



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



ANTONIO AUGUSTO FRAGA DE ANDRADE

**ESTUDO DA DEGRADAÇÃO DE PONTEIRAS DE ENDOSCÓPIOS UTILIZADAS
EM ENDOSCOPIA DIGESTIVA ALTA**

CAMPINA GRANDE

2014

ANTONIO AUGUSTO FRAGA DE ANDRADE

**ESTUDO DA DEGRADAÇÃO DE PONTEIRAS DE ENDOSCÓPIOS UTILIZADAS
EM ENDOSCOPIA DIGESTIVA ALTA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Campina Grande, Área de Concentração: Materiais Avançados, como requisito à Obtenção do título de mestre em Ciência e Engenharia de Materiais.

Orientadores: Prof. Dr. Romualdo Rodrigues Menezes
Prof. Dr. Marcus Vinicius Lia Fook

CAMPINA GRANDE

2014

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCG

A553e Andrade, Antônio Augusto Fraga de.
Estudo da degradação de ponteiras de endoscópios utilizadas em endoscopia digestiva alta / Antônio Augusto Fraga de Andrade. – Campina Grande, 2014.
63 f. : color.

Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia, 2014.

"Orientação: Prof. Dr. Romualdo Rodrigues Menezes".

Referências:

1. Endoscopia. 2. Endoscópio. 3. Fluorelastômero. 4. Ponteiras.
I. Fook, Marcus Vinicius Lia. II. Título.

CDU 616-072.1(043)

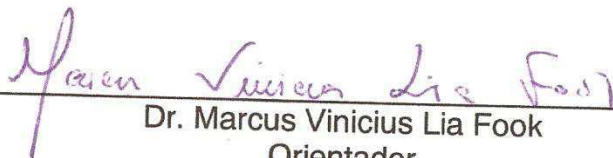
**ESTUDO DA DEGRADAÇÃO DE PONTEIRAS DE ENDOSCÓPIOS
UTILIZADAS EM ENDOSCOPIA DIGESTIVA ALTA**

ANTÔNIO AUGUSTO FRAGA DE ANDRADE

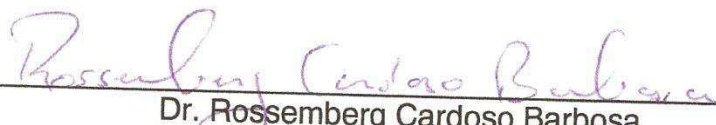
Dissertação Aprovada em 18/12/2014 pela banca examinadora constituída dos seguintes membros:



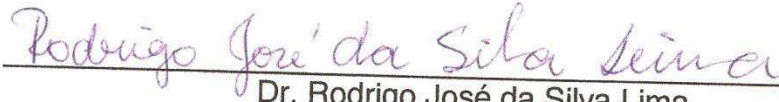
Dr. Romualdo Rodrigues Menezes
Orientador
PPG-CEMat/UAEM/UFCG



Dr. Marcus Vinicius Lia Fook
Orientador
PPG-CEMat/UAEM/UFCG



Dr. Rossemberg Cardoso Barbosa
Examinador Externo
UFCG



Dr. Rodrigo José da Silva Lima
Examinador Externo
UFCG

Dedico este trabalho aos meus pais.

Ao meu pai e à minha mãe, esposa, filhos, irmãos, sobrinhos, aos grandes amigos e a todas as pessoas que me incentivaram e ajudaram a chegar até aqui.

Assentar-se-á como derretedor e purificador de prata (MI 03:03)

Nosso Pai, que procura aperfeiçoar em santidade os Seus santos, sabe quanto vale o fogo do refinador. É com os metais mais preciosos que o avaliador de metais gasta mais tempo. Ele os submete ao fogo forte porque esse fogo derrete o metal, e é só a massa derretida que solta os metais inferiores que estejam na liga; e também toma perfeitamente a nova forma no molde. O refinador experiente nunca sai de perto do cadinho, mas senta-se ao lado dele, para que porventura um grau excessivo de calor não venha a danificar o metal. Mas logo que retira da superfície a última escória e vê ali refletido o seu próprio rosto, ele apaga o fogo. — Arthur T. Pierson

Mananciais no Deserto

Lettie Cowman – ed Betânia 1999

RESUMO

O aparelho endoscópico utilizado atualmente para estudo do trato gastro-intestinal (o video-endoscópio) é resultado de quase 200 anos de evolução tecnológica. Estes endoscópios não podem ser esterilizados pelos métodos clássicos. Por sua complexidade, o processo de limpeza e desinfecção de endoscópios não é somente uma preocupação da enfermagem, ela se tornou multidisciplinar, pois exige discussão sobre riscos físicos, biológicos e químicos, tanto para o paciente quanto para a equipe. A borracha da ponta flexível dos endoscópios é uma peça fundamental para a preservação da vedação do endoscópio e principalmente preservação do paciente. Esta borracha sofre desgaste tanto durante o exame como pelos processos de desinfecção do equipamento que acabam agredindo a superfície do material. O seu desgaste ou ruptura pode acarretar na queima do gerador de imagem. A troca da borracha da ponta é considerada uma manutenção parcial e deve sempre ser executada periodicamente. Baseado no exposto este trabalho teve como objetivo principal estudar e avaliar a degradação ocorrida em ponteiros flexíveis de endoscópios digestivos submetidos a procedimentos médicos. Como resultados pode-se verificar nas microscopia, tanto ótica como eletrônica, morfologia rugosa com presença de poros para a ponteira virgem, nas ponteiros utilizadas por diferentes períodos de tempo verificou-se intensificação destas rugosidades. Por DRX pode-se observar um perfil praticamente amorfo típico de elastômero, além de identificar a presença de compostos de carga no polímero. Por FTIR pode-se comprovar diferentes estruturas para as amostras estudadas, levando a crer que algumas possuem polidimetilsiloxana em excesso com relação ao fluorelastômero. Por EDS pode-se verificar a exteriorização de compostos presentes no interior do elastômero após o período de degradação. No ensaio de tração foi verificada diminuição das propriedades físicas do elastômero devido a degradação ocorrida. No ensaio de ângulo de molhabilidade verificou-se que mesmo após o processo de degradação todas as amostras ainda apresentavam-se hidrofóbicas. Em síntese, este trabalho observou a necessidade de se desenvolver um material específico para utilização como ponteiros de endoscópios, já que os existentes no mercado aparentemente não tem destino específico para aplicações biológicas. Ou seja, mesmo em sua forma virgem o elastômero em questão já apresenta fatores que não tornam sua utilização em meio biológico tão viável.

Palavras-chave: Endoscopia. Endoscópio. Fluorelastômero. Ponteiros.

ABSTRACT

The endoscopic device currently used to study the gastrointestinal tract (the video-endoscope) is the result of nearly 200 years of technological evolution. These endoscopes can not be sterilized by the classical methods. Due to its complexity, the process of cleaning and disinfection of endoscopes is not only a concern of nursing, she became multidisciplinary, since it requires discussion of physical, biological and chemical hazards, both for the patient and for the team. The flexible rubber tip of the endoscope is a key piece to preserve the seal of the endoscope and especially preservation of the patient. This rubber wears out both during the test as the disinfection of equipment that processes attacking the end surface of the material. Your wear or breakage may result in the image generator burns. The replacement of the rubber tip is considered a partial maintenance and must always be performed periodically. Based on the above this work aimed to study and evaluate the degradation occurred in flexible tips of digestive endoscopes undergoing medical procedures. The results can be seen in microscopy, both optical and electronic, rough morphology with the presence of pores to the virgin tip, the tips used for different periods of time there was intensification of these ridges. XRD can observe typical listing a substantially amorphous elastomer, and identify the presence of compounds in the polymer charge. FTIR can prove different structures for the studied samples, leading to the belief that some have polydimethylsiloxane in excess with respect to the fluoroelastomer. EDS can verify the externalization of compounds within the elastomer after the degradation period. In the tensile test was observed decrease in physical properties of the elastomer due to degradation occurred. On test wetting angle was found that even after the degradation process all the samples still had become hydrophobic. In summary, this study observed the need to develop a specific material for use as tips of endoscopes, since on the market apparently has no specific target for biological applications. That is, even in its virgin form the elastomer in question already has factors that do not make their use in biological environment as possible.

Keywords: Endoscopy. Endoscope. Fluoroelastomer.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 01	Videoendoscópio: 1 – Lentes do CCD; 2 – Canal de Biópsia; 3 – Guias de Iluminação; 4 – Prisma; 5 – Canal de Ar/Água e 6 – Câmara CCD	21
Figura 02	Acessórios de endoscopia, a) tesoura, b) capuzes, c) alças de estrangulamento e d) pinças	22
Figura 03	Procedimentos esquemático pós exame endoscópico, a) exame em processo, b) limpeza mecânica dos orifícios do equipamento, c) vedação da parte eletro eletrônica do equipamento, d) limpeza mecânica das partes do equipamento com detergente enzimático; e) imersão e injeção de detergente enzimático no endoscópio, f) imersão em glutaraldeído para desinfecção, g) enxague para retirada do glutaraldeído e h) armazenamento	24
Figura 04	Destaque para o revestimento da ponta flexível do vídeo-endoscópio flexível.....	25
Figura 05	Procedimento de análises que serão utilizados neste trabalho	29
Figura 06	MO da ponteira virgem constituída de Viton® nos aumentos de a) 350x e b) 3500x	33
Figura 07	MO da ponteira de endoscópio utilizada durante um período de 11 meses nos aumentos de a) 350x e b) 3500x.....	34
Figura 08	MO das ponteiros de endoscópios utilizadas por um período de tempo de 12 meses nos aumentos de a) 350x e b) 3500x	35
Figura 09	MO da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 16 meses nos aumentos de a) 350x e b) 3500x.....	36
Figura 10	MO das ponteiros de endoscópios utilizadas por um período de 17 meses nos aumentos de a) 350x e b) 3500x.....	36
Figura 11	Grupo 1: MO das ponteiros de endoscópios divididas por similaridade de morfologia no aumento de 3500x, a) Viton® virgem, b) 12 meses e c) 17 meses	37
Figura 12	Grupo 2: MO das ponteiros de endoscópios divididas por similaridade de morfologia no aumento de 3500x, a) 11 meses e b) 16 meses	38
Figura 13	MEV da ponteira virgem constituída de Viton® nos aumentos de a) 1000x, b) 3000x e c) 5000x.....	39
Figura 14	MEV da ponteira de endoscópio utilizada durante um período de 11 meses nos aumentos de a) 1000x, b) 3000x e c) 5000x	39

Figura 15	MEV das ponteiros de endoscópios utilizadas por um período de tempo de 12 meses nos aumentos de a) 1000x, b) 3000x e c) 5000x	40
Figura 16	MEV da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 16 meses nos aumentos de a) 1000x, b) 3000x e c) 5000x	41
Figura 17	MEV das ponteiros de endoscópios utilizadas por um período de 17 meses nos aumentos de a) 1000x, b) 3000x e c) 5000x	41
Figura 18	Grupo 1: MEV das ponteiros de endoscópios divididas por similaridade de morfologia no aumento de 5000x, a) Viton® virgem, b) 12 meses e c) 17 meses	42
Figura 19	Grupo 2: MEV das ponteiros de endoscópios divididas por similaridade de morfologia no aumento de 5000x, a) 11 meses e b) 16 meses	43
Figura 20	Difratogramas de Raios X das ponteiros de endoscópio virgem e degradadas em diferentes períodos de tempo	44
Figura 21	Espectrogramas de FTIR das ponteiros de endoscópio estudadas em todos os períodos de tempo	46
Figura 22	EDS da ponteira de endoscópio na sua forma virgem, a) detecção geral de componentes da morfologia e b) análise pontual em fragmentos dispersos.....	48
Figura 23	EDS da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 11 meses, a) detecção geral de componentes da morfologia e b) análise pontual em fragmentos dispersos.....	49
Figura 24	EDS da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 12 meses, a) detecção geral de componentes da morfologia e b) análise pontual em fragmentos dispersos.....	50
Figura 25	EDS da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 16 meses, a) detecção geral de componentes da morfologia e b) análise pontual em fragmentos dispersos.....	51
Figura 26	EDS da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 17 meses, a) detecção geral de componentes da morfologia e b) análise pontual em fragmentos dispersos.....	52
Figura 27	Carga máxima para os elastômeros do a) Grupo 1: Virgem, 12 meses e 17 meses e b) Grupo 2: 11 meses e 16 meses	53
Figura 28	Esforço Máximo para os elastômeros do a) Grupo 1: Virgem, 12 meses e 17 meses e b) Grupo 2: 11 meses e 16 meses	54

Figura 29	Deformação Máxima para os elastômeros do a) Grupo 1: Virgem, 12 meses e 17 meses e b) Grupo 2: 11 meses e 16 meses.....	55
Figura 30	Módulo de Elasticidade para os elastômeros do a) Grupo 1: Virgem, 12 meses e 17 meses e b) Grupo 2: 11 meses e 16 meses.....	56
Figura 31	Resultados do Ensaio de Ângulo de Molhabilidade das amostras a) Grupo 1: Viton® virgem, 12 meses e 17 meses e b) Grupo 2: 11 meses e 16 meses	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 01	Ilustração esquemática do desenvolvimento histórico dos Fluorelastômeros, suas estruturas químicas e os nomes dos primeiros fabricantes	26
Tabela 02	Impacto das propriedades nas combinações elastoméricas dos diversos monômeros.....	28
Tabela 03	Resultados do ensaio de tração para todas as amostras avaliadas	53

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	OBJETIVOS	16
2.1	Geral	16
2.2	Específicos	16
3	REVISÃO DA LITERATURA	17
3.1	Biomateriais	17
3.2	Evolução Histórica da Endoscopia	19
3.3	Equipamentos de endoscopia	20
3.3.1	Acessórios de endoscopia.....	21
3.3.2	Manutenção dos aparelhos de endoscopia	23
3.4	Fluoroelastômeros	25
3.4.1	Histórico dos fluoroelastômeros	25
4	MATERIAIS E MÉTODOS	29
4.1	Materiais	29
4.2	Métodos	29
4.2.1	Caracterizações	30
4.2.1.1	<i>Microscopia Óptica (MO)</i>	30
4.2.1.2	<i>Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)</i>	30
4.2.1.3	<i>Difração de raios X (DRX)</i>	30
4.2.1.4	<i>Espectroscopia da Região de infravermelho com Transformada de Fourie (FTIR)</i>	31
4.2.1.5	<i>Espectroscopia por Energia Dispersiva de raios X (EDS)</i>	31
4.3.1.6	<i>Ensaio de Tração</i>	31
4.3.1.7	<i>Ensaio de Tensão Superficial</i>	32
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	33
5.1	Microscopia Óptica (MO)	33
5.2	Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	38
5.3	Difração de raios X (DRX)	43
5.4	Espectroscopia da Região de infravermelho com Transformada de Fourie (FTIR)	45
5.5	Espectroscopia por Energia Dispersiva de raios X (EDS)	48
5.6	Ensaio de Tração	52

5.7	Ensaio de Tensão Superficial.....	56
6	CONCLUSÕES.....	58
	REFERÊNCIAS	61

1 INTRODUÇÃO

O impacto que a moderna endoscopia digestiva alta provocou na medicina a partir da década de 1960, desencadeou uma notável contribuição tanto com reflexos no conhecimento científico assim como na prática médica assistencial. Essa nova tecnologia veio a tornar-se rapidamente um componente indispensável do arsenal diagnóstico na prática médica. Trata-se de uma inspeção dinâmica e em tempo real da superfície mucosa que reveste o esôfago, estômago, bulbo e segunda porção duodenal. Esta inspeção é realizada através de um aparelho chamado endoscópio, composto por um longo e fino tubo flexível, ou tubo de inserção, que possui um sistema receptor e transmissor de imagens, quer através de fibra ótica, quer através de micro câmera posicionada na sua extremidade distal, permitindo que o interior destes órgãos digestivos sejam examinados (SOBED, 2006; SBED, 1984; LAURI, PEKKA, JARI, 2003).

A endoscopia digestiva não serve apenas para visualizar o interior destes órgãos e estabelecer diagnósticos. Ela também é utilizada para a realização de uma variedade de intervenções terapêuticas e diagnósticas (biópsias, por exemplo). Essas intervenções são realizadas através da utilização de uma série de instrumentos, como pinças, alças, agulhas, eletrocautério, balão para dilatação etc (SOBED, 2006; ANTHONY, et al., 2002).

Os endoscópios digestivos flexíveis são aparelhos muito caros e frágeis que necessitam de manutenção rigorosa e desinfecção específica. Considerados materiais semicríticos, pois entram em contato com mucosa não estéril ou não intacta, ambientes que podem muitas vezes danificar partes do equipamento, além de sofrerem fragilização pelos agressivos processos de desinfecção aplicados na tentativa de completa desinfecção do equipamento (SOBEEG, 2007; FERNANDES, 2013). Endoscopistas relatam, como material de desgaste mais frequente e evidente no endoscópio, a ponteira flexível, que é o revestimento da ponta flexível, localizada na extremidade distal do aparelho e é introduzida no paciente para a realização do exame. Ela é composta na maioria das vezes por um fluoroelastômero comercial denominado Viton®.

Os fluorelastômeros são elastômeros sintéticos fluorados, conhecidos como Borracha Fluorada para serviços em temperaturas elevadas e ambientes

quimicamente agressivos. Sua composição e peso molecular são cuidadosamente controlados para combinar fácil processamento com propriedades mecânicas, resistência a combustíveis, solventes e estabilidade térmica (WORM, 2002).

Devido ao grande número de ocorrências de ruptura no revestimento da ponta flexível do endoscópio, podendo acarretar infiltração na ponta distal do equipamento, levando em casos mais drásticos, a perda completa do mesmo, bem como a degradação progressiva observada nestas regiões flexíveis, causada tanto pelos processos de desinfecção quanto por sua utilização em procedimentos médicos, este trabalho propõe-se a estudar os processos de degradação sofridos por estes fluorelastômeros durante seu tempo de vida útil, na tentativa de estabelecer critérios que possam delimitar prazos seguros de utilização deste material assim como quantificar os danos sofridos pelo fluorelastômero em diferentes períodos de tempo de utilização.

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Estudar e avaliar a degradação ocorrida em ponteiras flexíveis de endoscópios digestivos submetidos a procedimentos médicos.

2.2 Específico

- Analisar ponteiras flexíveis constituídas de Viton® virgens e utilizadas por diferentes períodos de tempo em procedimentos endoscópicos;
- Caracterizar morfologicamente, quimicamente e fisicamente os fluorelastômeros virgens e utilizados por diferentes períodos de tempo em procedimentos endoscópicos;
- Propor, a partir dos resultados obtidos, limites de tempo de segurança de utilização do revestimento da ponteira flexível sem que ocorram danos ao equipamento e ao paciente.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Biomateriais

Biomaterial é um termo usado para indicar os materiais que constituem partes de implantes médicos, dispositivos extracorpóreos e descartáveis que são utilizados em medicina, cirurgia, odontologia e medicina veterinária, em todos os aspectos relacionados ao cuidado com a saúde. De forma mais específica, os biomateriais diferenciam-se de outros materiais por conter uma combinação de propriedades mecânicas, químicas, físicas e biológicas que torna viável sua utilização no corpo humano (ORÉFICE, 2005). O termo biomaterial foi definido na Conferência do Instituto Nacional de Desenvolvimento de Consenso em Saúde como “Qualquer substância (Que não seja uma droga) ou combinação de substâncias, de origem sintética ou natural, que possa ser usada permanentemente ou por um período de tempo, tratando, aumentando ou substituindo, completa ou parcialmente, qualquer tecido, órgão ou função do corpo” (BORETOS E EDEN, IN DEE et al., 2002).

Os biomateriais podem ser divididos em 3 classes principais de materiais: poliméricos, cerâmicos, e metálicos. Por vezes diferentes classes de materiais podem ser combinadas dando origem aos compósitos, podendo-se nomear como a quarta classe dos biomateriais. Os polímeros representam a maior classe dentre os biomateriais (RATNER et al., 2013).

Um biomaterial deve ter a capacidade de apresentar uma resposta adequada a uma situação específica. Alguns materiais metálicos, por exemplo, apresentam as características mecânicas requeridas, porém, corroem-se rapidamente, implicando a ruptura do implante. Assim, nem todos os materiais são adequados para serem usados com esse fim. O material deve ser aceito pelos tecidos que estão próximos, bem como pelas demais partes do corpo, ou seja, o material deve ser biocompatível, não devendo produzir irritação, infecções ou alergia no organismo humano. Se o material não for adequadamente selecionado, haverá sua rejeição por parte do organismo. Basicamente em função desta rejeição, ocorrem dois tipos de resposta pelo organismo: a primeira é uma resposta local, produzida nas imediações do implante, ocasionando uma resposta inflamatória dos tecidos adjacentes, que se manifesta com elevação da temperatura regional, enantema, edema e forte dor local; a outra resposta é chamada remota e repercute em outras partes do corpo,

ocasionando infecções, que podem acarretar num terceiro tipo de reação, ou Síndrome da Resposta Inflamatória Sistêmica, cuja maior complicação é a infecção generalizada ou sepse. Ou seja, meio biológico é altamente responsivo (reação antígeno-anticorpo). A reação contrária do corpo humano ao material implantado se produz em vários níveis: físico-químico, molecular e celular. É, portanto, muito importante saber ou tentar prever o comportamento do material dentro do corpo, conhecendo se é ou não biocompatível (ARNAL, 2005).

Os biomateriais podem ser classificados de acordo com o seu comportamento fisiológico em (HENCH, WILSON, 1993):

- Biotoleráveis: Materiais apenas tolerados pelo organismo, sendo isolados dos tecidos adjacentes através da formação de camada envoltória de tecido fibroso. Esta camada é induzida pela liberação de compostos químicos, íons, produtos de corrosão e outros por parte do material implantado. Quanto maior a espessura da camada de tecido fibroso formado, menor a tolerabilidade dos tecidos ao material.
- Bioinerte: Materiais também tolerados pelo organismo, mas em que a formação de envoltório fibroso é mínima, praticamente inexistente. O material não libera nenhum tipo de componente ou, mais realisticamente, em quantidades mínimas. A quantidade de células fagocitárias na interface é mínima, a resposta fagocítica será passageira e uma fina cápsula tomará lugar após o implante. Em alguns casos esta camada é praticamente imperceptível.
- Bioativos: Materiais em que ocorrem ligações de natureza química entre material e tecido. Em função da similaridade química entre estes materiais e a parte viva, os tecidos se ligam a estes materiais, permitindo a integração biomaterial-tecido vivo.
- Absorvíveis: Materiais que após certo período de tempo em contato com os tecidos acabam sendo degradados, solubilizados ou fagocitados pelo organismo. Tais materiais são extremamente interessantes em aplicações clínicas em função de ser desnecessária nova intervenção cirúrgica para a retirada do material de implante.

Uma definição prática de biomaterial é dada por Park (1979), segundo o qual “biomateriais são tudo que, de modo contínuo ou intermitente, entra em contato com fluídos corpóreos, mesmo que esteja localizado fora do corpo”. Sendo assim, bisturis, lâminas e demais instrumentos cirúrgicos, como aparelhos de endoscopia, são considerados biomateriais.

3.2 Evolução Histórica da Endoscopia

O aparelho endoscópico utilizado atualmente para estudo do trato gastro-intestinal (o video-endoscópio) é resultado de quase 200 anos de evolução tecnológica. Desde seu princípio, a endoscopia mostrou uma grande vocação terapêutica e se desenvolveu muito no final do século XIX e início do século XX (SBED, 2006; CHEN, CHEN, 1980). A história da endoscopia diagnóstica pode ser dividida em quatro períodos:

- Endoscopia rígida (1809 – 1932);
- Endoscopia semiflexível (1932 – 1958);
- Endoscopia com fibras ópticas (1958 – 1981);
- Endoscopia eletrônica (1981 – presente).

Historiadores médicos apontam Bozzini (1809) como o primeiro a considerar a possibilidade de um exame endoscópico do esôfago. Utilizando um espelho na garganta, é provável que ele não tenha visto nada além do esfíncter criofaríngeo (CHEN, CHEN, 1980; SIVAK, 1999; SBED, 1984)

A primeira esofagoscopia como a conhecemos hoje, isto é, a passagem de um tubo com iluminação para o esôfago, foi realizada pelo Professor Kussmaul em 1868. Ele utilizou o cistoscópio desenvolvido por Désormeaux em Paris (COTTON, WILLIANS, 1998).

A endoscopia semi-flexível evoluiu com o trabalho conjunto de Georg Wolf e Rudolph Schindler, apresentado em 1932. O endoscópio podia ser parcialmente flexionado na introdução, mas uma vez no estômago precisava ser retificado para acomodar as 50 ou mais lentes empregadas (COTTON, WILLIANS, 1998).

A fibroscopia óptica foi apresentada por dois artigos da Revista Nature de Janeiro de 1954. A partir destes trabalhos de Hopkins e Van Heel, o Professor Basil

Hirschowitz iniciou o desenvolvimento do gastrofibroscópio. O projeto foi aprimorado e o primeiro aparelho foi lançado no outono de 1960 (SBED, 1984).

A endoscopia eletrônica nasceu nos Laboratórios Bell da AT&T, onde em 1969 Boyle e Smith inventaram o CCD (charge-coupled semiconductor device). Somente 10 anos após, engenheiros da Welch Allyn conceberam o primeiro endoscópio eletrônico. Entretanto sua aceitação não foi unânime, pois era muito calibroso e de difícil manejo. Logo após a Olympus® apresentou um vídeo-endoscópio mais fino e de fácil manejo, e o novo equipamento passou a substituir os fibroscópios em todo o mundo. Estes aparelhos apresentam luzes sensíveis eletrônicas, têm aproximadamente 32.000 unidades de luzes sensíveis que transmitem um sinal eletrônico para um processador de vídeo e o direcionam para um monitor de TV (com cerca de 500.000 pontos de imagem). Dentre as vantagens do vídeo-endoscópio podem-se citar: melhor imagem, facilidade de documentação (vídeo e fotos), melhor postura do endoscopista com menor risco de contaminação por secreções, maior facilidade para o ensino em grupo (CHEN, CHEN, 1980; SIVAK, 1999; SBED, 1984).

Com a evolução da tecnologia, hoje já é possível ganhar um aumento da imagem de até 100 vezes o tamanho normal, com a magnificação ótica, (ou zoom ótico) nos endoscópios e colonoscópios eletrônicos (ANTHONY, et al., 2002).

Hoje a tecnologia dividiu os equipamentos em dois tipos: fibroscópios, que transmitem a imagem através de um sistema de fibras óticas, e os vídeo-endoscópios, que transmitem as imagens através de uma micro câmera, ou CCD, gerando uma imagem eletrônica (SBED, 1984).

Com toda esta evolução tecnológica, hoje já se é possível ganhar um aumento da imagem em até 100 vezes, em relação ao tamanho normal, com a magnificação ótica (zoom ótico) nos endoscópios eletrônicos (ANTHONY, et al., 2002), permitindo uma investigação microscópica da mucosa e de suas lesões.

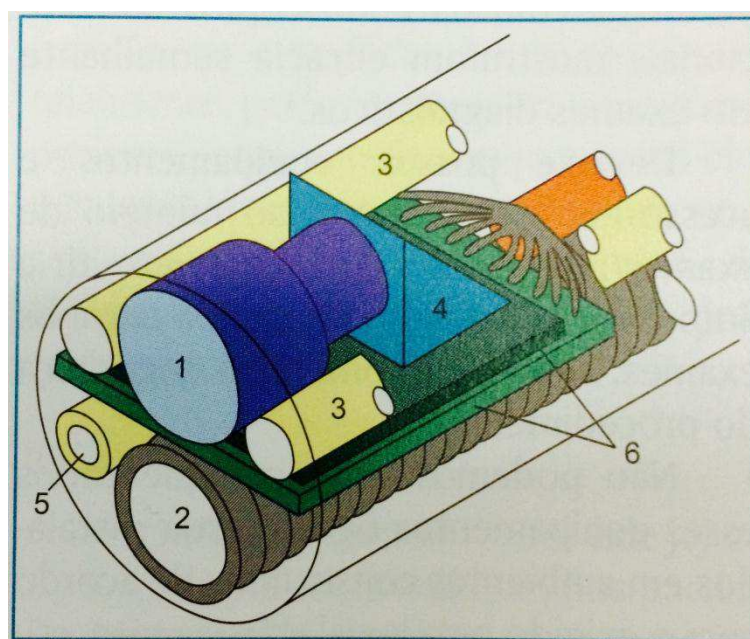
3.3 Equipamentos de endoscopia

Os endoscópios atuais, utilizados em endoscopia digestiva alta, têm cerca de 1 metro de comprimento e 8 a 11 milímetros de diâmetro. Possuem uma câmera de alta resolução e uma fonte de luz própria, sistema este que serve para iluminar o interior dos órgãos. O aparelho também é capaz de insuflar ar, aspirar resíduos,

líquidos orgânicos e injetar água para limpar detritos orgânicos e secreções que possam estar atrapalhando a visualização direta da mucosa do esôfago, estômago ou duodeno, durante a execução do procedimento (SBED, 2006).

O Endoscópio flexível também dispõe de um controle de comando manual, que através de um conjunto de cabos que passam através do tubo de conexão, permite a movimentação da ponta flexível para a direita, esquerda, anteroflexão e retroflexão. O comando é ligado através de um tubo conector, a uma fonte de luz e vídeo-processadora de imagem. Por este tubo, passam os canais de ar, água e sucção. O canal operatório é utilizado para passagem de instrumentos (por exemplo pinça de biópsias) e outros (SBED, 2006) (Figura 01).

Figura 01 – Videoendoscópio: 1 – Lentes do CCD; 2 – Canal de Biópsia; 3 – Guias de Iluminação; 4 – Prisma; 5 – Canal de Ar/Água e 6 – Câmara CCD.



Fonte – SBED, (2006).

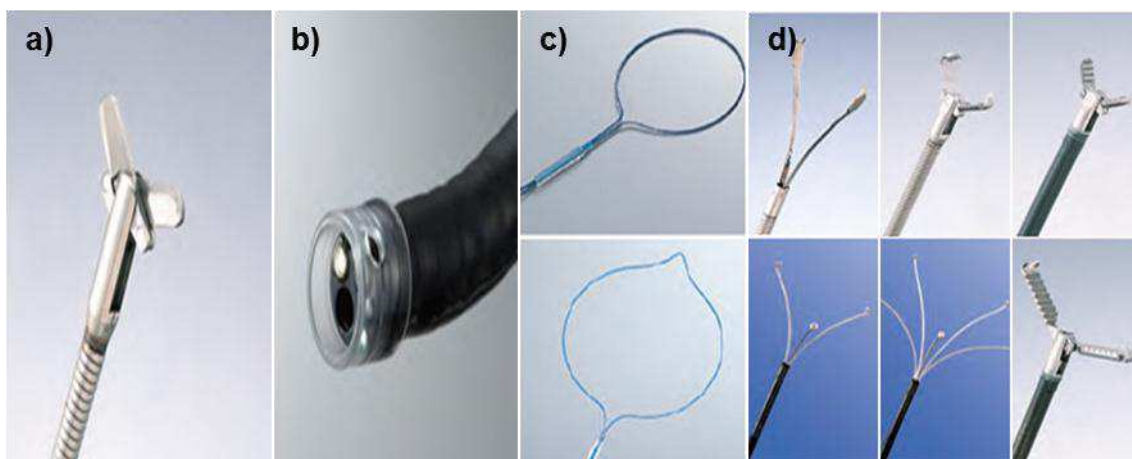
3.3.1 Acessórios de endoscopia

Até a década de 1970, o leque de acessórios para endoscopia digestiva era limitado a alguns poucos itens como pinça de biópsia, papilótomos, cestas, alça de polipectomia e injetores. Nas últimas décadas, o extraordinário avanço das técnicas de terapêutica endoscópica, aliado à pesquisa e ao desenvolvimento industrial,

levou a uma explosão de novos e originais instrumentos (CHEN, CHEN, 1980; SIVAK, 1999; SBED, 2006).

Com o passar dos anos, esse leque é composto de dezenas de diferentes itens, como: fios-guia, cateteres, estiletos, facas, tesouras, canutómos, dilatadores, balões, próteses, cliques, instrumentos de resgate (alças, tripés, sacos retráteis), alças de estrangulamento (loops), capuzes (caps), grampeadores, ligadores e adesivos teciduais (Figura 02), todos empregados de maneira semelhantes à cirurgia convencional e seus princípios básicos: cortar, dissecar, fechar, clampar, tracionar e resgatar (SBED, 2006).

Figura 02 – Acessórios de endoscopia, a) tesoura, b) capuzes, c) alças de estrangulamento e d) pinças.



Fonte – Adaptado de SBED, (2006).

A endoscopia digestiva é considerada o método “padrão ouro” para a avaliação das doenças benignas, má-formação vascular ou tumores malignos que acometem a mucosa do tubo digestivo. Através deste exame podemos realizar o diagnóstico etiológico das inúmeras lesões encontradas nesta localização, sendo este fundamental para definir condutas que impactarão na qualidade da assistência médica prestada, para isto, além do olhar clínico do endoscopista como ferramenta diagnóstica, podemos contar com a coleta de amostras de tecidos patológicos que porventura sejam encontradas durante a endoscopia através das biópsias que fornecerão material necessário para posterior avaliação histopatológica. Esta técnica minimamente invasiva diminui consideravelmente os traumas produzidos no organismo do paciente, por não haver necessidade de realizar grandes incisões. Isto

reduz o risco de complicações, como infecções, bem como o tempo de estadia do paciente no hospital (CLASSEN, TYTGAT, LIGHTDALE, 2010.).

Através da endoscopia digestiva alta, também podemos realizar diversos procedimentos terapêuticos, uma vez que é considerado um método minimamente invasivo portanto, bastante seguro. Dentre eles os mais comuns são:

- Colocação de balão intragástrico para tratamento de obesidade.
- Retirada de pólipos (polipectomias)
- Ressecção de lesões teciduais (mucosectomia)
- Ligadura elástica e escleroterapia de varizes esofágicas
- Remoção de corpos estranhos
- Tratamento de lesões sangrantes
- Dilatação de estenoses (do esôfago, estômago ou duodeno)

Os endoscópios digestivos flexíveis são aparelhos caros e frágeis que necessitam de manutenção rigorosa e desinfecção específica.

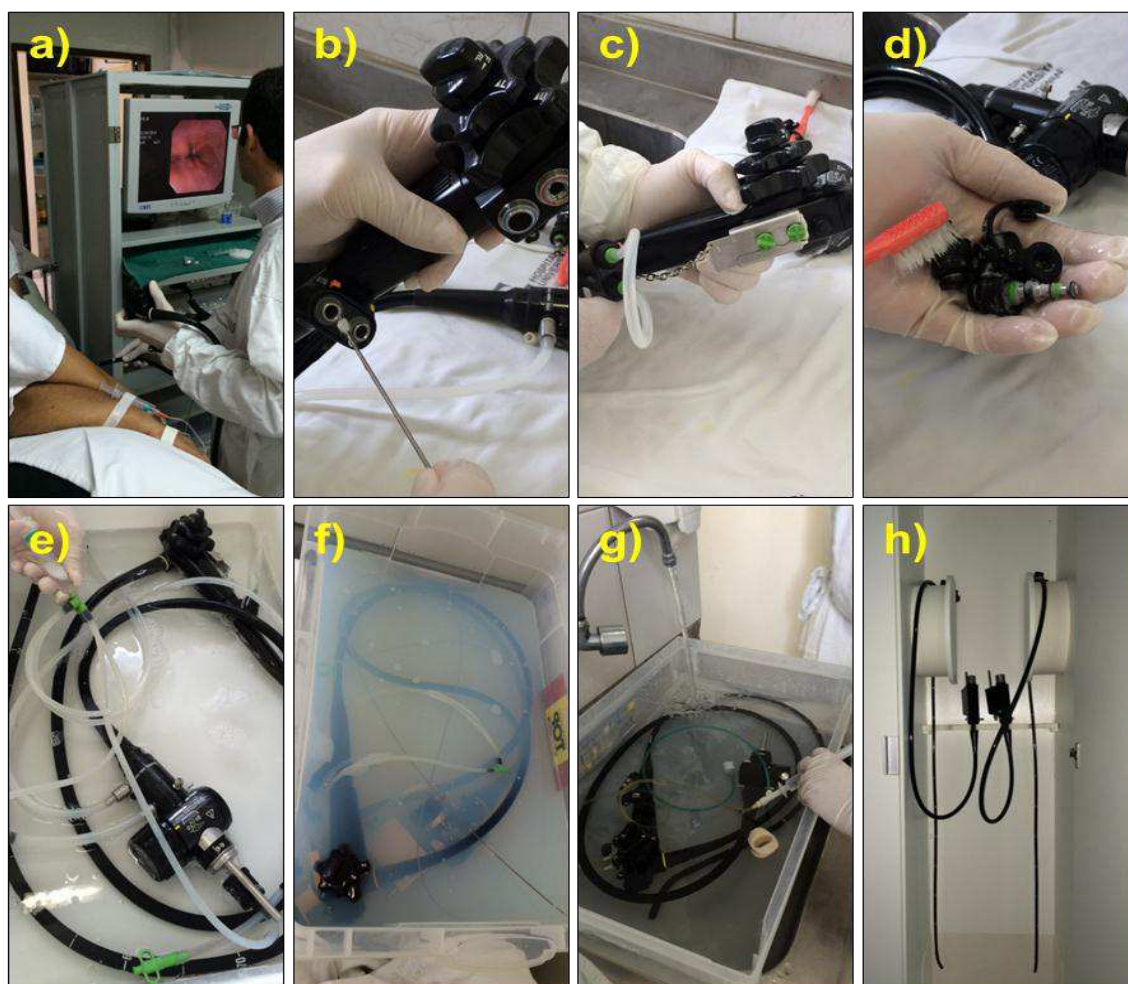
3.3.2 Manutenção dos aparelhos de endoscopia

Os endoscópios flexíveis não podem ser esterilizados pelos métodos clássicos. Atualmente todos os aparelhos são imersíveis e permitem um tratamento adequado de desinfecção. Por sua complexidade, o processo de limpeza e desinfecção de endoscópios não é somente uma preocupação da enfermagem, ela se tornou multidisciplinar, pois exige discussão sobre riscos físicos, biológicos e químicos, tanto para o paciente quanto para a equipe (SOBEEG, 2007; FERNANDES, 2013).

Os aparelhos de endoscopias são classificados como materiais semi-críticos, pois entram em contato com mucosa não-estéril ou não-intacta, podendo conter após o exame, resíduo fecal, sangue, secreção clorido-péptica, secreção respiratória, que dificulta o processo de desinfecção. Isto, devido ao material orgânico proteger os microrganismos da exposição ao desinfetante ou por inativar o desinfetante. Consequentemente, a limpeza rigorosa é necessária e fundamental nos endoscópios flexíveis e deve acontecer imediatamente após o término do exame, na sala, para evitar o ressecamento de secreções (SOBEEG, 2007; FERNANDES, 2013).

Um grande número de desinfetantes é usado em hospitais e casas de saúde, incluindo álcool, compostos de cloro, formaldeído, glutaraldeído, peróxido de hidrogênio, compostos de amônia quaternária e ácido peracético. A seleção apropriada destes compostos deve ser cuidadosa e sua utilização deve ser segura e eficiente (SOBEEG, 2007; FERNANDES, 2013). O procedimento mais comum para desinfecção destes equipamentos segue a seguinte linha: Limpeza, Enxágue, Desinfecção, Enxágue, Secagem e Armazenamento. A Figura 03 apresenta um resumo esquemático do procedimento.

Figura 03 – Procedimentos esquemático pós exame endoscópico, a) exame em processo, b) limpeza mecânica dos orifícios do equipamento, c) vedação da parte eletro eletrônica do equipamento, d) limpeza mecânica das partes do equipamento com detergente enzimático; e) imersão e injeção de detergente enzimático no endoscópio, f) imersão em glutaraldeído para desinfecção, g) enxague para retirada do glutaraldeído e h) armazenamento.



Fonte – Próprio autor.

A borracha da ponta flexível (Figura 04) dos endoscópios é uma peça fundamental para a preservação da vedação do endoscópio, preservação do gerador de imagem, e principalmente preservação do paciente, borracha esta que sofre desgaste tanto durante o exame como pelos processos de desinfecção do equipamento que acabam agredindo a superfície do material. O seu desgaste ou ruptura pode acarretar em uma infiltração na ponta distal do endoscópio e em uma grave consequência queimar o gerador de imagem. A troca da borracha da ponta é considerada uma manutenção parcial e deve sempre ser executada periodicamente, uma borracha tipicamente utilizada é o Fluoroelastômero Viton®.

Figura 04 – Destaque para o revestimento da ponta flexível do vídeo-endoscópio flexível.



Fonte – Adaptado de SBED, (2006).

3.4 Fluoroelastômeros

Os fluorelastômeros são elastômeros sintéticos fluorados, conhecidos como Borracha Fluorada para serviços em temperaturas elevadas e ambientes quimicamente agressivos. Sua composição e peso molecular são cuidadosamente controlados para combinar fácil processamento com propriedades mecânicas, resistência a combustíveis, solventes e estabilidade térmica (WORM, 2002).

3.4.1 Histórico dos fluorelastômeros

Os primeiros copolímeros de fluoreto de vinilideno e clorotrifluoretileno (VF2/CTFE) produzidos pela M. W. Kellogg apareceram durante meados dos anos 50, por solicitação da indústria militar americana. Tratam-se dos primeiros fluorelastômeros disponíveis comercialmente, onde as propriedades dos elastômeros vulcanizados eram nitidamente superiores às dos elastômeros

existentes na época. Pouco depois foram desenvolvidos os copolímeros de fluoreto de vinilideno e hexafluorpropileno (VF2/HFP) (DuPont & Kellog), que logo substituíram os copolímeros VF2/CTFE. No final dos anos 50 a DuPont introduziu um terpolímero de fluoreto de vinilideno, hexafluorpropileno e tetrafluoretileno (VF2/HFP/TFE), com resistência térmica e resistência a solventes superior a dos copolímeros. Nos anos 60 a Montecatini-Edison introduziu os copolímeros de fluoreto de vinilideno e 1-hidro-pentafluor-propileno (VF2/HFPE) e os terpolímeros de fluoreto de vinilideno, 1-hidro-pentafluor-propileno e tetrafluoretileno (VF2/HFPE/TFE). Estes fluoroelastômeros são inferiores em resistência química e térmica daqueles com composição VF2/HFP e VF2/HFP/TFE, principalmente pelo conteúdo reduzido de flúor (MOORE, 2006; SCHMIEGELI, WALTER, 1995; MORTON, 1987; WORM, GROOTAERT, 2002; ARCELLA, FERRO, 1997), a Tabela 01 apresenta o histórico de desenvolvimento de fluorelastômeros com seus respectivos fabricantes.

Tabela 01 – Ilustração esquemática do desenvolvimento histórico dos Fluorelastômeros, suas estruturas químicas e os nomes dos primeiros fabricantes.

ANO	ESTRUTURA QUÍMICA	FABRICANTE
1955	$\text{---}(\text{CH}_2\text{---CF}_2)\text{---}(\text{CF}_2\text{---CF})\text{---}$ Cl	3M
1957	$\text{---}(\text{CH}_2\text{---CF}_2)\text{---}(\text{CF}_2\text{---CF})\text{---}$ CF ₃	DuPont
1960	$\text{---}(\text{CH}_2\text{---CF}_2)\text{---}(\text{CF}_2\text{---CF---CF}_2\text{---CF}_2)\text{---}$ CF ₃	DuPont
1960	$\text{---}(\text{CH}_2\text{---CF}_2)\text{---}(\text{CHF---CF})\text{---}$ CF ₃	Montecatini Edison
1960	$\text{---}(\text{CH}_2\text{---CF}_2)\text{---}(\text{CHF---CF---CF}_2\text{---CF}_2)\text{---}$ CF ₃	Montecatini Edison
1975	$\text{---}(\text{CH}_2\text{---CF}_2)\text{---}(\text{CF}_2\text{---CF---CF}_2\text{---CF}_2)\text{---}$ OCF ₃	DuPont
1975	$\text{---}(\text{CH}_2\text{---CF}_2)\text{---}(\text{CF}_2\text{---CF---CF}_2\text{---CF}_2)\text{---}$ OCF ₃	DuPont

1977	$\text{---}(\text{CH}_2\text{---CF}_2)\text{---}(\text{CH}_2\text{---CH---})$ CH_3	<i>Asahi Glass</i>
1990	$\text{---}(\text{CF}_2\text{---CF}_2)\text{---}(\text{CH}_2\text{---CH---}(\text{CH}_2\text{---CF}_2)\text{---})$ CH_3	<i>Asahi Glass/3M</i>
1992	$\text{---}(\text{CH}_2\text{---CH}_2)\text{---}(\text{CF}_2\text{---CF---}(\text{CH}_2\text{---CF}_2)\text{---})$ CF_3	<i>Ausimont</i>

Fonte – MOORE, (2006).

Na metade dos anos 70 a DuPont introduziu polímeros com composição VF₂/HFP, VF₂/HFP/TFE, VF₂/PAVE/TFE contendo pequenas quantidades de uma olefina com um átomo de bromo que é susceptível à vulcanização. Estes polímeros são vulcanizáveis com dinucleófilos ou peróxidos e têm a vantagem de permitir composições químicas com mais alto teor de flúor (70%, em massa), o que melhora a resistência a solventes, apresentando ainda, adequado desempenho em baixas temperaturas. Na Tabela 02 estão relacionados os monômeros utilizados para produzir os elastômeros fluorados e as características impactadas por cada monômero. Três dos monômeros (VDF, TFE e E) contribuem para uma maior cristalinidade do polímero se incorporados em uma sequência suficientemente longa. Os outros 3 monômeros (HFP, PMVE e P) possuem ramificações numerosas que impedem a cristalização, permitindo a produção de elastômeros amorfos. VDF e PMVE contribuem para a redução da temperatura de transição vítrea e, portanto contribuem para uma boa flexibilidade a baixa temperatura. Todos os fluorelastômeros tem boa resistência a hidrocarbonetos. VDF é um grupo polar que, especialmente, quando incorporado adjacente às unidades monoméricas perfluoradas, favorece ao inchamento quando em contato com solventes polares de baixo peso molecular e são susceptíveis ao ataque por bases. Unidades de etileno e propileno contribuem para o inchamento em contato com hidrocarbonetos, entretanto, são resistentes a solventes polares e a bases (MOORE, 2006; SCHMIEGELI, WALTER, 1995; MORTON, 1987; WORM, GROOTAERT, 2002; ARCELLA, FERRO, 1997).

Tabela 02 – Impacto das propriedades nas combinações elastoméricas dos diversos monômeros.

Monômero	Fórmula	Contribuição				
		Tg	Cristalinidade	Resistência a:		
				Hidrocarbonetos	Solventes Polares	Bases
VDF	$\text{CH}_2=\text{CF}_2$	D	A	D	D	D
HFP	$\text{CF}_2=\text{CF}-\text{CF}_3$	A	D	A	D	N
TFE	$\text{CF}_2=\text{CF}_2$	A	A	A	A	N
PMVE	$\text{CF}_2=\text{CF}-\text{O}-\text{CF}_2$	D	D	D	A	N
E	$\text{CH}_2=\text{CH}_2$	A	A	D	A	A
P	$\text{CH}_2=\text{CH}-\text{CH}_3$	A	D	D	A	A

A – Aumenta; D – Diminui; N – Não influencia.

Fonte – MOORE, (2006).

A seleção dos monômeros é baseada nas propriedades finais solicitadas. O monômero de fluoreto de vinilideno é sempre utilizado. Quando é solicitada uma resistência superior em baixas temperaturas, utiliza-se o perfluoralquilviniléter ao invés do hexafluorpropeno. A introdução do TFE na composição do fluorelastômero contribui para uma melhora na estabilidade térmica e química, em detrimento a flexibilidade em baixas temperaturas (MOORE, 2006; SCHMIEGELI, WALTER, 1995; MORTON, 1987; WORM, GROOTAERT, 2002; ARCELLA, FERRO, 1997).

Os fluorelastômeros têm aplicações em campos da medicina, indústria e eletrônica. Como material médico, os fluorelastômeros têm muitos usos, incluindo enxertos arteriais, cateteres, suturas, revestimentos de endoscópios, e uso em cirurgia facial reconstrutiva e estética (RATNER, et al., 2013).

Os fluorelastômeros podem ser fabricados em várias formas, tais como cola, tubos, fios, folhas ou tecida em uma espécie de malha poroso semelhante a um tecido. Quando implantado no corpo, essa malha permite o crescimento tecidual por entre seus poros, tornando-o um dispositivo médico ideal como enxertos vasculares. Também se percebeu que seu uso melhora a reconstrução facial em procedimentos de cirurgia estética (RATNER, et al., 2013).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

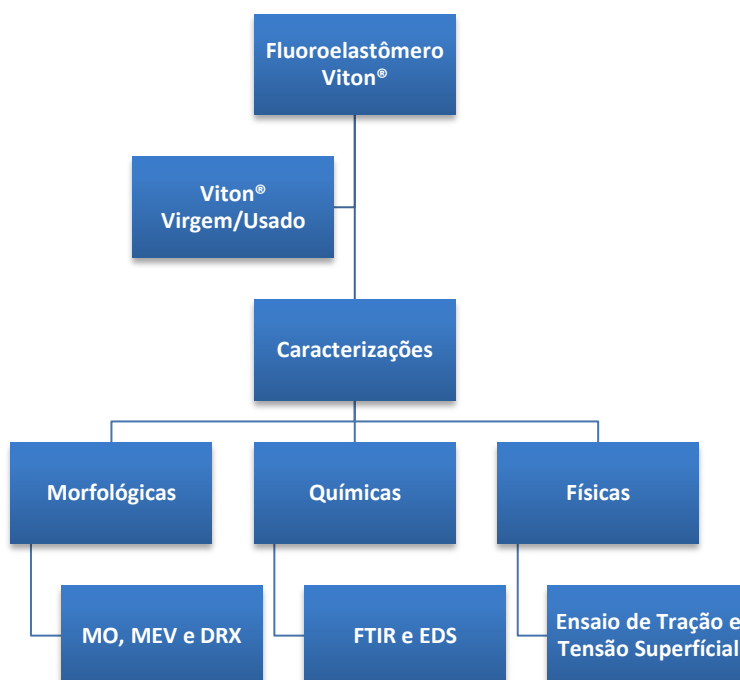
4.1 Materiais

Foram utilizadas nesta pesquisa amostras em triplicata de ponteiros virgens (as virgens foram adquiridas como sendo constituídas da Viton®) e utilizadas por períodos de tempo de 11 meses, 12 meses, 16 meses e 17 meses, todas submetidas (durante sua vida útil) a desinfecção por glutaraldeído. As ponteiros foram cedidas pela Viomed LTDA – Assistência Técnica.

4.2 Métodos

As ponteiros foram analisadas quanto as suas propriedades morfológicas, químicas e físicas. O procedimento metodológico desenvolvido neste trabalho encontra-se no fluxograma da Figura 05.

Figura 05 – Fluxograma de análises que foram utilizados neste trabalho.



Fonte – Próprio autor.

4.2.1 Caracterizações

Todos os fluorelastômeros foram caracterizados por Microscopia Óptica (MO), Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), Difração de Raios X (DRX), Espectroscopia na Região de Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR), Espectroscopia por Energia Dispersiva de Raios X (EDS), Ensaio de Tração e Tensão superficial.

4.2.1.1 Microscopia Óptica (MO)

A caracterização por microscopia ótica foi realizada em um Microscópio Óptico HIROX, com magnificação máxima de 3500X, por luz transmitida, acoplado a uma estação de Captura e Análise de Imagens com Software especializado. Os corpos de prova tinham formato quadrático 2x2 cm e foram analisados nos aumentos de 350x, 1050x e 2100x.

4.2.1.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Para realização das análises de microscopia eletrônica de varredura foi utilizado microscópio eletrônico de varredura de bancada, modelo TM-1000, marca Hitachi, com aumento de 5000x, profundidade de foco de 1 mm, resolução de 30 nm, 15KV, baixo vácuo e pressão variada (1 a 270 Pa), sem recobrimento metálico, mesmo em amostras não condutoras. Os corpos de prova tinham formato quadrático 2x2 cm e foram analisados nos aumentos de 100x, 500x, 1500x e 5000x.

4.2.1.3 Difração de raios X (DRX)

As análises de difração de raios X foram conduzidas a temperatura ambiente em aparelho XRD-6000 Shimadzu, utilizando radiação $K\alpha$ do cobre (1,5418 Å), tensão de 40 kV e corrente 30 mA. Os corpos de prova tinham formato quadrático 2x2 cm e foram analisados em um intervalo de 2θ entre 5,0 e 40,0 graus a uma velocidade de 1°/min.

4.2.1.4 Espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)

As análises utilizando a técnica de espectroscopia na região de infravermelho com transformada de Fourier das ponteiros foram realizadas em temperatura ambiente e o equipamento utilizado foi um Spectrum 400 da Perkin Elmer. A técnica FTIR foi utilizada para identificar as bandas características dos grupos funcionais presentes nas ponteiros de endoscópios. Os corpos de prova possuíam formato quadrático 2x2 cm e foram analisadas utilizando a faixa de varredura de 4000 a 650 cm^{-1} .

4.2.1.5 Espectroscopia por Energia Dispersiva de raios X (EDS)

As análises por espectroscopia por energia dispersiva de raios X foram realizadas no equipamento TM-1000, marca Hitachi, acoplado ao MEV TM-1000, marca Hitachi. Um detector instalado na câmara de vácuo do MEV mede a energia associada aos elétrons da amostra, como os elétrons de um determinado átomo possuem energias distintas, é possível determinar quais elementos químicos estão presentes na amostra. A análise foi realizada no aumento padrão de 1000x, sendo apenas utilizada a análise pontual em materiais determinados estranhos na superfície dos fluorelastômeros. Os corpos de prova foram os mesmos utilizados na análise de MEV.

4.2.1.6 Ensaio de Tração

Os ensaios de tração foram realizados em todos os fluorelastômeros estudados neste trabalho para determinar sua força máxima de tração, tensão máxima de tração, percentagem de estiramento máxima e o modulo de elasticidade. Os ensaios foram realizados em máquina de testes universais, INSTRON Modelo 6633, com célula de carga de 500N e velocidade de 5 mm/min. Os corpos de prova foram preparados com $n=10$ e possuíam formato retangular de 1x7 cm, sendo 1 cm para fixação das garras do equipamento de tração.

4.2.1.7 Ângulo de Molhabilidade

Para a realização deste ensaio foi utilizado um goniômetro desenvolvido por técnicos da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica da UFCG (Universidade Federal de Campina Grande) que se encontra instalado no Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais (CERTBIO) da Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais, da UFCG. Com base neste ensaio poderá ser traçado o perfil hidrofílico/hidrofóbico do material estudado. Os corpos de prova foram preparados em triplicata e possuem formato quadrático 2x2 cm.

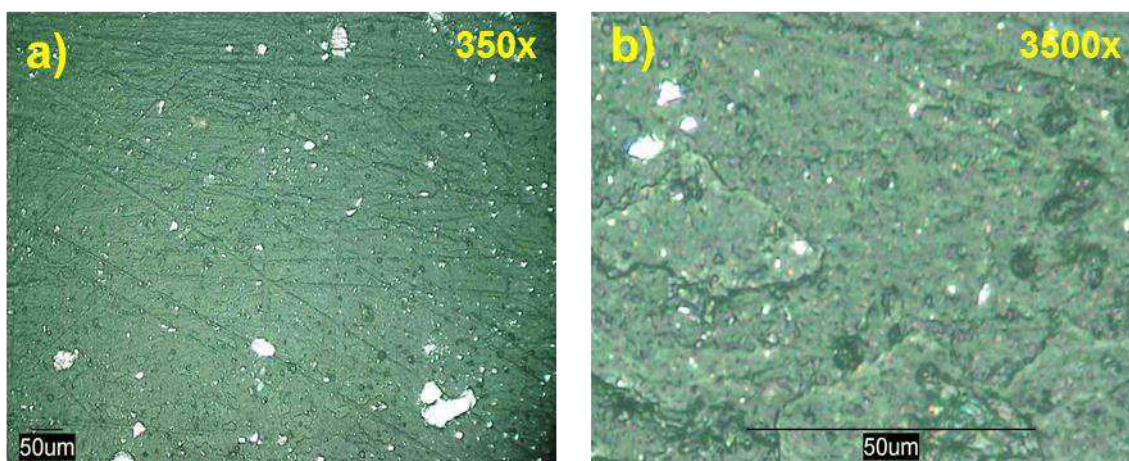
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Microscopia Ótica

A análise por Microscopia Ótica foi realizada a fim de visualizar as alterações ocorridas na morfologia das ponteiros após os seus respectivos períodos de utilização em procedimentos de endoscopia digestiva alta.

Para melhor visualizar as alterações ocorridas nas ponteiros foi realizada a análise por microscopia ótica na ponteira constituída de Viton® virgem, sendo esta utilizada como amostra padrão. Os resultados da MO para as ponteiros de Viton® podem ser observadas na Figura 06.

Figura 06 – MO da ponteira virgem constituída de Viton® nos aumentos de a) 350x e b) 3500x.

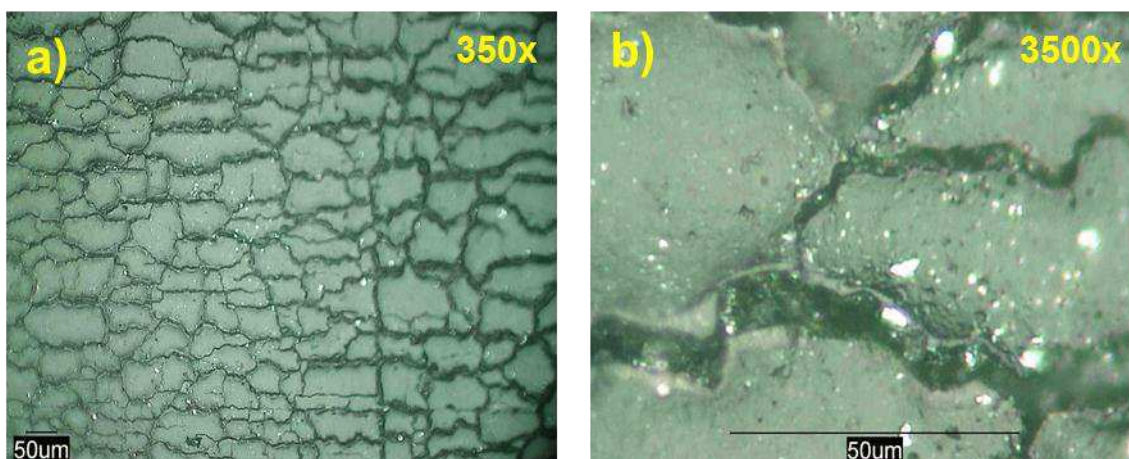


Fonte – Próprio autor.

Observa-se na Figura 06 morfologia irregular com a presença de poros superficiais. Podem ser visualizadas algumas rugosidades direcionadas na Figura 06 para o aumento de 350x. Verifica-se também fragmentos dispersos por toda superfície da membrana, fragmentos estes de tamanhos irregulares. A presença desta morfologia irregular no elastômero pode facilitar a fixação e posterior proliferação bacteriana, já que este elastômero é utilizado em mucosa não estéril e, devido aos componentes os quais ela circunda relacionados ao endoscópio, não poder ser esterilizada, apenas desinfectado.

Na Figura 07 observa-se as imagens de MO para a ponteira utilizada durante um período de 11 meses.

Figura 07 – MO da ponteira de endoscópio utilizada durante um período de 11 meses nos aumentos de a) 350x e b) 3500x.



Fonte – Próprio autor.

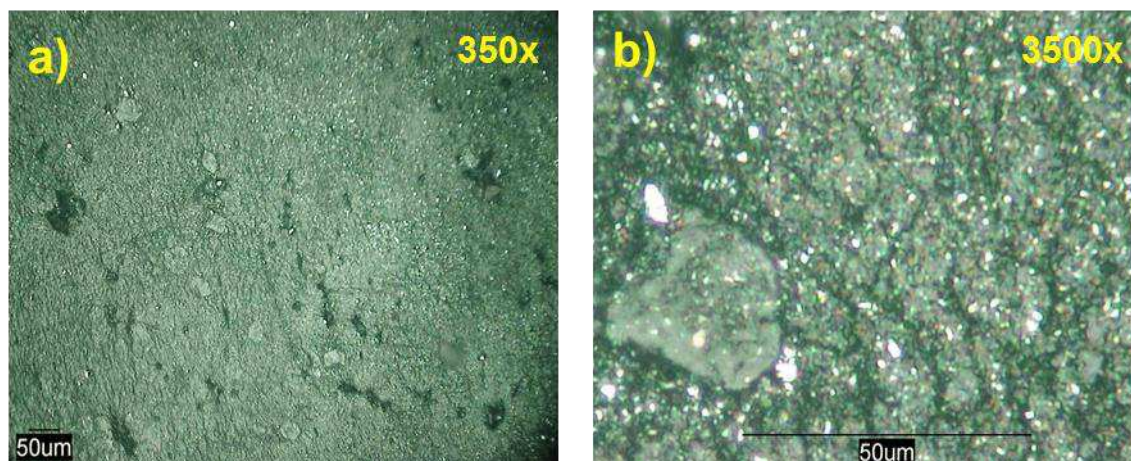
Verifica-se na Figura 07, para a ponteira utilizada por um período de 11 meses, morfologia divergente a observada para o Viton®, o que nos leva a apontar duas possíveis hipóteses, 1º a degradação ocorrida no período de 11 meses modificou por completo a superfície da ponteira, 2º o material observado na Figura 07 não possui mesma composição que o observado na Figura 06 para as ponteiras de Viton®.

As fissuras observadas na ponteira após a utilização por 11 meses demonstram degradação do material, degradação este aparentemente homogênea em toda superfície do material. Ainda se verificam os fragmentos dispersos observados na ponteira virgem, entretanto pode-se visualizar também a presença de fragmentos em camadas mais internas do polímero devido as fissuras ocasionadas pela degradação (Figura 07 b)), estes fragmentos internos também foram observados por Lima, (2014) quando estudou a degradação acelerada de fluorelastômero em HCl.

Como já mencionado, o material observado pode não ser o mesmo verificado na Figura 06 para a ponteira de Viton®, este fato pode estar ligado a inúmera presença de elastômeros para esta finalidade disponíveis no mercado (que não seja o Viton®) assim como pela existência de materiais similares. Entretanto, mesmo podendo-se tratar de um material diferente, o aparecimentos destas fissuras, assim como os poros observados na ponteira padrão, podem auxiliar na fixação e proliferação bacteriana.

Na Figura 08 observam-se as imagens de MO das ponteiros utilizadas por um período de tempo de 12 meses.

Figura 08 – MO das ponteiros de endoscópios utilizadas por um período de tempo de 12 meses nos aumentos de a) 350x e b) 3500x.



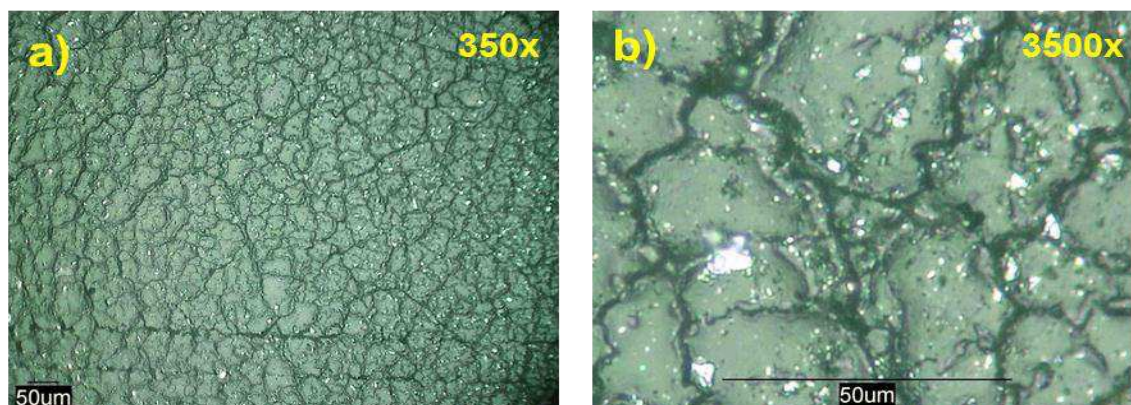
Fonte – próprio autor.

Verifica-se na Figura 08 uma similaridade entre esta ponteira e a ponteira constituída de Viton®, entretanto com visível degradação da superfície. Observa-se fragmentação da superfície quando comparada com a amostra virgem, evidenciando uma grande quantidade de fragmentos, além da acentuação da quantidade de poros, levando a crer em uma possível remoção da camada mais externa do material. Esta morfologia fragmentada também tende, assim como as demais amostras observadas, a auxiliar na fixação e proliferação bacteriana.

A morfologia observada na Figura 08 diverge da observada na Figura 07, o que fortalece a hipótese de que o material da Figura 07 não se tratar do elastômero Viton®.

Na Figura 09 observam-se as imagens de MO para a ponteira utilizada por um período de tempo de 16 meses.

Figura 09 – MO da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 16 meses nos aumentos de a) 350x e b) 3500x.



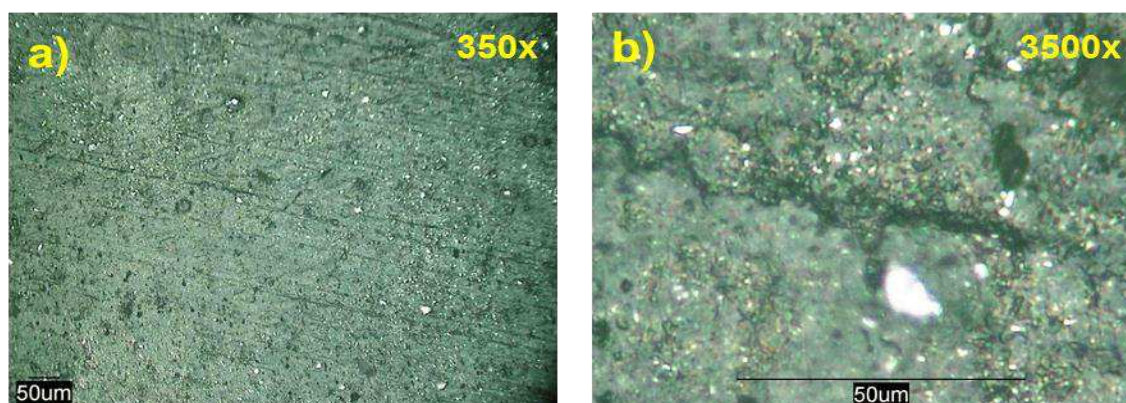
Fonte – Próprio autor.

Verifica-se para amostra apresentada na Figura 09 uma morfologia semelhante a observada na Figura 07 para a ponteira utilizada por um período de 11 meses, entretanto com maior número de fissuras, o que nos leva a pensar que o material da Figura 07 e o destas imagens são constituídos pelo mesmo polímero.

Assim como esperado, devido a um maior tempo de utilização e consequentemente exposição a ambientes agressivos e desinfecção por glutaraldeído, verifica-se maior degradação da superfície que ainda evidencia grande número de fragmentos aparentemente aderidos a superfície. Com já mencionado, esse aumento da rugosidade, pode influenciar na fixação e proliferação bacteriana.

Na Figura 10 observam-se as microscopias para as ponteiros utilizadas por um período de tempo de 17 meses.

Figura 10 – MO das ponteiros de endoscópios utilizadas por um período de 17 meses nos aumentos de a) 350x e b) 3500x.



Fonte – Próprio autor.

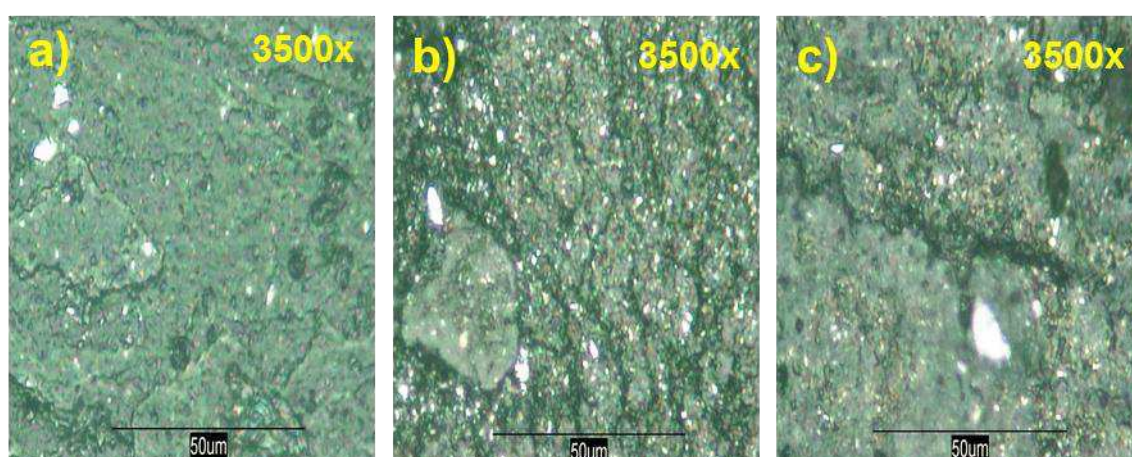
Evidencia-se na Figura 10 a semelhança entre as morfologias das amostras virgem, 12 meses e 17 meses, podendo-se dizer que todas são constituídas de um polímero comum. Verifica-se, além da fragmentação da morfologia como verificado na Figura 10, o aparecimento de rugosidades direcionadas que podem estar relacionadas a uma degradação mais profunda da amostra.

Desta forma verifica-se que o quadro de degradação do elastômero além de causar riscos de dano à estrutura interna do endoscópio, por infiltração de fluídos através de fissuras mais profundas, provoca certos riscos de contaminação inter-pacientes submetidos ao procedimento endoscópico com mesmo equipamento, já que o aumento da porosidade do elastômero facilita a fixação e proliferação bacteriana, podendo levar a formação de biofilmes resistentes aos procedimentos de desinfecção.

Devido a composição dos elastômeros apresentados ser possivelmente variada, os grupos de ponteiros foram divididos em dois por similaridade de morfologia e dispostos na sequencia de período de utilização para que as modificações na estrutura fiquem mais evidentes.

Na Figura 11 observam-se as ponteiros selecionadas para o grupo 1: Virgem, 12 meses e 17 meses.

Figura 11 – Grupo 1: MO das ponteiros de endoscópios divididas por similaridade de morfologia no aumento de 3500x, a) Viton® virgem, b) 12 meses e c) 17 meses.

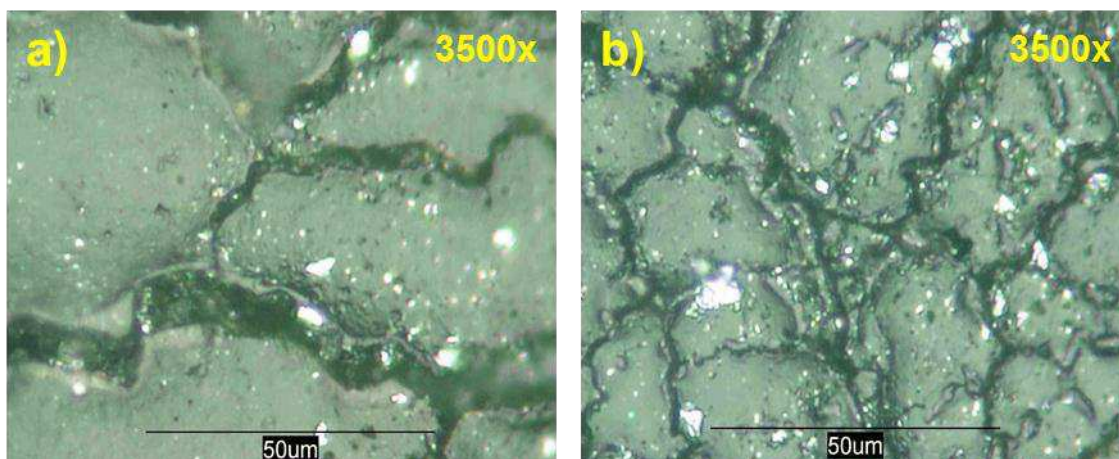


Fonte – Próprio autor.

Da forma disposta a Figura 11 fica claro o aumento gradual da degradação da ponteira do endoscópio utilizada por diferentes períodos de tempo.

Na Figura 12 observam-se as ponteiros selecionadas para o grupo 2: 11 meses e 16 meses.

Figura 12 – Grupo 2: MO das ponteiros de endoscópios divididas por similaridade de morfologia no aumento de 3500x, a) 11 meses e b) 16 meses.



Fonte – Próprio autor.

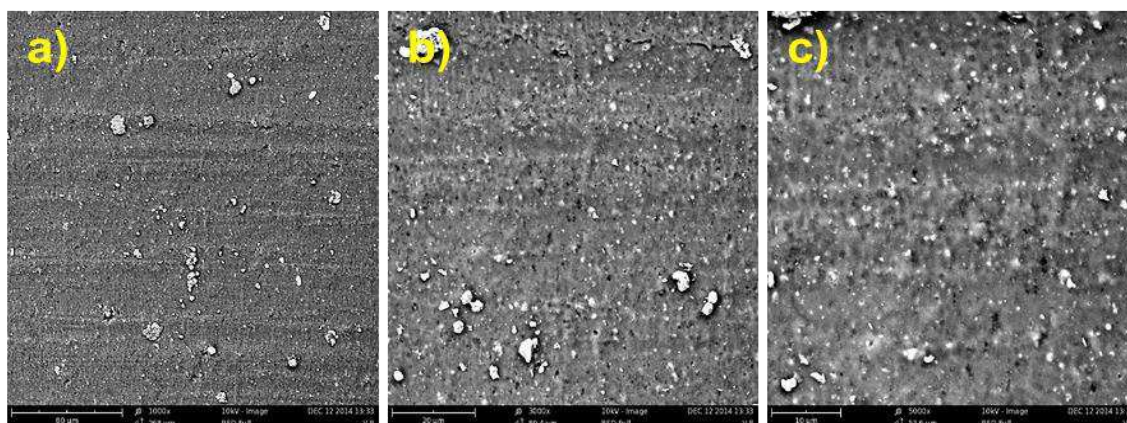
Verifica-se claramente na Figura 12, mesmo sem uma amostra de mesma composição virgem, o aumento gradual da Figura 12 a) para Figura 12 b) da quantidade de fissuras, indicando maior degradação do polímero devido a um maior período de utilização.

5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A análise por MEV foi realizada a fim de visualizar a morfologia das ponteiros e as possíveis alterações ocorridas após os seus respectivos períodos de utilização em procedimentos de endoscopia digestiva alta.

Para melhor visualizar as alterações ocorridas nas ponteiros foi realizada a análise por microscopia eletrônica de varredura na ponteira constituída de Viton® virgem, sendo esta utilizada como amostra padrão. Os resultados da MEV para as ponteiros de Viton® podem ser observadas na Figura 13.

Figura 13 – MEV da ponteira virgem constituída de Viton® nos aumentos de a) 1000x, b) 3000x e c) 5000x.

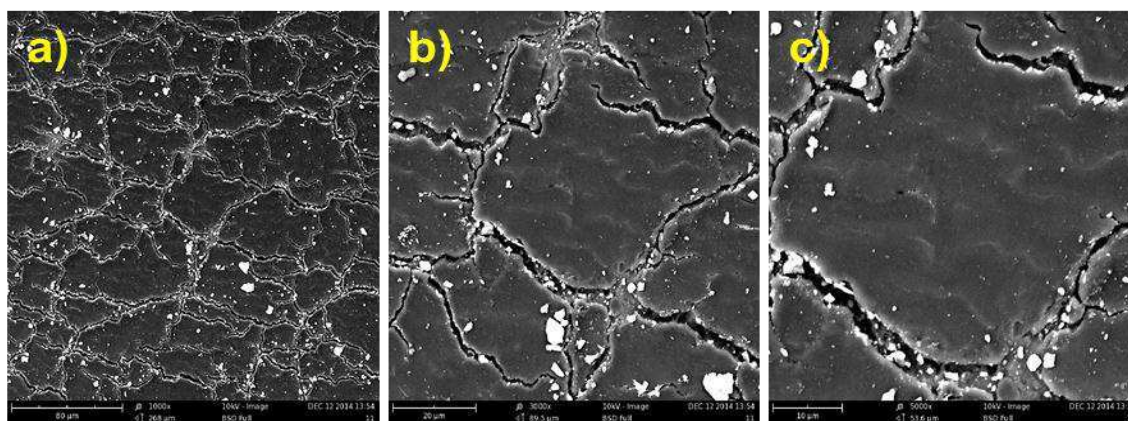


Fonte – Próprio autor.

A morfologia observada na Figura 13 corrobora com as observadas por MO, verificando-se também morfologia irregular com a presença de poros superficiais. Assim como citado para as análises de MO, a presença desta morfologia irregular no elastômero pode facilitar a fixação e posterior proliferação bacteriana, já que este elastômero é utilizado em mucosa não estéril e, devido aos componentes os quais ela circunda relacionados ao endoscópio, não poder ser esterilizada, apenas desinfectado.

Na Figura 14 observa-se as imagens de MEV para a ponteira utilizada durante um período de 11 meses.

Figura 14 – MEV da ponteira de endoscópio utilizada durante um período de 11 meses nos aumentos de a) 1000x, b) 3000x e c) 5000x.

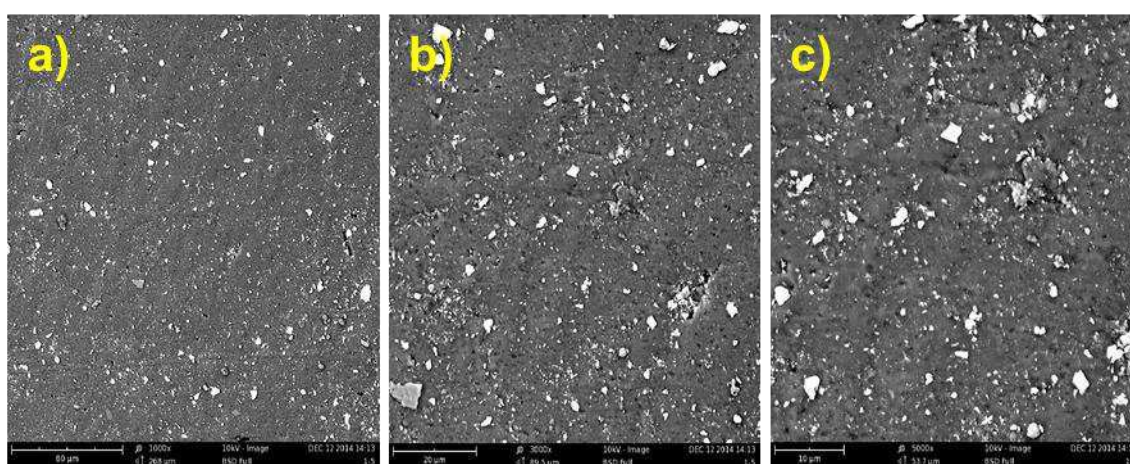


Fonte – Próprio autor.

Verifica-se na Figura 14, para a ponteira utilizada por um período de 11 meses, morfologia divergente a observada para o Viton®, assim como observada em MO, fortalecendo o fato que este elastômero difere do Viton® quanto a sua constituição.

Na Figura 15 observam-se as imagens de MEV das ponteiras utilizadas por um período de tempo de 12 meses.

Figura 15 – MEV das ponteiras de endoscópios utilizadas por um período de tempo de 12 meses nos aumentos de a) 1000x, b) 3000x e c) 5000x.

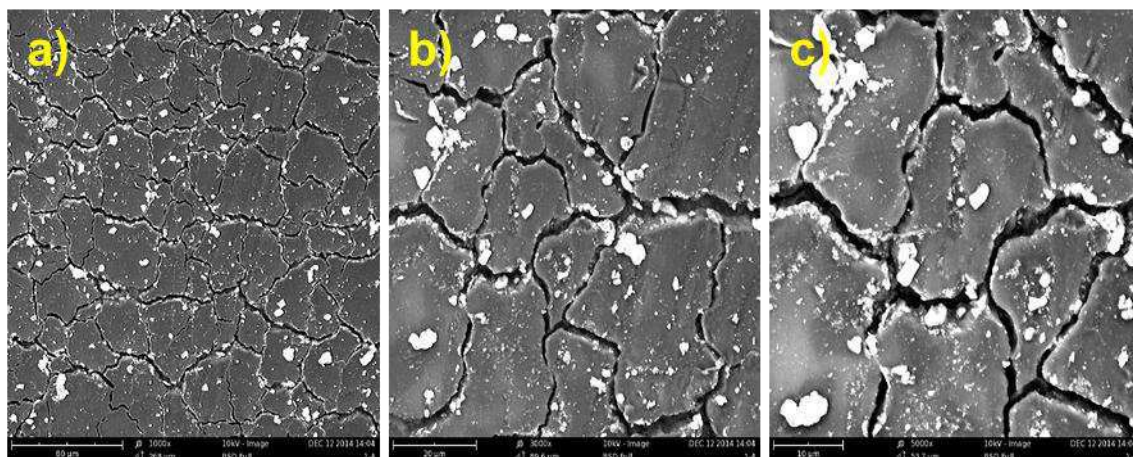


Fonte – Próprio autor.

Observa-se na Figura 15 a acentuação da morfologia irregular observada na amostra de ponteira virgem, além do aumento da quantidade de fragmentos dispersos na superfície, indicando assim degradação do material e possível exteriorização dos fragmentos contidos mais internamente no elastômero. Os resultados observados corroboram com os obtidos por MO.

Na Figura 16 observam-se as imagens de MEV para a ponteira utilizada por um período de tempo de 16 meses.

Figura 16 – MEV da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 16 meses nos aumentos de a) 1000x, b) 3000x e c) 5000x.

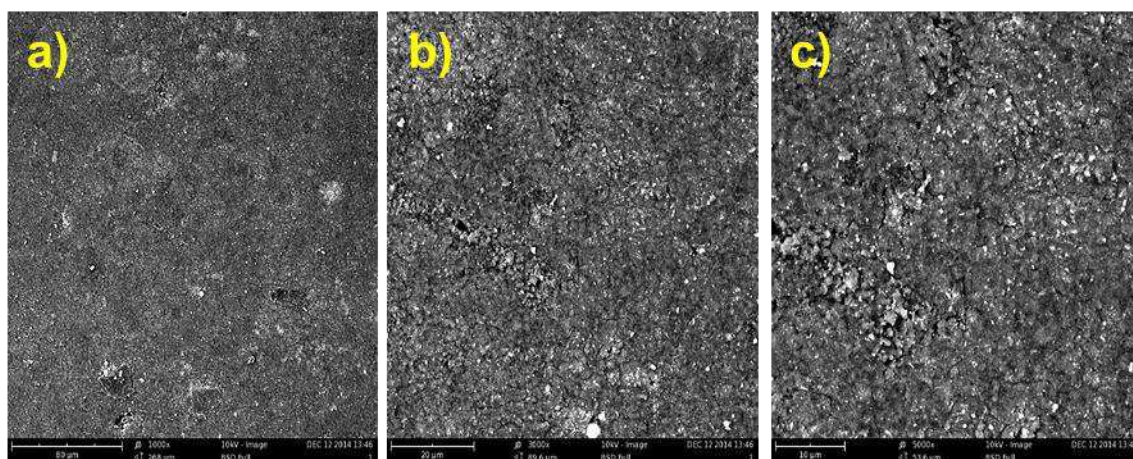


Fonte – Próprio autor.

Assim como verificado na MO observa-se a semelhança entre a morfologia da amostra 16 meses com a amostra de 11 meses, indicando as duas serem compostas pelo mesmo polímero. De acordo com o previsto verificou-se aumento no número de fissuras da ponteira indicando maior degradação do mesmo decorrente do maior período de tempo de utilização. Em consequência a esta degradação temos o aumento das rugosidades que podem facilitar, como já exaustivamente citada, a fixação bacteriana auxiliando assim na formação de biofilmes.

Na Figura 17 observam-se as microscopias para as ponteiros utilizadas por um período de tempo de 17 meses.

Figura 17 – MEV das ponteiros de endoscópios utilizadas por um período de 17 meses nos aumentos de a) 1000x, b) 3000x e c) 5000x.

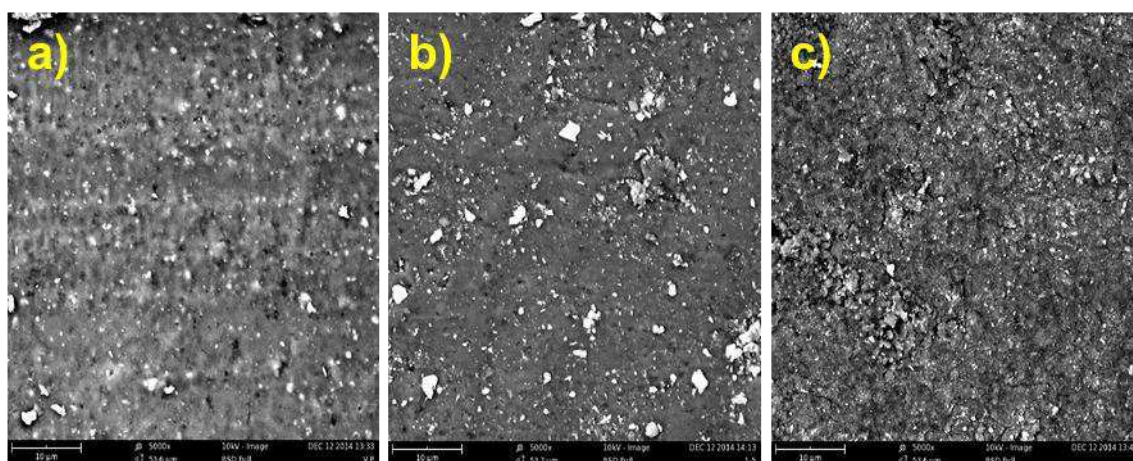


Fonte – Próprio autor.

Assim como para as análises de MO, observa-se na Figura 17 aumento da intensidade das rugosidades da ponteira seguidas de aparecimentos de poros que aparentemente não apenas superficiais. Estas observações nos levam a crer em um processo mais avançado de degradação do elastômero.

Para facilitar a visualização do aumento da degradação da morfologia do elastômero decorrente dos diferentes períodos de tempo, e agrupando as amostras por similaridade de estrutura assim como na análise de MO, observa-se na Figura 18 as ponteiras do Grupo 1: Viton® virgem, 12 meses e 17 meses.

Figura 18 – Grupo 1: MEV das ponteiras de endoscópios divididas por similaridade de morfologia no aumento de 5000x, a) Viton® virgem, b) 12 meses e c) 17 meses.

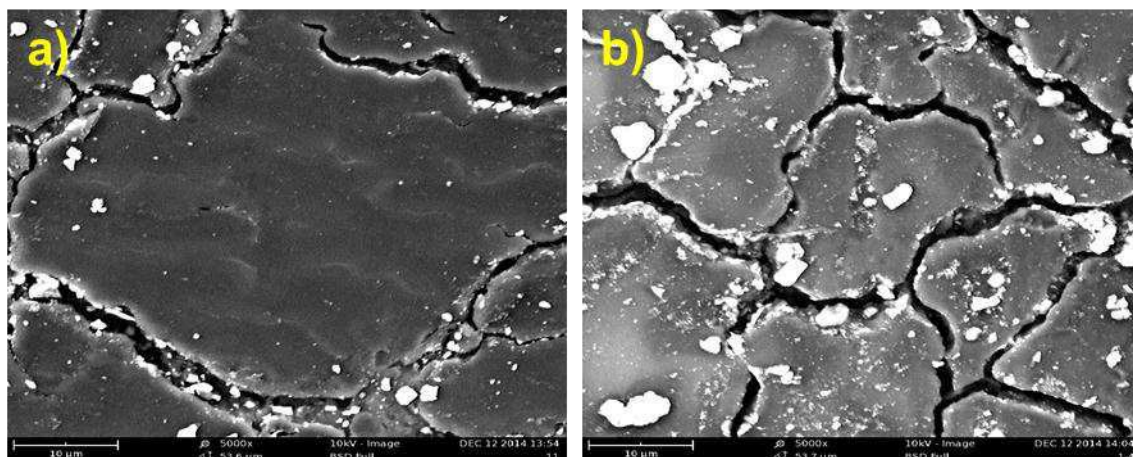


Fonte – Próprio autor.

A partir da Figura 18 pode-se evidenciar o aumento gradual da rugosidade da superfície devido a degradação por tempo de uso em procedimentos de endoscopia alta.

Na Figura 19 observam-se as ponteiras de endoscópio do Grupo 2: 11 meses e 16 meses.

Figura 19 – Grupo 2: MEV das ponteiros de endoscópios divididas por similaridade de morfologia no aumento de 5000x, a) 11 meses e b) 16 meses.



Fonte – Próprio autor.

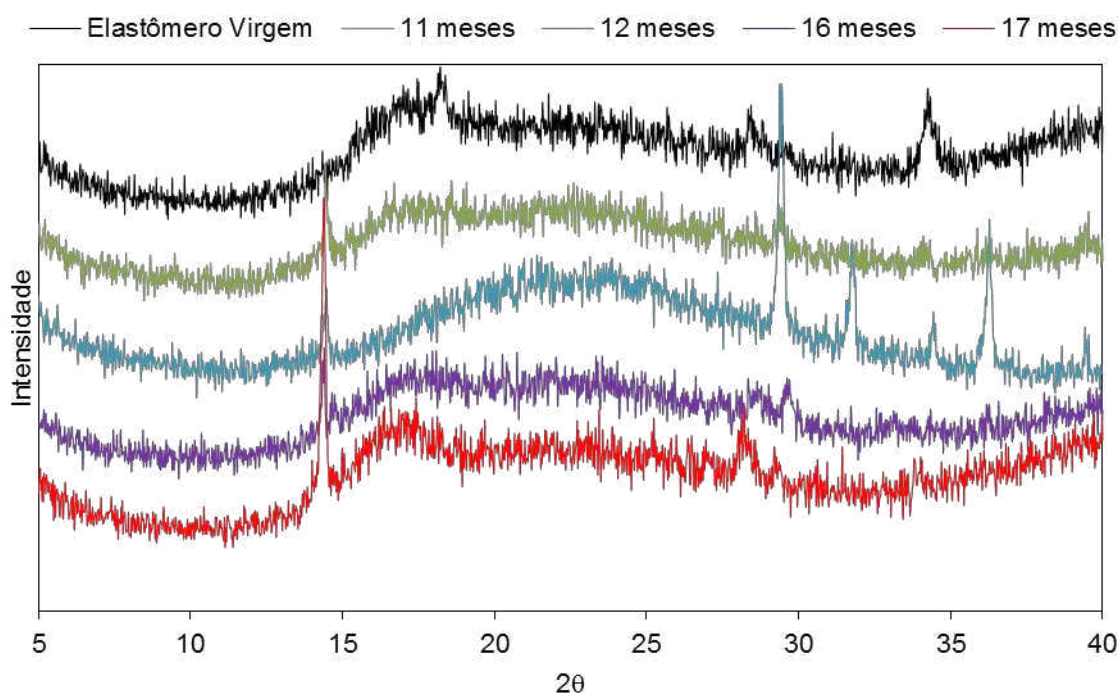
Verifica-se claramente na Figura 19, mesmo sem uma amostra de mesma composição virgem, o aumento gradual da Figura 19 a) para Figura 19 b) da quantidade de fissuras, indicando maior degradação do polímero devido a um maior período de utilização.

5.3 Difração de Raios X (DRX)

Com o interesse de verificar a estrutura cristalina do elastômero puro, assim como as suas possíveis alterações decorrentes do processo de degradação, foi realizada análise por difração de raios X em todas as amostras estudadas.

Na Figura 20 observam-se os difratogramas de raios X das amostras estudadas.

Figura 20 – Difratoogramas de Raos X das ponteiros de endoscópio virgem e degradadas em diferentes períodos de tempo.



Fonte – Próprio autor.

Verifica-se para todas as amostras da Figura 20 um difratograma predominantemente amorfo. Verifica-se para o Viton® virgem a presença de alguns picos mais intensos localizados em aproximadamente $2\theta=18^\circ$ correspondente a hidróxido de cálcio (BUSING, LEVY, 1957), $2\theta=29^\circ$ e $2\theta=35^\circ$ correspondentes a CaF_2 (BATCHELDER, SIMMONS, 1964) e AgO (SEREBRYANAYA, 1987), a presença destes compostos (excetuando-se para o AgO que pode ser tratado como uma possível contaminação industrial) pode estar relacionado a os mesmos serem compostos de carga do fluoelastômero em estudo, estas cargas são utilizadas para auxiliar nas propriedades do material ou por questões econômicas relacionadas a um maior volume final de elastômero. A análise por EDS também identificou cálcio na amostra, não sendo possível a observação do alumínio. Percebe-se que com a degradação (para os elastômeros do Grupo 1) surgem alguns picos mais cristalinos, sendo eles para a amostra degradada por 12 meses em aproximadamente $2\theta=14^\circ$, correspondentes a AlO(OH) (LIMA, 2014) utilizado possivelmente como carga no elastômero, $2\theta=29^\circ$ corresponde a fosfato de enxofre utilizado no processo de cura do elastômero (OSUGI, 1966), $2\theta=32^\circ$, $2\theta=34^\circ$ e $2\theta=36^\circ$ correspondentes a óxido de

zinco (ALBERTSSON, ABRAHAMS, KVICK, 1989), contaminante também observado nas análises pontuais de EDS. Para a amostra de 17 meses observam-se picos em aproximadamente $2\theta=14^\circ$ e $2\theta=29^\circ$, picos estes correspondentes a AIO(OH) (REICHERTZ, YOST, 1946). Lima, (2014), observou comportamento semelhante em elastômeros submetidos a degradação acelerada por HCl, onde verificou acentuação de picos cristalino nas amostras de fluorelastômeros após a degradação, acentuação esta dada por exteriorização dos compostos de carga do elastômero, ocasionando assim picos de cristalinidade dos mesmos.

Para as amostras do Grupo 2, verificam-se para a ponteira utilizada por um período de 11 meses a presença de um pico cristalino em aproximadamente $2\theta=14^\circ$, picos este que também é único cristalino na amostra utilizada por um período de 16 meses, que assim como nos demais também corresponde a AIO(OH) (REICHERTZ, YOST, 1946).

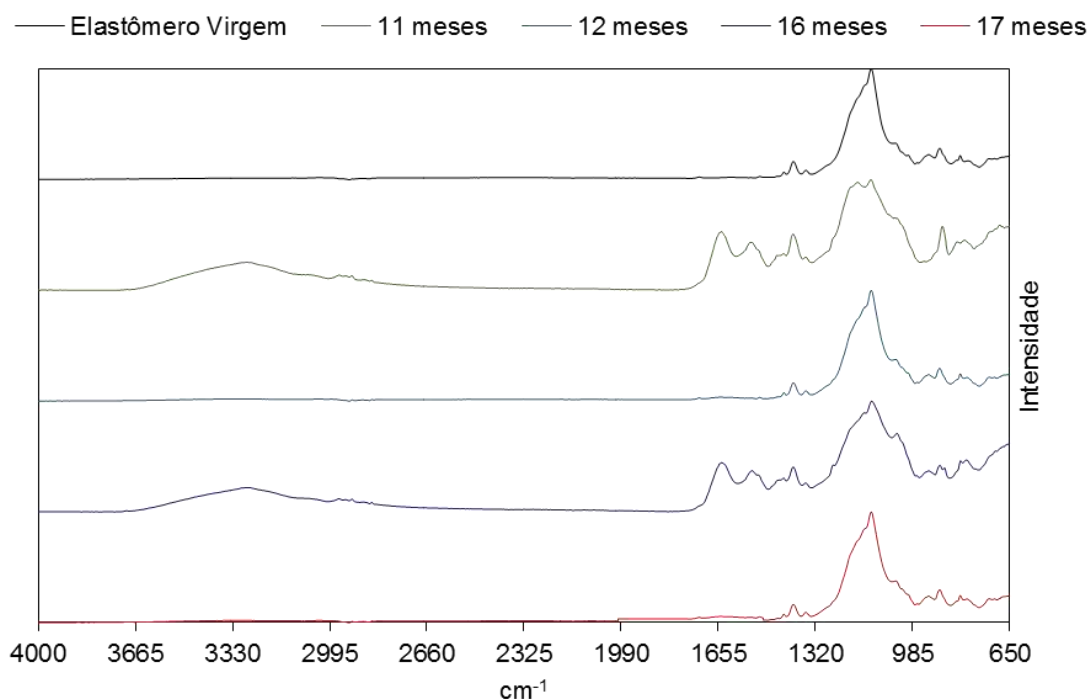
A acentuação da cristalina observada nos difratogramas indica degradação da amostra que provoca conseguinte exteriorização dos compostos de carga presentes no interior do elastômero.

5.4 Espectroscopia na Região de Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)

A análise por FTIR foi realizada visando identificar os grupos funcionais do elastômero virgem e seguidamente das ponteiras submetidas a diferentes períodos de uso, com o interesse de identificar possíveis alterações nestes grupos decorrentes da degradação do polímero.

Na Figura 21 observam-se as análises por FTIR das ponteiras estudadas em todos os períodos de tempo.

Figura 21 – Espectrogramas de FTIR das ponteiros de endoscópio estudadas em todos os períodos de tempo.



Fonte – Próprio autor.

Observa-se na Figura 21 (em preto) o espectrograma relacionado a ponteira de Viton® virgem que será a princípio analisada para servir como padrão para as demais discussões de FTIR. Verifica-se para esta ponteira a presença de bandas em $\sim 1433 \text{ cm}^{-1}$ relacionado a vibrações das ligações terminais $=\text{CH}_2$, em $\sim 1400 \text{ cm}^{-1}$ vibrações de grupamentos CH_3 não fluorados, em $\sim 1130 \text{ cm}^{-1}$ verifica-se uma banda de base larga representando as ligações C-F que indicam tratar-se de um fluorelastômero, em $\sim 1050 \text{ cm}^{-1}$ verifica-se uma banda de baixa intensidade que representa as vibrações da ligação Si-O-Si provavelmente relacionadas a algum polidimetilsiloxano incorporado, em $\sim 883 \text{ cm}^{-1}$ e $\sim 822 \text{ cm}^{-1}$ observam-se vibrações da ligação C=C di-substituídos e tri-substituídos respectivamente. Resultados semelhantes foram obtidos por Chen et al, (2014), Lima, (2014), Lee et al, (2013) e Shearer e Westmont, (2014).

Para a ponteira utilizada por um período de tempo de 11 meses verifica-se a presença de uma banda de base larga entre aproximadamente 3500 e 3300 cm^{-1} relacionado as vibrações das ligações OH das hidroxilas, em $\sim 2900 \text{ cm}^{-1}$ uma banda fraca relacionada a ligações C-H do grupo CH_3 , em $\sim 1540 \text{ cm}^{-1}$, $\sim 1650 \text{ cm}^{-1}$ e $\sim 1433 \text{ cm}^{-1}$ vibrações correspondentes as ligações C=C de CH_2 terminais, em $\sim 1400 \text{ cm}^{-1}$

novas vibrações do grupo CH_3 , em $\sim 1250 \text{ cm}^{-1}$ vibrações de ligações Si-CH_3 e em $\sim 1181 \text{ cm}^{-1}$ e $\sim 1050 \text{ cm}^{-1}$ vibrações de ligações Si-O-Si , os grupos citados correspondem a uma borracha de silicone, fato este que corrobora com as observações realizadas nas análises por MO e MEV, onde foi possível verificar morfologia diferentes para esta amostra, entretanto verifica-se para esta amostra uma banda em $\sim 1130 \text{ cm}^{-1}$ relacionada a vibração tanto da ligações C-F como da ligação Si-O-Si (quando o espectrograma apresenta as demais bandas mencionadas), indicando ser o elastômero constituído por uma polidimetilsiloxana e um fluorelastômero, entretanto estando o primeiro em maior quantidade (SHEARER, WESTMONT, 2004). Verificam-se também bandas de vibrações em $\sim 883 \text{ cm}^{-1}$ e $\sim 822 \text{ cm}^{-1}$ relacionados as vibrações das ligações C=C di-substituídos e tri-substituídos respectivamente. Pela ausência de um padrão virgem do mesmo material não se pode perceber modificações nos grupos funcionais decorrente da degradação.

Observa-se que o espectro da ponteira utilizada por um período de 12 meses (Figura 21, azul claro) assemelha-se ao da ponteira de Viton® virgem, o que corrobora com os resultados apresentados nas discussões de MO e MEV, onde foi possível visualizar a semelhança entre a morfologia destas duas ponteiras. No espectro da ponteira utilizada por um período de tempo de 12 meses verifica-se o surgimento de uma banda entre aproximadamente 1650 e 1540 cm^{-1} relacionada a vibração C=C de CH_2 terminais. O surgimento desta banda pode estar relacionado ao processo de quebra das cadeias do elastômero dando origem a cadeias poliméricas de menor tamanho e até mesmo de monômeros, evidenciando assim a degradação do elastômero. Fato semelhante foi observado por Lima, (2014) quando analisou a degradação acelerada de fluorelastômeros em meio contendo HCl .

Para a amostra utilizada por um período de tempo de 16 meses (Figura 21 roxo) verifica-se espectro semelhante ao observado para a ponteira utilizada por 11 meses, corroborando com os resultados de MO e MEV que apresentaram morfologias semelhantes para estas duas amostras. Podem ser visualizadas alterações no espectro desta ponteira, quando comparada com a ponteira utilizada por um período de tempo de 11 meses, com relação as vibrações Si-CH_3 em $\sim 1250 \text{ cm}^{-1}$, onde nota-se diminuição desta banda que pode estar relacionada a quebra de radicais do elastômero, esta diminuição foi seguida da acentuação da banda correspondente a vibração Si-O-Si em $\sim 1181 \text{ cm}^{-1}$. Em $\sim 883 \text{ cm}^{-1}$ ocorreu

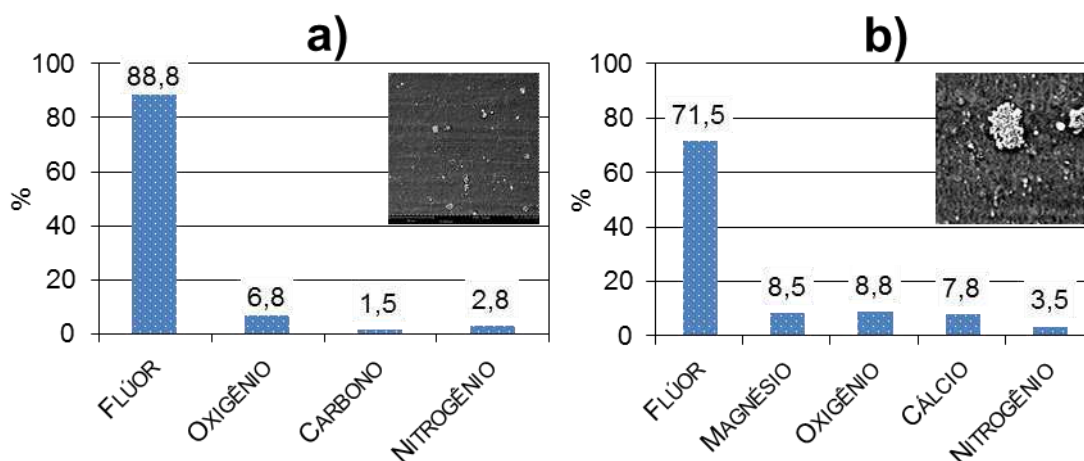
amenização da banda relacionada a vibração da ligação C=C di-substituída, indicando novamente possível reestruturação do polímero decorrente do processo de degradação. Fatos semelhantes foram observados por Chen et al, (2014) e Lee et al, (2013).

No espectro da ponteira utilizada por um período de tempo de 17 meses verifica-se a semelhança com os espectros da amostra virgem e da ponteira com 12 meses de uso, corroborando os com resultados de MO e MEV. Observa-se para esta amostra a intensificação da banda entre aproximadamente 1650 e 1540 cm^{-1} , já visualizada com menor intensidade para a amostra de 12 meses de utilização, relacionada a vibração C=C de CH_2 terminais, indicando aumento na degradação da amostra por intensificação das cadeias de menor tamanho. A intensificação desta banda também corrobora com os resultados de MO e MEV que apresentaram uma morfologia com maiores indícios de degradação para esta variação.

5.5 Espectroscopia por Energia Dispersiva de Raios X (EDS)

Com o interesse de identificar os compostos químicos presentes na superfície do elastômero virgem e após a utilização por diferentes períodos de tempo a análise de EDS foi realizada. Na Figura 22 Observa-se o EDS da ponteira virgem.

Figura 22 – EDS da ponteira de endoscópio na sua forma virgem, a) detecção geral de componentes da morfologia e b) análise pontual em fragmentos dispersos.



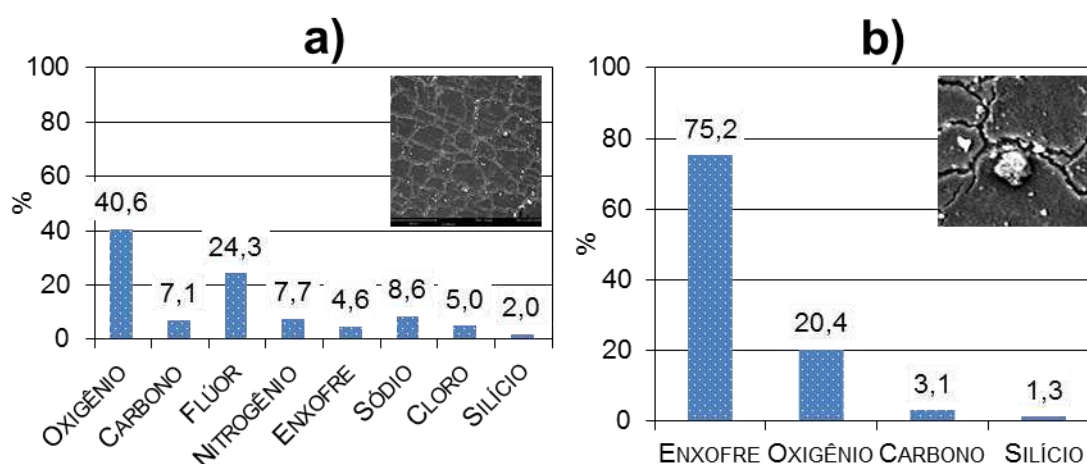
Fonte – Próprio autor.

Observa-se na Figura 22 a) a presença predominante do elemento flúor, esta predominância se dá por o mesmo tratar-se de um fluorelastômero, onde espera-se que grande parte da cadeia possua radicais flúor. Verifica-se também a presença de oxigênio, carbono e nitrogênio, elementos estes (excetuando-se o nitrogênio) que compõe a estrutura do polímero. A presença do nitrogênio pode indicar possível incorporação de outro polímero ao elastômero.

Na Figura 22 b) verifica-se a presença ainda predominante do elemento flúor, entretanto observam-se elementos que não fazem parte da estrutura do elastômero como o magnésio e o cálcio (o cálcio pode ser identificado também por análise de DRX), a presença destes elementos, assim como discutido para análise de DRX, pode ser relacionada as cargas incorporadas no polímero, ou por questões de aprimoramento de suas propriedades, assim como por questões econômicas.

Na Figura 23 observam-se os resultados de EDS da ponteira utilizada por um período de tempo de 11 meses em uma visão geral da morfologia e pontualmente em fragmentos dispersos na superfície.

Figura 23 – EDS da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 11 meses, a) detecção geral de componentes da morfologia e b) análise pontual em fragmentos dispersos.



Fonte – Próprio autor.

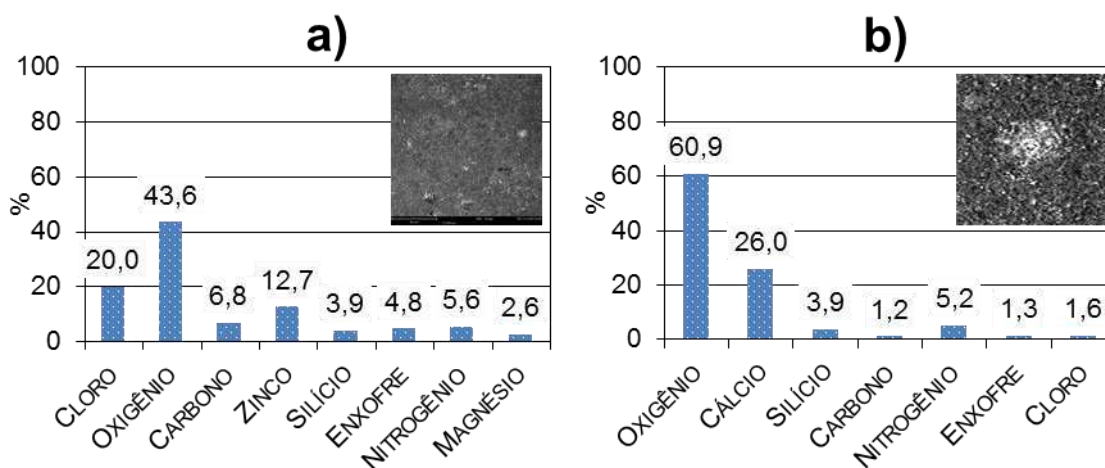
Observa-se na Figura 23 a) a presença de inúmeros elementos, dentre eles dá-se destaque a presença do silício assim como o percentual elevado de oxigênio, que como proposto na análise de FTIR estes elementos podem estar relacionados a presença de um polimetilsiloxano no elastômero, não sendo o mesmo composto majoritariamente por um fluorelastômero. Os demais elementos presentes

provavelmente correspondem tanto a incorporação destes no processo de cura do polímero como compostos de carga do mesmo. A presença do cloro no elastômero pode indicar possível reação entre os ácidos estomacais e a superfície da ponteira, Lima, (2014), observou este acontecimento quando submeteu a ponteira a ambientes simulados contendo HCl, verificando a incorporação de cloro na estrutura decorrente da reação de desfluoração do polímero por troca de elementos flúor por elementos cloro.

Na Figura 23 b) para os fragmentos dispersos na superfície do polímero, verificou-se a presença majoritária do elementos enxofre, indicando o mesmo ser constituído em maior parte deste elemento.

Na Figura 24 observam-se os resultados de EDS da ponteira utilizada por um período de tempo de 12 meses em uma visão geral da morfologia e pontualmente em fragmentos dispersos na superfície.

Figura 24 – EDS da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 12 meses, a) detecção geral de componentes da morfologia e b) análise pontual em fragmentos dispersos.



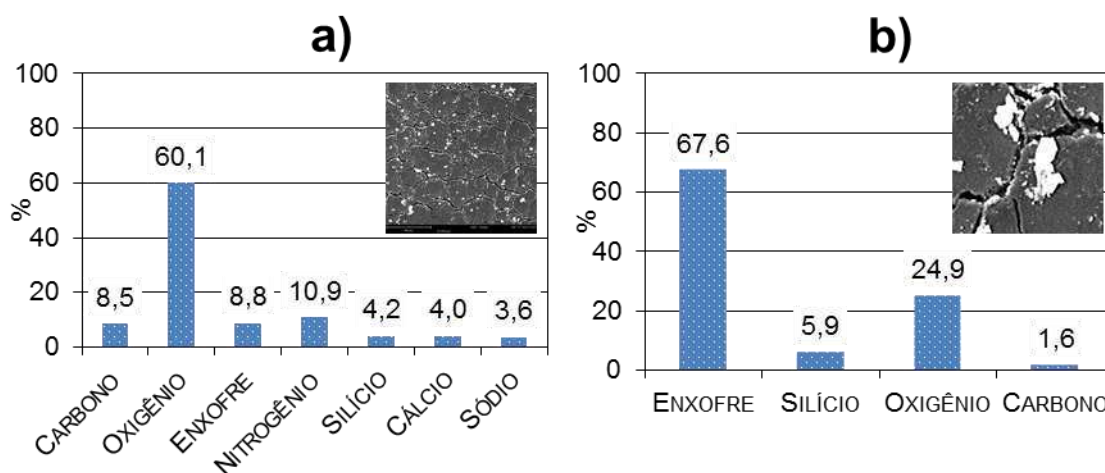
Fonte – Próprio autor.

Assim como esperado, na Figura 24 a) e b) verifica-se a presença de inúmeros novos elementos, elementos estes provavelmente oriundos de cargas do elastômero, ou de contaminantes industriais, que foram exteriorizados pelo processo de degradação. Não se pôde verificar a presença do elemento flúor nesta ponteira, o que pode indicar, baseando-se no aparecimento de um percentual de cloro,

desfluoração do elastômero como mencionado para a ponteira utilizada por um período de 11 meses.

Na Figura 25 observam-se os resultados de EDS da ponteira utilizada por um período de tempo de 16 meses em uma visão geral da morfologia e pontualmente em fragmentos dispersos na superfície.

Figura 25 – EDS da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 16 meses, a) detecção geral de componentes da morfologia e b) análise pontual em fragmentos dispersos.

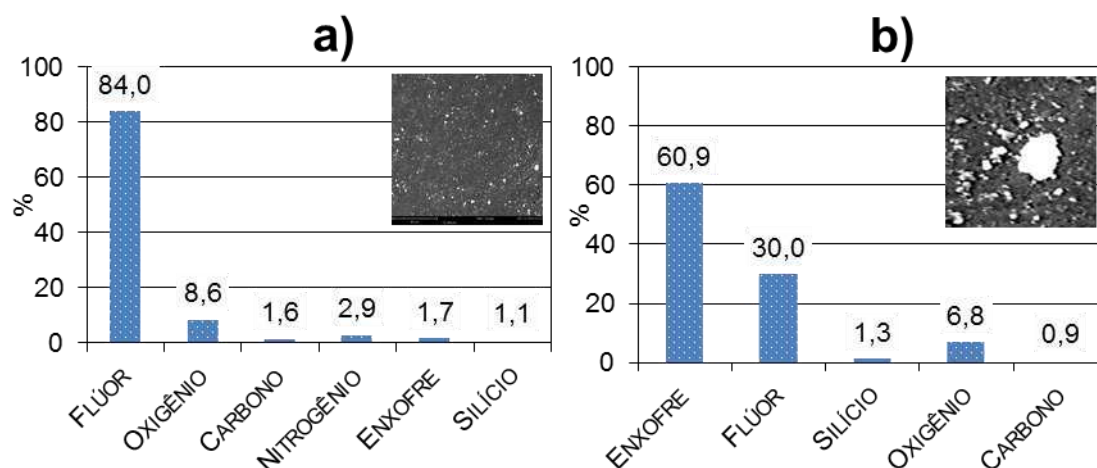


Fonte – Próprio autor.

A ponteira utilizada por um período de 16 meses (Figura 25 a) e b)) apresenta composição semelhante a ponteira utilizada por um período de 11 meses, entretanto não se verifica a presença dos elementos flúor e cloro, esta fato pode estar ligado a uma total degradação do fluorelastômero presente na amostra (baseado nas demais caracterizações percebeu-se que o mesmo é constituído majoritariamente de outro polímero).

Na Figura 26 observam-se os resultados de EDS da ponteira utilizada por um período de tempo de 16 meses em uma visão geral da morfologia e pontualmente em fragmentos dispersos na superfície.

Figura 26 – EDS da ponteira de endoscópio utilizada por um período de tempo de 17 meses, a) detecção geral de componentes da morfologia e b) análise pontual em fragmentos dispersos.



Fonte – Próprio autor.

Na Figura 26 a) e b) verifica-se novamente a exteriorização dos compostos de carga do fluorelastômero. Observa-se que aumento do percentual de flúor, o que nos leva a crer que o polímero em questão degrada-se em camadas, também devido a seu perfil hidrofóbico, visualizado na análise de ângulo de molhabilidade, que impede que os fluidos penetrem entre suas cadeias poliméricas e atinjam níveis mais profundos da estrutura do elastômero.

5.6 Ensaio de Tração

O ensaio de tração foi realizado para avaliar as propriedades carga máxima, esforço máximo, deformação máxima e módulo de elasticidade do elastômero virgem e após os períodos de tempo em que foi utilizado nos procedimentos de endoscopia digestiva alta.

Observam-se na Tabela 03 os resultados obtidos para o ensaio de tração.

Tabela 03 – Resultados do ensaio de tração para todas as amostras avaliadas.

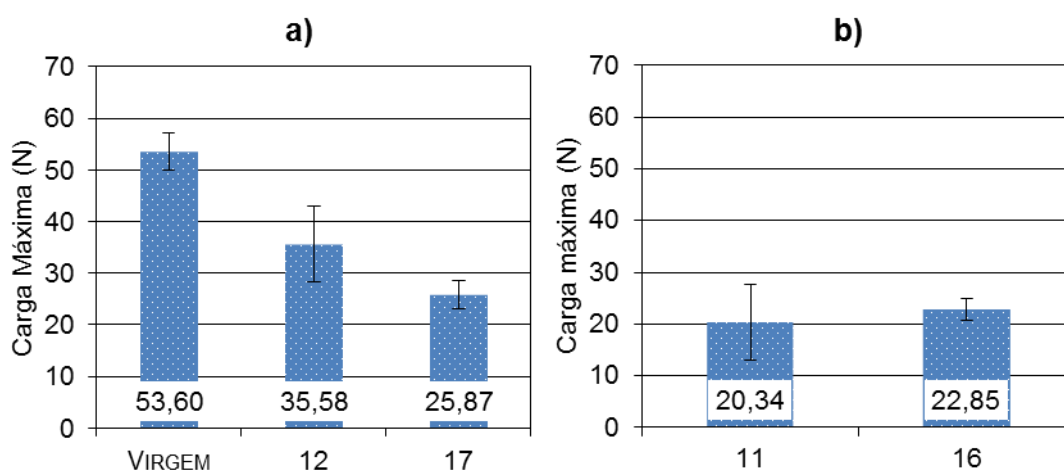
Amostra (meses)	Carga Máxima (N)	Esforço máximo (MPa)	Deformação Máxima (%)	Módulo de Elasticidade (MPa)
Virgem	53,60±8,25	9,32±0,56	301,92±12,21	225,75±12,14
11	20,34±3,67	3,91±0,18	253,00±19,27	13,00±1,23
12	35,58±7,34	7,72±0,66	288,82±14,39	230,36±20,5
16	22,85±2,77	4,64±0,47	339,74±2,90	5,99±3,22
17	25,87±2,11	5,09±0,40	381,14±30,29	6,99±2,15

Fonte – Próprio autor.

Para melhor compressão dos dados apresentados na Tabela 03 foram estruturados gráficos para carga máxima, esforço máximo, deformação máxima e módulo de elasticidade. Estes gráficos distinguem os constituintes do Grupo 1 e do Grupo 2.

Na Figura 27 observa-se os dados obtidos para a carga máxima suportada pelos elastômeros estudados.

Figura 27 – Carga máxima para os elastômeros do a) Grupo 1: Virgem, 12 meses e 17 meses e b) Grupo 2: 11 meses e 16 meses.



Fonte – Próprio autor.

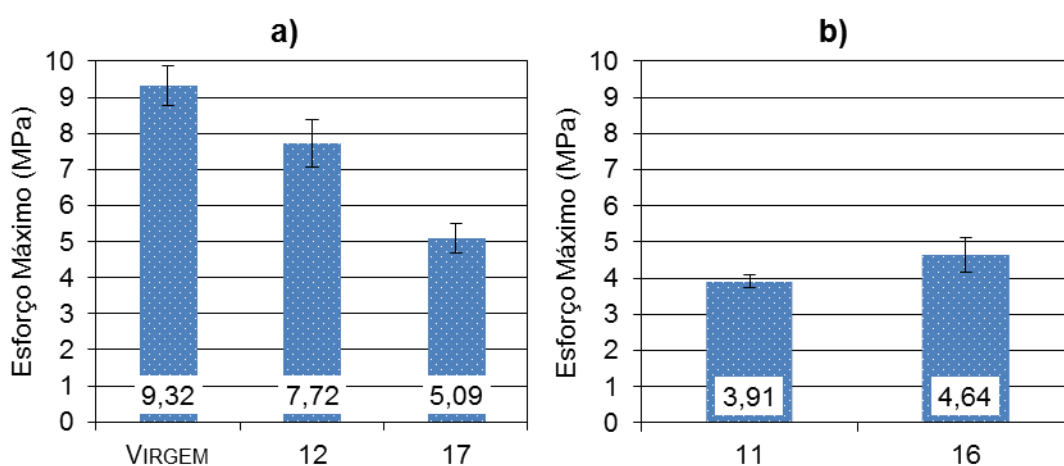
Evidencia-se na Figura 27 a diferença já observada entre os elastômeros do Grupo 1 (a) e do Grupo 2 (b). Verifica-se na Figura 27 a) diminuição da carga máxima suportada pelo elastômero, sendo ela reduzida em 33,62% em 12 meses e em 51,73% em 17 meses (quando comparado com o valor da amostra virgem).

Para a Figura 27 b) observa-se leve aumento na carga máxima para a amostra de 16 meses, entretanto como este aumento encontra-se dentro dos limites

do desvio padrão da amostra de 11 meses considera-se que a carga máxima suportada por este elastômero continuou fixa no decorrer do tempo. Porém verifica-se que a carga máxima suportada pelos elastômeros do Grupo 2 correspondendo a apenas 37,95% da carga máxima para amostra de Viton® virgem.

Na Figura 28 observa-se os dados obtidos para o esforço máximo suportada pelos elastômeros estudados.

Figura 28 – Esforço Máximo para os elastômeros do a) Grupo 1: Virgem, 12 meses e 17 meses e b) Grupo 2: 11 meses e 16 meses.

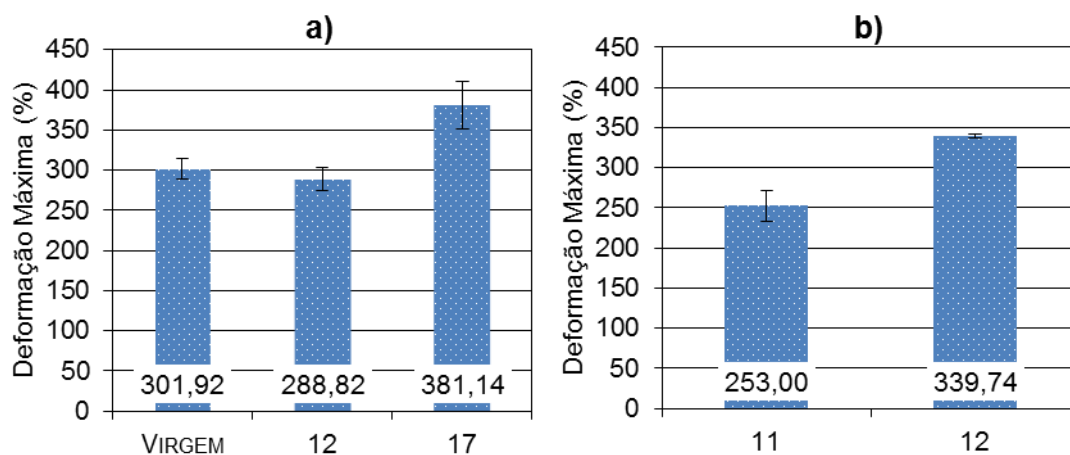


Fonte – Próprio autor.

Verifica-se na Figura 28 a) correspondentes aos elastômeros do Grupo 1 diminuição no esforço máximo suportados pelos elastômero de acordo com o aumento no tempo de uso. Sendo essa diminuição de 17,18% em 12 meses e de 45,38% em 17 meses (quando comparadas com a amostra de Viton® virgem). Para as amostras de ponteira do Grupo 2 verifica-se aumento no esforço máximo da amostra de 16 meses que sobressai ao desvio padrão da amostra de 11 meses, aumento este de 18,67% no valor inicial, este acontecimento pode estar relacionado a uma nova organização do polímero decorrente da interação com o glutaraldeido ou com os meios agressivos do organismo.

Na Figura 29 observa-se os dados obtidos para a deformação máxima dos elastômeros estudados.

Figura 29 – Deformação Máxima para os elastômeros do a) Grupo 1: Virgem, 12 meses e 17 meses e b) Grupo 2: 11 meses e 16 meses.

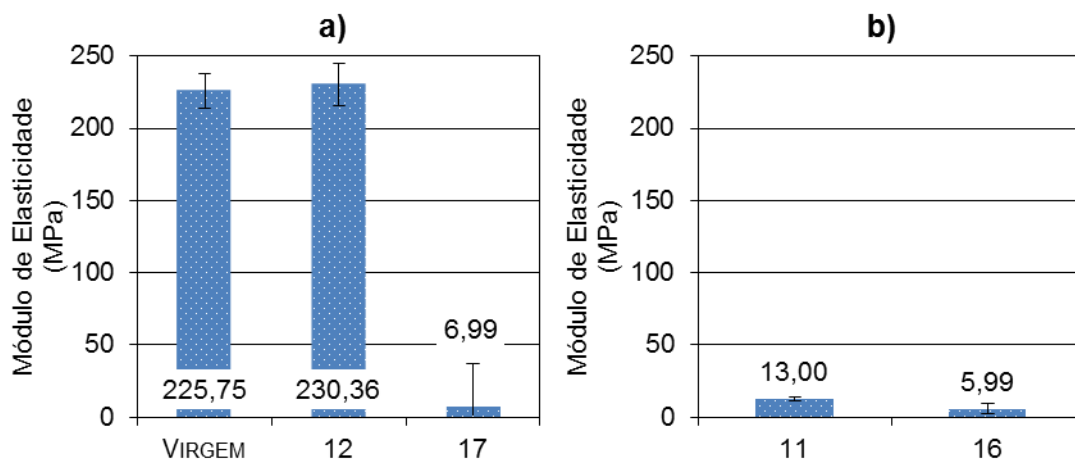


Fonte – Próprio autor.

Verifica-se na Figura 29 a) correspondentes aos elastômeros do Grupo 1 diminuição seguida de aumento da deformação máxima da ponteira, sendo a diminuição de 4,34% em 12 meses e aumento de 26,34% em 17 meses (valores estes em relação a amostra de Viton® virgem). Esta diminuição seguida de aumento pode estar relacionada ao processo de degradação do polímero, onde em um primeiro momento a região amorfa, mais desorganizada, foi degradada restando um material mais cristalino e aparentemente, segundo o ensaio, com maior rigidez. Em um segundo momento a região mais organizada, menos amorfa, também principiou a ser degradada tornando-se mais amorfa e, segundo o ensaio, menor rígida. Observa-se comportamento semelhante nas amostras do Grupo 2, entretanto sem a existência de uma amostra padrão não se pôde verificar a diminuição seguida do aumento, apenas o aumento que foi de 34,28% do valor da amostra 11 meses, cuja a causa possivelmente é semelhante a discutida para as amostras do Grupo 1.

Na Figura 30 observa-se os dados obtidos para a Módulo de Elasticidade dos elastômeros estudados.

Figura 30 – Módulo de Elasticidade para os elastômeros do a) Grupo 1: Virgem, 12 meses e 17 meses e b) Grupo 2: 11 meses e 16 meses.



Fonte – Próprio autor.

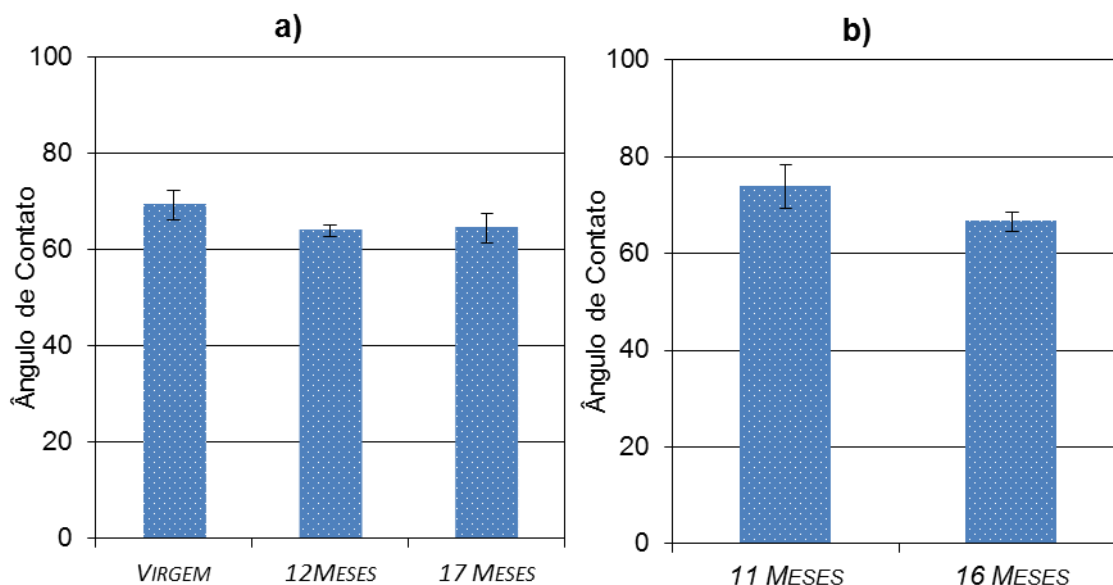
Corroborando com os resultados obtidos para deformação máxima, observa-se na Figura 30 a) aumento seguido de diminuição do módulo de elasticidade da amostra, indicando que a mesma em 12 meses apresentava-se mais rígida que a amostra virgem e que em 17 meses apresentava-se menos rígida que todas as demais do Grupo 1. O aumento foi de 2,04% em 12 meses e a diminuição foi de 96,90% em 17 meses (valores este em relação a amostra de Viton® virgem). Essa diminuição do módulo de elasticidade em um percentual tão elevado (próximo de 100%) pode indicar limite para colapso do elastômero decorrente de sua utilização, assim como dos processos de desinfecção. O mesmo ocorreu para as amostras do Grupo 2 (Figura 29 b)), ocorrendo diminuição de 53,92% em 16 meses.

5.7 Ângulo de Molhabilidade

O ensaio de ângulo de molhabilidade foi realizado para verificar o comportamento hidrofílico/hidrofóbico das ponteiros na sua forma virgem e após a utilização em todos os períodos estudados.

Por ter sido comprovado por meio dos ensaios anteriores que material das ponteiros que constituem o Grupo 1 ser diferente do material que constitui as ponteiros do Grupo 2 o ensaio de ângulo de molhabilidade foi apresentado conforme a Figura 31.

Figura 31 – Resultados do Ensaio de Ângulo de Molhabilidade das amostras a) Grupo 1: Viton® virgem, 12 meses e 17 meses e b) Grupo 2: 11 meses e 16 meses.



Fonte – Próprio autor.

Observa-se na Figura 31 que todas as amostras estudadas apresentam ângulo de contato superior a 60° , segundo Santos, (2005), Valcarce et al, (2002) e Van Oss e Giese (1995), polímeros sintéticos que apresentem ângulo de contato superior a 60° , 65° e 50° respectivamente, são considerados hidrofílicos. Com isso verifica-se que todas as amostras, mesmo após o período de utilização, apresentam hidrofílica, entretanto, verifica-se diminuição da hidrofobicidade, em ambos os grupos, decorrente do processo de degradação. Esta diminuição da hidrofobicidade associada a um aumento da rugosidade do elastômero pode auxiliar à fixação e posterior proliferação bacteriana.

6 CONCLUSÕES

Baseado nos resultados apresentados conclui-se que:

- A partir das microscopias, tanto ótica como eletrônica para o elastômero em estudo mesmo na sua forma virgem, observam-se morfologias rugosas tornando-o um forte candidato para formação de biofilmes, já que estas ponteiros entram em contato com mucosa não estéril e não podem ser submetidas a processos de esterilização. A formação de biofilmes resistentes ao procedimento de desinfecção podem provocar infecções bacterianas inter-pacientes submetidos a procedimentos endoscópicos com o mesmo equipamento. Verifica-se também que a degradação da ponteira, tanto pelo processo de desinfecção por glutaraldeído como pelo contato com os ambientes agressivos da mucosa gástrica, intensifica a fragmentação da superfície e presença de poros, assim como exterioriza diversos componentes internos ao elastômero, aumentando ainda mais os riscos de infecções inter-pacientes e infiltrações na parte eletro eletrônica do equipamento. Ainda a partir das microscopias pode-se verificar por diferença de morfologia que nem todas as amostras se tratavam de Viton®.
- Por DRX pode-se verificar a presença de compostos alheios a estrutura do fluoroelastômero, compostos estes relacionados a cargas utilizadas por questões de aumento das propriedades físicas ou para diminuição de custos na produção. Entretanto deve-se salientar que estudos devem ser realizadas sobre a resposta biológica a liberação destes compostos de carga no organismo vivo a curto e longo prazo, já que durante a degradação parte deste material pode ficar contida no organismo do paciente.
- A partir da análise de FTIR pode-se comprovar a diferença entre as estruturas dos elastômeros virgem, 12 meses e 17 meses em relação as ponteiros de 11 meses e 16 meses. Onde foi verificada para as amostras de 12 meses e 17 meses presença predominante das vibrações relacionadas aos grupos funcionais presentes no Viton® e para as amostras de 11 meses e 16 meses bandas relacionadas as vibrações de um material que tanto é constituído por um fluoroelastômero como por uma polidimetilsiloxana.
- Baseando-se nos resultados de EDS pode-se comprovar a composição dos fragmentos dispersos na superfície do fluorelastômero como sendo

compostos de carga do polímero e compostos utilizados no processo de cura do mesmo. Também foi possível comprovar a exteriorização de diversos elementos decorrentes da degradação da ponteira. O elemento cloro pôde ser percebido para as amostras utilizadas por períodos de 11 e 12 meses, indicando assim desfluoração do fluorelastômero por substituição de elementos flúor da cadeia carbônica por elementos cloro, oriundos possivelmente do suco gástrico. Para a amostra de 16 meses não se identificou a presença dos elementos cloro nem flúor, levando-nos a crer que o elastômero presente no material foi degradado restando em maior quantidade um polidimentilsiloxano. Para a amostra utilizada por um período de 17 meses observou-se composição semelhante ao material virgem, isto pode indicar que a ponteira degrada-se em camadas, sendo a região visualizada constituída por uma camada mais interna do elastômero que ainda não apresenta grande níveis de degradação, este acontecimento também pode ser correlacionado ao fato que o polímero em questão é hidrofóbico, o que impede a infiltração de fluídos em camadas mais internas.

- Com o ensaio de tração pode-se perceber a diferença entre as amostras do Grupo 1 e do Grupo 2, onde verificou-se um material menos resistente e mais elástico para os constituintes do Grupo 2 em relação aos do Grupo 1. Pode-se verificar redução das propriedades mecânicas dos elastômeros após o processo de degradação, evidenciando-se para a amostra utilizada por um período de 17 meses variações acima de 90% quando comparadas com a amostra padrão.
- A partir do ensaio de ângulo de molhabilidade pode-se perceber, que mesmo após o período de utilização e conseqüente degradação, as amostras ainda apresentam-se hidrofóbicas, o que é interessante para este material, já que evita um contato mais íntimo entre os fluidos corpóreos e a ponteira.

Em síntese, este trabalho observou a necessidade de se desenvolver um material específico para utilização como ponteiras de endoscópios, já que os existentes no mercado aparentemente não tem destino específico para aplicações biológicas, baseado na morfologia irregular das ponteiras, mesmo em sua forma virgem, e na presença de compostos de carga cujos estudos ainda não foram realizados visando identificar seu comportamento em longo prazo no organismo vivo (quando liberado pelas ponteiras de endoscópios no organismo durante o exame).

Ou seja, mesmo em sua forma virgem o elastômero em questão já apresenta fatores que não tornam sua utilização em meio biológico tão viável.

REFERÊNCIAS

ALBERTSSON, J., Abrahams, S.C., Kvick, A., *Acta Crystallogr., Sec. B: Structural Science*, **45**, 34, 1989.

ANTHONY, J.; DIMARINO, J. R.; STANALEY, B.; BEJAMIN; section editors, Firas H. Al- Kawas...[et.al]. *Gastrointestinal disease: na endoscopic approach*. 2nd. Ed, 2002.

ARCELLA, V.; FERRO, R. *Fluorcarbon Elastomers, Modern Fluorelastomers: High Performance Polymers for Diverse Applications*, John Scheirs (Editor), Chichester, Inglaterra, p. 72-89, 1997.

ARNAL, G.F. 2005. *Mejora de la resistencia a la corrosión del titanio mediante el proceso de sellado*. Barcelona, Espanha. Project de Final de Carrera. Universitat Politècnica de Catalunya, 108 p.

BATCHELDER, D.N., Simmons, R.O., *J. Chem. Phys.*, **41**, 2324, 1964.

BUSING, W.R., Levy, H.A., *J. Chem. Phys.*, **26**, 563, 1957.

CHEN, T. S.; CHEN, P. S. *The history of Gastroenterology – Essays on development and accomplishments*, 1980.

CHEN, J., TAN, S., GAO, G., LI, H., ZHANG, Z. *Synthesis and characterization of thermally self-curable fluoropolymer triggered by TEMPO in one pot for high performance rubber applications*, *Polym. Chem*, 2014.

COTTON, P.; WILLIAMS, C. *Fundamentos de endoscopia digestiva*. Porto Alegre (RS). Artes Médicas: 1998.

DEE, K.C.; PULEO, D.A.; BIZIOS, R. 2002. *An Introduction to Tissue-Biomaterial Interactions*. Hoboken, John Wiley & Sons, Inc., 248 p.

FERNANDES, J. L. *Manual de Rotinas e Procedimentos*, Centro de Endoscopia, São Carlos, 2013.

HENCH, L. L.; WILSON, J. *Introduction to bioceramics*, Singapore: Word Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 1993, p. 1 – 15.

LAURI, S.; PEKKA, R.; JARI, A. *Effect of upper gastrointestinal endoscopy on cardiopulmonary changes in very old patients*. *Arch Gerontol Geriatr* (37) 25-32, 2003.

LEE, J. *Effect of thermal treatment on the chemical resistance of polydimethylsiloxane for microfluidic devices*, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2013.

MOORE, A. L. *Fluoroelastomers Handbook: The Definitive User's Guide and Databook*, by William Andrew, Inc .2006.

MORTON, M. Rubber Technology – 3rd edition, Van Nostrand Rheinhold Company, 1987.

ORÉFICE, R.L. 2005. Biomateriais e Biocompatibilidade. In: F. ORÉFICE (org.), Uveíte: Clínica e Cirúrgica: Texto & Atlas. 2ª ed., Rio de Janeiro, vol. 2, p. 1317-1351.

OSUGI et al., J. Chem. Soc., **87**, 1169, 1966.

PARK, J. B. Biomaterials, na introduction, New York: Plenum Press, 1979.

RATNER, B. D.; HOFFMAN, A. L.; SCHOEN, F. J.; LEMONS, J. E. Biomaterial Science, 3ª Edição, 2013.

REICHERTZ, P.P., Yost, W.J., J. Chem. Phys., **14**, 495, 1946.

SANTOS, S.F., *Análise de filmes poliméricos densos de ACC/PHANMCL por técnicas de DSC, DMA, XPS, ângulo de contato e AFM*, Dissertação de M.Sc. em Física, PUC-RJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2005.

SBED/Endoscopia Digestiva – Sociedade Brasileira de Endoscopia Digestiva. Fundação SmithKline, 1984.

SBED/Endoscopia gastrointestinal terapêutica – [organizador] - Sociedade Brasileira de Endoscopia Digestiva. –São Paulo: Tecmedd, 2006.

SCHMIEGEL; WALTER, W. Organic Fluorelastomers: Chemistry of Organic Fluorine Compounds II, ACS Monograph , p. 187, 1995.

SEREBRYANAYA, N., Sov. Phys. Crystallogr. (Engl. Transl.), **32**, 608, (1987).

SHEARER, G. L., Contaminant Identification in Pharmaceutical Products, 2004.

SIVAK M. V. Jr. Endoscopic technology: is this as good as it gets ? Gastrointest Endosc 1999;50:718-721.

SOCIEDADES BRASILEIRA DE ENFERMAGEM EM ENDOSCOPIA GASTROINTESTINAL (SOBEEG)/Ministério da Saúde/ANVISA, Limpeza e Desinfecção de Aparelhos Endoscópicos, 2007.

VALCARCE, M.B., BUSALMEN, J.P., SÁNCHEZ, S.R., "The influence of the surface condition on the adhesion of pseudomonas fluorescens (ATCC 17552) to copper and aluminium brass", *International Journal of Biodeterioration & Biodegradation*, v. 50, n. 1, pp. 61-66, 2002.

VAN OSS, C.J., GIESE, R.F., "Hydrophilicity and hydrophobicity of clay minerals", *Clays and Clay Minerals*, v. 43, n. 4, pp. 474-477, 1995.

WORM, A. T.; GROOTAERT, WERNER, Encyclopedia of Polymer Science and Technology, by John Wiley & Sons, 2002.