



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



ODIR PEREIRA BORGES FILHO

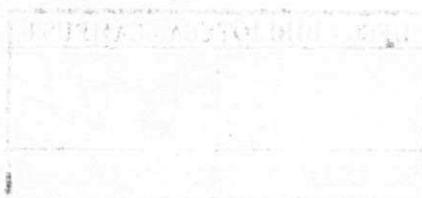
**ANÁLISE, CARACTERIZAÇÃO E PERSPECTIVA DE DESENVOLVIMENTO
DE GRAMPOS CIRÚRGICOS**

CAMPINA GRANDE - PB

2013

ODIR PEREIRA BORGES FILHO

**ANÁLISE, CARACTERIZAÇÃO E PERSPECTIVA DE DESENVOLVIMENTO
DE GRAMPOS CIRÚRGICOS**



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 Vinicius Lia Fook – UAEMa/UFCG

CAMPINA GRANDE – PB

2013



FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCCG

- B732a Borges Filho, Odir Pereira.
 Análise, caracterização e perspectiva de desenvolvimento de grampos cirúrgicos / Odir Pereira Borges Filho. – Campina Grande, 2013.
 44 f. : il. Color.
- Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia.
- "Orientação: Prof. Dr. Marcus Vinicius Lia Fook".
 Referências.
1. Biomaterias. 2. Titânio. 3. Grampo. I. Fook, Marcus Vinicius Lia.
 II. Título.

CDU 62:661.882(043)

**ANÁLISE, CARACTERIZAÇÃO E PERSPECTIVA DE DESENVOLVIMENTO
DE GRAMPOS CIRÚRGICOS**

ODIR PEREIRA BORGES FILHO

Dissertação Aprovada em 18/10/2013 pela banca examinadora constituída dos seguintes membros:



Prof. Dr. Marcus Vinicius Lia Fook

(Orientador - UFCG)



Dr.ª Maria Roberta de Oliveira Pinto

(Examinadora Externa - CCT – UEPB)



Dr. Bartolomeu Jorge da Silva

(Examinador Interno – CCT – UFCG)

DEDICATÓRIA

À Deus,

Pela família abençoada que me proporcionaste;

Pelo clima de paz, serenidade e respeito que impera em
minha casa;

Pela companheira que colocaste ao meu lado;

Pela oportunidade de realização de um sonho antigo:

O MESTRADO

Agradecimentos Especiais

Aos meus pais, Odir (in memorium) e Eunildes por estarem sempre ao meu lado, pela educação que me proporcionaram e o exemplo de família que construíram.

Aos meus irmãos, Fatima, Solange e Odenildes pelo carinho, respeito e união.

A minha esposa, Faldrecya pelas demonstrações diárias de AMOR e pelos momentos inesquecíveis vividos ao seu lado

Aos meus filhos: Odir Neto, Rafael, Zuilla Hellena, Igor e Davi

Ao meu orientador, professor Doutor Marcus Vinicius. Pelo exemplo de ser humano e pela confiança em mim depositada

Minha profunda gratidão!!!

Agradecimentos

À Universidade Federal de Campina Grande-PB, nas pessoas do Magnífico Reitor, José Edilson de Amorim.

À Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação.

Aos meus companheiros no Mestrado pelos momentos maravilhosos compartilhados durante essa caminhada.

Aos Professores do curso de Mestrado....., por contribuírem com os seus conhecimentos para a realização desse trabalho.

Ao Prof. Dr. Marcus Vinicius, meu orientador, por contribuir com os seus conhecimentos para a realização desse trabalho, e pelo exemplo de profissionalismo e dedicação.

À **Mirelly e Alana**, que cuidaram do meu consultório durante a minha ausência.

Aos meus **pacientes** pela compreensão nos momentos em que estive ausente.

A **todos** que contribuíram de alguma forma para a realização desta pesquisa.

RESUMO

O termo biomaterial foi definido na Conferência do Instituto Nacional de Desenvolvimento de Consenso em Saúde, em 1982, como sendo "Qualquer substância (outra que não droga) ou combinação de substâncias, sintética ou natural em origem, que possa ser usada por um período de tempo, completa ou parcialmente como parte de um sistema que trate, aumente ou substitua qualquer tecido, órgão ou função do corpo". Os de origem metálica são bastante utilizados no campo biomédico devido à facilidade de processamento e por apresentarem algumas propriedades mecânicas semelhantes às dos materiais biológicos, tendo como exemplo o titânio. O titânio é um dos poucos materiais que naturalmente têm a capacidade para ser implantado no corpo humano, pois apresenta alta força, baixo peso, excelente resistência à corrosão e biocompatibilidade. Nos últimos anos, foi possível observar um notável crescimento do número de cirurgias com aplicação dos grampos cirúrgicos em substituição das suturas padrões. Dessa forma, este trabalho tem como objetivo caracterizar grampos cirúrgicos de titânio com intuito de certificar se as informações dadas pelos fornecedores condizem com a realidade. Os difratogramas dos grampos GPX e GPY obtidos na análise de DRX são típicos do titânio. Na MO e MEV foi possível observar frisos na superfície interna dos grampos GPX e GPY, frisos esses que são inexistentes nos grampos GPZ. Ainda no MEV pode-se verificar fraturas na região de todos os grampos estudados. A análise de EDS comprovou a pureza dos grampos GPX e GPY, e apresentando materiais não informados pelo fornecedor. Pela análise de DSC comprovou-se a não existência de materiais com ponto de fusão menor que 500 °C. Concluiu-se que os grampos GPX e GPY apresentam composição e morfologia idênticas as informadas pelo fornecedor e que os grampos GPZ apresentam elementos na sua composição que não são informados pelo fornecedor. Observou-se que todos os grampos possuem fraturas em sua estrutura, o que faz necessário estudar materiais que associados ao titânio aumentem sua resistência à flexão, impedindo que o material sofra ruptura no pós-operatório.

Palavras-chave: Biomateriais. Titânio. Grampos.

ABSTRACT

The term biomaterial was defined at the Conference of the National Institute of Health Consensus Development in 1982, as " any substance (other than drugs) or combination of substances, synthetic or natural in origin, which can be used for a period of time, completely or partially as part of a system that treats, increase or replace any tissue, organ or function of the body."The metal source are widely used in the biomedical field due to ease of processing and presenting some mechanical properties similar to biological materials, having for example titanium. Titanium is one of the few materials that naturally have the ability to be implanted in the human body, because of its high strength, low weight, excellent corrosion resistance and biocompatibility. In recent years, we observed a notable increase in the number of surgeries with application of surgical staples instead of sutures standards. Thus, this work aims to characterize titanium surgical staples aiming to ensure that the information provided by suppliers in line with reality. The XRD patterns of the staples GPX and GPY obtained from XRD analysis are typical of titanium. In OM and SEM was observed friezes on the inner surface of the clamps GPX and GPY, friezes that are nonexistent in these clips GPZ. Also in the SEM can be observed fractures in the region of all staples studied. EDS analysis confirmed the purity of the staples GPX and GPY, and presenting material not informed by the supplier. For DSC analysis proved the absence of materials having a melting point lower than 500 ° C. It was concluded that the clamps GPX and GPY identical in composition and morphology reported by the supplier and that the pins in their GPZ elements present composition are not reported by the supplier. It was observed that all of the clips have breaks in their structure, which makes it necessary to study materials associated with titanium to increase its bending resistance, preventing the material undergoes rupture in the postoperative period.

Keywords : Biomaterials . Titanium . Staples.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Mineral de titânio concentrado.....	17
Figura 2	Grampo metálico de titânio e sua forma de comercialização com seis unidades.....	19
Figura 3	Configurações aberta e fechada de grampos utilizados aproximar tecidos internos.....	20
Figura 4	Esquema da vesícula biliar em conjunto com outros órgãos do sistema digestório.....	22
Figura 5	Esquema de cálculos biliares que podem se formar no interior da vesícula.....	23
Figura 6	Esquema da vesícula e do canal bili obstruídos com cálculos.....	
Figura 7	Imagens de colecistectomia convencional.....	25
Figura 8	Esquema do procedimento de colecistectomia vídeolaparoscópica.....	26
Figura 9	Imagem formada pelo laparoscópio durante a colecistectomia.....	26
Figura 10	Diferença nos procedimentos durante a colecistectomia (a) colecistectomia e (b) convencional.....	27
Figura 11	Diferença entre o número de internações com relação ao tipo de procedimento cirúrgico.....	28
Figura 12	Fluxograma do trabalho.....	30
Figura 13	Espectroscopia do grampo GPX.....	32
Figura 14	Espectroscopia do grampo GPY.....	33
Figura 15	Grampos GPX a) -50x, b) -100x e c) - 200x.....	34
Figura 16	Grampos GPY a) -50x, b) -100x e c) - 200x.....	34
Figura 17	Grampos GPZ a) -50x, b) -100x e c) - 200x.....	34
Figura 18	Micrografia do grampo GPX a) -100, b) - 500x e c) -1000x.....	35
Figura 19	Micrografia do grampo GPY a) -100, b) - 500x e c) -1000x.....	35
Figura 20	Micrografia do grampo GPZ a) -100, b) - 500x e c) -1000x.....	36
Figura 21	EDS dos grampos GPX.....	37
Figura 22	EDS dos grampos GPY.....	37
Figura 23	EDS dos grampos GPZ.....	38
Figura 24	Gráficos de DSC dos grampos a) - GPX, b) - GPY e c) - GPZ.....	39

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al	<i>Alumínio;</i>
Ca	<i>Cálcio;</i>
CC	<i>Colecistectomia Convencional;</i>
CL	<i>Colecistectomia videolaporoscopia;</i>
Cu	<i>Cobre;</i>
DRX	<i>Difração de raio X;</i>
DSC	<i>Calorimetria exploratória diferencial;</i>
Fe	<i>Ferro;</i>
GPX	<i>Grampo X;</i>
GPY	<i>Grampos Y;</i>
GPZ	<i>Grampo Z;</i>
HNO ₃	<i>Ácido nítrico;</i>
HCl	<i>Ácido Clorídrico;</i>
H ₂ SO ₄	<i>Ácido Sulfúrico;</i>
KV	<i>Kilo Volt;</i>
MEV	<i>Microscopia eletrônica de varredura;</i>
Mg	<i>Magnésio;</i>
MO	<i>Microscopia Óptica;</i>
Mo	<i>Molibdênio;</i>
Ni	<i>Níquel;</i>
nm	<i>Nanómetro;</i>
P	<i>Fósforo;</i>
Pa	<i>Pascal;</i>
PLA	<i>Poli Ácido Lático;</i>
Sn	<i>Estanho;</i>
Ta	<i>Tântalo;</i>
Tg	<i>Temperatura de Transição Vitrea;</i>
Ti	<i>Titânio;</i>
TiO ₂	<i>Dióxido de Titânio;</i>
Tm	<i>Temperatura de Fusão;</i>
V	<i>Vanádio;</i>
°C	<i>Graus Celsius.</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	OBJETIVOS	14
2.1	Objetivos gerais	14
2.2	Objetivos específicos	14
3	REVISÃO DA LITERATURA	15
3.1	Biomateriais	15
3.2	Passivação e ionização	16
3.3	Titânio	17
3.4	Grampos cirúrgicos	19
3.5	Vesícula biliar	21
3.6	Colecistectomia	24
3.6.1	<i>Colecistectomia convencional – CC</i>	24
3.6.2	<i>Colecistectomia videolaparoscópica – CL</i>	25
4	MATERIAIS E MÉTODOS	29
4.1	Local de pesquisa	29
4.2	Materiais	29
4.2.1	<i>Animais</i>	29
4.3	Metodologia	29
4.3.1	<i>Obtenção e preparação dos grampos cirúrgicos</i>	31
4.3.2	<i>Caracterização dos Grampos Cirúrgicos</i>	31
4.3.2.1	<i>Difração de Raios X (DRX)</i>	31
4.3.2.2	<i>Microscopia Ótica (MO)</i>	31
4.3.2.3	<i>Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)</i>	31
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	32
5.1	Difração de raios X (DRX)	32
5.2	Microscopia óptica (MO)	33
5.3	Microscopia eletrônica de varredura (MEV)	35
5.4	Espectroscopia por energia dispersiva de raios X (EDS)	37
5.5	Calorimetria exploratória diferencial (DSC)	38
6	CONCLUSÃO	41
	REFERÊNCIAS	42

1 INTRODUÇÃO

O termo biomaterial foi definido na Conferência do Instituto Nacional de Desenvolvimento de Consenso em Saúde, em 1982, como sendo “Qualquer substância (outra que não droga) ou combinação de substâncias, sintética ou natural em origem, que possa ser usada por um período de tempo, completa ou parcialmente como parte de um sistema que trate, aumente ou substitua qualquer tecido, órgão ou função do corpo” (HELMUS; GIBBONS; CEBON, 2008). Essa definição está em constante evolução, agrupando as funções e os conceitos que os novos campos do saber propõem (LIMA, 2010). Dentre os pré-requisitos, os biomateriais não devem produzir respostas biológicas adversas, nem ser tóxicos, carcinogênicos, antigênicos, mutagênicos ou trombogênicos (HELMUS; GIBBONS; CEBON, 2008). Quanto à composição química, os biomateriais podem ser de origem metálica, polimérica, cerâmica e também a combinação destes nos chamados compósitos. Os de origem metálica são bastante utilizados no campo biomédico devido à facilidade de processamento e por apresentarem algumas propriedades mecânicas semelhantes às dos materiais biológicos (PARK, 1992; ORÉFICE, 2006), tendo como exemplo o titânio. O titânio é um dos poucos materiais que naturalmente têm a capacidade para ser implantado no corpo humano, pois apresenta alta força, baixo peso, excelente resistência à corrosão e biocompatibilidade. Uma das grandes aplicações do titânio como biomateriais consiste na fabricação de grampos cirúrgicos utilizados para suturas durante processos cirúrgicos. Trata-se de um produto de preço elevado, tornando o processo cirúrgico caro. Portanto, o desenvolvimento de grampos cirúrgicos composto de um biomaterial alternativo mostra-se fundamentalmente importante, uma vez que a partir deles, há possibilidade de redução dos custos operacionais além de gerar o bem estar da população (SILVA JÚNIOR; ORÉFICE, 2001).

Nos últimos anos, foi possível observar um notável crescimento do número de cirurgias com aplicação dos grampos cirúrgicos em substituição das suturas padrões. Esses grampos são compostos geralmente de titânio, cujo material tem um custo médio elevado quando comparado aos outros tipos de materiais. Dessa forma, tem-se a necessidade de caracterizar esses grampos

cirúrgicos de titânio e, a partir dessa tecnologia, desenvolver grampos cirúrgicos com outros tipos de biomateriais com tecnologia nacional.

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Analisar e caracterizar grampos cirúrgicos utilizados para suturas em cirurgias e, a partir dos resultados, propor parâmetros para desenvolvimento de grampos cirúrgicos partindo de outros biomateriais.

2.2 Objetivos específicos

- Caracterizar grampos cirúrgicos comerciais;
- Construir parâmetros para desenvolvimento de grampos cirúrgicos partindo de outros biomateriais;
- Propor técnica de processamento/moldagem para fabricação de grampos cirúrgicos (metálico e polimérico);

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Biomateriais

Um biomaterial compreende qualquer substância ou combinação de substâncias de origem natural ou sintética, idealizada para ser implantada no corpo por qualquer período de tempo, com a finalidade de substituir matéria viva que deixou de ter sua função, podendo ou não servir como veículo, matriz, suporte ou estimulador para o crescimento de novo tecido (WILLIAM, 2008).

A utilização de biomateriais para o reparo de tecidos vivos tem aumentado consideravelmente graças ao desenvolvimento de novos materiais e a uma melhor compreensão dos mecanismos de sua interação com os organismos vivos. De forma que se pretende produzir materiais que sejam biocompatíveis, funcionais e duráveis, ao interagirem com o organismo (PARK, 1984).

Um biomaterial deve apresentar biocompatibilidade, ou seja, ter a capacidade de uma resposta favorável numa aplicação específica, com mínimo de reações alérgicas, inflamatórias ou tóxicas, quando em contato com tecidos vivos ou fluidos, e biofuncionalidade, que resulta na capacidade de um biomaterial resistir/suportar solicitações químicas, térmicas e mecânicas sem substancial deterioração (reação química, fratura, abrasão) e sem alterar o meio biológico (FINI, et. al., 2004). Além disso, não deve exibir toxicidade, comportamento irritante, ou qualquer resposta fisiológica adversa e deve possuir bioatividade que é a resposta biológica específica na interface do material, por exemplo permitindo o crescimento ósseo e a ligação entre o tecido e o material (NICHOLSON, 2002).

As aplicações dos biomateriais ocorrem nos mais diversos campos da medicina, como por exemplo em próteses em ortopedia ou cirurgias cardiovasculares, órgãos artificiais, materiais para reparação de tecidos, sistemas de liberação de fármacos, grampos cirúrgicos, dentre outros (SILVER; DOILLON, 1989).

Os biomateriais podem ser classificados, quanto ao tipo de material, em sintéticos (cerâmicos, metais, polímeros sintéticos), naturais (colágeno,

queratina, polissacarídeos) e compósitos (compostos por mais de um tipo de material). No caso dos materiais metálicos, o titânio apresenta posição de destaque devido suas propriedades compatíveis para aplicações médicas como sua resistência (INGHAN, et. al., 2005).

3.2 Passivação e ionização

A resistência de metais e ligas metálicas está principalmente baseada no fenômeno de passivação. A passivação de um metal é devido a compacta cobertura, chamada de passivada, que contém metal original, que forma uma camada de óxido, uma pele sobre o metal, essa camada de óxido pode ser amórfica ou cristalina. A composição da camada de óxido muda de sua superfície externa em sentido ao metal. A camada de óxido é mais espessa no metal implantado, do que em metal não implantado. Contaminantes de P e Ca são geralmente encontrados. (VILLARINHO, 2010).

O corpo humano é um meio agressivo por ser "salgado" e por isso que qualquer metal sofre corrosão em variados níveis. (RAMIRES; GUASTALDI, 2001).

Quando os íons metálicos são liberados, de pontos onde a camada de óxido não oferece a devida proteção seja por aspectos físicos ou químicos pode ocorrer a formação de hidróxido metálico. Então eles ficam imediatamente rodeados de moléculas de água, que se unem a camada passivada. Quando há íons cloro presente, como no plasma humano, há substituição das moléculas de água, da camada passiva. Se a camada passiva não está completamente desenvolvida, os íons metálicos dissolvidos formam o complexo metal-cloro, que dissolve fluido dentro do corpo. Isso prejudica a passividade no local e pode levar á corrosão por cratera (*pitting corrosion*) (RAMIRES; GUASTALDI, 2001).

Assim, quando a camada passiva é rompida a área anódica é pequena e a área catódica em volta grande. Isso leva a uma rápida corrosão local, inesperada e rápida destruição do material (VILLARINHO, 2010).

A resistência a corrosão é um importante determinante em sua biocompatibilidade. Como visto acima, a natureza do meio e o tratamento de

superfície tem notável influência sobre a corrosão (RAMIRES; GUASTALDI, 2001).

3.3 Titânio

Descoberto em 1791 pelo reverendo inglês William Gregor (1761-1817), o titânio tem sua denominação original que faz referência aos titãs, os primeiros filhos da Terra, segundo a mitologia grega. O titânio é o nono elemento mais abundante na Terra, é um elemento litófilo e apresenta forte afinidade por oxigênio. Apresenta brilho prateado (Figura 1) é mais leve que o ferro e apresenta especial resistência à pressão e corrosão. É forte como o ferro, porém 45% mais leve. Por outro lado, o titânio é 60% mais pesado que o alumínio, mas duas vezes mais forte (MAIA, 2001).

Figura 1 - Mineral de titânio concentrado.



Fonte - MAIA, (2001).

O titânio é um elemento de transição que apresenta excelentes propriedades físicas, dentre as quais se destacam o elevado ponto de fusão (1668 °C), o ponto de ebulição (3287 °C), a baixa massa específica (4,54 g cm⁻³) e o módulo de tensão de elasticidade (acima de 12,7 x 10⁴ MPa) (BUDINSKI, 1999). Destas propriedades, destacam-se a massa específica e o módulo de tensão de elasticidade. Pelo fato do módulo de elasticidade do titânio ser muito maior que de outros metais leves, como Mg e Al, o mesmo compete com estes

para aplicações estruturais espaciais e nanoaeroespaciais, uma vez que seu ponto de fusão é muito maior (LIDE, 2001).

Dentre as propriedades químicas, destaca-se a alta reatividade deste metal, o que constitui uma desvantagem no seu processamento. O titânio combina-se muito facilmente com outros elementos, principalmente gases como nitrogênio e oxigênio, os quais dissolvem rapidamente no metal líquido ou sólido acima de aproximadamente 400 °C, provocando a perda de ductilidade deste (FROES et al., 2000). Como consequência desta alta reatividade frente a gases, é comumente encontrado na crosta terrestre sob a forma de dióxido de titânio TiO_2 , chamado rutilo, na concentração de 0,6% sendo, com isso, o quarto elemento mais abundante dentre os metais estruturais, ficando atrás apenas de Al, Fe e Mg (WEIS et al., 1996). Outra propriedade química muito importante é a elevada resistência à corrosão. O Ti e suas ligas têm excelente resistência à corrosão em água do mar e em soluções aquosas de cloretos. A maior parte das ligas é resistente a uma grande variedade de meios oxidantes como HNO_3 e agentes redutores como HCl e H_2SO_4 , quando estes se encontram diluídos. O titânio é, ainda, resistente à maior parte dos ácidos orgânicos (BRAGA, 2007).

O titânio apresenta características alotrópicas. À temperatura ambiente, tem uma estrutura cristalina hexagonal compacta, chamada de fase alfa, a qual é estável até 882 °C; acima desta temperatura a estrutura muda para cúbica de corpo centrado, um alótropo chamado de fase beta. O titânio alfa é o titânio puro ou o titânio cuja tensão é aumentada pela adição de pequenas quantidades de elementos estabilizadores desta fase, como Al, Sn, Ni e Cu. As ligas nas quais este elemento apresenta estrutura alfa não têm sua dureza aumentada com o resfriamento, mas têm maior tensão que o Ti puro comercial. Ligas α - β são ligas de Ti com estrutura parcialmente α e parcialmente β . Elementos como Mo, V e Ta, quando adicionados ao Ti puro à temperatura ambiente, tendem a promover a presença da fase β . As ligas β têm boa ductilidade e maleabilidade quando não sofrem tratamento térmico (BARKSDALE, 1966).

O titânio não é tóxico, e uma consequência importante da sua atoxicidade é a grande utilização deste metal e suas ligas como biomaterial, devido à excelente resistência à corrosão, alta força específica e biocompatibilidade. É

encontrado como constituinte de bombas de corações artificiais, marcapassos, parte de válvulas para coração, próteses dentárias e audiológicas e, ainda, em próteses e grampos cirúrgicos (RYAN, 2006).

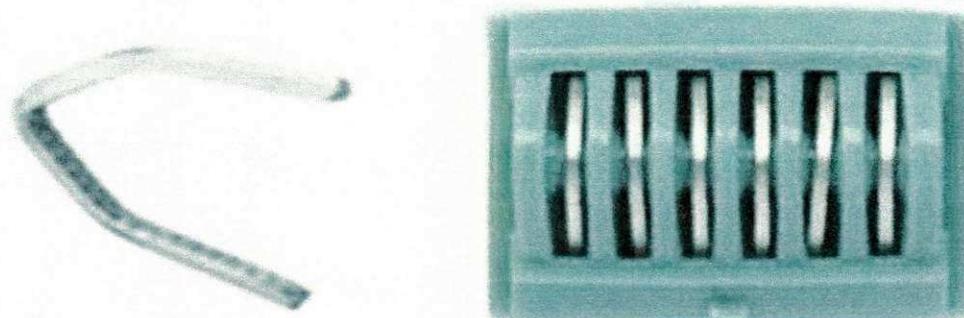
3.4. Grampos cirúrgicos

Os Grampos cirúrgicos são comumente usados em suturas no lugar do sistema operacional padrão para o encerramento de lacerações e feridas operatórias. Grampos ou cliques de pele podem proteger uma ferida mais rápido do que as suturas. Eles geralmente substituem as suturas de superfície em que os resultados estéticos não são uma consideração principal, tal como no fecho abdominal. Quando devidamente colocado, grampos e cliques distribuem uniformemente a tensão ao longo da linha de sutura minimizando o trauma e a compressão do tecido, facilitando a cicatrização e minimizando as cicatrizes (HROUDA, 2000).

Grampos metálicos foram introduzidos a cerca de três décadas atrás, como fortes concorrentes para suturas em procedimentos cirúrgicos, e sua utilização tem crescido consideravelmente ao longo dos últimos 10 anos para uma multiplicidade de aplicações cirúrgicas.

Os grampos cirúrgicos podem ser compostos de vários tipos de materiais, dentre eles podemos destacar os grampos cirúrgicos metálicos de titânio (ALLAN, et. al, 1999). A Figura 2 mostra um exemplo de um grampo cirúrgico metálico e sua forma de comercialização.

Figura 2 - Grampo metálico de titânio e sua forma de comercialização com seis unidades.



Fonte - CEBRIÁN, 2012.

As principais vantagens associadas com o uso de grampos são a facilidade de aplicação à minimização do trauma do tecido. Muitas aplicações interessantes de grampos pequenos foram descobertas por oftálmica e endoscópica, uma área de rápido crescimento da cirurgia minimamente invasiva. Os Grampos são amplamente utilizados a fim de facilitar o fechamento de grandes incisões produzidas em procedimentos cirúrgicos, como por exemplo, em cirurgias na vesícula biliar (ALLAN, et. al, 1999).

Os grampeadores internos aproximam os tecidos utilizando grampos de titânio de fino diâmetro com uma configuração em "B", como mostrado na Figura 3. Ao ativar o instrumento, as pernas abertas dos grampos são empurradas através do tecido, encontrando-se com a bigorna, e assim configurando-se em B (ALLAN, et. al, 1999).

A colocação de grampos em uma linha dupla de grampos intercalados proporciona um fechamento eficaz do tecido. Utiliza-se a configuração em formato de B do grampo, pois essa configuração permite que os vasos pequenos passem pelas aberturas entre os grampos, e assim que a margem de tecido entre a linha de grampos e a linha de corte permaneça viável (ALLAN, et. al, 1999).

Figura 3 - Configurações aberta e fechada de grampos utilizados para aproximar tecidos internos.



Fonte - ALLAN, et. al, (1999).

É importante salientar que as linhas de grampos por si só não são hemostáticas. Quando se utiliza a altura de grampos apropriada, os grampos modernos aplicam uma pressão de pinça de aproximadamente 8 gramas/mm², um nível que proporciona a hemostasia normal, e previne filtrações, motivos

esses os quais o levam a ser um dos materiais mais cotados para cirurgia da vesícula biliar (ALLAN et. al, 1999).

De fato, pode-se considerar a presença de uma ligeira filtração ao longo das bordas transeccionadas de um grampo fechado como um indicador de fluxo sanguíneo adequado na margem de tecido. Em caso de um sangramento maior, pode-se controlá-lo com eletrocautério ou suturas, (ALLAN, et. al, 1999)

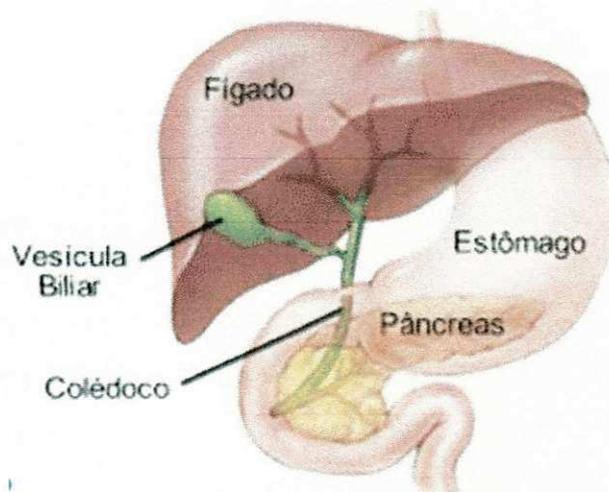
3.5 Vesícula biliar

A vesícula biliar é um órgão de formato sacular (bolsa), localizada sob o fígado e que se comunica com o canal hepático principal (a via biliar comum) por um canal próprio chamado ducto cístico (Figura 4). Na vesícula biliar, a bile que é produzida no fígado, se concentra no intervalo das refeições sendo liberada para o duodeno logo após a ingestão do alimento, principalmente as gorduras (GALLARDO, 2005).

O fígado produz bile constantemente. No intervalo das refeições, ela se acumula dentro dos canais biliares. Como o esfíncter de Oddi permanece fechado, aumenta progressivamente a pressão da bile dentro dos canais biliares, enchendo gradativamente também a vesícula biliar. Essa, no intervalo das refeições, absorve água e concentra a bile que está em seu interior. Logo após refeições, quando o alimento chega ao duodeno, ocorre um estímulo hormonal, abre-se o esfíncter de Oddi e simultaneamente contrai-se a vesícula biliar, devido a sua parede muscular, esguichando bile para o intestino. (GALLARDO, 2005).

Quando a vesícula biliar deixa de funcionar por doença ou é extraída cirurgicamente, os canais biliares intra e extra-hepáticos dilatam para conter mais bile. Após as refeições, o esfíncter de Oddi se abre e a bile, com pressão aumentada, escorre para o intestino. Sem a vesícula, embora o esguicho seja menor, a quantidade de bile é suficiente para desempenhar sua função digestiva (GALLARDO, 2005).

Figura 4 - Esquema da vesícula biliar em conjunto com outros órgãos do sistema digestório.

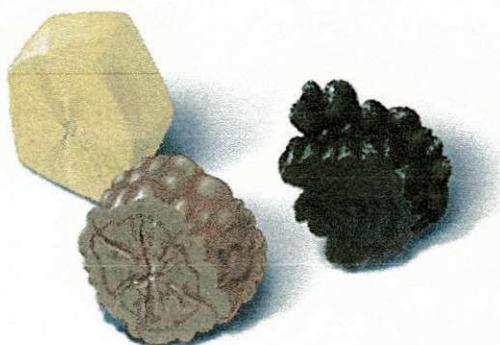


Fonte - GALLARDO, 2005

A bile tem três componentes básicos: bilirrubina, sais biliares e colesterol. A bilirrubina é um pigmento derivado da destruição dos glóbulos vermelhos do sangue, efetuada no baço. Através da circulação, é levada para o fígado que a elimina pelos canais biliares; ela dá cor à bile. O fígado produz os sais biliares que são importantes no processo de digestão dos alimentos, especialmente das gorduras. O colesterol é eliminado pelo fígado, através da bile. Há um equilíbrio físico-químico entre essas três substâncias que mantêm a bile em estado líquido (GLAVIC, 2001).

A perda deste equilíbrio provoca precipitação de seus componentes, dando origem aos cálculos (pedras). A Figura 5 mostra de forma esquemática cálculos biliares de varias formas e texturas.

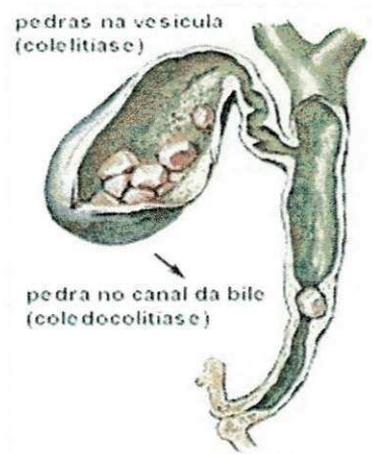
Figura 5 - Esquema de os cálculos biliares que podem se formar no interior da vesícula.



Fonte - CEBRIÁN, 2012.

Os cálculos (pedras) biliares podem permanecer silenciosos durante anos ou se manifestarem a qualquer momento. Quando um cálculo da vesícula biliar se movimentar e obstrui o ducto cístico (Figura 6), seu canal de drenagem para o ducto hepático provoca contração da parede da vesícula que se traduz por dor em cólica. É a chamada cólica biliar (FIGUEIREDO, 2003). Quando o cálculo se encrava no ducto cístico, impedindo a passagem de bile, esta é retida na vesícula e desencadeia um processo inflamatório e infeccioso agudo que se chama colecistite aguda.

Figura 6 - Esquema da vesícula e do canal da bile obstruídos com cálculos.



Fonte - FIGUEIREDO, 2003.

A colecistite aguda pode regredir ou não. Quando for persistente, vai se comportar como um abscesso local. Pode romper, ficando bloqueada sob o fígado ou romper para dentro do abdômen provocando peritonite aguda. Quando um cálculo sai da vesícula biliar e progride para canal hepático obstruindo esse canal, a bile não passa para o intestino e reflui através das células hepáticas para a corrente circulatória. A bilirrubina refluída para o sangue provoca uma cor amarelada típica de pele chamada de icterícia. Essa bile retida pode infectar provocando doença grave designada colangite aguda (SCOTT, 1992).

A doença da vesícula biliar é de tratamento cirúrgico. A vesícula é o órgão doente e a fonte produtora dos cálculos e se não for retirada continuará a produzi-los com um grande potencial de complicações. A remoção da vesícula biliar chama-se Colecistectomia (TONETO, 2007).

3.6 Colectectomia

A primeira colectectomia foi realizada em uma pequena cidade da Baviera por um médico de província. Foi um acontecimento absolutamente inusitado com aceitação lenta e progressiva do "establishment" cirúrgico alemão. Em 1987 Mouret em Lyon, França, executou a primeira colectectomia laparoscópica. Foi novamente um acontecimento inusitado que, após alguma resistência inicial, tornou-se a mais importante inovação cirúrgica do fim do século passado (SYRAKOS, 2004).

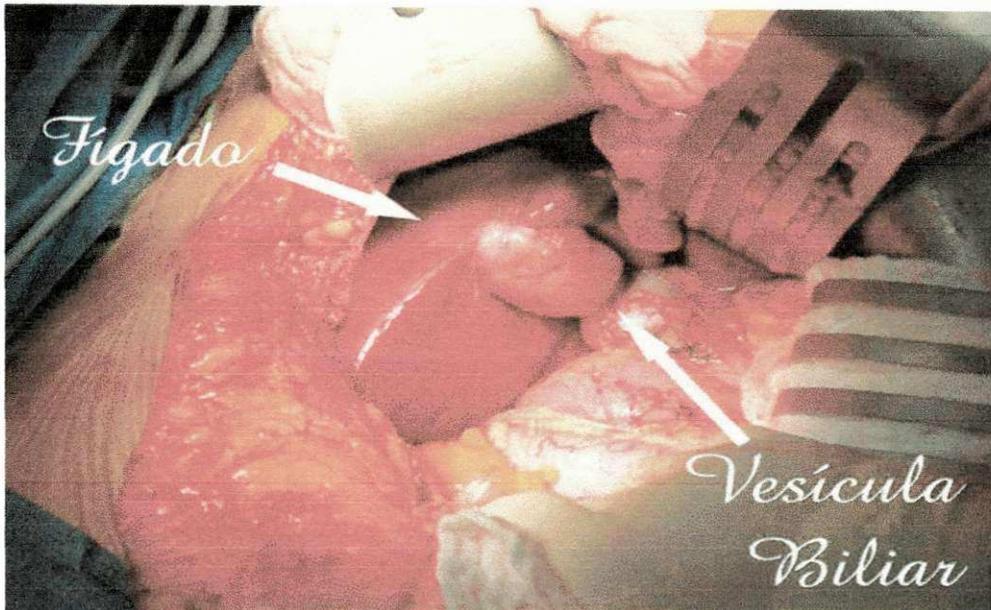
A colectectomia é um dos procedimentos cirúrgicos mais comumente realizados na cirurgia do aparelho digestório, normalmente devido à litíase (pedra) de vesícula biliar, por pólipos da vesícula biliar, por neoplasias, dentre outros. Trata-se de um procedimento cirúrgico que pode ser tanto realizado por via tradicional (colectectomia convencional) como por via videolaparoscópica (SYRAKOS, 2004).

Cabe um alerta, todavia, para a cirurgia videolaparoscópica. Eventualmente não é realizável por laparoscopia, impondo conversão para cirurgia convencional aberta. Converter uma laparoscopia para cirurgia aberta não é demérito mas prudência para prover solução segura para os problemas dos portadores de doença da vesícula biliar (SYRAKOS, 2004).

3.6.1 Colectectomia convencional - CC

A colectectomia convencional é realizada por incisão abdominal subcostal, paramediana ou mediana (cerca de 20 a 30 cm), com visão direta do campo cirúrgico e retirada da vesícula biliar. Caracterizada por ser um dos procedimentos cirúrgicos mais frequentemente realizados em todo o mundo, a técnica convencional (a céu aberto) foi utilizada como padrão durante 100 anos. A Figura 7 mostra de forma simplificada a colectectomia convencional (TONETO, 2007).

Figura 7 - Imagem de uma colecistectomia convencional.



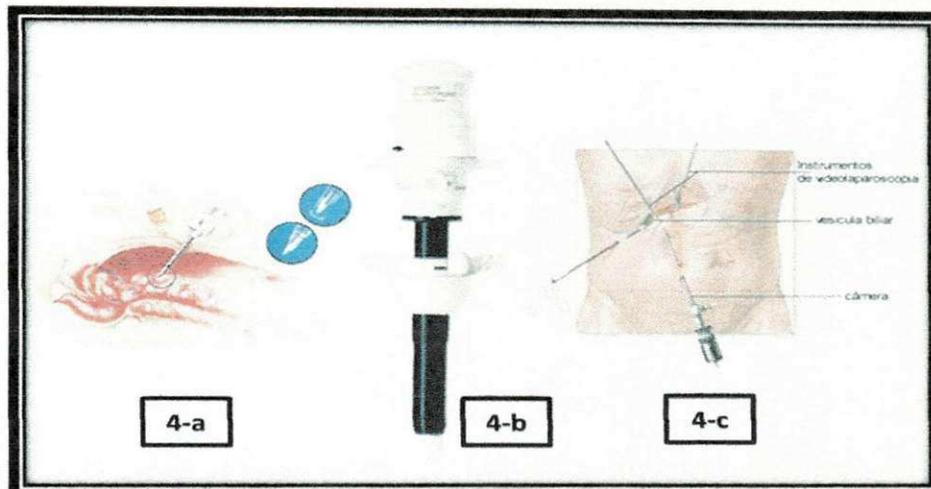
Fonte - TONETO, 2007.

As complicações mais frequentes são clínicas, principalmente pulmonares (broncopneumonias), tromboembolias e infecções do trato urinário e as complicações relativas à ferida operatória (2 a 6% no total).

3.6.2 Colecistectomia videolaparoscópica - CL

A colecistectomia videolaparoscópica (CL) que surgiu graças aos avanços da tecnologia óptica considerada atualmente como "gold standard", é realizada por meio de pequenas incisões abdominais, através das quais são introduzidos os equipamentos e instrumentais para a retirada da vesícula biliar. A Figura 8 mostra de forma simplificada como é realizada a retirada da vesícula biliar. O paciente é operado com anestesia geral. Feita uma pequena incisão no umbigo onde é introduzida uma agulha para encher a cavidade abdominal de um gás especial (4-a). A intenção é criar um espaço para que a cirurgia possa ser realizada. É então introduzido um tubo metálico chamado trocáter por onde é colocado o laparoscópio (como um telescópio), através deste é visualizada toda a cavidade abdominal (4-b). Depois são realizados mais três pequenos cortes por onde são colocadas as pinças que vão ser utilizadas durante a cirurgia (4-c) (FIGUEIREDO, 2003).

Figura 8 - Esquema do procedimento de colecistectomia videolaparoscópica



Fonte - FIGUEIREDO, 2003.

As indicações são basicamente as mesmas da colecistectomia convencional, exceção feita às neoplasias, vesícula em porcelana e cálculo do ducto biliar comum assim como em pacientes com cirurgias abdominais prévias, nos quais a indicação é de colecistectomia convencional (FIGUEIREDO, 2003).

A introdução da CL, a partir da década de 80, trouxe uma técnica menos invasiva e que permite encurtar a permanência do paciente no hospital. Essa pequena invasão, em parte, deve-se ao uso do sistema de micro câmera (laparoscópio) que auxilia o cirurgião realizar todo procedimento por imagens formadas pela mesma. A Figura 9 mostra a possibilidade de visão do especialista durante a cirurgia colecistectomia.

Figura 9: Imagem formada pelo laparoscópio durante a colecistectomia.

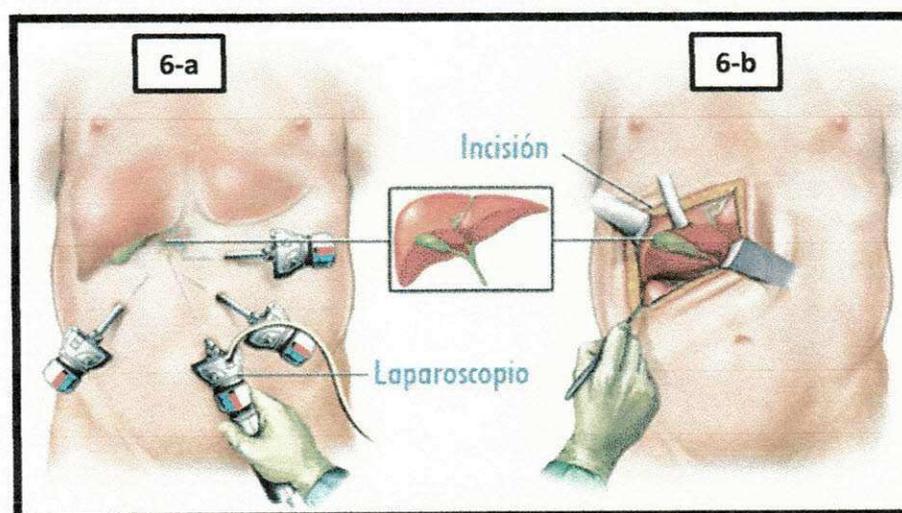


Fonte - TONETO, 2007.

A probabilidade de complicações, particularmente na ferida operatória e comprometimento pulmonar, é muito menor na cirurgia laparoscópica do que na aberta, além do tempo de internação ser menor (FIGUEIREDO, 2003).

Para citar um exemplo de sucesso desta abordagem, apenas quatro anos após sua descrição, a colecistectomia videolaparoscópica já era o procedimento de escolha em mais de 80% dos serviços de cirurgia dos Estados Unidos (HANGUI, 2004). Os benefícios secundários a esta nova técnica, como a diminuição da dor no pós-operatório, redução da resposta inflamatória, retorno mais rápido às atividades usuais, diminuição das complicações de ferida operatória (infecções e hérnias incisionais), dentre outros, foram extensivamente demonstrados em pesquisas científicas realizadas em todo o mundo. A Figura 10 mostra de forma simples as principais diferenças entre os procedimentos cirúrgicos de colecistectomia videolaparoscópica (6-a) e colecistectomia convencional (6-b).

Figura 10 - Diferença nos procedimentos utilizados durante a colecistectomia (a) videolaparoscópica e (b) convencional

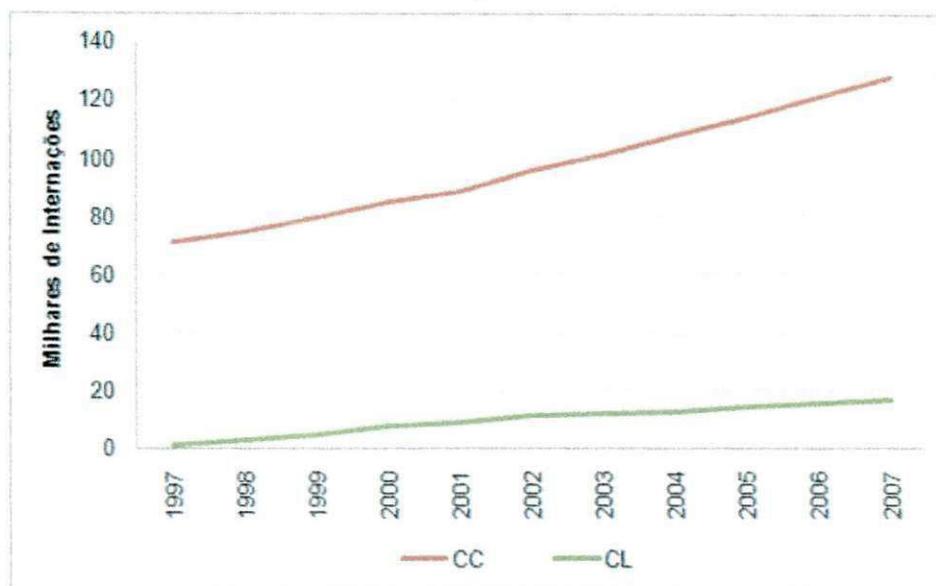


Fonte - HANGUI, 2004.

No Brasil, chama atenção a curva ascendente da colecistectomia convencional (CC), em relação à colecistectomia videolaparoscópica (CL), mostrando que no SUS, diferentemente de outros países, não houve aumento proporcional de colecistectomia por vídeo em relação ao procedimento convencional. A Figura 11 mostra que no ano de 2007 o número de cirurgias

por CC foi aproximadamente seis vezes maior quando comparado ao número de cirurgias por CL.

Figura 11 - Diferença entre o numero de internações com relação ao tipo de procedimento cirúrgico.



Fonte - MS/DATASUS

Isto se explica, provavelmente porque a distribuição de equipamentos e oferta de serviços relacionados ao procedimento é bastante desigual, sendo as técnicas mais modernas adotadas em um número limitado de municípios, sendo que a maioria dos municípios não dispõe nem da tecnologia nem do profissional habilitado para este procedimento. Ou seja, o crescimento da colecistectomia por videolaparoscopia estaria concentrado em poucos municípios, enquanto que nos demais cresce a utilização de colecistectomia por técnica tradicional (MATOS, 2002).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Local da pesquisa

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais – CERTBIO - Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais, UFCG.

4.2 Materiais

Grampos cirúrgicos comerciais utilizados para fechamento de incisões, fabricados com tecnologia desenvolvida nos Estados Unidos. Esses grampos são fabricados por três empresas distintas, que por questões éticas, serão identificados por GPX (Empresa X), GPY (Empresa Y) e GPZ (Empresa Z).

4.2.1 Animais

Serão utilizados, como fonte de macrófagos peritoneais, para o ensaio de citotoxicidade, camundongos machos tipo Swiss, provenientes do biotério do Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais (CERTBIO), UFCG. Todos os procedimentos serão conduzidos conforme normas da Sociedade Brasileira de Ciência em Animais de Laboratório (SBCAL) e mediante parecer do Comitê de Ética Local.

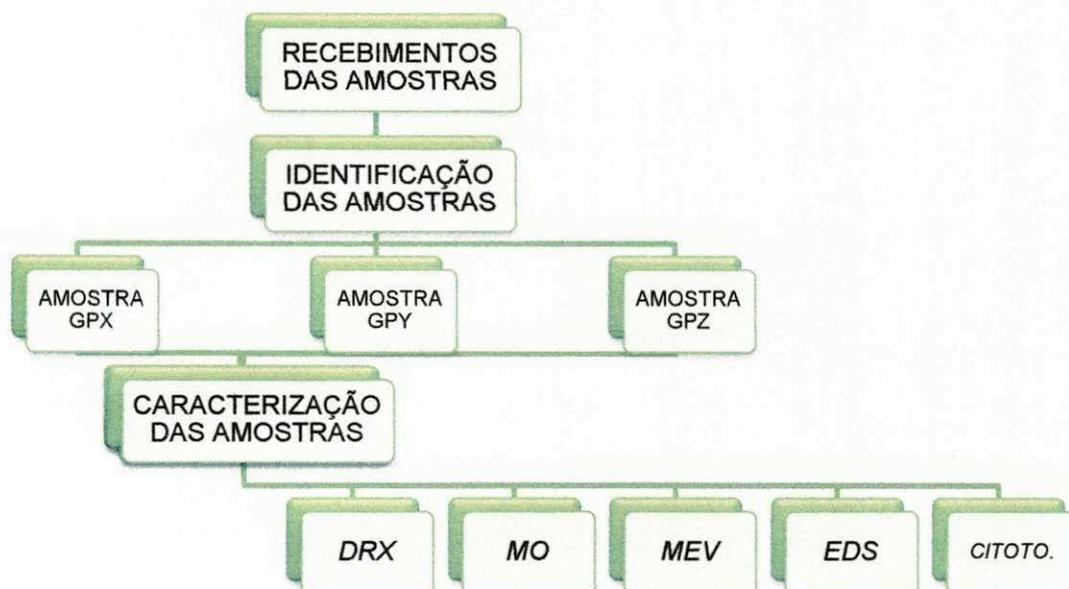
4.3 Metodologia

4.3.1 Obtenção e preparação dos grampos cirúrgicos

As amostras dos grampos metálicos foram obtidas diretamente dos fabricantes em embalagens lacradas e esterilizadas. Portanto, não há necessidade de preparação prévia das amostras para realização dos ensaios

de caracterização. A Figura 12 abaixo mostra de forma simplificada, os procedimentos de identificação e técnicas de caracterização utilizadas para as duas amostras de grampos cirúrgicos.

Figura 12 - Fluxograma do trabalho.



Fonte - Próprio autor.

A partir dos resultados obtidos pelas técnicas de caracterização mencionadas acima, serão avaliados/propostos materiais e técnicas possíveis para desenvolver grampos cirúrgicos compostos por outros biomateriais (metálicos e poliméricos) com tecnologia nacional.

Dentre essas técnicas de obtenção dos novos grampos cirúrgicos, podemos citar o processo de injeção e transferência. No caso dos materiais envolvidos na fabricação desses grampos, citamos a quitosana, o PLA (Poli ácido láctico) e ligas níquel-titânio.

No caso dos materiais poliméricos, os parâmetros a serem analisados serão: massa molar, índice de fluidez, propriedades mecânicas, Tg e Tm, biocompatibilidade e custo/benefício. Nos materiais metálicos os parâmetros analisados serão: estabilidade química/corrosão, propriedades mecânicas, biocompatibilidade e custo/benefício.

4.3.2 Caracterização dos grampos cirúrgicos

As amostras serão caracterizadas por Difração de raios X (DRX), Microscopia Óptica (MO), Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), Espectroscopia por Energia Dispersiva de raios X (EDS) e Ensaio de Citotoxicidade.

4.3.2.2 Difração de raios X (DRX)

A caracterização por Difração de Raios X foi utilizada para identificar as fases cristalinas presentes nas amostras. Foi utilizado o equipamento da marca Shimadzu modelo 7000 Shimadzu, utilizando-se de radiação $K\alpha$ do cobre (1,5418 Å), tensão de 40kV e corrente 30mA.

4.3.2.3 Microscopia Óptica (MO)

A caracterização por microscopia ótica 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.

4.3.2.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Para realização das análises foi utilizado o microscópio eletrônico de varredura de bancada, modelo TM-1000, marca Hitachi, com aumento de 10000x, profundidade de foco de 1 mm, resolução de 30 nm, 15 KV, baixo vácuo e pressão variada (1 a 270 Pa), sem recobrimento metálico. Para análise da Energia Dispersiva de raios X (EDS), foi utilizado o equipamento acoplado ao MEV para uma maior confiabilidade dos resultados.

4.3.2.5 Ensaio de Citotoxicidade

Com o objetivo de atender a norma ISO 0993 que recomenda ensaios in vitro de citotoxicidade como testes iniciais para materiais que ficarão em contato com a pele, escolheu-se o teste de avaliação da viabilidade celular dos

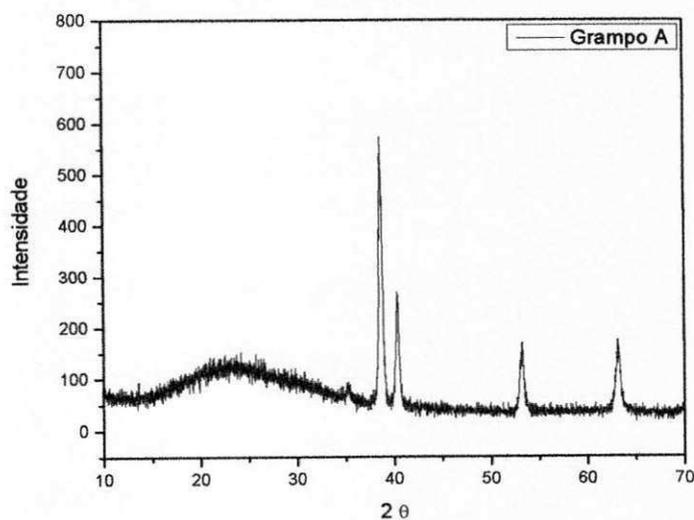
macrófagos por MTT [brometo de 3-(4,5-dimetiltiazol-2-il)-2,5-difenil-tetrazólio]. Serão utilizados 5 fragmentos da amostra para cada animal. A técnica utilizada foi a descrita por Mosmann, 1983. A viabilidade celular será calculada em porcentagem, considerando-se o controle negativo como 100 % de viabilidade.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Difração de raios X (DRX)

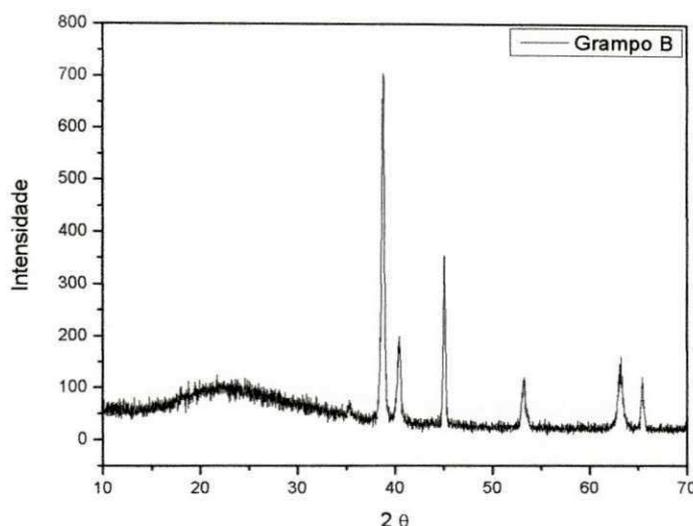
Nas Figuras 13 e 14 observam-se os difratogramas de raio X dos grampos em estudo. A análise de DRX não foi realizada para os grampos GPZ por não apresentarem superfície suficiente para a mesma.

Figura 13 - Difratograma do grampo GPX.



Fonte - Próprio autor.

Figura 14 - Difratoograma do grampo GPY.



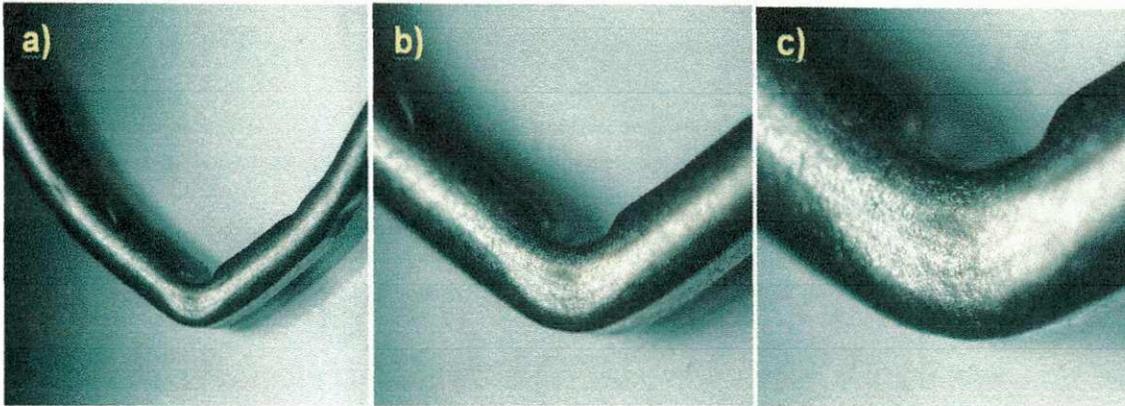
Fonte - Próprio autor.

Nos difratogramas observam-se picos entre 35 e 70 θ , onde, segundo Ciobanu, Carja, Ciobanu (2008) os picos localizados entre 35 e 44 θ e 50 e 54 θ correspondem ao Titânio (Ti). Na Figura 14 correspondente ao grampo cirúrgico B observamos mais outros dois picos que não correspondem ao Ti, picos estes localizados em 45 e 66 θ (aproximadamente), segundo Maluska, Prates (2000) esses picos correspondem ao Alumínio, material o qual não é informado como constituinte do clipe, porém o consideramos um contaminante já que para adquirir uma superfície suficiente para execução da análise o material foi prensado entre lâminas de Alumínio o que levou a sua contaminação. Os resultados corroboram com os apresentados pelo fornecedor já que nenhum outro material foi identificado além do Ti.

5.2 Microscopia óptica (MO)

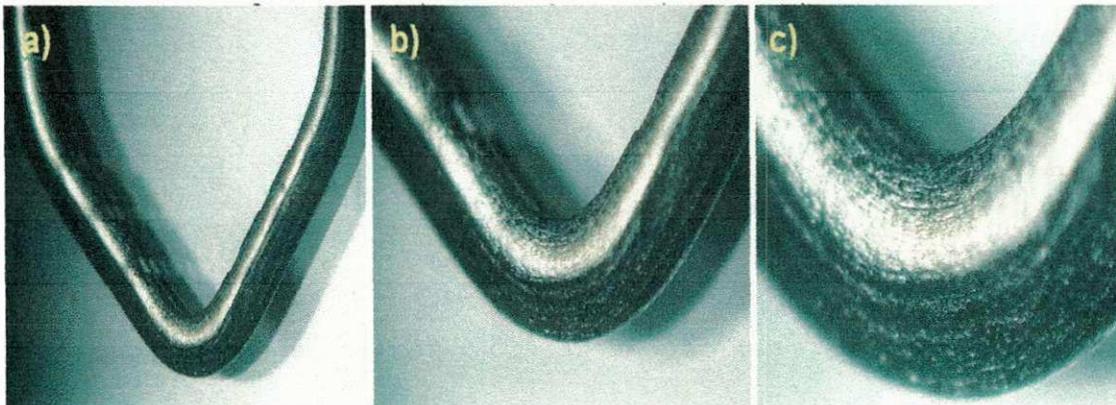
Nas Figuras 15, 16 e 17, observam-se as microscopias dos grampos GPX, GPY e GPZ nos aumentos de 50x, 100x e 200x respectivamente.

Figura 15 - Grampos GPX a) – 50x, b) – 100x e c) – 200x.



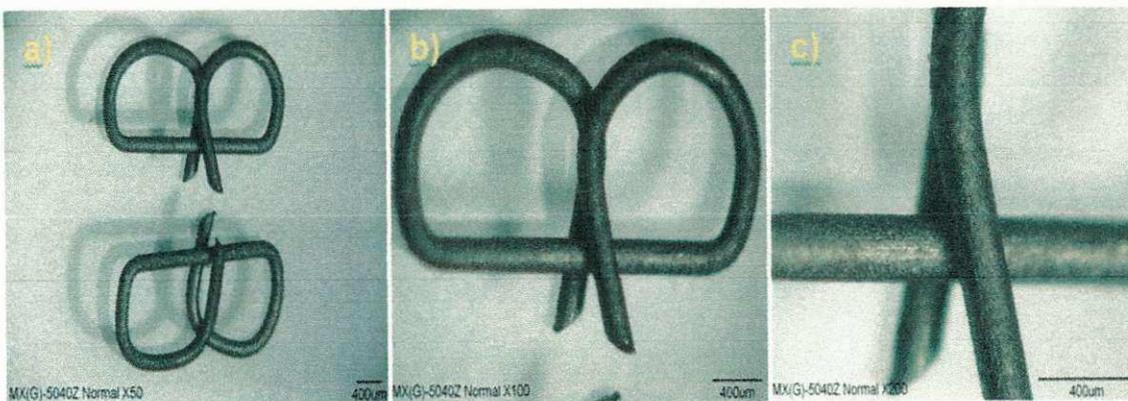
Fonte - Próprio autor.

Figura 16 - Grampos GPY a) – 50x, b) – 100x e c) – 200x.



Fonte - Próprio autor.

Figura 17 - Grampos GPZ a) – 50x, b) – 100x e c) – 200x.



Fonte - Próprio autor.

Os grampos GPX, GPY e GPZ (Figuras 15, 16 e 17 respectivamente) apresentam grande semelhança de superfície (pouco rugosa e sem defeitos)

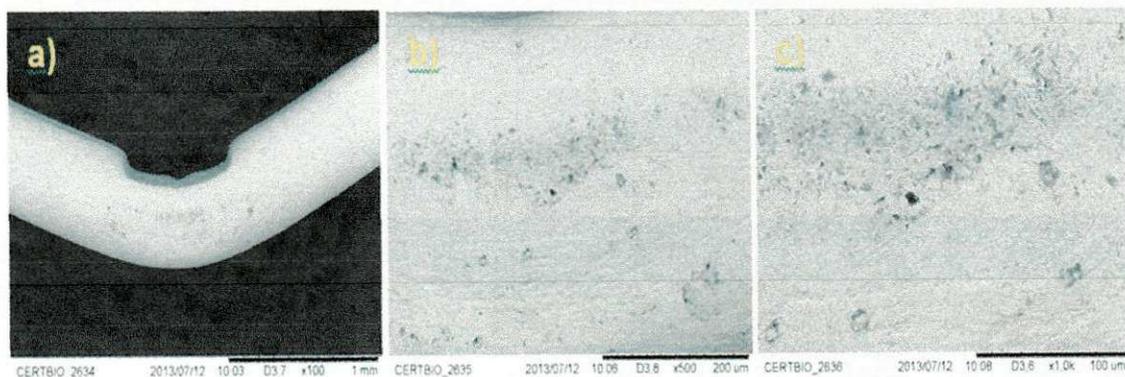
perceptíveis). Os grampos GPX e GPY possuem fileiras de pequenos dentes na parte interior de sua haste o que não é observado no grampo GPZ, essas formações são responsáveis por proporcionar maior aderência do grampo à superfície onde serão fixados, já no grampo GPZ, a sua conformação final (Figura 17) (quando aplicado) já proporciona essa aderência sem a necessidade de possuir esses frisos.

A microscopia óptica corroborou com as informações apresentadas pelo fabricante.

5.3 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

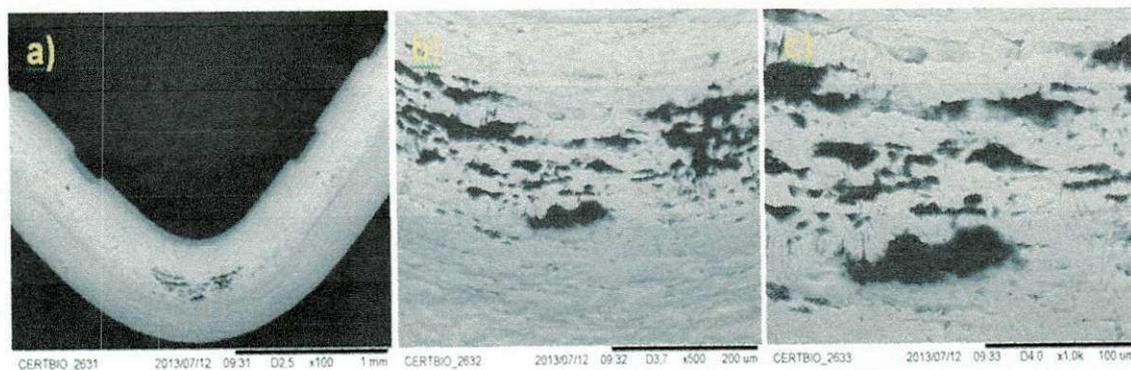
Nas Figuras 18, 19 e 20, observam-se as micrografias dos grampos GPX, GPY e GPZ nos aumentos de 100x, 500x e 1000x respectivamente.

Figura 18 - Micrografia do grampo GPX a) – 100x, b) – 500x e c) – 1000x.



Fonte - Próprio autor.

Figura 19 - Micrografia do grampo GPY a) – 100x, b) – 500x e c) – 1000x.



Fonte - Próprio autor.

Figura 20 - Micrografia do grampo GPZ a) – 100x, b) – 500x e c) – 1000x.



Fonte - Próprio autor.

Assim como na MO observam-se os frisos na superfície interna da haste dos grampos GPX e GPY e sua ausência no grampo GPZ. Com o MEV podemos ter uma visão mais topográfica da amostra em estudo, o que nos revelou pequenas fraturas na superfície de todos os grampos estudados. Nos grampos GPX e GPY (Figura 18 e 19) as fraturas são observadas na região central da haste onde ela provavelmente sofreu flexão para adquirir o formato de “V”, o que indica que o grampo deriva-se de uma haste reta que posteriormente foi moldada. Nos grampos GPZ (os quais são apresentados no formato em que saem do aplicador) essas fraturas são observadas na região de dobra circular próxima a junção das pontas da haste, indicando que as mesmas podem ter resultado do dobramento dos grampos pelo dispositivo aplicador (grampeador), apresenta indícios de deposição de outros materiais além de Ti e seus óxidos na superfície.

Observa-se nas imagens de MEV que o processo de flexão dos grampos, tanto em seu processamento pré-cirúrgico (para adquirir o formato de “V”) como para sua aplicação *in vivo* geram fraturas que podem fragilizar sua estrutura e causar danos futuros ao paciente que possui este dispositivo, como por exemplo, o rompimento dos grampos.

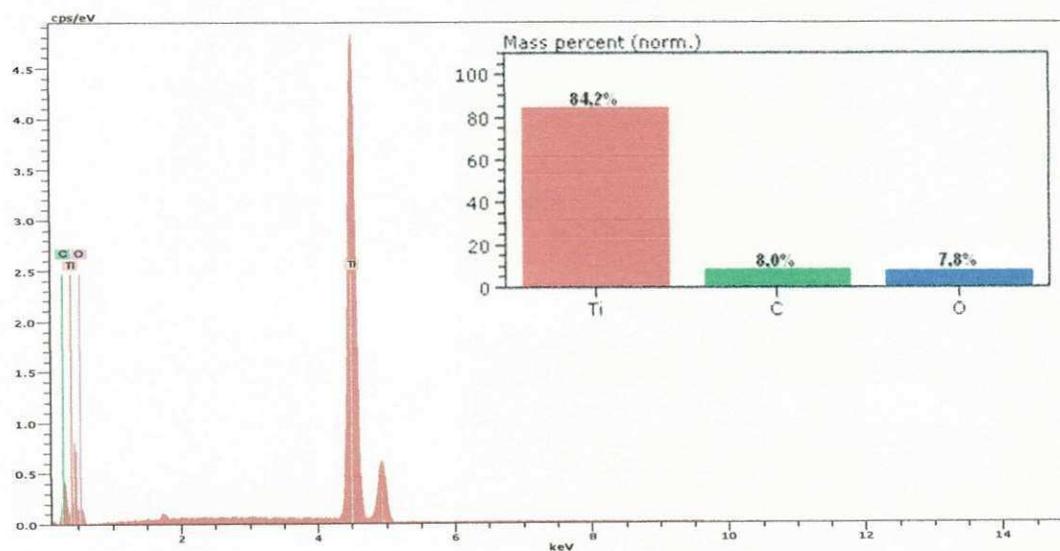
Um fator de preocupação observado neste trabalho foi a sessão do grampo fragilizada pela flexão da haste apresentando uma descontinuidade morfológica superficial, segundo Chibata, Skinovsky, Martins (2013) as rupturas dos grampos por fatores mecânicos são as mais frequentes nos primeiros três

a quatro dias após a cirurgia, e observou-se neste estudo que os grampos antes mesmo de serem aplicados já possuem regiões com fraturas.

5.4 Espectroscopia por energia dispersiva de raios x (EDS)

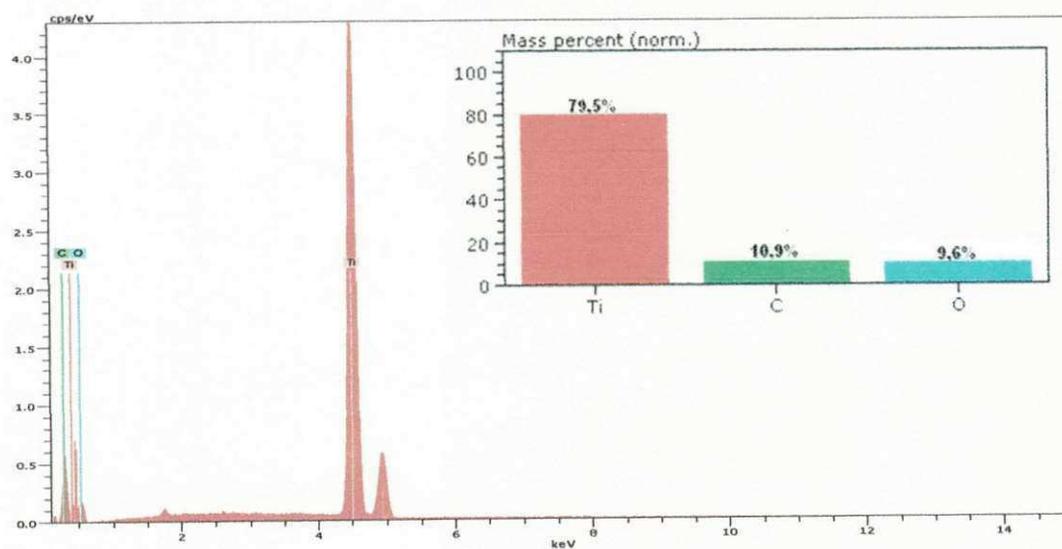
Observa-se nas Figuras 21, 22 e 23 os EDS's dos grampos GPX, GPY e GPZ respectivamente.

Figura 21 - EDS dos grampos GPX.



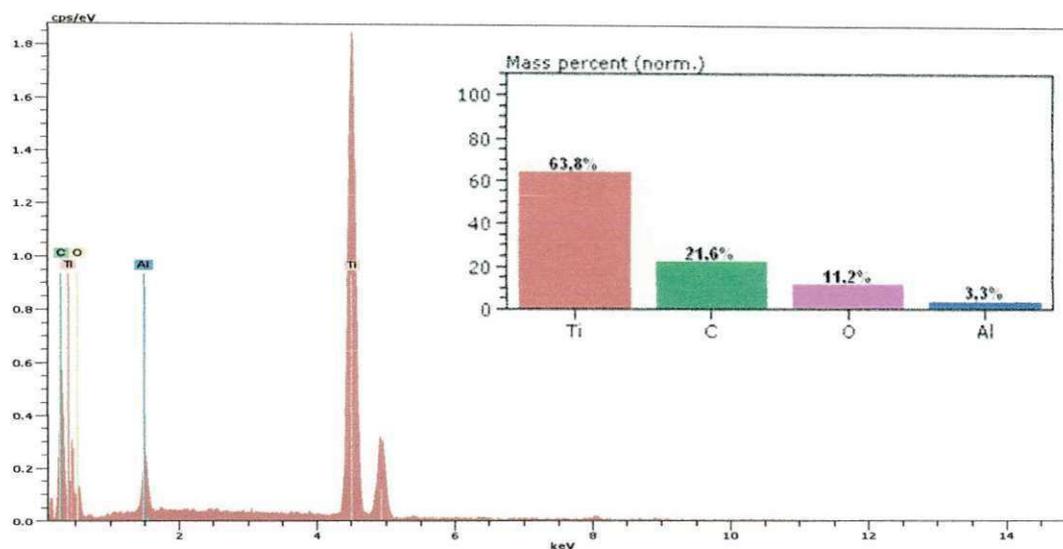
Fonte - Próprio autor.

Figura 22 - EDS dos grampos GPY.



Fonte - Próprio autor.

Figura 23 - EDS dos grampos GPZ.



Fonte - Próprio autor.

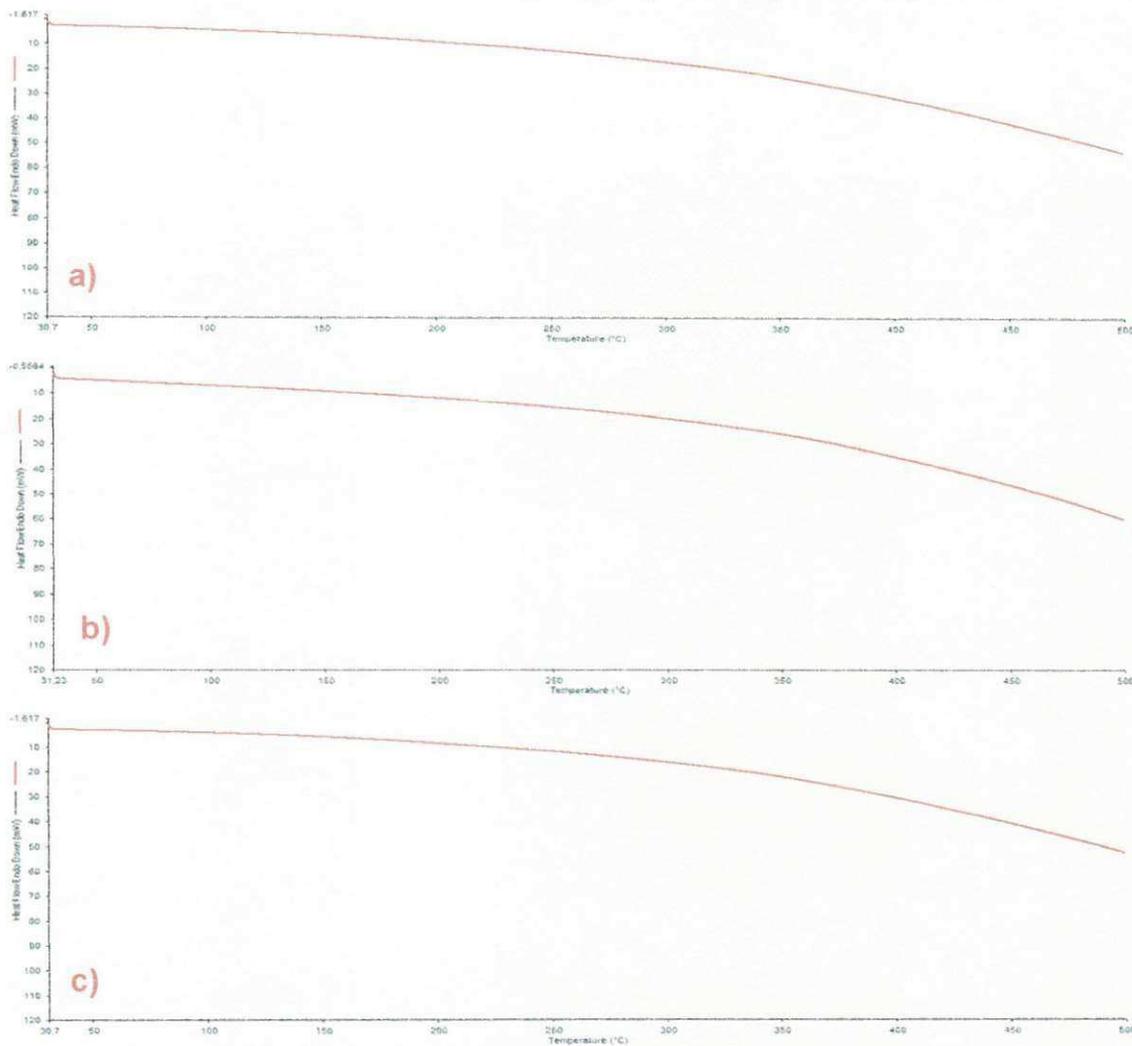
Pela análise de EDS percebe-se que as composições dos grampos GPX e GPY (Figura 21 e 22) são muito semelhantes, observando-se o titânio e oxigênio que compõem os óxidos de titânio presentes no material. O carbono identificado na análise faz referência à fita utilizada para fixação do grampo na base para análise, não sendo assim constituintes do material em estudo.

Na análise do grampo GPZ (Figura 23) observa-se um elemento que não é comum aos outros grampos deste estudo, o alumínio, tratado aqui como material estranho por não ter sido informado como constituinte do mesmo pelo fornecedor.

5.5 Calorimetria exploratória diferencial (DSC)

Observa-se na Figura 24 os gráficos de DSC dos grampos GPX, GPY e GPZ.

Figura 24 – Gráficos de DSC dos grampos a) – GPX, b) – GPY e c) – GPZ.



Fonte - Próprio autor.

As análises de DSC foram realizadas até a temperatura de 500 °C para os grampos GPX, GPY e GPZ. Esta análise teve como objetivo verificar a estabilidade térmica do material e identificar impurezas a partir do ponto de fusão, como o Ti funde apenas a temperaturas superiores a 1500 °C qualquer pico de fusão que fosse identificado na DSC abaixo de 500 °C não seria pertencente ao mesmo.

A estabilidade em meio biológico foi comprovada, já que nenhum dos grampos em estudo (GPX, GPY e GPZ) apresentou mudança de fase entre 30 e 50 °C.

Em nenhum dos grampos foi identificado ponto de fusão para valores de temperatura inferiores ou iguais a 500 °C, o que comprova a não presença de materiais com essa faixa de ponto de fusão no material em estudo.

6 CONCLUSÃO

Baseado no exposto conclui-se que:

- Os grampos GPX e GPY estão de acordo com as informações disponibilizadas pelos seus respectivos fornecedores, sendo constituído apenas por titânio e seu óxido;
- O grampo GPZ não apresentam-se de acordo com os dados disponibilizados pelo fornecedor por possuir alumínio em sua constituição, o que pode causar danos ao paciente no qual esse material seja utilizado;
- Os grampos GPX e GPY possuem frisos na parte interna de suas hastes, estes frisos tem a finalidade de aumentar a aderência entre grampo e tecido, evitando que tenham que ser aplicadas pressões altas para sua fixação. Foi observado também que esses frisos não estão presentes no grampo GPZ, porém, a sua conformação final quando aplicado (Forma em "B") já possui a capacidade de proporcionar essa aderência sem a necessidade das mesmas;
- A estabilidade térmica em meio biológico de todos os grampos foi confirmada pela análise de DSC. Nenhum dos grampos apresentou mudança de fase entre 30 e 50 °C. Também não foi observado nenhum material que possuísse ponto de fusão inferior a 500 °C na constituição dos grampos, indicando a não presença de contaminantes com temperatura de fusão menor ou igual que 500 °C;
- Faz-se necessário estudar materiais que associados ao titânio aumentem sua resistência à flexão, impedindo que o material sofra ruptura no pós-operatório, além de propor materiais biodegradáveis para desenvolvimento de cliques reabsorvíveis.

REFERÊNCIAS

- ALLAN, J.M., KLINE, J.D., WRANA, J.S., FLAGLE, J.A., CORBETT, J.T., AND SHALABY, S.W., 1999. Absorbable gel-forming sealant/adhesives as a staple adjuvant in wound repair. *Trans. Soc. Biomater.* 374.
- BARKSDALE, J.; *Titanium Its Occurrence, Chemistry and Technology*, 2nd ed., The Ronald Press Company: New York, 1966.
- BRAGA, N, A.; FERREIRA, N. G. Obtenção de titânio metálico com porosidade controlada por metalurgia do pó. *Química Nova*, p. 450-457, v. 30, n. 2, 2007.
- BUDINSKI, K. G.; BUDINSKI, M. K.; *Engineering Materials: Properties and Selection*, 6th ed., Prentice Hall: Ohio, 1999.
- CEBRIÁN, J.M. F. – Laparoscopic Surgery: what is Scientifically Demonstrated Present? *The Internet Journal of Surgery* TM ISSN: 1528-8242, 2012.
- CHIBATA, M.; SKINOVSKY, J.; MARTINS, M. V. D. C., Comparação da pressão de ruptura da linha de sutura com grampeamento simples, com sobressutura e com reforço biológico: estudo experimental, 2013.
- CIOBANU, G.; CARJA, G.; CIOBANU, O., Structural characterization of hydroxyapatite layer coatings on titanium supports, *Surface & Coating Technology*, 202, 2467 – 2470, 2008.
- FIGUEIREDO, N. M. A.: *Ensinando a cuidar de clientes em situações clínicas e cirúrgicas*. São Caetano do Sul: Difusão Paulista de Enfermagem, 2003.
- FINI, M.; GIAVARESI, G.; TORRICELLI, P.; BORSARI, V.; GIARDINO, R.; NICOLINI, A.; CARPI, A. Osteoporosis and biomaterial osteointegration. *Biomedicine and Pharmacotherapy*, n. 58, p. 487-493, 2004.
- FROES, F. H.; EYLON, D.; FRIEDMAN, G. Em *ASM Handbook*; EISE, W. B.; FERGUSON, B. L.; GERMAN, R. M.; IACocca, R.; LEE, P. W.; MADAN, D.; MOYER, K.; SANDEROW, H.; TRUDEL, Y., eds.; 2nd ed., Materials Park: Ohio, cap.7, p. 748-755, 2000.
- GALLARDO M. V. y cols. Coledocolitiasis. Elección de una terapia basada en la evidencia. Revisión sistemática de La literatura 404 C Ver. *Chilena de Cirugia*, V. 57 n. 5; p. 404-411, 2005.
- GLAVIC, G., BEGIC, L. – Treatment of acute cholecystitis. A comparison of open vs. laparoscopic cholecystectomy - *Surg. Endosc.* apr; 15 (4) : 398-401, 2001.
- HANGUI, R. M., Rêgo, R. E. – Complicações pós-operatórias de colecistectomia – Análise comparative em relação ao sexo – *Ver. Col. Bras. Cir.*; 31 (1): 57-63, 2004.

HELMUS, M.N; GIBBONS, D.F.; CEBON, D. Biocompatibility: Meeting a Key Functional Requirement of Next-Generation Medical Devices. *Toxicologic Pathology*, 2008. Disponível em: <http://tpx.sagepub.com/cgi/content/full/36/1/70>. Acesso em 05/03/2012.

HROUDA, B. "How to Remove Surgical Sutures and Staples", *Nursing* 2000, vol. 30, nº 2, pag. 54 – 55, 2000.

INGHAM, E.; FISHER, J. The role of macrophages in osteolysis of total joint replacement. *Biomaterials*, n. 26, p. 1271-1286, 2005.

LIDE, D. R.; *Handbook of Chemistry and Physics: A Ready-Reference Book of Chemical and Physical Data*, 82th ed., CRC Press: Boca Raton, 2001.

LIMA, R.S.C. Desenvolvimento de Sistemas de Liberação Controlada de Fármacos: Quitosana/Insulina. Tese (Doutorado em Engenharia de Processos). Universidade Federal de Campina Grande, 2010, 112 f.

MAIA, A. Titânio in *Balanço Mineral Brasileiro*. Departamento Nacional da Produção Mineral, p. 23, 2001.

MALISKA, A. M., PRATES, P. B., *Difratometria de raios X: Caracterização de fases cristalinas*, LCM/UFSC, 2000.

MATOS, A. Apuração dos custos de procedimentos hospitalares de alta e media complexidade. Relatório do Projeto REFORSUS 003/99, 2002.

NICHOLSON, J. W. *The chemistry of medical and dental materials*. Cambridge: Royal Society of Chemistry, 2002. 242 p.

PARK, J. *Biomaterials Science and Engineering*. New York, Plenum Press, p.171-192, 1984.

RAMIRES, I.; GUASTALDI, A. C., Estudo do Biomaterial Ti-6Al-4V empregando-se técnicas eletroquímicas e XPS, *Quím. Nova*, vol. 25, nº 1, São Paulo, 2002.

RYAN, G.; PANDIT, A.; APATSIDIS, D. P.; *Biomaterials* 2006, 27, 2651.

SCOTT T. R., ZUCKER, K.A. – Laparoscopic Cholecystectomy – a review of 12.397 patients – *Surgical Laproscopy, Endoscopy & Percutaneous Techniques* .v.2, 1992.

SILVA JÚNIOR, P. E.; ORÉFICE, R. L. Compósitos bioativos obtidos a partir da inserção de vidro bioativo em matriz de poli (metacrilato de metila). *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, v. 11, p. 109-115, 2001.

SILVER, F; DOILLON, C. *Biocompatibility, interations and implantable materials*, New York, VCH. v. 1. p. 1-76, 1989.

SYRAKOS, T., ANTONITSIS P. – Small-incision (mini-laparotomy) versus laparoscopic cholecystectomy – a retrospective study in a university hospital – *Langenbecks Arch. Surg.*, v. 3, p. 172-7, 2004.

TONETO M.; CAROLINA C. MOHR; MARIA HELENA I. LOPES- Das grandes incisões cirúrgicas à colecistectomia laparoscópica: uma reflexão sobre o impacto de novas tecnologias (*From great surgical incisions to laparoscopic cholecystectomy: reflection on the impact of new technologies*) - *Scientia Medica*, Porto Alegre, v. 17, n. 1, p. 31-35, jan./mar, 2007.

VILLARINHO, D. J.; SCHAEFFER, L. Caracterização de uma liga NiTi visando confecção e aplicação como material biomédico em órtese Grampo de Judet. Dissertação (Mestrado em Engenharia). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2010.

WEIS, R. S.; BANIA, P. J.; EYLON, D.; SEMIATIN, S. L.; *Advances in the Science and Technology of Titanium Alloy Processing*, TMS: Minerals, Metals, Materials & Society: Warrendale, 1996.

WILLIAM, D. F. On the Mechanisms of Biocompatibility. *Biomaterials*. Elsevier, p. 2941-2953, 2008.