorgânicos. As técnicas de difração podem ser usadas para identificar as fases presentes nas amostras de materiais inicialmente não refinados a produtos acabados e fornecer informações sobre o estado físico das amostras, tais como o tamanho de grão, textura e perfeição cristalina. Muitas das técnicas de difração de raios X são rápidas e não destrutivas; alguns instrumentos são portáteis e podem ser transportados com as amostras (APARECIDA, 2006).

As amostras foram submetidas à análise por difração de raios X (DRX) em um difratômetro SHIMADZU (modelo XRD 7000) com varredura angular $5^\circ < 2\theta < 70^\circ$, na montagem de Bragg-Brentano, sistema θ - θ , utilizando radiação de $\text{CuK}\alpha$ na tensão de 40kV e corrente 30mA. Os parâmetros do processo foram: varredura no passo de 0,02 (2θ) e intervalo de 0,5 s. para cada amostra.

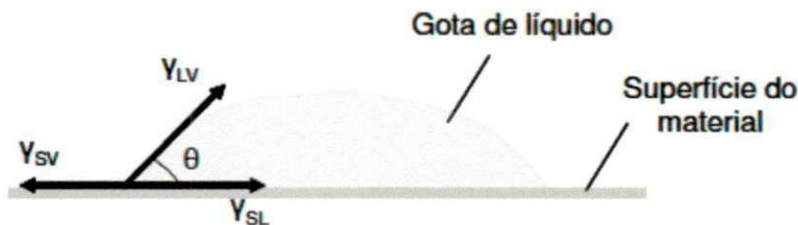
4.4.6 Molhabilidade por Ângulo de Contato

A energia superficial e o caráter hidrofílico/hidrofóbico foram avaliados pela medida da tensão superficial em equipamento desenvolvido e instalado no laboratório de caracterização da UAEMa/CCT/UFCG. A imagem foi capturada por uma câmara digital e remetida a um microcomputador que através de um software fez a conversão do ângulo da interface líquido-material em unidade de tensão interfacial e essa medida do ângulo de contato foi utilizada para caracterizar a molhabilidade das superfícies.

O ângulo θ se forma entre o plano tangente da gota (γ_{LV} energia de superfície na interface líquido-vapor) e o plano contendo a superfície onde o

líquido se encontra depositado (γ_{SL} - energia de superfície na interface sólido-líquido), conforme esquematizado Figura 8.

Figura 8 - Esquema de uma gota sobre uma superfície durante medidas de ângulo de contato e o equilíbrio termodinâmico entre as três fases.



Fonte: Meiga (2010).

4.4.7 Ensaio de Citotoxicidade

O teste de citotoxicidade *in vitro* deve ser um dos ensaios iniciais para avaliar a biocompatibilidade de qualquer biomaterial. Algumas vantagens do teste de citotoxicidade incluem a rapidez, a sensibilidade (capacidade de distinguir entre materiais tóxicos e não tóxicos) e o baixo custo (TANGERINO, 2006).

O ensaio de citotoxicidade do Tule foi realizado pelo teste de avaliação da viabilidade celular dos macrófagos por MTT [brometo de 3-(4,5-dimetiltiazol-2-il)-2,5-difenil-tetrazólio] de acordo com a ISO 10993.

Para a concretização desta etapa, fez-se necessário a obtenção das células do exsudato peritoneal que foi realizada a partir do procedimento descrito a seguir.

Para obtenção das células do exsudato peritoneal foram utilizados 5 camundongos Swiss, previamente estimulados pela inoculação intraperitoneal de 3,0 mL de tioglicolato de sódio (Difco Lab. LTDA) a 3,0 %, três dias antes da coleta de células. Após esse período, os animais foram eutanasiados por inalação em câmara de CO_2 . Os macrófagos do exsudato peritoneal foram coletados para preparo da suspensão celular. O número de células foi

determinado pela contagem em câmara hemocitométrica de Neubauer (Boeco, Germany) em uma diluição 1:100 do Líquido de Lázarus. As células foram ajustadas à concentração de $5 \cdot 10^6$ células em meio RPMI-1640-C.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 MICROSCOPIA ÓTICA

As imagens das análises de microscopia ótica das amostras estão apresentadas nas Figuras 9, 10, 11 e 12.

Figura 9 - MO do Tule com menor abertura (x50).

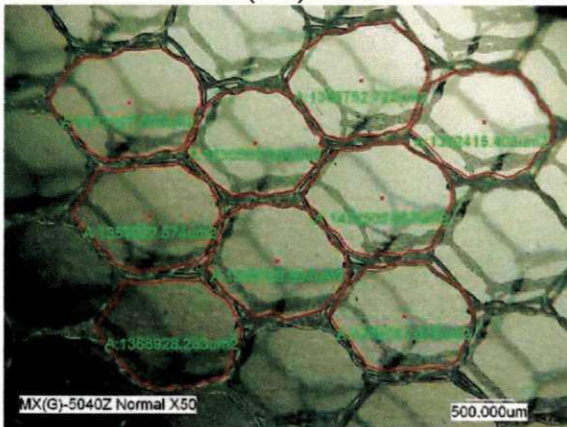


Figura 10 - MO do Tule com maior abertura (x50).

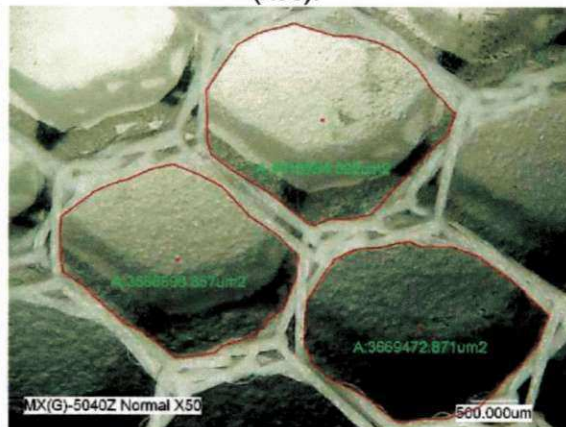


Figura 11 - MO do Curativo A (x50).

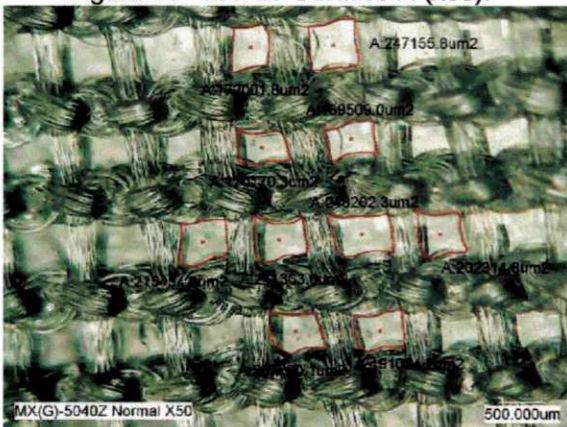
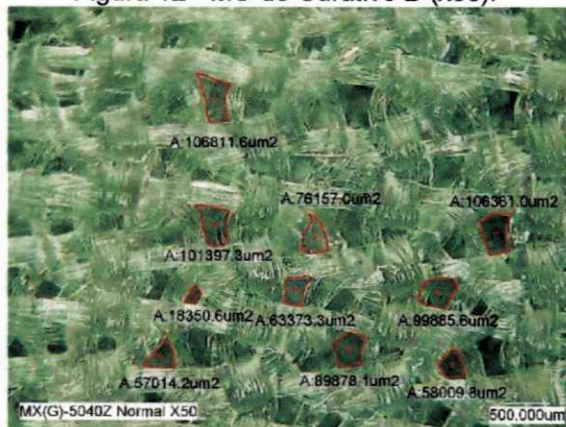


Figura 12 - MO do Curativo B (x50).



Observando as Figuras 9, 10, 11 e 12, pode-se observar que os Tules com menor e maior abertura apresentaram área média de $1,3 \cdot 10^{-2} \text{ cm}^2 \pm 0,0009$ e $3,75 \cdot 10^{-2} \text{ cm}^2 \pm 0,0023$ respectivamente e, que o Curativo A e Curativo B apresentaram $0,196 \cdot 10^{-2} \text{ cm}^2 \pm 0,0004$ e $0,077 \cdot 10^{-2} \text{ cm}^2 \pm 0,0004$.

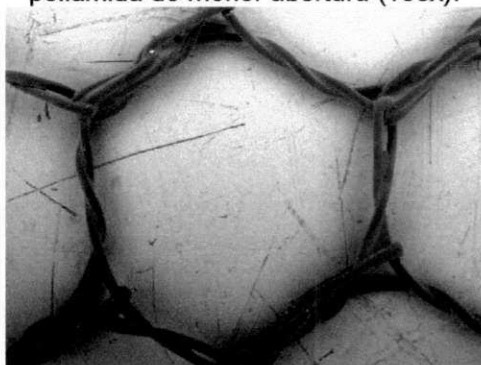
avaliação dos poros do Curativo B foi influenciada pela quantidade de gel presente no curativo. Ao se analisar as imagens e os tamanhos das tramas, os tules analisados não apresentaram valores muito próximos dos curativos comerciais, no entanto, no que diz respeito à utilização clínica, pode-se afirmar que a eficácia se equipara aos curativos comerciais avaliados, pois tanto o tule de menor abertura quanto os curativos comerciais não aderem ao leito da ferida.

Pode-se perceber que o tule de maior abertura apresenta um volume de poro aproximadamente, 3x maior do de menor poro, o que tem relação direta com a ventilação da área dermatologicamente tratada, no entanto, após análise clínica, pode-se perceber que na prática o tule de maior abertura interfere no resultado final de cicatrização, por permitir sobreposição do tecido cutâneo neoformado sobre as fibras do tule. Quanto à estrutura do entrelaçamento, observa-se uma maior quantidade de fios no tule de maior abertura.

5.2 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

As imagens das análises de microscopia eletrônica de varredura das amostras analisadas estão apresentadas nas Figuras 13, 14, 15 e 16.

Figura 13 – Micrografia (MEV) do Tule de poliâmida de menor abertura (100x).



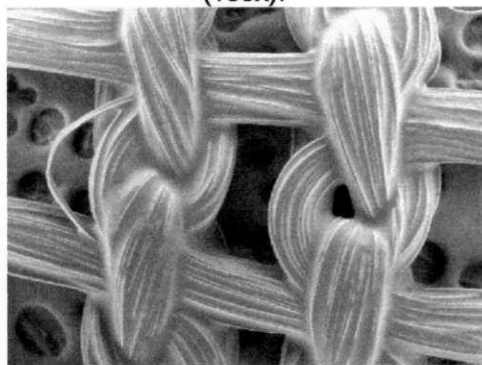
CERTBIO_1371 2012/07/11 10:23 D3,0 x100 1 mm
Tule 01

Figura 14 – Micrografia (MEV) do Tule de poliâmida de maior abertura (100x).



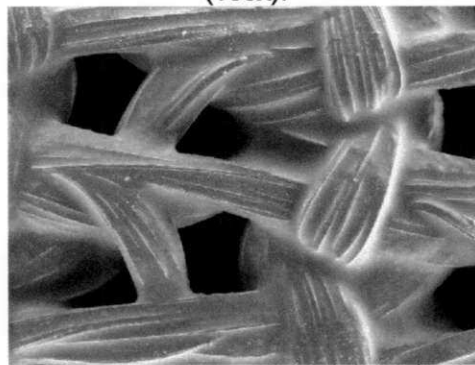
CERTBIO_1386 2012/07/11 11:02 D3,1 x100 1 mm
Tule 02

Figura 15 - Micrografia (MEV) Curativo A (100x).



CERTBIO_1638 2012/07/19 09:17 D2,0 x100 1 mm

Figura 16 - Micrografia (MEV) Curativo B (100x).



CERTBIO_1645 2012/07/19 10:25 D1,9 x100 1 mm

Observando as Figuras 15, 16 17 e 18, pode-se perceber que o Tule de menor abertura é constituído por apenas duas fibras entrelaçadas, diferentemente do de maior abertura, do Curativo A e do Curativo B, que são constituídos de várias fibras. Percebe-se que as aberturas dos diferentes tipos de curativos utilizados apresentam áreas muito divergentes, o que pode ser comprovado na Microscopia ótica.

5.3 ESPECTROSCOPIA DE ENERGIA DISPERSIVA (EDS)

Na Tabela 1 observa-se o EDS do Tule de Menor abertura, Tule de Maior abertura, Curativo A e Curativo B.

Tabela 1 - Microanálise elementar por EDS do Tule de Menor abertura, Tule de Maior abertura, Curativo A e Curativo B.

	Tule de Menor Abertura	Tule de Maior Abertura	Curativo A	Curativo B
Carbono	54,39	69,15	88,10	87,14
Oxigênio	15,71	12,56	11,90	12,86
Nitrogênio	29,9	18,29	-	-
Total	100	100	100	100

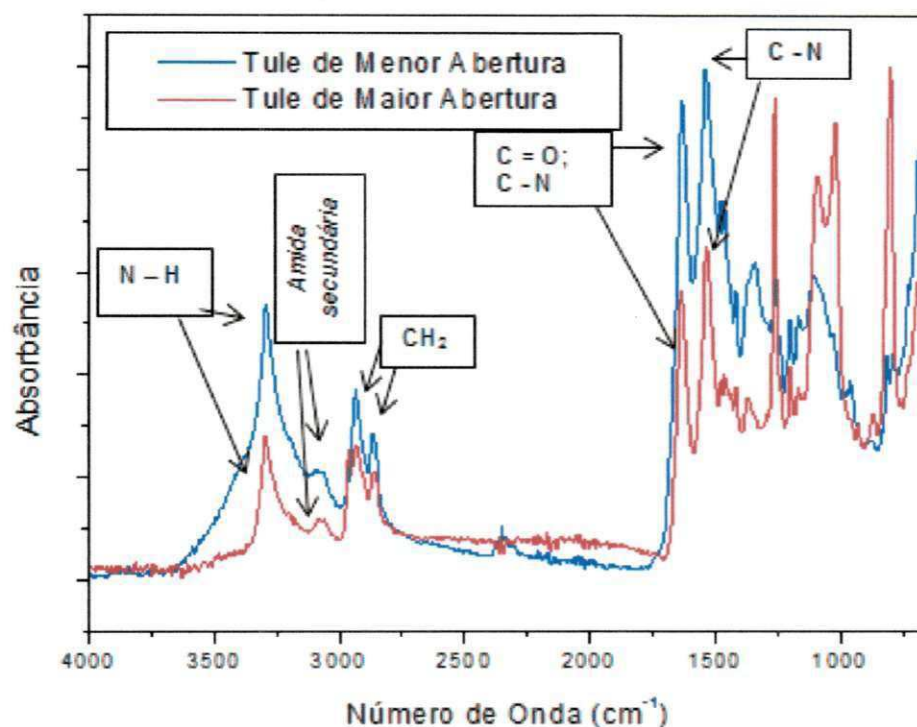
Fonte: Arquivo Próprio (2012).

Analisando os resultados obtidos por EDS, pode-se observar que a composição química elementar das amostras corroboram com os dados apresentados nos ensaios de FTIR e DRX, nos quais caracterizam os Tules como poliamida, a qual é composta apenas por C, N e O e, caracterizam o Curativo A e o Curativo B, como acetato de celulose, sendo constituído fundamentalmente por C e O . A composição elementar do Hidrogênio não foi considerada, pois o mesmo não é detectado na técnica utilizada.

5.4 ESPECTROSCOPIA NA REGIÃO DE INFRAVERMELHO POR TRANSFORMADA DE FOURIER (FTIR)

A Figura 17 apresenta o espectro de FTIR do Tules de menos e maior abertura. Os picos na faixa de 2800 a 3000 cm^{-1} são característicos dos estiramento simétricos e assimétricos C - H das cadeias carbônicas, enquanto que o pico em torno de 3300 cm^{-1} pode ser atribuído ao estiramento N - H dos agrupamentos amidas de poliamidas. Por outro lado, a presença desses grupos leva o aparecimento de bandas de estiramento e deformação angular característicos na região de 1000 a 1500 cm^{-1} .

Figura 17 - Espectro vibracional de IV do Tule de menor abertura e do Tule de Maior Abertura.



A Tabela 2 apresenta as vibrações características para os espectro do infravermelho para a poliamida 6, valores estes que serão utilizados como base da análise desta pesquisa.

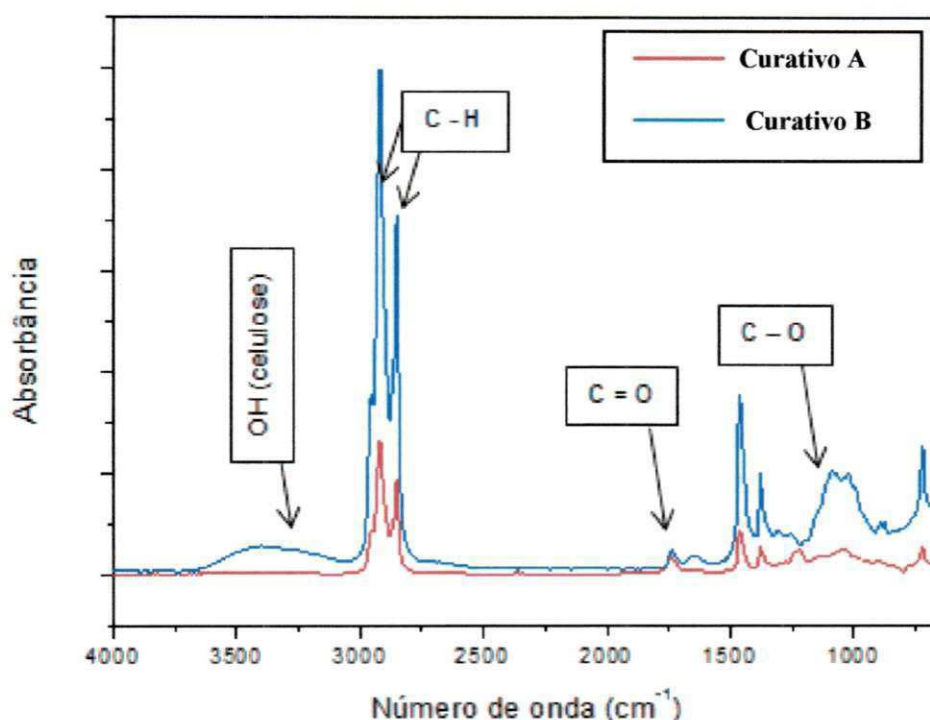
Tabela 2 - Atribuições dos picos característicos do espectro infravermelho da poliamida 6 (LIM; BRITT; TUNG, 1999).

Comprimento de onda (cm^{-1})	Descrição
~1545	Estiramento C = N e C = C
~1640	Estiramento C= O C = N e deformação C – C – N
~2850	Estiramento simétrico CH_2
~2930	Estiramento assimétrico CH_2
~3310	Estiramento N – H

Fonte: Arquivo Próprio (2012).

A Figura 18 apresenta o espectro de FTIR do Curativo B e do Curativo A.

Figura 18 - Espectro vibracional de IV do Curativo B e do Curativo A.



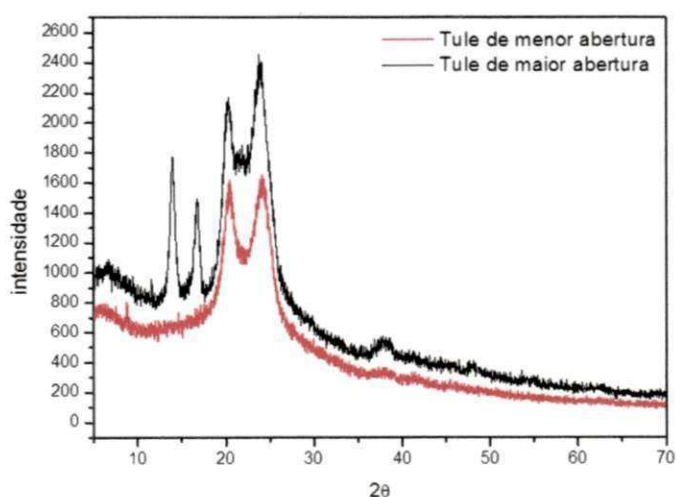
Particularmente, analisando o comportamento do Curativo B e do Curativo A (Figura 18), pode-se sugerir que o aparecimento da banda em $\sim 1740 \text{ cm}^{-1}$ (estiramento carbonila de éster) e a diminuição da banda em 3490 cm^{-1} (estiramento OH celulósico) caracterizam o material como um acetato de celulose. As bandas em torno de 1100 cm^{-1} , caracterizam as ligações C-O equivalente do álcool secundário, os quais são encontrados no acetato de celulose. As bandas em torno de 1100 e 1300 cm^{-1} , são referentes as ligações C-O dos ésteres alifáticos encontrados nas moléculas de acetato de celulose.

Analisando a Figura 19, quanto ao curativo Curativo B, pode-se observar um aumento na intensidade dos picos em 2924 cm^{-1} e $\sim 1200 \text{ cm}^{-1}$, devido a uma possível sobreposição dos agrupamentos Si-CH_3 , e, pode-se observar igualmente um aumento em torno de 3300 cm^{-1} , relacionado aos agrupamentos Si-OH , os quais podem estar diretamente relacionado ao revestimento do curativo, a qual a mesma é composta por uma emulsão de petrolatum, que possui em sua composição Silício.

5.5 DIFRAÇÃO DE RAIOS X

A Figura 19 apresenta o difratograma de Raios X do Tule de menor abertura e do Tule de maior abertura.

Figura 19 - Difratograma de Raio X do Tule de Menor Abertura e do Tule de Maior Abertura.



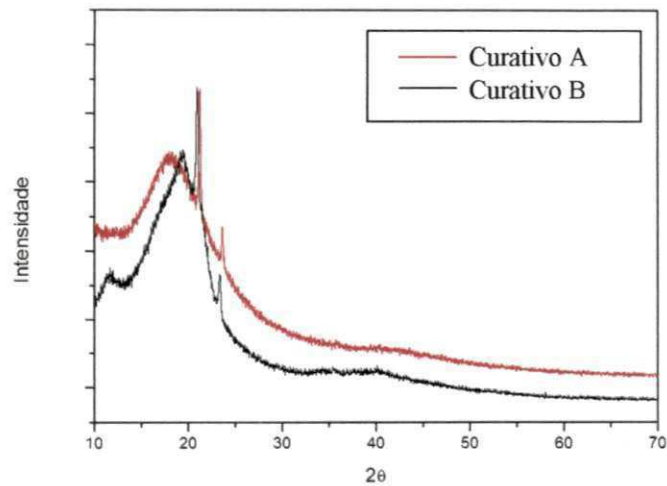
Fonte: Arquivo Próprio (2012).

A análise de DRX, cujo difratograma é apresentado na Figura 19, mostra que as amostras de tule de poliamida utilizadas possuem a estrutura cristalina α , sendo que o sinal do Tule de maior abertura é bastante acentuado quando comparado com o Tule de menor abertura.

A forma alfa pode ser identificada no difratograma de raios X nos picos α_2 e α_1 , com difração 2θ em aproximadamente 24° e 20° respectivamente; sendo o primeiro relacionado com a distancia entre as ligações de hidrogênio das cadeias poliméricas e o segundo com a separação entre os planos formado por estas cadeias (ZHAO et al., 2004).

Na Figura 20 pode-se perceber o difratograma de Raios X do Curativo A e do Curativo B.

Figura 20 - Difratoograma de Raio X do Curativo A e do Curativo B.



Fonte: Arquivo Próprio (2012).

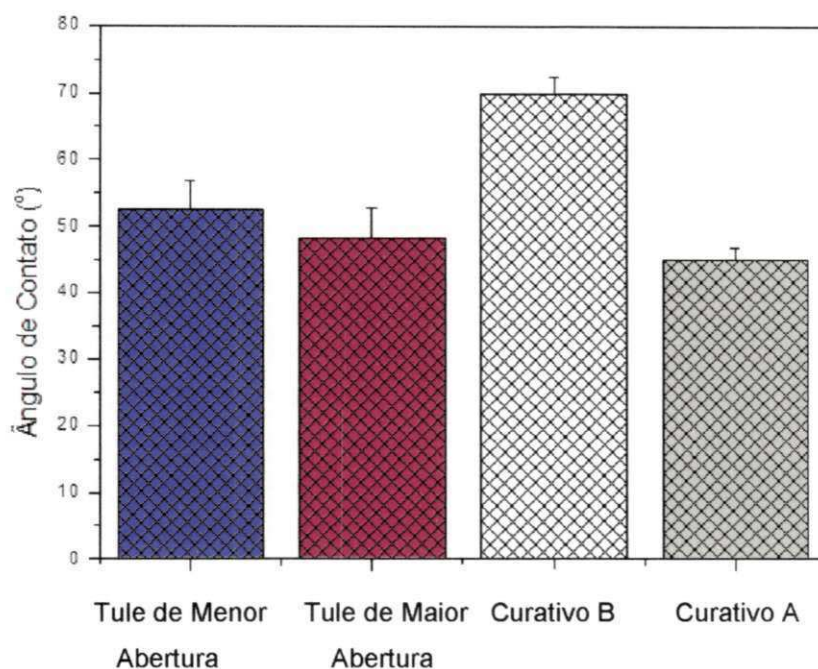
Analisando a Figura 20, pode-se confirmar que o material se enquadra no perfil cristalográfico de um derivado de celulose, pois segundo Abe e Yamamoto (2005) o pico máximo para (200) ocorreria a menos de 22° . Em todos os difratogramas nota-se a presença de um halo em 2θ , aproximadamente que compreende a região entre $16,8^\circ$ e $21,5^\circ$. Após uma análise criteriosa, podemos sugerir que os valores dos ângulos citados anteriormente correspondem à estrutura do acetato de celulose.

5.6 MOLHABILIDADE POR ÂNGULO DE CONTATO

As análises de ângulo de contato foram efetuadas com o gotejamento de água destilada na superfície dos tules e dos curativos comerciais, com posterior análise das medidas dos ângulos formados pela bolha de água sobre várias camadas do tule, com software próprio do Grupo de Biomateriais.

A Figura 21 apresenta o gráfico das análises de ângulo de contato.

Figura 21 - Ângulo de Contato das Amostras: Tule de Maior abertura, Tule de Menor abertura, Curativo A e Curativo B.



Fonte: Arquivo Próprio (2012).

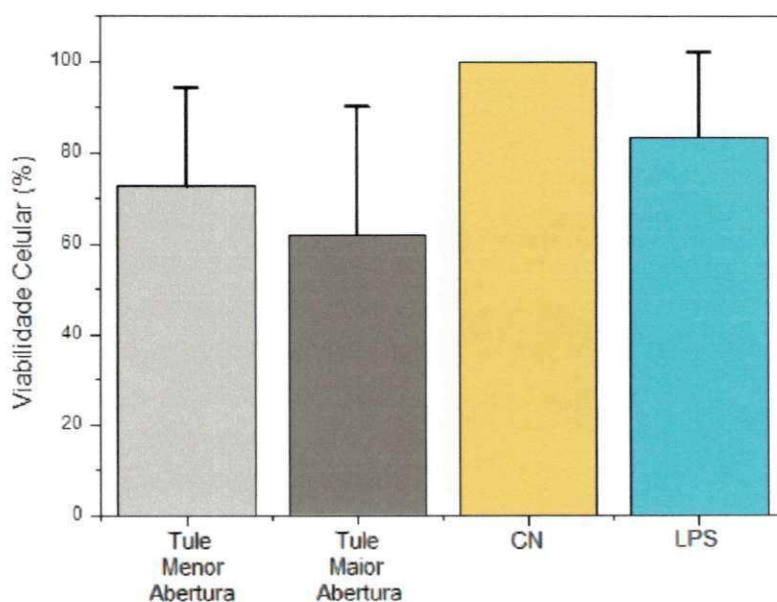
Analisando os resultados obtidos de molhabilidade por ângulo de contato (Figura 21), constata-se o caráter hidrofílico em todas as amostras analisadas. Quanto aos resultados dos Tules de poliamida, os resultados confirmam o caráter hidrofílico da poliamida, porém deve-se destacar o fato de ser um material poroso e, que para o ensaio de molhabilidade foi realizada preparação específica do corpo de prova. Para as amostras dos curativos comerciais, a presença de um filme de revestimento sobre o polímero dificultou a realização do ensaio de molhabilidade, e certamente, não representou a molhabilidade efetiva do polímero.

5.7 ENSAIO DE VIABILIDADE CELULAR

Este teste teve o objetivo de avaliar a viabilidade das células perante o material utilizado para uso em organismos vivos.

Os tules analisados apresentaram viabilidade celular acima de 61% como observado na Figura 22.

Figura 22 - Viabilidade de macrófagos de camundongos Swis na presença dos Tules. Tule com menor abertura, Tule com maior abertura, LPS – controle positivo, CN – controle negativo.



Fonte: Arquivo Próprio (2012).

As células em meio de cultura (RPMI-16400) foram utilizadas como controle, equivalendo a 100 % de viabilidade e estão representadas na última coluna (CN=controle negativo).

Os resultados observados na Figura 22 mostram que os Tules analisados neste experimento apresentaram-se viáveis para serem utilizados como biomaterial, pois os valores obtidos estão acima de 61%. Para Bispo (2009), o valor mínimo requerido para o teste de biocompatibilidade é de 50%.

6 CONCLUSÕES

- Nos ensaios de Microscopia pode-se perceber que o tule de maior abertura apresenta um volume de poro aproximadamente 3x maior do que o de menor poro, o que tem relação direta com a ventilação da área dermatologicamente tratada, no entanto, após análise clínica, pode-se perceber que na prática o tule de maior abertura interfere no resultado final de cicatrização, por permitir sobreposição do tecido cutâneo neoformado sobre as fibras do tule. Quanto à estrutura do entrelaçamento, observa-se uma maior quantidade de fios no tule de maior abertura.
- As análises de Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios X e Espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier, revelaram a composição do material, também corroborando com a informação apresentada pelo fabricante.
- Na análise de Difração de Raios X podemos observar picos característicos da poliamida confirmando a descrição informada pelo fabricante do material.
- Os ensaios de viabilidade celular demonstraram que os tules analisados neste experimento apresentaram viáveis para serem utilizados em contato com organismos vivos.
- De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que o material analisado, apresenta do ponto de vista físico-químico e morfológico, composição química e cristalográfica a qual identifica como uma poliamida, apresentou porosidade maior que a dos curativos comerciais comparados neste estudo, e ainda que os tules analisados apresentaram do ponto de vista biológico características promissoras para aplicação em contato com organismos vivos.
- Ambos os tules analisados, foram considerados viáveis para a utilização como curativos, apesar da sua utilização prática ser melhor aproveitada com o de menor abertura, uma vez que o de maior abertura ainda permite que parte do tecido cutâneo neoformado se sobreponha as fibras que formam seus poros, devido serem de abertura maiores,

- Finalmente ficam estabelecidas as condições para utilização clínica do tule de poliamida como um biomaterial de baixo custo, acessível e que poderá ser utilizado como uma opção pelo Sistema Único de Saúde.

REFERÊNCIAS

ABE K., YAMAMOTO H. Mechanical interaction between cellulose microfibril and matrix substance in wood cell wall determined by X-ray diffraction. The Japan Wood Research Society 51, 334-338, 2005.

AGUIAR, G. I. L.; YOSHIDA, I. V. P. Modificação da poliamida 6.6 com aminossilicona. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE POLÍMEROS, 7., 2003, Belo Horizonte. **Anais do 7 Congresso Brasileiro de Polímeros**. Belo Horizonte: 2003. p. 9 - 13.

AMARAL, I. F. et al. Biomateriais. In: LIMA, N. et al. **Biotecnologia: Fundamentos e Aplicações**. Lisbon: Lidel, 2003. Cap. 18, p. 377-397.

APARECIDA, A. H. **Recobrimento de apatitas empregando-se o método biomimético: estudo da influência dos íons K⁺, Mg²⁺, SO₄²⁻ e HCO₃⁻ na formação de hidroxiapatita**. 2005. 116 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Química, Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

ARAÚJO, M.; FANGUEIRO, R.; HONG, H. **Têxteis Técnicos - Materiais do Novo Milênio**. Ed. Williams, Ltda, 2000. 105 p.

AZULAY, D.R; AZULAY, R.D. **Dermatologia**. Editora Guanabara Koogan. 3. ed. Rio de Janeiro, 2004.

AZULAY, R. D.; AZULAY, D. R. **Dermatologia**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008. 1022 p.

BASSANI, A.; PESSAN, L. A.; HAGE, J. R.. Propriedades Mecânicas de Blendas de Nylon-6/Acrilonitrila-EPDM-Estireno (AES) Compatibilizadas com Copolímero Acrílico reativo (MMA-MA). **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, v. 12, n. 2, p.102-108, 2002.

BILLMEYER JUNIOR, Fred W.. **Textbook of polymer science**. 3. ed. New York: Wiley & Sons, 1984. 578 p.

BOOTH, C. E.; PRICE, C. Polymers as biomaterials. In: EASTMOND, G. et al. **Comprehensive polymer science – the synthesis, characterization, reaction and applications of polymers**. Pergamon Press, 1989. p. 202-208.

CALLISTER JUNIOR, William D. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma introdução**. 5. ed. São Paulo: Ltc, 2002. 408 p.

CANDIDO, L. C.. **Nova abordagem no tratamento de feridas**. São Paulo: Senac, 2001. 268 p.

CARBONARI, J. M. **Desenvolvimento de Vidros Niobofosfato Bioativos**. 2003. 118 f. Tese (Doutorado) - Curso de Ciências Na Área de Tecnologia Nuclear e Materiais, Ipen, São Paulo, 2003.

COSTA, I.M. C.; GADELHA, C. R. Cirurgia Dermatológica Ambulatorial. In: ALMEIDA, A. R. T.; CALHEIROS, A. M. O. B. **Dermabrasão - Técnicas e indicações**. São Paulo: Editora Atheneu, 2009. p. 627-650.

COTRAN, R. S.; KUMAR, V.; ROBBINS, S. L. **Patologia Estrutural e Funcional**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 1251 p.

DASGUPTA, S.; HAMMOND, W. B.; GODDARD, W. A.. Crystal structures and properties of nylon polymers from theory. **Journal Of American Chemical Society**, v. 118, n. 49, p.12291-12301, 1996.

DEALEY, C. Tratamento de pacientes com feridas agudas. In: DEALEY, C. **Cuidando de feridas: um guia para as enfermeiras**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2001. p. 147-179.

DU VIVIER, A.; MCKEE, P. H. **Atlas de Dermatologia Clínica**. 2. ed. São Paulo: Manole Ltda, 1997. 200 p.

EAGLSTEIN, W. H.. Moist wound healing with occlusive dressings: a clinical focus. **Dermatol Surg**, X, v. 27, n. 2, p.175-181, 2001.

FAZIO, M. J.; ZITELLI, J. A.; GOSLEN, J. B. Cicatrização de feridas. In: FAZIO, M. J.; ZITELLI, J. A.; GOSLEN, J. B. **Cirurgia Cosmética - Princípios e Técnicas**. Rio de Janeiro: Revinter, 2000a. p. 18-23.

FAZIO, M. J.; ZITELLI, J. A.; GOSLEN, J. B. Cicatrização de feridas. In: FAZIO, M. J.; ZITELLI, J. A.; GOSLEN, J. B. **Cirurgia Cosmética - Princípios e Técnicas**. 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2000. p. 23-28.

FERNÁNDEZ, E. et al. Calcium phosphate bone cements for clinical applications. **Journal Of Materials Science: Materials In Medicine**, v. 10, n. 3, p.169-176, 1999.

FERRO, W. P.; SILVA, L. G. A.; WIEBECK, H. Uso da cinza da casca de arroz como carga em matrizes de poliamida 6 e poliamida 6.6. **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, v. 17, n. 3, p.240-243, 2007.

FLORIANÓPOLIS. Secretaria Municipal de Saúde. Vigilância em Saúde. Protocolo de cuidados de feridas / Coordenado por Antônio Anselmo Granzotto de Campos; Organizado por Lucila Fernandes More e Suzana Schmidt de Arruda. Florianópolis: IOESC, 2007.

FOOK, M. V. L. **Desenvolvimento de técnica de deposição de hidroxiapatita pelo método biomimético na superfície polietileno de ultra-alto peso molecular para aplicação como biomaterial**. 2005. 128 f. Tese

(Doutorado) - Curso de Química, Universidade Estadual Paulista, Instituto de Química. Araraquara, Araraquara, 2005.

GADIELHA, A. R.; COSTA, I. M. C. **Cirúrgica Dermatológica em Consultório**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2009. 728 p.

GASPARIN, A. L. **Comportamento mecânico de polímero termoplástico para aplicação em engrenagem auomotiva**. 2004. 125 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2005.

GUIRRO, E. C. de O.; GUIRRO, R. R. **Fisioterapia Dermato-Funcional**. 3. ed. São Paulo: Manole Ltda, 2002. 560 p.

HUANG, L. et al. Investigation on interfacial interaction of flameretarded and glassfiberreinforced PA66 composites by IGC/DSC/SEM. **Polymer**, v. 49, n. 4, p.1049-1055, 2008.

HUANG, L. et al. Mechanical and thermal properties of glass bead-filled nylon-6. **Jounal Of Applied Polymer Science**, v. 94, n. 5, p.1885-1890, 2004.

JULIA, V. et al. Características de la cicatrización de las heridas en el período fetal. **Cir Pediatr**, v. 5, n. 3, p.117-121, 1992.

KADUNC, B. V.; CHIACCHIO, N. Di; ALMEIDA, A. R. T.. Tulle veil fabric: A versatile option for dressings. **J Am Acad Dermatol**, X, v. 47, n. 1, p.129-131, 2002.

KATTI, K. S. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. **Biointerfaces And Nanotechnology**, A, v. 39, n. 3, p.133-142, 2004.

LIM, LOONG-TAK; BRITT, I. J.; TUNG, M. A. Sorption and transport of water vapor in nylon 6,6 film. **Journal Of Applied Polymer Science**, v. 71, n. 2, p.197-206, 1999.

LOPES, W. A.; FACIO, M. Esquema para interpretação de espectros de substâncias orgânicas na região do infravermelho. **Química Nova**, v. 27, n. 4, p.670-673, 2004.

MAIO, M.. **Tratado de Medicina Estética**. São Paulo: Roca Ltda, 2004.

MANDELBAUM, S. H. et al. Cicatrização: conceitos atuais e recursos auxiliares parte I. **An Bras Dermatol**, v. 78, n. 4, p.393-410, 2003.

MEIGA, T. O. **Avaliação de metodologias para imobilização covalente de fibronectina em arcabouços de poli(3-hidroxibutirato)**. 2010. 94 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2010.

MURASE, S. et al. Structural characteristics and moisture sorption behavior of nylon 6/Clay hybrid films. **Journal Of Polymer Science**, v. 40, n. 6, p.479-487, 2002.

NICHOLSON, J.W. **The Chemical of Medical and Dental Materials**. Cambridge: Royal Society Of Chemistry, 2002. 250 p.

ODIAN, O. G. **Principles of Polymerization**. 4. ed. New York: John Wiley & Sons Inc, 2004. 832 p.

ORÉFICE, R. L. Materiais poliméricos – ciência e aplicação como biomateriais. In: ORÉFICE, R. L.; PEREIRA, M. M.; MANSUR, H. S. **Biomateriais: fundamentos e aplicações**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2006a. p. 87-155.

ORÉFICE, R. L.; PEREIRA, M. M.; MANSUR, H.s. **Biomateriais Fundamentos e Aplicações**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006b. 538 p.

ORTONNE, J. P.; CLÉVY, J. P. Physiologie de la cicatrisation cutanée. **Ver Prat**, v. 44, n. 13, p.1733-1734, 1994a.

ORTONNE, J. P.; CLÉVY, J. P.. Physiologie de la cicatrisation cutanée. **Ver Prat**, X, v. 44, n. 13, p.1735-1737, 1994b.

PORTO, C. C.. **Semiologia Médica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

PORTO, C. C.; PORTO, A. L.. **Vademecum de Clínica Médica**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. 1152 p.

RIBEIRO, S. M. C. P.. Soluções anti-séptica em curativos. In: JORGE, S. A. **Abordagem Multiprofissional do Tratamento de Feridas**. São Paulo: Atheneu, 2003. p. 101-109.

SAMPAIO, S. A. P.; RIVITTI, E. A. Erupções eritemato-escamosas. In: SAMPAIO, S. A. P.; RIVITTI, E. A. **Dermatologia**. São Paulo: Artes Médicas, 2007. p. 227-231.

SAMPAIO, S. A. P.; RIVITTI, E. A. Pele normal: anatomia e fisiologia. In: SAMPAIO, S. A. P.; RIVITTI, E. A. **Dermatologia**. 3. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2001. p. 3-35.

SANTOS, R. A.; WADA, F. M. L. Polímeros biorreabsorvíveis como substrato para cultura de células e engenharia tecidual. **Polímero Ciência e Tecnologia**, v. 17, n. 1, p.308-317, 2007.

SANTOS, V. L. C. G.. Avanços tecnológicos no tratamento de feridas e algumas aplicações em domicílio. In: DUARTE, Yao; DIOGO, M. J. D. **Atendimento domiciliar: um enfoque gerontológico**. São Paulo: Atheneu, 2000. p. 265-306.

SAVARINO, L. et al. X-ray diffraction of bone at the interface with hydroxyapatite – coated versus uncoated metal implants. **Journal Of Materials Science: Materials In Medicine**, v. 9, p.109-115, 1998.

SCIH / CCIH – SANTA CASA DE MISERICÓRDIA DE GOIÂNIA: Rotina de Higienização e Limpeza do Ambiente Hospitalar. Goiânia: X, 2011.

TANGERINO, Laiza Maria Borges. **Estudo das propriedades antimicrobianas de copolímeros derivados do eugenol**.2006. 172 f. Dissertação (Mestrado) - Departamento de Física e Química, Universidade Federal de Itajubá, Itajubá, 2006.

THOMAS, H.A., GOODMAN, G.J., COLEMAN, W.P., **Dermabrasão**, Cap. 10,p. 112-151. 2009.

TWEDEN, K. S. et al. Evaluation of the tissue response of organic, metallic, ceramic and osteoceramic tooth roots. **Materials Science Forum**, v. 293, p.17-36, 1999.

VALENTE, M. C. **Síntese de hidroxiapatita e sua aplicação como biomaterial**. 1999. 129 f. Tese (Doutorado) - Curso de Ciências Na Á R e A de Tecnologia Nuclear-aplicações, IPEN – AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, São Paulo, 1999.

WILLIAMS, D. F. On the mechanisms of biocompatibility. **Biomaterials**, v. 29, n. 20, p.2941-2953, 2008.

ZHAO, Z. et al. Isothermal Crystallization Behaviors of Nylon-6 and Nylon-6/Montmorillonite Nanocomposite. **Materials Letters**, v. 58, p.802-806, 2004.