

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

**OSVALDO ZANIQUELLI**  
*ENGENHEIRO CIVIL*

**DESENVOLVIMENTO DE UMA MEMBRANA  
ALTERNATIVA, NÃO REABSORVÍVEL,  
PARA USO EM  
REGENERAÇÃO TECIDUAL GUIADA  
(RTG)**

*Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba da  
Universidade Estadual de Campinas  
para a obtenção do TÍTULO DE  
DOUTOR EM CIÊNCIAS - ÁREA  
MATERIAIS DENTÁRIOS.*

**Piracicaba - S. P.  
1996**

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

**OSVALDO ZANIQUELLI**  
*ENGENHEIRO CIVIL*

**DESENVOLVIMENTO DE UMA MEMBRANA  
ALTERNATIVA, NÃO REABSORVÍVEL,  
PARA USO EM  
REGENERAÇÃO TECIDUAL GUIADA  
(RTG)**

ORIENTADOR: PROF. DR. SIMONIDES CONSANI - FOP/UNICAMP

*Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba da  
Universidade Estadual de Campinas  
para a obtenção do TÍTULO DE  
DOUTOR EM CIÊNCIAS - ÁREA  
MATERIAIS DENTÁRIOS.*

**Piracicaba - S. P.  
1996**

*Est. exemplar foi  
devidamente  
confirmado.  
CSPG 236/83  
Excedente, 25/03/96  
Nunes*

*9606476*

|               |           |
|---------------|-----------|
| UNIVERSIDADE: | BC        |
| INSTITUTO:    | UNICAMP   |
| DEPARTAMENTO: | 27441     |
| DISCIPLINA:   | 667/96    |
| VALOR:        | R\$ 11,00 |
| DATA:         | 25/04/96  |
| CPD:          |           |

CM-00087232-4

## FICHA CATALOGRÁFICA:

Elaborada pela Biblioteca da  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP

Z16d Zaniquelli, Osvaldo

Desenvolvimento de uma membrana alternativa, não reabsorvível, para uso em regeneração tecidual guiada (RTG). /Osvaldo Zaniquelli - Piracicaba : SP [s.n.], 1996. 59f. : il.

Orientador: Simonides Consani.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

I. Periodontia. 2. Pedodontia. I. Consani, Simonides.  
II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título

19.CDD - 617.632  
-617.645

## ÍNDICES PARA CATÁLOGO SISTEMÁTICO

1. Periodontia 617.632
2. Pedodontia 617.645



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 12/03/96, considerou a candidata aprovada.

1. SIMONIDES CONSANI

*Simonides Consani*

2. FREDERICO ANDRADE E SILVA

*Frederico Andrade e Silva*

3. HEITOR PANZERI

*Heitor Panzeri*

4. OSVALDO LUIZ BEZZON

*Osvaldo Luiz Bezzon*

5. SAIDE SARCKIS DOMITTI

*Saide Sarckis Domitti*

Dedico este trabalho

Aos meus pais Victório e Cecília  
que dedicaram parte de suas vidas  
à minha formação.

À minha esposa Elisabete  
por estar sempre ao  
meu lado me apoiando.

À minha filha Lívia  
que sempre me faz esquecer  
os aborrecimentos.

Ao professor Dr. MÁRIO FERNANDO DE GOES, Livre Docente da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, que abriu as portas desta Faculdade para a realização deste trabalho.

**Meu sincero agradecimento**

Ao Professor Dr. SIMONIDES  
CONSANI, Titular da Área de  
Materiais Dentários da Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da  
Universidade de Campinas pela  
orientação na execução deste trabalho.

**O meu sincero agradecimento**

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao Professor Titular Dr. HEITOR PANZERI, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, por acreditar que, com a minha formação e experiência profissional, pudesse ser útil dentro da área Odontológica, mais especificamente em Materiais Dentários.

## AGRADECIMENTOS

Ao técnico LUIZ SÉRGIO SOARES, da oficina de precisão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP, pela atenção na confecção das peças auxiliares para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao técnico MARCOS BLANCO CANGIANI do Departamento de Odontologia Restauradora - Disciplina de Materiais Dentários /FOP-UNICAMP, pela parte fotográfica da confecção dos *slides*.

E a todos com quem convivi no decorrer do curso de pós graduação.

# ÍNDICE

|  |    |
|--|----|
| 1 - INTRODUÇÃO.....  | 01 |
| 2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....   | 04 |
| 3 - PROPOSIÇÃO.....  | 22 |
| 4 - MATERIAIS E MÉTODO.....  | 23 |
| 4.1 - Materiais.....   | 23 |
| 4.1.1 - Material Resinoso.....   | 23 |
| 4.1.2 - Endurecedor.....   | 23 |
| 4.1.3 - Solvente.....  | 23 |
| 4.1.4 - Material de Carga.....   | 23 |
| 4.1.4.1 - Carbonato de Cálcio .....  | 23 |
| 4.1.4.2 - Óxido de Zinco .....   | 24 |
| 4.1.5 - Substrato da Membrana Proposta.....  | 24 |
| 4.1.6 - Membrana de Uso Comercial.....   | 24 |
| 4.1.7 - Fio para Sutura.....   | 24 |
| 4.1.8 - Vidraria.....  | 25 |
| 4.1.9 - Solução para teste de liberação de<br>Material Inorgânico.....                   | 25 |
| 4.2 - Equipamentos.....  | 25 |
| 4.2.1 - Microscópio NEOPHOT 30.....  | 25 |
| 4.2.2 - Balança de Precisão.....   | 25 |
| 4.2.3 - Agitador Magnético.....  | 25 |
| 4.2.4 - Espátula.....  | 25 |
| 4.2.5 - Placa de Vidro.....  | 25 |
| 4.2.6 - Paquímetro Digital.....  | 25 |
| 4.2.7 - Espectrofotômetro.....   | 26 |
| 4.2.8 - Sedígrafo.....   | 26 |
| 4.3 Método.....  | 26 |
| 4.3.1 - Determinação da curva de distribuição<br>granulométrica.....                     | 26 |
| 4.3.2 - Formulação da parte resinosa mais material<br>de carga da membrana proposta..... | 29 |

|   |    |
|---|----|
| 4.3.3 - Incorporação da parte resinosa ao substrato de celulose.....                | 30 |
| 4.3.4 - Análise da liberação de produto químico por parte da membrana proposta..... | 31 |
| 4.3.4.1 Com relação à parte resinosa.....   | 31 |
| 4.3.4.2 Com relação ao material de carga adicionado à resina.....                   | 32 |
| 4.3.5 - Ensaio de resistência ao rasgamento.....                                    | 33 |
| 4.3.6 - Avaliação da flexibilidade.....   | 34 |
| 4.3.7 - Medida da espessura da membrana proposta.....                               | 34 |
| 4.3.8 - Avaliação da rigidez.....   | 34 |
| 5 - RESULTADOS.....   | 36 |
| 5.1 - Distribuição Granulométrica .....   | 36 |
| 5.2 - Obtenção da Membrana Composta .....   | 38 |
| 5.3 - Análise da liberação de resíduos orgânicos .....                              | 39 |
| 5.4 - Avaliação visual do banho ácido .....   | 41 |
| 5.5 - Resultado do ensaio de rasgamento .....                                       | 42 |
| 5.6 - Resultado da medida da espessura .....  | 42 |
| 5.7 - Resultado da avaliação da flexibilidade no dobramento .....                   | 43 |
| 5.8 - Resultado da avaliação da rigidez .....                                       | 44 |
| 6 - DISCUSSÃO.....  | 45 |
| 7 - CONCLUSÃO.....  | 52 |
| 7.1 - Propriedades .....  | 52 |
| 7.2 - Custo .....   | 52 |
| 8 - RESUMO.....   | 53 |
| 9 - SUMMARY.....  | 54 |
| 10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....  | 55 |

## ÍNDICE DE FIGURAS

|  |    |
|--|----|
| <b>Figura 1</b> - Esquema do ensaio de rasgamento.....   | 33 |
| <b>Figura 2</b> - Esquema de montagem para avaliação da rigidez.....   | 35 |
| <b>Figura 3</b> - Curva de distribuição granulométrica dos materiais de carga.....                                   | 37 |
| <b>Figura 4</b> - Substrato celulósico sem a incorporação da resina.....   | 38 |
| <b>Figura 5</b> - Membrana composta: substrato celulósico + resina epóxica e material de carga.....                  | 39 |
| <b>Figura 6</b> - Absorbância da mistura MY750/HY837 na concentração de 5 ppm em álcool etílico.....                 | 40 |
| <b>Figura 7</b> - Absorbância das alíquotas retiradas nas lavagens da membrana proposta e da membrana comercial..... | 41 |
| <b>Figura 8</b> - Vértice do dobramento em 180° na membrana proposta...  | 43 |

## ÍNDICE DE TABELAS

|  |    |
|--|----|
| <b>Tabela 1</b> - Valores de diâmetro e porcentagem da curva de distribuição granulométrica (CDG)..... | 36 |
| <b>Tabela 2</b> - Valores obtidos no ensaio de rasgamento .....  | 42 |
| <b>Tabela 3</b> - Valores obtidos na medida da espessura das membranas...                              | 42 |
| <b>Tabela 4</b> - Valores da avaliação da rigidez.....   | 44 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| Abreviaturas e Siglas | Significado                          |
|-----------------------|--------------------------------------|
| RTG                   | Regeneração Tecidual Guiada          |
| PTFEe                 | Poli(tetrafluoretileno)expandido     |
| %                     | Porcentagem                          |
| mm                    | Milímetro                            |
| mm <sup>2</sup>       | Milímetro ao quadrado                |
| °C                    | Grau Celsius                         |
| mPa.s                 | miliPascal.segundo                   |
| g/EQ                  | gramas/equivalente grama             |
| EQ/Kg                 | Equivalente grama/kilograma          |
| g/cm <sup>3</sup>     | Gramas/centímetro cúbico             |
| <                     | Menor que                            |
| µm                    | Micrometro                           |
| ml                    | Mililitro                            |
| =                     | Igual                                |
| :                     | Divisão                              |
| g                     | Aceleração da gravidade              |
| cm                    | Centímetro                           |
| USA                   | <i>United States of America</i>      |
| CDG                   | Curva de distribuição granulométrica |
| R                     | Raio                                 |
| η                     | Viscosidade                          |
| V                     | Velocidade                           |
| π                     | Número 3,1415...                     |
| F                     | Força                                |
| P                     | Peso                                 |
| E                     | Empuxo                               |
| d                     | Densidade da partícula de pó         |
| v                     | Volume da partícula                  |
| d <sub>0</sub>        | Densidade do líquido                 |
| φ                     | Diâmetro                             |
| PQM                   | Porcentagem Menor Que                |

|            |                                     |
|------------|-------------------------------------|
| W          | Massa                               |
| $C_s$      | Concentração de sólidos             |
| $d_s$      | Densidade da suspensão              |
| ZnO        | Óxido de Zinco                      |
| $Al_2O_3$  | Óxido de Alumínio                   |
| $CaCO_3$   | Carbonato de Cálcio                 |
| A          | Absorbância                         |
| log        | Logarítimo                          |
| I          | Intensidade da radiação transmitida |
| $I_0$      | Intensidade da radiação incidente   |
| c          | Concentração molar                  |
| $\epsilon$ | Absortividade molar                 |
| l          | Caminho óptico                      |
| HCl        | Ácido clorídrico                    |
| x          | vezes                               |
| P          | Carga                               |
| cp         | Corpo de Prova                      |
| s          | segundo                             |
| ppm        | Parte por milhão                    |
| Ad         | adimensional                        |
| UV-vís     | Ultra violeta-visível               |
| mg/l       | Miligrama por litro                 |
| pH         | Potencial hidrogeniônico            |
| US\$       | Dolar americano                     |

# **1- INTRODUÇÃO**

## 1. INTRODUÇÃO

Os quatro tecidos que constituem o periodonto são: tecido conjuntivo gengival, ligamento periodontal, cemento radicular e osso alveolar.<sup>43</sup>

Este conjunto de tecidos, que fornece a sustentação do dente, é protegido por uma barreira biológica constituída pelo epitélio juncional e pela inserção conjuntiva supra-óssea.<sup>27</sup>

É de suma importância a manutenção da saúde desta barreira através da higiene bucal. Com este procedimento se evita o acúmulo de placas na região cervical e, com isso, o início da doença periodontal inflamatória.<sup>40</sup>

Portanto, sem o controle da placa bacteriana e dependendo da resistência do hospedeiro, uma vez iniciada a doença periodontal, o epitélio juncional vai migrando apicalmente em decorrência do processo inflamatório. O epitélio juncional na sua porção coronária, sofrendo alterações progressivas, vai perdendo o seu contato com a superfície radicular e se converte no epitélio da bolsa, possibilitando a progressão da doença pelo acúmulo de placa subgengival, induzindo à reabsorção óssea.<sup>2</sup>

Segundo MELCHER<sup>43</sup>, o epitélio juncional migrando apicalmente forma uma barreira física, protegendo a superfície radicular do contato com as células do tecido conjuntivo gengival e com as células do tecido ósseo. As células do tecido conjuntivo gengival, em contato com a superfície radicular, induzem-na à reabsorção, enquanto as células do tecido ósseo podem induzir à reabsorção e/ou anquilose.

Todo esse processo da doença periodontal tem uma ação lenta, porém, altamente destrutiva da estrutura de sustentação do dente.

A regeneração dessa estrutura em termos de sua arquitetura e funcionalidade original tem sido um dos maiores desafios na Odontologia contemporânea.

Recentes estudos <sup>3, 7, 8, 13, 32, 51</sup>, em animais e humanos, têm demonstrado que as células mesenquimais do ligamento periodontal diferenciam-se em novos cementoblastos, osteoblastos e fibroblastos, potencializando o processo de regeneração do periodonto por meio da colocação de uma “barreira biológica” para separar os tecidos gengival e epitelial da superfície dental. Este procedimento técnico impede a migração apical do epitélio juncional e o contato das células do tecido conjuntivo gengival com a superfície radicular, durante o processo de cicatrização. Ao mesmo tempo, células provenientes do ligamento periodontal remanescente e do osso medular repovoam a área ferida adjacente à superfície radicular exposta. Esta técnica foi denominada REGENERAÇÃO TECIDUAL GUIADA, RTG <sup>17, 24, 25, 30, 38, 43, 49, 51, 52</sup>.

Nyman et al. <sup>51</sup> relataram o uso da RTG em tratamentos de defeitos infra-ósseos, utilizando um filtro biológico como barreira física, obtendo 5 mm de inserção clínica em incisivos inferiores de dentes humanos. Entretanto, o filtro era difícil de ser removido no final do tratamento e tornou-se impraticável na clínica diária.

Posteriormente, foi desenvolvido o PTFe (poli[tetrafluoretileno] expandido) para uso na técnica da RTG. Esse tipo de membrana foi escolhido por causa da sua microporosidade que permitia a passagem de líquidos e nutrientes, embora, impedisse a passagem de células. Além disso, podia ser esterilizada em autoclave. No entanto, as membranas PTFe produziam complicações clínicas e técnicas, tais como retração gengival e abscessos. <sup>7, 8, 12, 17, 18, 30, 32, 41</sup>

Recentemente outros tipos de membranas reabsorvíveis foram desenvolvidas, compostas por materiais à base de duramater liofilizada, colágeno, ácido poliglicólico, ácido poli(lático) ou co-polímeros <sup>15,33</sup>. Uma das vantagens desse tipo de membrana é a eliminação do trauma para o paciente e aos tecidos regenerados, causado pela cirurgia adicional para a sua remoção. Entretanto, a dificuldade em se conseguir resposta inflamatória local com atividade de fagocitose, a necessidade de um tempo adequado para a completa regeneração dos tecidos periodontais e a degradação da membrana, variável conforme o tipo de

material, constituem-se nas desvantagens desta técnica <sup>55, 56</sup>. Além disso, o seu alto custo torna-as praticamente inviáveis para uso em atendimento à população em geral.

De acordo com **GOTTLOW** <sup>33</sup>, o desenvolvimento da técnica de RTG propiciou o surgimento de membranas constituídas de diferentes materiais. Contudo as membranas devem ser biocompatíveis, atóxicas, não provocar a formação de anticorpos e induzir pequena ou nenhuma resposta inflamatória aos tecidos periodontais adjacentes.

Desta forma, esse estudo objetiva o desenvolvimento de uma membrana não reabsorvível para o uso na técnica de RTG, assim como, avaliar algumas de suas características físicas.

## **2- REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A técnica cirúrgica de se colocar uma barreira física para impedir as células epiteliais de participarem no processo de cicatrização da ferida periodontal, constitui-se na oportunidade dos tecidos de sustentação do dente de se regenerarem em termos de arquitetura e funcionalidade.

Quando se aborda o assunto relacionado à esta técnica, alguns termos devem ser devidamente distinguidos. Sendo assim, é de consenso entre alguns autores estabelecer uma definição mais clara dos termos: *reparação*, *regeneração*, *reinserção* e *nova inserção*.

Assim sendo, segundo MELCHER<sup>43</sup>, *regeneração* é a restauração completa da arquitetura e da função das estruturas perdidas, enquanto *reparação* é a restauração parcial da arquitetura e/ou da função.

Para MELLONIG & BOWERS<sup>44</sup> na *reparação* forma-se um tecido que não restaura totalmente a arquitetura ou a função da parte perdida. Já *regeneração* é a reprodução ou reconstituição das partes perdidas ou injuriadas com a formação de um novo osso, novo cimento e um novo ligamento periodontal sobre a superfície radicular, previamente exposta ao ambiente bucal.

KALKWARF<sup>37</sup>, definiu *reinserção* como sendo a reunião do tecido conjuntivo com a superfície radicular, cuja *desinserção* fora provocada por uma incisão ou injúria, e *nova inserção*, como a reunião do tecido conjuntivo sobre a superfície radicular, patologicamente afetada pela doença periodontal.

Segundo NYMAN et al.<sup>53</sup>, *reinserção* é o termo que tem sido usado para descrever a regeneração das estruturas de suporte do dente, após a cirurgia periodontal. Como o objetivo dos procedimentos, ditos regenerativos e reconstrutivos, envolvem a formação de uma inserção conjuntiva sobre a

superfície radicular que fora perdida pela progressão da doença, a expressão *nova inserção* deve ser preferida.

De acordo com o mesmo autor<sup>50,54</sup>, *nova inserção* corresponde a regeneração das fibras principais do ligamento periodontal e a inserção das mesmas ao novo cemento formado e não está associada à formação de um novo osso. Pode também ocorrer a regeneração óssea sem a formação de uma nova inserção de tecido conjuntivo segundo **CATON & ZANDER**<sup>16</sup>, como também a formação de uma nova inserção, sem a formação de um novo osso segundo **BLUMENTHAL et al.**<sup>10</sup>.

Dessa forma, a nova inserção poderia ser considerada como um processo de reparação, visto que a regeneração das estruturas é parcial segundo consta em **MIAIRA**<sup>46</sup>.

Neste trabalho, os termos *reinserção* e *nova inserção* serão usados segundo **ISIDOR et al.**<sup>36</sup>, onde *reinserção* é a união do tecido conjuntivo com a superfície radicular, onde ainda persiste um ligamento viável. Enquanto, *nova inserção* é a união do tecido conjuntivo com a superfície radicular desprovida de ligamento periodontal.

Em 1961, **BJORN**<sup>9</sup>, utilizando cães, notou que a migração apical do epitélio juncional, após procedimentos cirúrgicos, era a principal causa que evitava a regeneração do periodonto. Impedindo essa migração epitelial com auxílio de uma barreira devidamente posicionada, o autor concluiu que era possível obter completa regeneração das estruturas periodontais nos defeitos tipo deiscência. Tais defeitos foram criados na face vestibular de dentes caninos e o retalho mucoso, retirado do lado interno do lábio do próprio cão, foi utilizado como barreira.

**NYMAN et al.**<sup>50</sup>, em 1982, apresentaram um modelo experimental utilizando uma barreira física para favorecer a migração coronária das células do ligamento periodontal, impedindo a migração epitelial e o contato da superfície radicular instrumentada com as células do tecido conjuntivo gengival. Desta maneira, os autores apresentaram um modelo de estudo em macacos, utilizando o filtro **MILIPORE** como barreira (membrana). Criaram uma fenestração óssea e, antes de

reposicionar e suturar o retalho, adaptaram a barreira (membrana) cobrindo todo o defeito. Após seis meses observaram, histologicamente, a formação de uma nova inserção sobre a superfície radicular previamente curetada, com exceção da parte coronária, onde a reparação foi caracterizada por uma adesão do tecido conjuntivo.

Em 1982, **NYMAN et al.**<sup>54</sup>, com o objetivo de confirmar a hipótese de que a nova inserção poderia ser formada sobre uma superfície afetada pela doença periodontal, empregaram o filtro milipore em humanos. No trabalho foi utilizado um incisivo inferior, com doença periodontal avançada, onde a distância da junção cimento-esmalte à crista óssea era de 9 mm, e da crista ao fundo do defeito, mais de 2 mm. O filtro MILIPORE cobriu todo o defeito e foi mantido coronariamente à margem gengival (supragengival). Observaram histologicamente, após três meses, a formação de 5 mm de nova inserção, coronariamente à crista óssea alveolar. O defeito infra-ósseo estava totalmente preenchido por tecido ósseo neoformado, mas não havia sinais de crescimento ósseo coronário. Com esse trabalho, os autores demonstraram que é possível a formação de uma nova inserção sobre uma superfície radicular afetada pela doença periodontal.

Em 1984, **GOTTLOW et al.**<sup>30</sup> criaram defeitos do tipo deiscência, expondo a metade coronária da superfície radicular (em macacos), as quais ficaram expostas ao ambiente bucal durante seis meses, para o acúmulo de placas. Após a instrumentação radicular, as coroas foram seccionadas e a raiz totalmente submersa pelo retalho gengival. Antes de suturar o retalho, os defeitos foram cobertos pelo filtro MILIPORE ou com a membrana de teflon GORE-TEX. Os defeitos controles receberam os mesmos procedimentos, com exceção da membrana. Após três meses, ambos os grupos apresentaram, histologicamente, a formação de uma nova inserção. Esta variou de 20 a 100%. Dos 9 testes, 4 apresentaram 100% e apenas 1 dos 7 controles, apresentou pouco mais de 60%. A maioria dos controles mostrou cavidades de reabsorção na porção coronária à nova inserção. A quantidade de crescimento ósseo coronário variou de 20 a 100%, porém, sem correlação com a quantidade de nova inserção formada.

Em 1985, **MAGNUSSON et al.**<sup>41</sup> criaram defeitos horizontais, removendo aproximadamente 50% do tecido ósseo pela vestibular e proximal (em macacos), para empregar o filtro MILIPORE. Após seis meses obtiveram, histologicamente, a formação de 50% de nova inserção em todos os defeitos testes que receberam a barreira (membrana). Observaram também o crescimento ósseo coronário de aproximadamente 20%, o qual também não tinha relação com a nova inserção formada. Nos controles predominou a migração epitelial, uma vez que, o epitélio não foi impedido de participar do processo de reparação, ou seja, não sofreu a "barragem" pela membrana.

Em 1986, **AUKHIL et al.**<sup>4</sup> utilizaram a membrana de silicone sintética BIOBRANE em defeitos horizontais criados em cães. A membrana foi colocada de uma forma supragengival, por vestibular e por lingual. Após 8 a 16 semanas, observaram, histologicamente, a formação de uma nova inserção na porção apical do defeito. Em algumas amostras o comprimento foi maior do que 2,94 mm, porém, em outras havia ocorrido a migração epitelial.

Em 1986, **GOTTLOW et al.**<sup>31</sup> empregaram a técnica em humanos, utilizando a membrana GORE-TEX, em vários tipos de defeitos. Após três meses, cinco dentes foram analisados histologicamente e os sete restante, clinicamente, através da sondagem aberta (reentrada) e radiografias. Todos os defeitos apresentaram a formação de uma nova inserção, variando de acordo com o tipo de defeito. Encontraram desde o fechamento total de furcas a uma nova inserção variando de 2,8 a 4,5 mm. Um caso, apresentou o defeito angular totalmente preenchido por tecido ósseo, com um preenchimento de 6 mm. Segundo estes autores, vários fatores podem influenciar no grau de regeneração: 1) *recessão gengival* quanto maior o grau de recessão gengival após cirurgia, menor é o grau de repopulação da superfície radicular pelas células do ligamento periodontal; 2) *morfologia do defeito*- nos defeitos horizontais, a nova inserção é exclusivamente dependente da migração coronária das células do ligamento periodontal da base do defeito, ao passo que, nos defeitos angulares e furcas classe II, as células provêm também dos bordos laterais; 3) *quantidade de remanescentes sádios do*

**ligamento-** quanto menor, menor é a quantidade de células progenitoras para a formação de uma nova inserção; 4) **espaço periodontal supra-ósseo-** é necessária a criação desse espaço para o crescimento ósseo coronário, o qual poderia ser conseguido com uma membrana de menor flexibilidade, ou seja, com uma maior rigidez. Fato esse observado no trabalho de **SIGURDSSON et al.**<sup>61</sup>, 1994.

Ainda segundo os autores, a migração das células do ligamento periodontal é mais rápida do que as células do tecido ósseo, uma vez que, não foram observados sinais de anquilose e a membrana não impediu a participação dessas células.

Em 1987, a técnica cirúrgica utilizando barreira para o tecido epitelial foi denominada por **NYMAN et al.**<sup>51</sup>, de **REGENERAÇÃO TECIDUAL GUIADA (RTG)**. Os autores já consideravam esta técnica bastante promissora, apesar da necessidade de muitas observações para melhorá-la e principalmente minimizar a retração gengival.

Em 1987, **CATON et al.**<sup>17</sup> estudaram a histogênese da reparação em macacos, através da RTG, em defeitos fenestrado criados, utilizando o filtro MILIPORE. Após 14 dias obtiveram 5,5% de nova inserção, 47,6% de crescimento ósseo e 15,1 % de anquilose na porção central do defeito. Após 35 dias, 75,6% de nova inserção, 86,1% de crescimento ósseo e 0,2% de anquilose. Neste trabalho, o crescimento ósseo foi mais rápido do que a formação de cimento. A migração celular ocorreu de todos os lados da ferida, sendo mais pronunciada na mesial, distal e apical, mas também proliferou do bordo coronário do defeito. Segundo os autores, as células do tecido ósseo podem colonizar a superfície radicular, antes das células do ligamento periodontal.

**BECKER et al.**<sup>8</sup> em 1987 apresentaram uma técnica, onde a membrana GORE-TEX foi colocada de forma subgengival, em humanos. Além da colocação subgengival, eles deslocaram o retalho coronariamente ao nível ou pouco acima da junção cimento-esmalte, para minimizar a retração gengival. A membrana foi suturada internamente ao retalho com fios que foram reabsorvidos entre 4 e 6 semanas. Na quinta semana, a

membrana pôde ser removida facilmente. Três casos foram apresentados: 1) furca classe III, com 10 mm de perda de inserção e 3 mm de retração no ponto médio vestibular. Após três meses, clinicamente na reentrada, havia 4 mm de recessão gengival, 6 mm de ganho de inserção vertical, 5 mm de ganho horizontal e o completo fechamento apical do defeito. O tecido estava firmemente aderido ao dente, porém, sem consistência óssea; 2) defeito ósseo angular de uma parede (canino inferior) na mesial e distal, e reabsorção óssea horizontal na vestibular, onde a distância do fundo do defeito à marca de referência realizada na raiz era de 10 mm, e da marcação à junção cimento-esmalte de 5 mm. Após seis meses, havia 5 mm de osso preenchendo o defeito na mesial, 8 mm na distal e 4 mm de crescimento ósseo coronário na vestibular. O tecido ósseo não era consistente mas, radiograficamente, já mostrava alguma radiopacidade; 3) defeito angular de duas paredes, o qual foi analisados histologicamente após tres meses, demonstrando a formação de um novo osso e de uma nova inserção.

Em 1987, **GOTTLOW et al.**<sup>29</sup> estudaram a técnica em defeitos horizontais criados em macacos, após 25% do tecido ósseo ter sido removido cirurgicamente. A superfície radicular foi instrumentada e o defeito foi coberto pela membrana GORE-TEX. A membrana foi mantida de forma subgengival e o retalho foi suturado na junção cimento-esmalte. Após três meses obtiveram, histologicamente, 74% de nova inserção nos defeitos teste (com membrana) e apenas 40% nos controles (sem uso de membrana). A retração gengival era evidente nos controles, mas nos testes a margem gengival se manteve na junção cimento-esmalte.

O deslocamento coronário do retalho favorece um adequado fechamento da ferida, protegendo o coágulo sangüíneo e, conseqüentemente, favorecendo a regeneração dos tecidos, fato também foi observado por **MARTIN et al.**<sup>42</sup> em 1988.

**CAFFESSE et al.**<sup>12</sup>, em 1988, realizaram um estudo comparativo em cães, entre a RTG (utilizando a membrana GORE-TEX) e a cirurgia convencional. A membrana foi removida após um mês ou 8 a 10 semanas. Após três meses de reparação, verificaram que não havia diferença na quantidade de

nova inserção entre os locais cirúrgicos, nos quais a membrana permaneceu por um mês ou 8 a 10 semanas. Também não encontraram diferença na quantidade de regeneração óssea entre os grupos controle e teste. Em todos os locais predominou a reabsorção da crista óssea alveolar. Mas, encontraram diferença na quantidade de nova inserção e migração epitelial entre os testes e os controles. A média da nova inserção foi de 0,57 mm para os controles, 1,09 mm para os testes onde a membrana permaneceu por um mês e 1,13 mm para os testes onde a membrana permaneceu por mais tempo. A média de inserção epitelial foi de 1,97 mm, 1,69 mm e de 1,46 mm, respectivamente.

**CLAFFEY et al.**<sup>18</sup> em 1989, criaram defeitos horizontais em cães, onde o tecido ósseo foi reduzido ao nível compatível com a retenção do dente no alvéolo. A redução óssea variou de 3 a 6 mm de altura. Após a instrumentação radicular, selecionaram a membrana GORE-TEX onde foi feito um orifício no seu centro através do qual a mesma foi introduzida na coroa do dente, deslizando-a até pouco abaixo da junção cimento-esmalte. A membrana envolveu todo o defeito, cobrindo 2 a 3 mm da crista óssea. Os controles não receberam a membrana. Já nas primeiras semanas, os mesmos apresentaram retração gengival. Histologicamente, somente 8 dos 48 testes mostraram a migração de epitélio juncional abaixo da junção cimento-esmalte, o que foi observado em 38 dos 46 controles. A quantidade de nova inserção foi maior nos defeitos testes, sendo que, em ambos os grupos, havia uma limitada quantidade de anquilose e foi comum encontrar reabsorção radicular nos defeitos controles. Segundo os autores, a colocação da membrana possibilita um suporte mecânico para o reposicionamento do retalho, introduzindo três fatores que influenciam na reparação da ferida: 1) a presença da membrana pode retardar a migração epitelial, mas é pouco provável, uma vez que, o ponto mais apical do epitélio juncional estava localizado, em média, a 0,7 mm de distância do bordo cervical da membrana; 2) a colocação da membrana reduziu o acesso das células do tecido conjuntivo gengival, favorecendo a migração das células da base da ferida, considerado um pré-requisito e, notadamente, reduziu a absorção radicular; 3) a membrana promove a preservação do espaço periodontal, favorecendo a

migração coronária das células da base do defeito, devido à grande quantidade de crescimento ósseo coronário presente, quando comparado com os controles.

**IGLHAUT et al.**<sup>35</sup>, em 1988, estudaram a atividade mitótica nos compartimentos do ligamento periodontal e do osso alveolar em feridas fenestradas criadas em macacos, as quais continham um espaço periodontal, mantido pelo filtro MILIPORE. Os períodos de observação foram de uma hora, 1, 2, 3, 7 e 21 dias. Nesses períodos foram observadas diferenças significativas nos índices de mitose entre o ligamento e o osso alveolar. As primeiras mitoses na ferida ocorreram por volta do terceiro dia, atingindo o pico máximo no sétimo dia e no vigésimo primeiro dia estavam em níveis normais. Os autores concluíram que, na presença de um espaço periodontal, ambos os compartimentos são possíveis fontes para a repopulação celular da superfície radicular instrumentada.

Em 1988 e 1989, **DAHLIN et al.**<sup>20,21</sup> criaram defeito do tipo cístico nos ângulos da mandíbula de ratos. Nos testes, colocaram a membrana GORE-TEX e, nos controles, o defeito foi coberto somente pelo retalho. Após três semanas, histologicamente, a metade dos animais do grupo teste apresentou uma completa regeneração do defeito e, após seis semanas, o mesmo ocorreu em todos os animais teste. Nos controles, foi visto somente um pequeno ou nenhum sinal de regeneração óssea, mesmo após um período de observação de vinte e duas semanas. Concluíram os autores que o uso da membrana, em defeitos ósseos desse tipo, favorece a osteogênese, prevenindo os fibroblastos e outras células do tecido conjuntivo gengival de entrarem em contato com o defeito, favorecendo somente as células osteogênicas, as quais são muito mais lentas do que as células do tecido conjuntivo gengival. Para o autor<sup>20</sup>, ainda em 1989, a RTG possuía valor clínico valioso para promover a formação óssea. Eles criaram 10 defeitos "through-and-through", com diâmetro de 5x10 mm, bilateralmente, em áreas edêntulas da mandíbula de ratos. Criaram também, bilateralmente, 14 defeitos periapicais e apicectomias nos incisivos laterais. O diâmetro dos defeitos era de 10 mm. O grupo teste recebeu a membrana GORETEX antes de posicionar e suturar o retalho e, o controle somente o

recobrimento com o retalho. Após três meses encontraram, histologicamente, todos os defeitos teste preenchidos por tecido ósseo. Nos controles havia apenas pequena porção reparada e, outras vezes, nenhum sinal de preenchimento ósseo e sim a presença do tecido conjuntivo.

Em 1989, **CLAFFEY et al.**<sup>19</sup> estudaram a reparação da ferida periodontal em grandes defeitos circunferenciais, em ambiente de submersão radicular. Após o debridamento cirúrgico, os cães foram divididos em três grupos: grupo 1 - controle, onde os defeitos foram somente debridados e submersos; grupo 2 - os defeitos foram cobertos pela membrana GORE-TEX afim de se manter o espaço periodontal antes da submersão; grupo 3 - a membrana foi posicionada de tal forma a não promover o espaço periodontal, para o crescimento ósseo coronário. Foi realizado um orifício no centro da membrana, através do qual a mesma foi introduzida na raiz e deslizada até a crista óssea alveolar, antes da submersão radicular. As membranas e as raízes permaneceram submersas por três meses. Após esse período, observaram, histologicamente, que havia ocorrido o crescimento ósseo coronário nas três modalidades de tratamento. A quantidade de tecido ósseo neoformado era similar no grupo 1 e 2, e no grupo 3, ficou limitado na região apical à membrana. Os autores concluíram que elementos indutivos osteogênicos devem estar presentes no tecido conjuntivo gengival ou na dentina, ou então, são células ósseas do periosteó as responsáveis pelo crescimento ósseo na modalidade de tratamento do grupo 3. Encontraram ainda, reabsorção radicular nas três modalidades de tratamento.

Em 1990, **GOTTLOW et al.**<sup>28</sup> criaram defeitos do tipo deiscência, na face vestibular de 24 dentes, em macacos. Após a instrumentação radicular, a membrana GORE-TEX foi adaptada sobre o defeito e mantida por três meses, subgengivalmente. Observaram, histologicamente, que a membrana estava incorporada com tecido conjuntivo circundante, e que a extensão apical do epitélio juncional estava localizada no bordo coronário da membrana. A quantidade de nova inserção formada nos defeitos teste foi de 74,3% da altura do defeito, correspondendo a 100% da porção radicular coberta pela membrana. Nos defeitos controle (sem a membrana), a quantidade de nova inserção foi de

36,9%. A quantidade de crescimento ósseo coronário foi similar em ambos os grupos, sendo 33,3% para os testes e de 30,2% para os controles. Os autores concluíram a falta de correlação existente entre a quantidade de nova inserção formada com a quantidade de crescimento ósseo. Segundo os mesmos, a colocação e a manutenção da membrana subgengivalmente pode, previsivelmente, promover a formação de uma nova inserção nesse tipo de defeito.

**STAHL & FROUM**<sup>62</sup>, em 1991, estudaram a reparação de ferida periodontal em defeitos supra-ósseo (horizontais), em incisivos inferiores, em dois pacientes. No paciente teste, após a instrumentação radicular, colocaram a membrana GORE-TEX e deslocaram o retalho coronariamente, para minimizar a retração gengival. O retalho foi ancorado em "bracket" colado na coroa do dente. O paciente controle recebeu os mesmos procedimentos cirúrgicos, com exceção da membrana. Após doze semanas, obtiveram, clinicamente, uma redução na profundidade das bolsas, similar em ambos os pacientes, sendo 2,4 mm para o teste e 2,7 mm para o controle. A técnica minimizou a retração gengival, sendo 0,9 mm para o teste e de 2,7 mm para o controle, resultando um ganho de inserção clínico de 1,7 mm para o teste e de 0,6 mm para o controle. Histologicamente, encontraram a formação de uma nova inserção, com algumas evidências de reabsorção dentinária. A face interna da crista óssea alveolar, voltada para o ligamento, estava em alta atividade osteogênica, e a face externa em atividade osteogênica compensatória. O controle não demonstrou evidências de formação de uma nova inserção. Segundo os autores, a nova inserção é biologicamente possível nos defeitos supra-ósseo,

Em 1990, **SALONEN et al.**<sup>59</sup> realizaram estudos comparativos entre o uso do filtro MILIPORE e as membranas de teflon BIOPORE e GORE-TEX. Obtiveram quinze amostras humanas com doença periodontal. Imediatamente após a retirada do tecido, removeram o epitélio da bolsa e o tecido de granulação. Sobre o tecido conjuntivo "saudável" colocaram um dos materiais utilizados como barreira. As amostras com as membranas foram colocadas em meio de cultura por 4, 6 e 8 dias. Observaram, histologicamente, que a migração do epitélio juncional sobre o tecido conjuntivo gengival, foi

significativamente maior quando em contato com o filtro MILIPORE, do que quando na presença das membranas de teflon BIOPORE e GORE-TEX. As células epiteliais inseridas no filtro MILIPORE formaram uma distinta linha de células em proliferação. Em contraste, as células epiteliais não inseriram no material à base de teflon. A inibição epitelial foi maior com a membrana GORE-TEX do que com a membrana BIOPORE. Segundo os autores, o teflon apresenta uma baixa capacidade de ligação protéica e a superfície áspera da membrana GORE-TEX impede a migração epitelial.

Vários trabalhos foram realizados a fim de analisar o potencial regenerativo dos tecidos periodontais, nos defeitos de furca classe II e III e defeitos angulares, onde a preservação do espaço periodontal é facilitado pelo uso de membranas.

Assim **NIEDERMAN et al.**<sup>47</sup>, 1987 ; **CAFFESSE & DOMINGUES**<sup>11</sup>, 1990, utilizaram a membrana GORE-TEX, para verificar a regeneração do osso na furca de molares, em cães, os quais apresentavam uma periodontite inflamatória. Os autores utilizaram oito cães, onde dois quadrantes mandibulares foram tratados cirurgicamente. Os defeitos teste receberam a membrana e os controles apenas a cirurgia convencional. As alterações na altura do osso neoformado da furca foram medidas em radiografias padronizadas, as quais foram obtidas antes e após o procedimento cirúrgico. Após seis semanas, seis dos oito animais demonstraram , radiograficamente, um aumento do osso na furca no quadrante teste, ao passo que, no quadrante controle, apresentaram uma perda óssea. Um dos oito animais, mostrou perda em ambos os lados e um outro o inverso. Os autores concluíram que o emprego de membrana facilita a regeneração óssea neste tipo de defeito.

Em 1987, **NYMAN et al.**<sup>51</sup> apresentaram dois casos, em humanos, com envolvimento parcial de furca, sendo que um deles apresentava também um defeito angular associado. Foi utilizada a membrana GORE-TEX, e os resultados foram analisados após três meses. Um foi analisado histologicamente e outro clinicamente, através da sondagem aberta (reentrada). Através das duas técnicas, ambos os casos, apresentaram um completo fechamento do defeito por um novo tecido ósseo.

Em 1987, **PONTORIERO et al.**<sup>58</sup> empregaram a técnica em defeitos de furca classe II e III, em 37 pacientes, os quais apresentavam lesões do lado esquerdo e direito. Todos os defeitos receberam a cirurgia convencional, e os dentes testes receberam a membrana GORE-TEX. Após seis meses, na reentrada, 19 dos 21 defeitos teste classe II, apresentaram um completo fechamento do defeito por tecido ósseo (90%). Nos defeitos controle classe II, apenas 20% apresentou furca preenchida. Já nos defeitos de classe III, apenas 4 dos 16 defeitos testes, apresentaram o completo fechamento, 9 apresentaram fechamento parcial e os 3 restantes permaneceram abertos. Concluíram os autores que a técnica RTG é bem aceita em tratamentos de defeitos de furca classe II. Para os defeitos de furca classe III, os resultados foram favoráveis, sendo que os 9 que se tornaram classe II, poderiam ser tratados por uma segunda cirurgia, para completo fechamento.

Em 1988, **BECKER et al.**<sup>7</sup> empregaram a técnica em defeitos de furca classe II, III e defeitos ósseos angulares, em 37 pacientes com doença periodontal. Após raspagem e o aplainamento radicular, as áreas inter-radulares foram acabadas com brocas, para a remoção do cálculo e projeções de esmalte. A membrana foi colocada de forma subgingival e removida após seis semanas. Na reentrada, após seis meses, o tecido presente na área da furca era firme, resistente à sondagem, mas apresentava consistência de borracha. Clinicamente os resultados foram os seguintes em termos de média: classe II- retração gengival 1,3 mm, redução de bolsa 2,5 mm, ganho clínico de inserção de 2,3 mm; classe III- retração gengival 1,3 mm, redução de bolsa 2,5 mm, ganho clínico de inserção de 1,3 mm; defeitos angulares- retração gengival 1,7 mm, redução de bolsa 6,4 mm, ganho clínico de inserção 4,5 mm. Na reentrada foram obtidos os seguintes resultados (na média): classe II- ganho na altura óssea 0,7 mm, redução da profundidade do defeito 1,8mm; classe III- ganho na altura óssea 0,7 mm e redução da profundidade do defeito 1,5 mm; defeitos angulares- ganho na altura óssea 0,31 mm e redução da profundidade do defeito 3,7 mm. O ganho de inserção variou de 2 a 7,3 mm. A média de preenchimento ósseo foi de 3,72 mm. Sendo que quase 90% dos defeitos apresentaram 2 mm ou mais de preenchimento ósseo e 55% dos defeitos 4 mm ou mais. Segundo os autores,

com relação ao resultados obtidos, esse procedimento cirúrgico promove melhores resultados nos defeitos de furca classe II. Nos defeitos de furca classe III, os resultados não foram tão satisfatórios e, nos defeitos angulares, os resultados foram bastante significativos no que se refere à formação óssea e à nova inserção obtida. Salientaram ainda, que a reentrada não deve ser realizada antes dos nove meses de reparação.

Resultados parecidos foram obtidos por **HERBERT et al.**<sup>34</sup> em 1994, quando estudaram 13 pacientes (9 homens e 4 mulheres) com idade variando 29 e 60 anos. Esses pacientes apresentavam periodontite avançada com defeito de furca classe II. Utilizaram nesse estudo a membrana GORE-TEX no grupo teste. A avaliação foi feita em relação à retração gengival, redução na profundidade do defeito e no tecido neoformado.

**PONTORIERO et al.**<sup>57</sup>, em 1988, compararam os defeitos de furca classe II com e sem a utilização da membrana GORE-TEX, em 21 pacientes. Após três e seis meses, toda as áreas cirúrgicas demonstraram, clinicamente, uma redução da profundidade da bolsas, sendo mais pronunciadas nos dentes testes (com membrana). Na reentrada dos 21 defeitos teste, 14 estavam completamente preenchidos por osso, e das 7 furcas que permaneceram com envolvimento de furca, 5 tinham uma profundidade de 1 mm. Dos 21 defeitos controle, somente 2 estavam completamente fechados por osso e os 19 restantes apresentavam profundidade de 1 a 4 mm. Concluíram os autores que a RTG nos defeitos de classe II melhora significativamente o prognóstico, quando comparados com os controles onde foi realizada a cirurgia convencional.

Os mesmos autores<sup>57</sup> em 1989, também compararam os defeitos de furca classe III, com e sem a utilização da membrana GORE-TEX, em 21 pacientes. Após seis meses encontraram 8 dos 21 defeitos teste completamente fechados, 10 fecharam parcialmente e 3 permaneceram abertos. Nos controles, nenhum dos 21 defeitos fecharam completamente, 10 fecharam parcialmente e 11 permaneceram abertos. Os autores concluíram que o potencial de regeneração óssea também está na dependência da variação dimensional do defeito.

**LEKOVIC et al.**<sup>39</sup>, em 1989, empregaram a membrana GORE-TEX em 12 pacientes, os quais apresentavam duas lesões de furca classe II semelhantes. Além do emprego da membrana, foi realizado o deslocamento coronário do retalho. Os controles receberam somente cirurgia. Após seis meses, a profundidade das bolsas reduziu significativamente nos testes, não ocorrendo o mesmo nos controles. Não havia evidências de retração gengival em ambos os grupos. Nos testes havia 2,86 mm de ganho clínico de inserção, enquanto que nos controles 0,12 mm de perda de inserção. Nos testes ocorreu um pequeno ganho no nível ósseo e, nos controles, uma pequena deterioração óssea. A média de redução das bolsas foi de 4,09 mm para os testes, o que, para os autores foi uma média altamente significativa.

**NIEDERMAN et al.**<sup>48</sup>, em 1989, empregando a membrana GORE-TEX em defeitos de furca em animais, verificaram radiograficamente, após doze semanas, que os resultados eram similares tanto no grupo teste (com membrana), como no grupo controle (sem membrana). Porém, histologicamente, nesse mesmo período de tempo, havia uma diferença quantitativa quanto ao novo osso e novo cimento formados.

**CAFFESSE et al.**<sup>11</sup>, em 1990, realizaram estudo comparativo entre a cirurgia convencional e a RTG em defeitos de furca classe II, em cães, com periodontite inflamatória crônica. Foi utilizada a membrana GORE-TEX a qual foi removida após um mês. Após três meses, utilizando um microscópio acoplado a um computador, observaram nos testes a formação de um novo cimento com inserção de fibras colágenas, sem reabsorção ou anquilose radicular. Somente 1 dos 24 defeitos teste apresentou anquilose e, a reabsorção cementária ou dentinária era mínima. Nos controles o crescimento ósseo coronário foi limitado, a reabsorção dentinária e a anquilose foi frequente, bem como a migração epitelial. A média de inserção tecidual e de preenchimento ósseo em mm<sup>2</sup> para os testes foi de 2,75 e para os controles de 1,51; 0,91 para os testes e 0,44 para os controles, respectivamente. Concluíram os autores, que o emprego da membrana melhora os resultados, visto que, nos controles, a migração epitelial foi um fato predominante, e nos

testes a regeneração do cimento, tecido conjuntivo e osso alveolar é que foi observado com maior frequência.

Os mesmos autores<sup>11</sup>, em trabalho de 1990, realizaram um estudo comparativo em humanos. Foram tratadas 16 furcas classe II. Onze serviram como teste, os quais receberam a membrana GORE-TEX, e o restante como controle onde receberam apenas a cirurgia convencional. As avaliações clínicas foram realizadas após três e seis meses. Tanto aos três como aos seis meses, a redução da profundidade das bolsas era evidente em ambos os grupos. Aos seis meses, a média de ganho de inserção foi de 1,8 mm para os testes e 0,6 mm para os controles.

A criação do espaço periodontal para o crescimento ósseo através da membrana é importante, porém, muito mais é a manutenção dele, o qual não deve ser tensionado pelo retalho gengival. A separação do retalho ou a deiscência das suturas durante as primeiras três semanas de reparação tem sido a maior causa do fracasso da cirurgia segundo as conclusões de **SEIBERG & NYMAN**,<sup>60</sup> 1990. Os mesmos autores conseguiram total preenchimento ósseo em defeitos de rebordo alveolar (em cães), decorrente de exodontias, quando a membrana GORE-TEX manteve a manutenção do espaço entre a superfície óssea do rebordo e o retalho. Após noventa dias, histologicamente, a área estava totalmente preenchida por tecido ósseo jovem, em crescimento ativo.

**METZLER et al**<sup>45</sup>, em 1991, realizaram em estudo em humanos, os quais apresentavam defeitos de furca classe II, nos molares superiores. Dezessete defeitos receberam a cirurgia convencional (controles) e, os outros dezessete, os mesmos procedimento cirúrgico acrescido da membrana GORE-TEX. Após seis meses, obtiveram, para os defeitos teste, 0,7 mm de retração gengival, 1,7 mm de redução da profundidade das bolsas e 1 mm de ganho clínico de inserção. Os defeitos controles apresentaram 0,7 mm de retração gengival, 0,9 de redução da profundidade das bolsas e 0,2 mm de ganho clínico de inserção. Nenhuma furca apresentou o completo fechamento do defeito, mas o ganho na altura óssea vertical e horizontal foram de 1,5 mm e 0,9 mm respectivamente. Para os controles foram de 0,6 e 0,3 respectivamente. Segundo os autores, essa

técnica tem limitada aplicação clínica nos molares superiores, devido a grande dificuldade de se obter um perfeito debridamento nessa área e onde a largura da furca é de difícil acesso para as curetas.

Em 1991, **FLANARY et al.**<sup>26</sup> empregaram a membrana de silicone BIOBRANE, em 19 pacientes que apresentavam um par de defeitos de furca classe II, sendo 15 pares de molares inferiores e 4 pares de molares superiores. Após seis meses, obtiveram, clinicamente, 2,1 mm de redução da profundidade das bolsas e, na reentrada, 1 mm de ganho de inserção vertical e 1,5 mm de ganho de inserção horizontal. Nos controles, clinicamente, havia 1,2 de redução das bolsas e, na reentrada, 0,6 mm de ganho de inserção vertical e 0,8 mm de ganho na inserção horizontal. Nenhuma furca apresentou o completo fechamento do defeito. Segundo os autores, as diferenças foram mínimas, mas estatisticamente significantes. Acrescentaram ainda, que devido a elasticidade da membrana utilizada, havia pouco espaço periodontal entre a membrana e a superfície radicular para permitir a migração das células progenitoras.

**DONATH et al**<sup>22</sup>, 1994 avaliaram duas membranas quando utilizadas em implantes. Uma delas à base de ePTFE (politetrafluoretileno expandido) e a outra tendo como base titânio. O estudo foi realizado em cães da raça beagle num total de 16 pinos implantados, onde ao redor dos mesmos foram posicionadas as membranas, antes do fechamento do retalho. Os dezesseis implantes foram divididos em três grupos. Um deles como controle (sem uso de membrana). Os outros dois (com 6 pinos cada) foram utilizados com as membranas de PTFEe e a base de titânio. O objetivo principal do estudo foi avaliar a formação óssea ao redor dos pinos utilizados como implante, fazendo uso da técnica RTG. Após 10 dias as suturas foram retiradas. Ao fim de 14 semanas as membranas foram retiradas e em seguida foram realizadas medidas de evolução na altura óssea pela reentrada e observação histológica no tecido ósseo neoformado. Diante da análise dos resultados obtidos os autores observaram que o maior índice em ganho de tecido ósseo ao redor do pino de implante foi naqueles em que se utilizou a membrana à base de PTFEe, assim como, na análise de sondagem aberta para verificação do ganho de altura óssea, esta

membrana apresentou melhores resultados quando comparada com membrana de titânio.

Resultados semelhantes foram apresentados pelos autores **ZAFFE et al.**<sup>64</sup>, em 1994, fazendo o mesmo estudo de implante porém, em humanos. Neste estudo utilizaram um total de 10 implantes com pinos da Dentsplay e a membrana da GORE-TEX. Chegaram à conclusão de que a osteointegração com o pino implante, usando a técnica RTG, fica bem mais evidente quando comparada com o grupo controle onde não houve a aplicação da mesma.

**CAFFESSE et al.**<sup>14</sup>, 1994 avaliaram, em termos histológicos (em cães) a membrana reabsorvível à base de um copolímero sintético de glycolóide, tendo como controle a membrana de PTFEe (não-reabsorvível). Os autores promoveram defeitos de furca classe II em pré-molares. Dividiram em dois grupos e, em cada um deles usaram as membranas em estudo na técnica de RTG. A avaliação da evolução da regeneração foi feita nos intervalos de um e seis meses. Após ambos os períodos os autores observaram que, para os dois grupos a regeneração dos ligamentos foi notadamente favorecida pela utilização das membranas. A formação de cimento na superfície radicular, que foi raspada e aplainada no início do estudo, foi satisfatoriamente alcançada independente do tipo de membrana usada. Diante disso os autores concluíram, de momento, que não existe diferença significativa nos parâmetros avaliados com relação ao uso dos dois tipos de membrana na técnica de RTG.

Conclusão semelhante foi obtida por **BARBARA et al.**<sup>6</sup> em 1994, quando estudaram os mesmos defeitos dentais, porém, em 13 pacientes humanos. Como membrana reabsorvível, os autores utilizaram fibras colágenas e não reabsorvível a PTFEe.

Até um passado muito recente, não havia no mercado nenhuma membrana nacional que pudesse atingir os propósitos da RTG. Pensando nisso **NOVAES et al.**<sup>49</sup>, em 1992, desenvolveram a partir de um produto utilizado como pele artificial (BIOFILL) a membrana nacional para utilização na técnica de RTG. Aproveitando-se da biocompatibilidade deste

produto (BIOFILL) , pois já era utilizado na área médica em queimaduras e perda cutânea, os autores promoveram algumas modificações no mesmo para atender os quesitos exigidos no uso periodontal. Uma vez alcançada essa exigência, passou-se à aplicação clínica desta membrana, que recebeu no mercado nacional a denominação de GENFIFLEX.

### **3- PROPOSIÇÃO**

### **3. PROPOSIÇÃO**

Baseando-se nas afirmações dos autores referenciados, ficou evidenciado que a utilização de uma barreira física para evitar a migração do epitélio juncional, no processo de cicatrização da ferida cirúrgica, tem papel fundamental no processo regenerativo da estrutura de sustentação do dente após a mesma ser parcialmente destruída pela ação da doença periodontal.

Diante disto, julgamos válido desenvolver uma membrana não-reabsorvível para uso na técnica de RTG, em Periodontia, avaliando suas características no tocante ao:

1. Comportamento químico como material inerte, assim como suas propriedades mecânicas, tais como: resistência ao rasgamento, flexibilidade no dobramento, espessura e rigidez e compará-las com uma membrana de uso comercial, nas mesmas condições de ensaio e,
2. Custo do processamento da membrana.

## **4- MATERIAIS E MÉTODO**

## 4. MATERIAIS E MÉTODO

### 4.1 MATERIAIS

#### 4.1.1 Material resinoso

Neste trabalho foi utilizado a resina epóxica ARALDITE MY-750, da Ciba Geigy com as seguintes características:

|                            |                        |
|----------------------------|------------------------|
| Viscosidade à 25°C.....    | 12000 a 16000 mPa.s    |
| Equivalência de epóxi..... | 185-196 g/EQ           |
| Teor de epóxi.....         | 5,1 a 5,4 EQ/Kg        |
| Densidade a 20°C.....      | 1,15 g/cm <sup>3</sup> |

#### 4.1.2 Endurecedor

Como endurecedor foi utilizado o material HY-837, líquido, à base de poliamina alifática comercializado pela Ciba Geigy, com as características:

|                         |                       |
|-------------------------|-----------------------|
| Viscosidade à 25°C..... | 2900 a 3600 mPa.s     |
| Densidade à 20°C.....   | 0,99g/cm <sup>3</sup> |

#### 4.1.3 Solvente

Como solvente da resina foi utilizado álcool etílico absoluto 99% comercializado pela MERCK.

#### 4.1.4 Material de carga

Como material de carga foram utilizados:-

4.1.4.1 Carbonato de Cálcio (CaCO<sub>3</sub>) em forma de pó com as seguintes características:-

|                              |                        |
|------------------------------|------------------------|
| Densidade à 20°C.....        | 2,71 g/cm <sup>3</sup> |
| Diâmetro das partículas..... | 100% < 50 µm           |

comercializado pela distribuidora Ouro Branco, São Paulo, sob a denominação de Carbonato de Cálcio 900.

#### 4.1.4.2 Óxido de Zinco (ZnO) em forma de pó com as características:

|                              |                        |
|------------------------------|------------------------|
| Densidade à 20°C.....        | 5,65 g/cm <sup>3</sup> |
| Diâmetro das partículas..... | 100% < 50 µm           |

comercializado pela B. Herzog sob a denominação de Óxido de zinco 99%.

#### 4.1.5 Substrato da membrana proposta

Como substrato da membrana proposta utilizou-se papel filtro com 100% de celulose na sua composição, comercializado pela Melita sob a denominação de Melita - Filtros para café.

#### 4.1.6 Membrana de uso comercial

Utilizou-se a membrana de uso em Periodontia, de marca Gengiflex, comercializada pela Biofill-Produtos biotecnológicos, Curitiba, PR.

#### 4.1.7 Fio para sutura

Em seda trançada 4.0, marca ETHICON, da Johnson&Johnson

#### **4.1.8 Vidraria**

Utilizou-se para medidas de volume, recipiente para agitação: provetas de 100ml, pipetas de 1ml e béqueres de 100ml.

#### **4.1.9 Solução para teste de liberação de material inorgânico**

Ácido clorídrico (HCl) concentrado=36% do fornecedor Vetec - Rio de Janeiro, diluído na proporção de 1:1.

### **4.2 EQUIPAMENTOS**

#### **4.2.1 Microscópio NEOPHOT 30 da Carl Zeiss**

Foi utilizado na obtenção das fotografias das membranas

#### **4.2.2 Balança da OWA-LABOR com precisão de 0,001 g**

Foi utilizada para determinar as proporções na mistura resinosa/material de carga e no ensaio de rigidez.

#### **4.2.3 Agitador magnético com recurso de aquecimento controlável de 0 a 150°C da OWA-LABOR**

Utilizou-se este equipamento para as lavagens, em álcool, da membrana proposta após a cura da parte resinosa

#### **4.2.4 Espátula de plástico flexível**

Utilizada para se retirar o excesso da mistura resinosa na membrana proposta.

#### **4.2.5 Placa de vidro com as dimensões de 10cm de largura, 20 cm de comprimento e 2 cm de espessura**

Utilizada como base firme e plana na incorporação da parte resinosa no substrato de celulose

#### **4.2.6 Paquímetro digital da marca Mitutoyo com precisão de 0,01 mm**

Utilizado nas medidas de espessura da membrana.

#### 4.2.7 Espectrofotômetro com montagem de diodos ( Diode Array Spectrophotometer) da Hewlet Packard modelo 8452 -A USA.

Utilizou-se este equipamento para a verificação de possível liberação de substância química por parte da membrana proposta

Este equipamento emite, na sua configuração de maior precisão, comprimento de onda em intervalos de 5 nm na identificação dos picos de absorbância.

#### 4.2.8 Sedígrafo 4000 da Micrometrics USA

Este equipamento foi utilizado para a determinação da curva de distribuição granulométrica dos materiais utilizados como carga.

### 4.3 MÉTODO

#### 4.3.1 Determinação da curva de distribuição granulométrica (CDG)

Os métodos para determinação de distribuição granulométrica por sedimentação são fundamentados na lei de STOKES, ou seja, quando uma partícula de raio R se desloca num meio líquido de viscosidade  $\eta$  e com velocidade V, ela sofre a ação de uma força F contrária ao seu deslocamento. Esta relação é expressa por:

$$F = 6\pi\eta RV \quad (\text{Lei de Stokes})$$

Para partículas esféricas, sedimentando sob a ação da gravidade, a aceleração acontece até que as forças peso e empuxo atinjam uma situação de equilíbrio com a força F, ou seja,  $F = P(\text{força peso}) - E(\text{empuxo})$ . Neste ponto, a velocidade V é alcançada e a partir daí o deslocamento das partículas tem velocidade constante (equilíbrio dinâmico). Do que foi dito acima temos:

$d$  = densidade da partícula =  $(m/v)$

$d_0$  = densidade do meio líquido

$P = mg = 4/3\pi R^3 dg$

$E = 4/3\pi R^3 d_0 g$

$F = (P - E)$  ou seja  $F = 4/3\pi R^3 (d - d_0)$

portanto:

$$6\pi\eta RV = 4/3\pi R^3 (d - d_0)$$

como o diâmetro  $\varnothing = 2R$ , tem-se que:  $R = \varnothing/2$

e, com isso chega-se na expressão que determina o diâmetro  $\varnothing$  da partícula em sedimentação:

$$\varnothing = [18\eta V / (d - d_0)g]^{1/2} \quad \text{equação 1}$$

onde:

$\eta$  é a viscosidade do líquido onde a partícula está imersa

$V$  é a velocidade de queda (constante) da partícula na sedimentação. É função de  $d_s$  (descrito a seguir)

$d$  é a densidade real da partícula

$d_0$  é a densidade do líquido onde a partícula está imersa

$g$  é a aceleração da gravidade local

Quando se tem uma suspensão confinada em um volume ( $V_s$ ), em um determinado ponto distante  $S$  da superfície deste volume temos duas concentrações de material sólido. Uma acima deste ponto, ou seja, concentração com partículas mais finas que aquela que se encontra abaixo deste ponto. Isto porque as partículas têm a mesma densidade, e com isso aquelas com maior diâmetro sedimentarão primeiro, passando por este ponto.

Medindo-se a concentração de sólidos ( $C_s$ ) existente na parte superior deste ponto pode-se chegar à densidade da suspensão ( $d_s$ ) nesta região através da seguinte relação:

$$C_s d_s (d-1) = d (d_s - 1)$$

Com  $d_s$  na equação 2 calcula-se a PMQ (*porcentagem menor que*) ou porcentagem cumulativa de partículas com diâmetro menor que um determinado valor.

$$PMQ = [(V_s/W)(d/(d-d_0))](d_s-1)100 \quad \text{equação 2}$$

onde:

|       |   |
|-------|---|
| $V_s$ | volume da suspensão                       |
| $W$   | massa da amostra utilizada no ensaio (pó) |
| $d$   | densidade real do material sólido (pó)    |
| $d_0$ | densidade do líquido                      |
| $d_s$ | densidade da suspensão                    |

Para cada tempo  $t$  de sedimentação, o Sedígrafo registra em sua memória  $V=S/t$  para o conjunto de partículas que ainda se encontra acima do ponto que dista  $S$  da superfície e, através da interação com a radiação com comprimento de onda na região de raios X, mede a concentração de sólidos ( $C_s$ ) existente nesta região. Essa distância  $S$  é fixa no sistema. Com o auxílio das equações 1 e 2 citadas acima ele gera valores de  $\emptyset$  e PMQ e, plota estes valores num papel mono logarítmico obtendo, desta forma, o que se denomina CDG (curva de distribuição granulométrica) que se interpreta da seguinte forma:

Suponha um par de valores extraído de uma CDG, por exemplo, para  $\emptyset = 20\mu\text{m}$  uma  $PMQ = 50\%$ . Isto quer dizer que: 50% da amostra que gerou tal CDG têm partículas com diâmetro menor que  $20\mu\text{m}$ .

### 4.3.2 Formulação da parte resinosa mais material de carga da membrana proposta

Na manipulação do material resinoso seguiu-se as instruções fornecidas pelo fabricante, ou seja, 35% de endurecedor HY-837 em relação à quantidade de resina MY-750 (35g de HY-837 para 100g de MY-750). Seguindo esta proporção o fornecedor garante a máxima eficiência na reação resina/endurecedor.

Com relação à quantidade total do material de carga, em massa, adicionado à mistura resinosa utilizou-se a seguinte relação: quantidade de material de carga total foi igual a 1,50 vezes a quantidade de resina epóxica. Exemplificando: para cada 5g de resina epóxica adicionou-se 7,50g de material de carga na sua totalidade.

Com relação à quantidade de cada um dos materiais de carga utilizou-se a seguinte relação: 33,50% de ZnO e 66,50% de CaCO<sub>3</sub>. Esta proporção foi determinada após sucessivas tentativas variando-se a proporção dos mesmos e observando-se a flexibilidade e resiliência do material após polimerizado.

A quantidade de diluente determina a viscosidade da mistura (resina + carga) que é importante nas etapas de umedecimento e penetração no substrato, bem como retirada do material em excesso. Testes preliminares mostraram que a melhor condição de fluidez é obtida com a adição de 40% ( $m=5g$  de resina/ $m=2$  g solvente)) de álcool etílico em relação a quantidade de resina.

Para confecção de cada membrana preparou-se misturas com a seguinte proporção: 5,00 g de resina epóxica MY-750; 1,75 g de endurecedor HY-837; 5,00g de CaCO<sub>3</sub>; 2,50g de ZnO e 2,0g de álcool etílico absoluto.

A mistura dos componentes acima foi proporcionada com facilidade em recipiente descartável, usando-se um bastão de plástico fino e agindo da seguinte maneira:-

- a) adicionou-se os pós à resina e agitou-se por 1 minuto.
- b) adicionou-se o álcool e agitou-se por mais 1 minuto.

- c) adicionou-se o endurecedor HY-837 e agitou-se por mais 1 minuto

### **4.3.3 Incorporação da parte resinosa ao substrato de celulose**

O método que se mostrou mais eficiente para a incorporação da mistura resinosa ao substrato celulósico foi o de embebedimento pelo solvente e posterior espalhamento da mistura. Este método, além de simples execução, forneceu o material espalhado e absorvido de maneira uniforme sobre a superfície do substrato.

O procedimento adotado para todas as preparações foi o seguinte: embebeu-se, por imersão, o substrato de celulose em álcool etílico. Deixou-se evaporar até que o mesmo ficasse ligeiramente úmido, porém não encharcado. Isto facilitou a penetração da mistura resinosa. Colocou-se o substrato sobre uma placa de vidro. Esta foi previamente forrada com papel sulfite, que além de facilitar a limpeza posterior da placa de vidro, absorveu o excesso de álcool mais rapidamente. Verteu-se a mistura resinosa sobre o substrato de celulose, em pequenas quantidades. Espalhou-se a mesma por toda a superfície da peça com uma espátula de plástico e de uma maneira suave. Deixou-se a mistura nesta condição por 15 segundos. Esse tempo foi suficiente para que a mistura penetrasse nos vazios existentes no substrato de celulose, devido ao alto poder de penetração desta mistura, ZANIQUELLI<sup>65</sup>, 1991. Este procedimento foi feito em ambos os lados do substrato. Em seguida, com o auxílio de uma espátula de plástico, e de uma maneira mais rígida raspou-se todo o excesso da mistura resinosa que foi depositada sobre o mesmo. A membrana composta resultante foi seca à temperatura ambiente (22 a 25°C) e permitiu-se um tempo de 24 horas para a completa polimerização da resina. Durante este tempo a membrana foi suspensa através de sua extremidade superior, evitando que qualquer das faces ficasse em contacto com outra superfície sólida e expondo-as convenientemente ao ar.

### 4.3.4 Análise da liberação de algum produto químico por parte da membrana proposta

Após a preparação da membrana proposta como descrito no item anterior, a mesma foi lavada abundantemente com álcool e em seguida acondicionada em dessecador por 90 dias à temperatura ambiente (22 a 25°C). Após este tempo foram realizados testes para verificar a existência ou não de liberação de resíduos orgânicos ou inorgânicos.

#### 4.3.4.1 Com relação à parte resinosa

Moléculas de determinados compostos orgânicos, mesmo em reduzidas concentrações, têm a capacidade de absorver energia na forma de ondas eletromagnéticas. Essa absorbância ocorre em uma faixa determinada de comprimento de onda e depende da estrutura e das ligações químicas presentes em cada composto analisado. Em particular, quando se tem compostos orgânicos apresentando duplas ligações ou ligações carbono-oxigênio, estas absorções ocorrem na região do ultravioleta do espectro eletromagnético. Para baixas concentrações é válida a lei de Beer<sup>23</sup>, que relaciona a absorbância ( $A = -\log I/I_0$ , com  $I$  e  $I_0$  representando as intensidades da radiação transmitida e incidente respectivamente):

$$A = c \epsilon l \quad \text{"Lei de Beer-Lambert"}$$

onde  $c$  = concentração molar  $\epsilon$  = absorvividade molar e  $l$  = caminho óptico, dado pela dimensão da célula usada para as medidas, (1 cm). Desta forma, tem-se que a absorbância medida é diretamente proporcional à concentração da substância que absorve a radiação.

Com o objetivo de se detectar em que faixa de comprimento de onda a mistura MY-750/HY 837 (35% de HY 837) absorve, preparou-se uma solução desta em álcool etílico com uma concentração conhecida de 5 ppm. A solução foi preparada tomando-se aliquotas de duas soluções diluídas da resina e do endurecedor e adicionando-as a um volume grande do solvente. A leitura de absorbância foi efetuada imediatamente

após o preparo da solução. Este procedimento foi adotado para certificar a não ocorrência de polimerização durante as medidas.

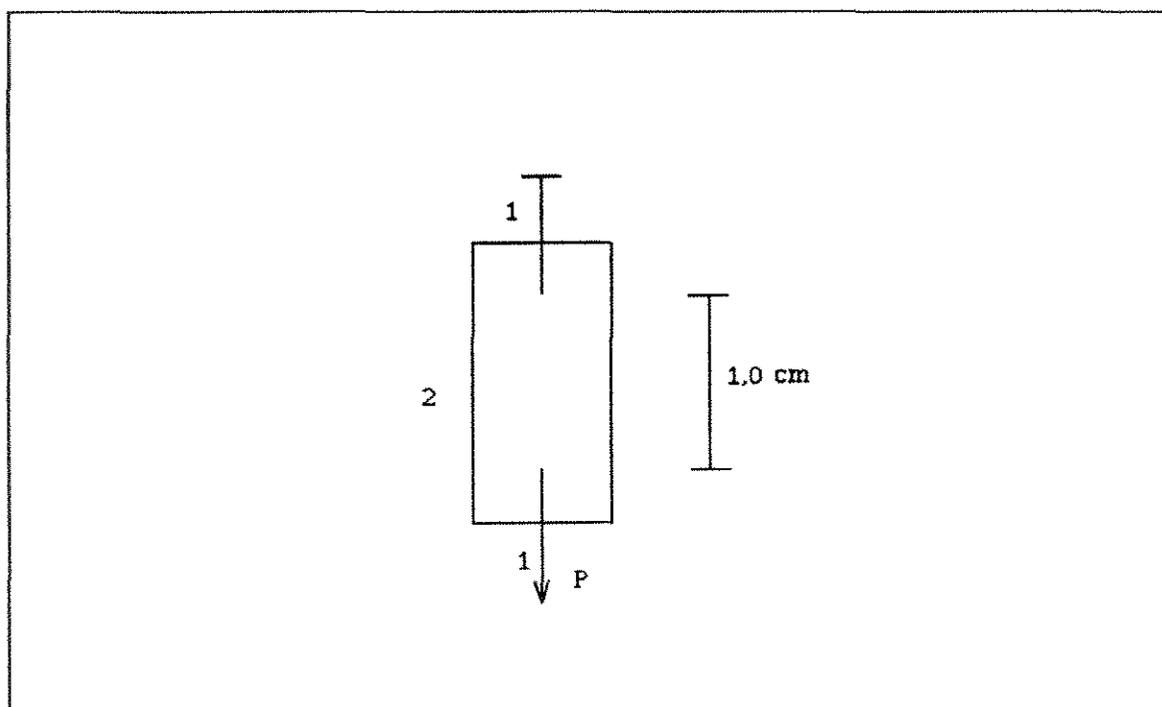
Deve ser salientado que a utilização de um espectrofotômetro com montagem de diodos fornece leituras rápidas e a obtenção do espectro todo é feita em torno de 2 segundos. Para a verificação da liberação de resíduos de resina pela membrana proposta, preparou-se amostras da mesma em peças com as dimensões de 4x8 cm num total de 5 peças. Colocou-se uma peça de cada vez em um béquer com 50 ml de álcool etílico. Essas peças foram recortadas em vários pedaços menores ( $1,0 \text{ cm}^2$ ) para se ter uma área de contato maior com o solvente, ou seja, cada banho continha 32 pedaços de uma única peça de 4x8 cm ( $32 \text{ cm}^2$ ). A seguir aqueceu-se o sistema a  $60^\circ \text{ C}$ , sob agitação, retirando-se alíquotas do líquido após períodos de tempo determinados de 30, 60 e 90 minutos, totalizando 15 alíquotas (5 para cada tempo). Estas amostras de álcool que ficaram em contacto com a membrana foram então analisadas quanto ao seu comportamento de absorvância na região do ultravioleta em que a resina absorve. Tal procedimento foi adotado também com a membrana de uso comercial (com 32 pedaços de  $0,5 \text{ cm}^2$  para cada amostra) a fim de se ter resultado comparativo. Entretanto sabe-se que a membrana comercial não é confeccionada com a mesma resina descrita nesta tese e portanto absorções poderiam ser visualizadas em qualquer outra região do espectro. Desta forma varreu-se todo o espectro na região do ultravioleta -visível.

#### **4.3.4.2 Com relação ao material de carga adicionado à resina**

Preparou-se uma solução 1:1 de HCl com água destilada e pH em torno de 0. A seguir, com o auxílio de um béquer, separou-se 50 ml desta solução. Colocou-se nesta solução uma peça de 5x5cm da membrana proposta dividida em 25 pedaços de  $1,0 \text{ cm}^2$ , a qual ficou imersa durante 60 minutos. Durante este tempo observou-se visualmente qualquer alteração no sistema. Repetiu-se tal procedimento para um total de 5 peças de membrana.

### 4.3.5 Ensaio de resistência ao rasgamento

Neste ensaio procurou-se simular uma situação de esforço semelhante àquele que surge no ato de sutura. Para tal preparou-se 05 peças da membrana proposta na forma de uma retângulo com dimensão 2x1 cm. Levou-se as mesmas para autoclave a 150°C para esterilização de acordo com o procedimento usual. Em seguida passou-se em forma de laço um fio usado em suturas em cada um dos orifícios feito no eixo de simetria paralelo ao lado maior da peça de amostra e com distância entre si de 1 cm. Um dos fios foi fixado num suporte. O outro ficou livre para receber a carga P em gramas, que foi sofrendo incrementos de 20 gramas a partir de 0 grama. A cada incremento esperou-se por 5 segundos para se avaliar o comportamento da membrana proposta. O ensaio foi realizado em cada uma das 5 peças da membrana proposta e em 5 peças oriundas da membrana de uso comercial Gengiflex, que serviu como parâmetro de comparação. O valor de P anotado foi aquele imediatamente inferior ao que promoveu rasgamento na membrana. O esquema na figura abaixo ilustra a montagem descrita acima.



**Figura 1-Esquema do ensaio de rasgamento**  
(1) fio de sutura, (2) membrana

### **4.3.6 Avaliação da flexibilidade**

A flexibilidade da membrana proposta e comercial foi avaliada visualmente em peças de 2x4 cm onde se promoveu um vértice. Este vértice foi resultado do dobramento a 180° em diâmetro de 1,0 mm após as peças serem retiradas do banho em água à temperatura de 25°C, onde permaneceram por 24 horas. A membrana proposta foi fotografada para se detectar indícios de quebração na região de esforço provocada pela dobra (vértice).

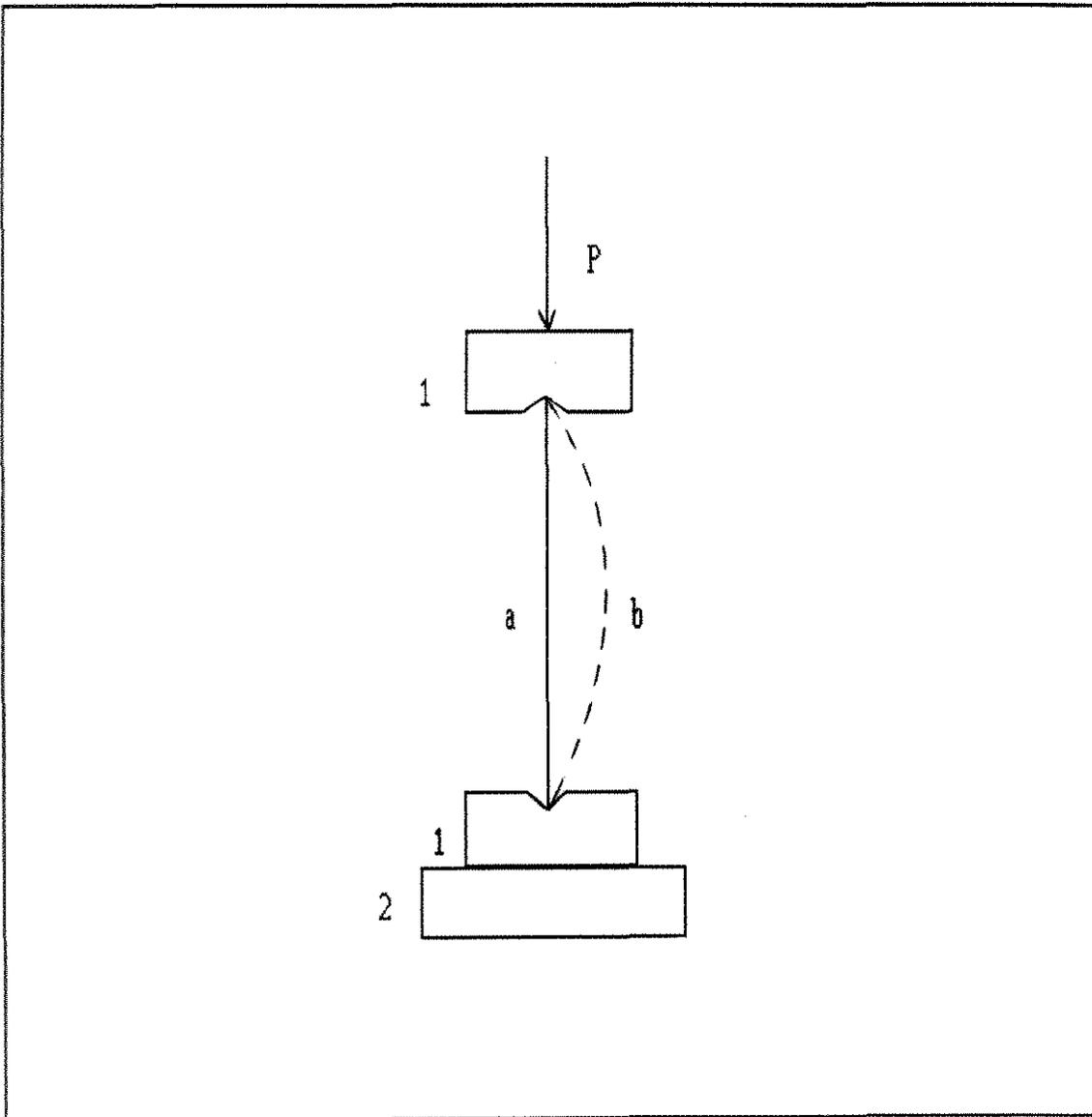
### **4.3.7 Medida da espessura da membrana proposta**

Esta medida foi efetuada com o auxílio de um paquímetro com precisão de 0,01 mm em cinco peças da membrana proposta com dimensão de 8x10 cm. Cada peça foi medida em 5 regiões diferentes para se avaliar melhor o resultado médio. Procedeu-se da mesma maneira com a membrana de uso comercial Gengiflex.

### **4.3.8 Avaliação da rigidez**

Para avaliar esta propriedade mecânica, utilizou-se a balança de precisão juntamente com dois suportes circulares confeccionados em nylon com as seguintes dimensões: 10 mm de diâmetro e 5 mm de espessura. As ranhuras para facilitar o posicionamento dos corpos de prova foram feitas em forma de "V" com 1,0 mm de abertura por 1,0 mm de profundidade. A figura 2 mostra esquematicamente o posicionamento dos corpos de prova (cp) com o auxílio dos suportes, assim como o sentido da aplicação da carga P. Os corpos de prova (cp) com dimensões 1,0x1,0 cm foram ensaiados após permanecerem 60 minutos imersos em água potável à temperatura ambiente e ligeiramente enxugados com auxílio de papel absorvente, de tal modo que toda a água da superfície fosse removida. A aplicação da carga P foi feita perpendicularmente no suporte superior, de forma manual e lenta, com incrementos de aproximadamente 1g/s, até que se observasse uma ligeira deflexão na região central do corpo de prova (flambagem). A carga aplicada (em gramas) foi monitorada através do mostrador da balança. Atingido o ponto

de flambagem, a carga  $P$  ia sendo diminuída até o retorno da membrana à sua posição inicial (totalmente na vertical). Esta carga foi anotada para cada uma das dez amostras de cada membrana, ou seja, a membrana proposta e a membrana comercial GENGIFLEX. Considerou-se esta carga  $P$  em gramas como sendo aquela suficiente para dar início à flambagem.



**Figura 2 Esquema de montagem para avaliação da rigidez:**

**(1)suporte, (2)prato da balança, (a)membrana na posição inicial e (b)membrana deformada com aplicação da carga P**

## **5- RESULTADOS**

## 5. RESULTADOS

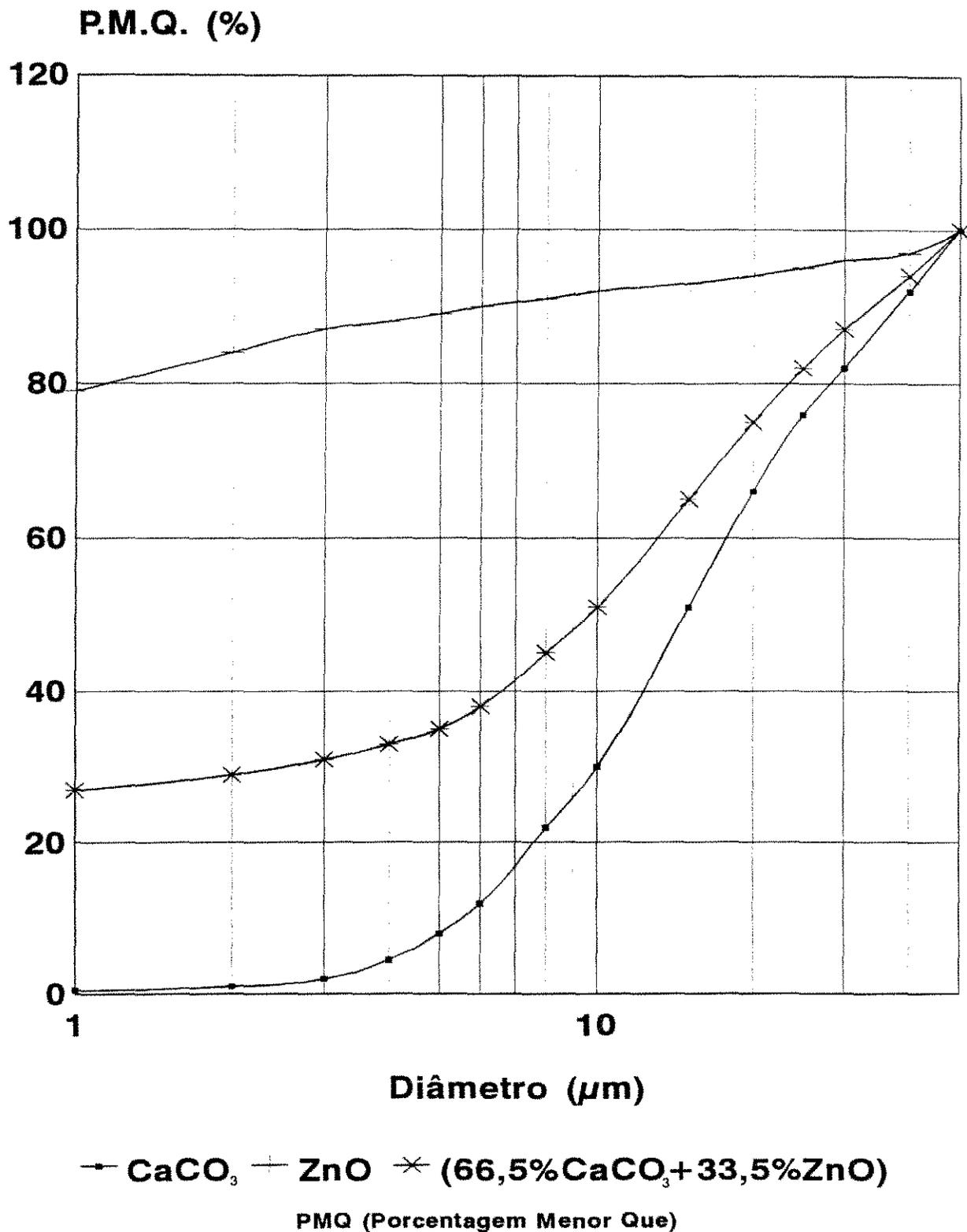
5.1 Distribuição Granulométrica para  $\text{CaCO}_3$ , ZnO e mistura de ambos:

**Tabela 1 Valores de diâmetro e porcentagem da curva de distribuição granulométrica (CDG)**

| $\varnothing$ ( $\mu\text{m}$ ) | CaCO <sub>3</sub> | ZnO | 66,5% de CaCO <sub>3</sub> +<br>33,5 de %ZnO |
|---------------------------------|-------------------|-----|--|
|                                 | PMO*              | PMQ | PMQ  |
| 50                              | 100               | 100 | 100  |
| 40                              | 92                | 97  | 94   |
| 30                              | 82                | 96  | 87   |
| 25                              | 76                | 95  | 82   |
| 20                              | 66                | 94  | 75   |
| 15                              | 51                | 93  | 65   |
| 10                              | 30                | 92  | 51   |
| 8                               | 22                | 91  | 45   |
| 6                               | 12                | 90  | 38   |
| 5                               | 8                 | 89  | 35   |
| 4                               | 4,5               | 88  | 33   |
| 3                               | 2                 | 87  | 31   |
| 2                               | 1                 | 84  | 29   |
| 1                               | 0,5               | 79  | 27   |

\*Cada valor de PMQ (Porcentagem Menor Que) na tabela corresponde à média de 5 medidas com um C.V.\* em torno de 4%

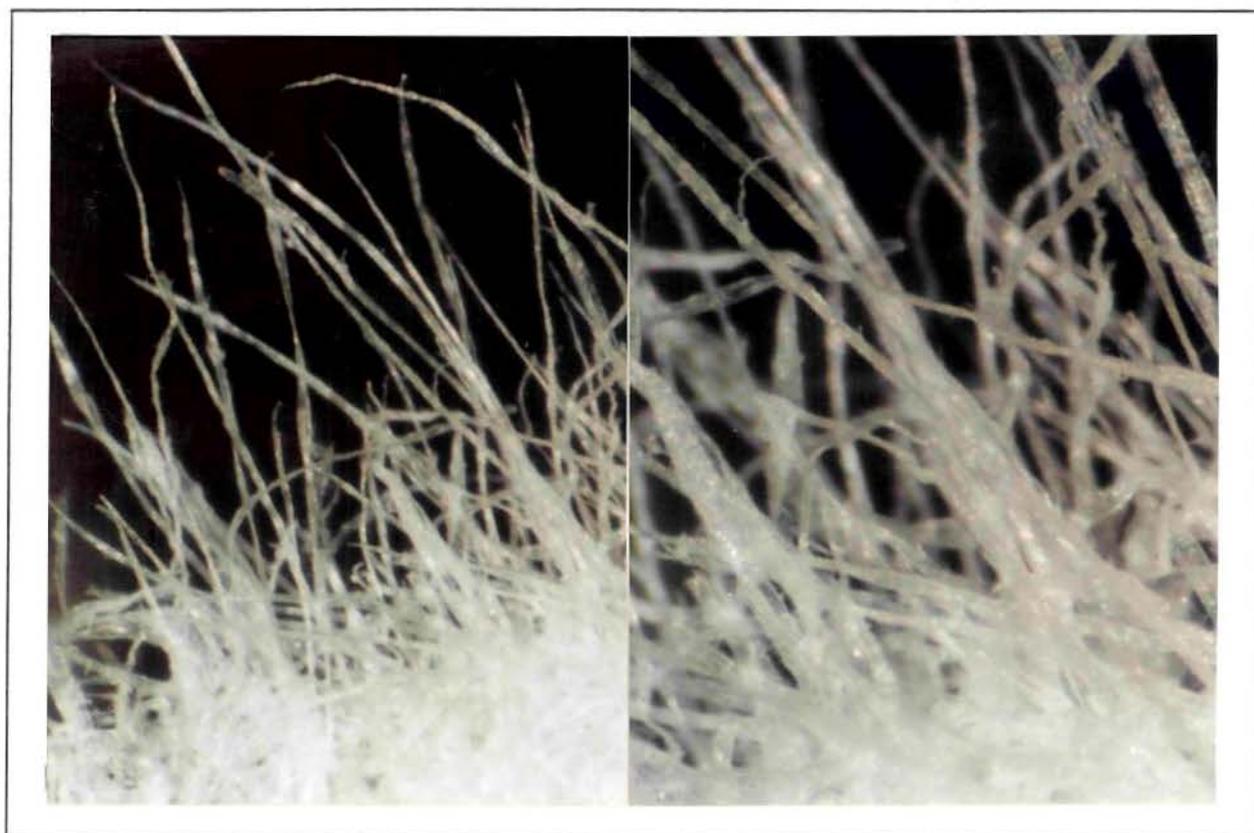
\* C.V.= coeficiente de variação =  $(100 \times \text{desvio padrão}) / \text{média}$



**Figura 3** Curva de distribuição granulométrica dos materiais de carga.

## 5.2. Obtenção da Membrana Composta

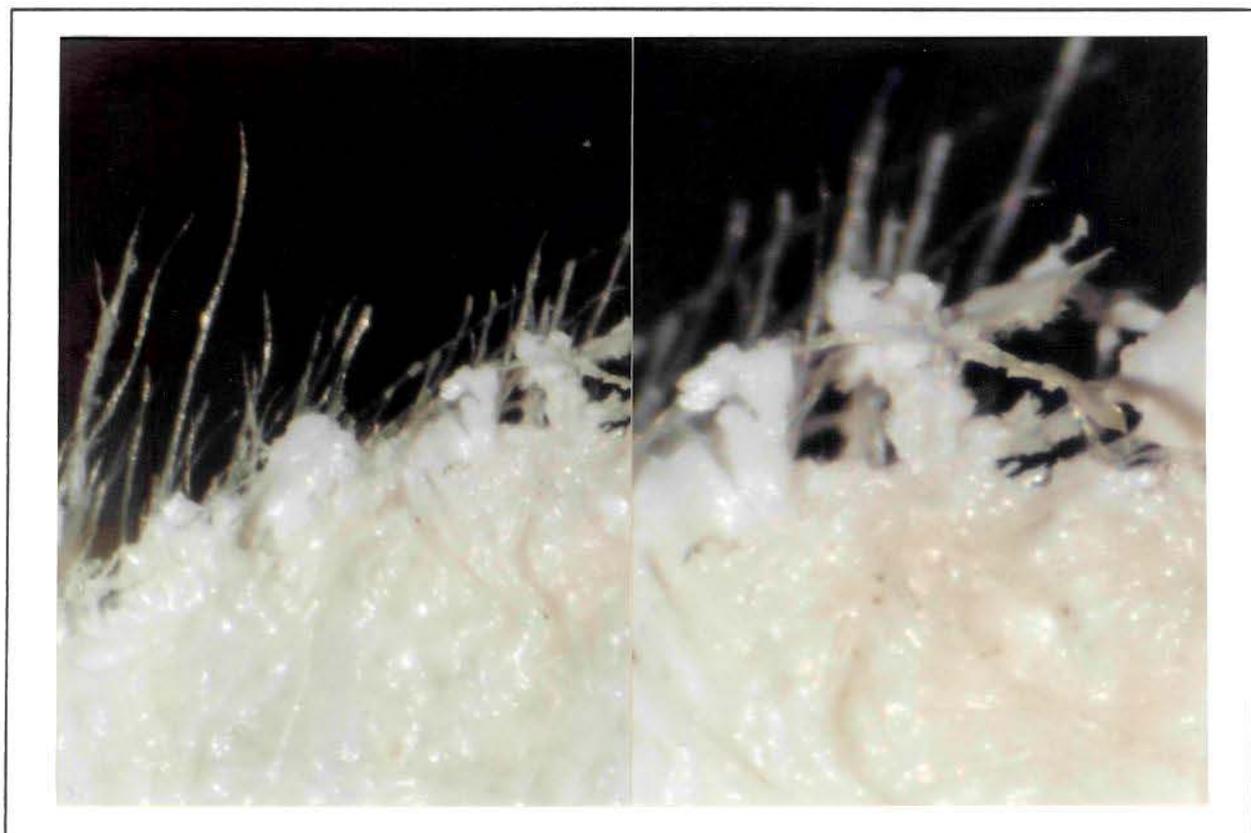
O substrato celulósico utilizado é bastante flexível, não mantém sua forma quando embedido em água e apresenta vazios em suas fibras conforme mostra a Figura 04. A incorporação da resina juntamente com a carga mineral penetra entre as fibras (Figura 05) e recobre as mesmas convertendo o substrato em um material não molhável e de rigidez moderada (ver 5.6 e 5.7).



**Figura 4: Substrato celulósico sem a incorporação da resina**

Fotografia da esquerda: aumento de 25x

Fotografia da direita: aumento de 50x



**Figura 5: Membrana composta: substrato celulósico + resina epóxica e material de carga:**

Fotografia da esquerda: aumento de 25x

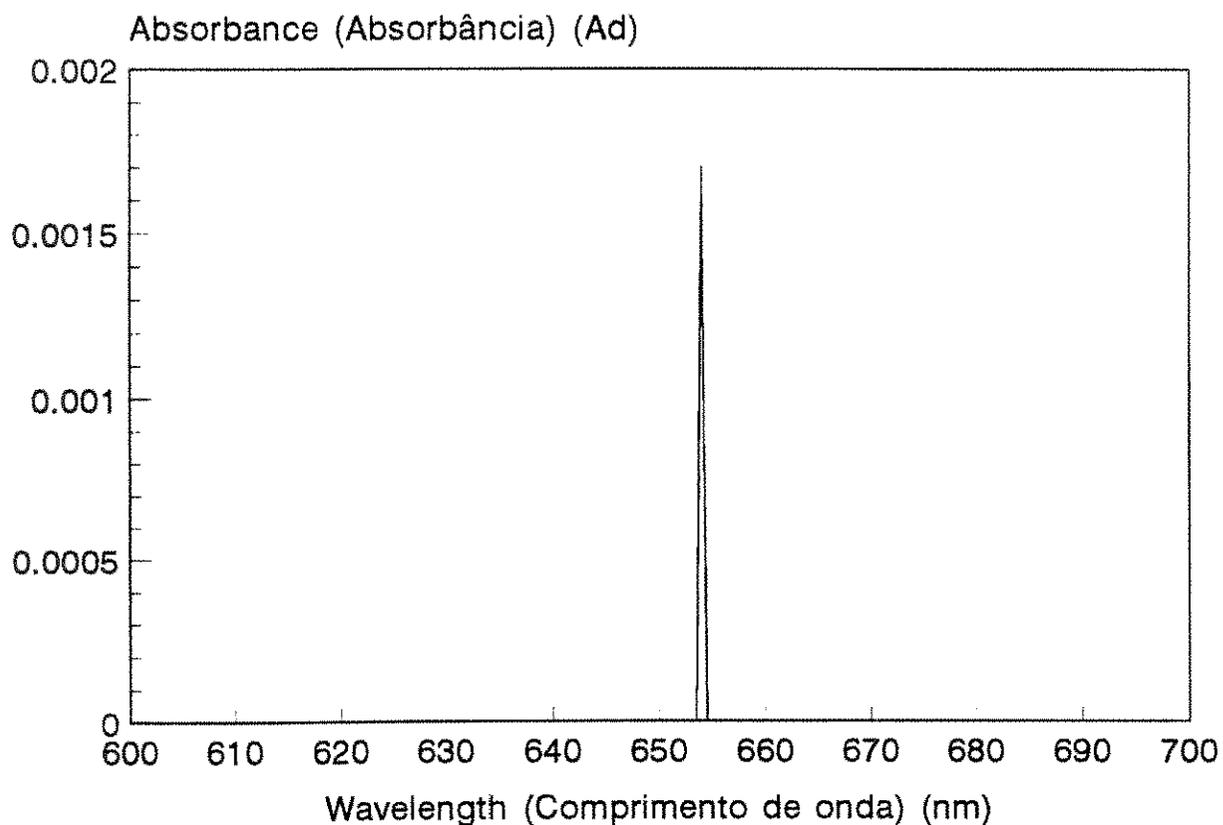
Fotografia da direita: aumento de 50x

### **5.3 Análise de liberação de resíduos orgânicos**

A liberação de material orgânico na membrana composta poderia estar associada à cura parcial da resina e seu posterior desprendimento do substrato. Quanto ao material polimerizado, não existe o menor risco, já que o mesmo se trata de um material termofixo<sup>5</sup> com alto grau de reticulação, que é fracamente afetado por variações de temperatura na faixa de trabalho, é insolúvel em água e na maior parte dos solventes orgânicos.

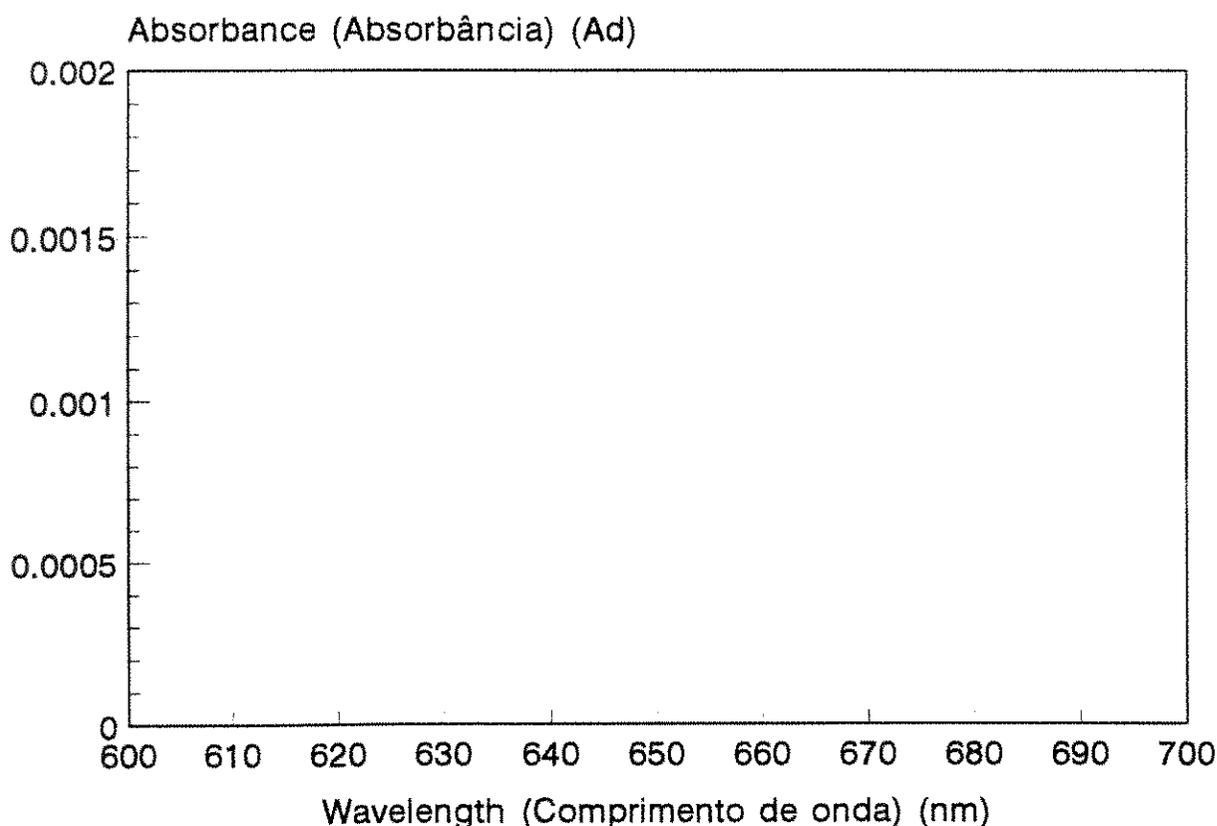
Justifica-se assim, adotar como padrão de comparação uma solução diluída da resina e endurecedor, em condições que a polimerização seja evitada, para as análises de absorbância na região do ultravioleta.

A Figura 06 apresenta o espectro de absorção para uma solução da resina/endurecedor em álcool etílico na concentração de 5 ppm. Como pode ser observado, o espectro apresenta um pico centrado em 653 nm com um valor de absorbância de 0,0017.



**Figura 6-Absorbância da mistura MY750/HY837 na concentração de 5 ppm em álcool etílico**

Conforme apresentamos na seção 4.3.4.1, a absorvância é linearmente relacionada com a concentração. As análises de soluções de lavagem, tanto da membrana comercial, como da membrana composta preparada neste trabalho, não mostraram qualquer pico na região do UV-vis, mesmo para sensibilidade tão baixa quanto 0.00005 (menor divisão) na escala de absorvância do espectro apresentado abaixo, na Figura 7. A relação linear fornecida pela Lei de Beer permite-nos afirmar que quantidades tão baixas quanto 0,15 mg/l não são despreendidas da membrana em condições drásticas, representadas pela lavagem da membrana no solvente da resina, durante tempos prolongados e à temperatura de 60°C.



**Figura 7-Absorbância das aliquotas retiradas nas lavagens da membrana proposta e da membrana comercial**

#### **5.4 Avaliação visual do banho ácido**

A imersão da membrana composta em solução fortemente ácida não mostrou nenhum despreendimento de gás por parte da

membrana proposta e, após 1 hora de imersão não houve mudança do pH da solução ácida, nem tão pouco mudança na membrana que ficou imersa, em termos de flexibilidade e aparência externa. Estas observações, apesar de qualitativas, permite-nos tecer considerações a respeito do material inorgânico incorporado no capítulo discussão.

## 5.5 Resultado do ensaio de rasgamento

**Tabela 2 Valores obtidos no ensaio de rasgamento (carga P)**

| P(mínimo) em gramas |           |
|---------------------|-----------|
| Membrana proposta   | Gengiflex |
| n = 5               | n = 5     |
| 140                 | 80        |

n = número de ensaio

## 5.6 Resultado da medida da espessura

Apesar da espessura da membrana não constituir em si uma característica extremamente relevante para o emprego do material na técnica de RTG, deve ser aqui salientado que medidas de espessura também constituem uma forma de se avaliar a homogeneidade da membrana composta.

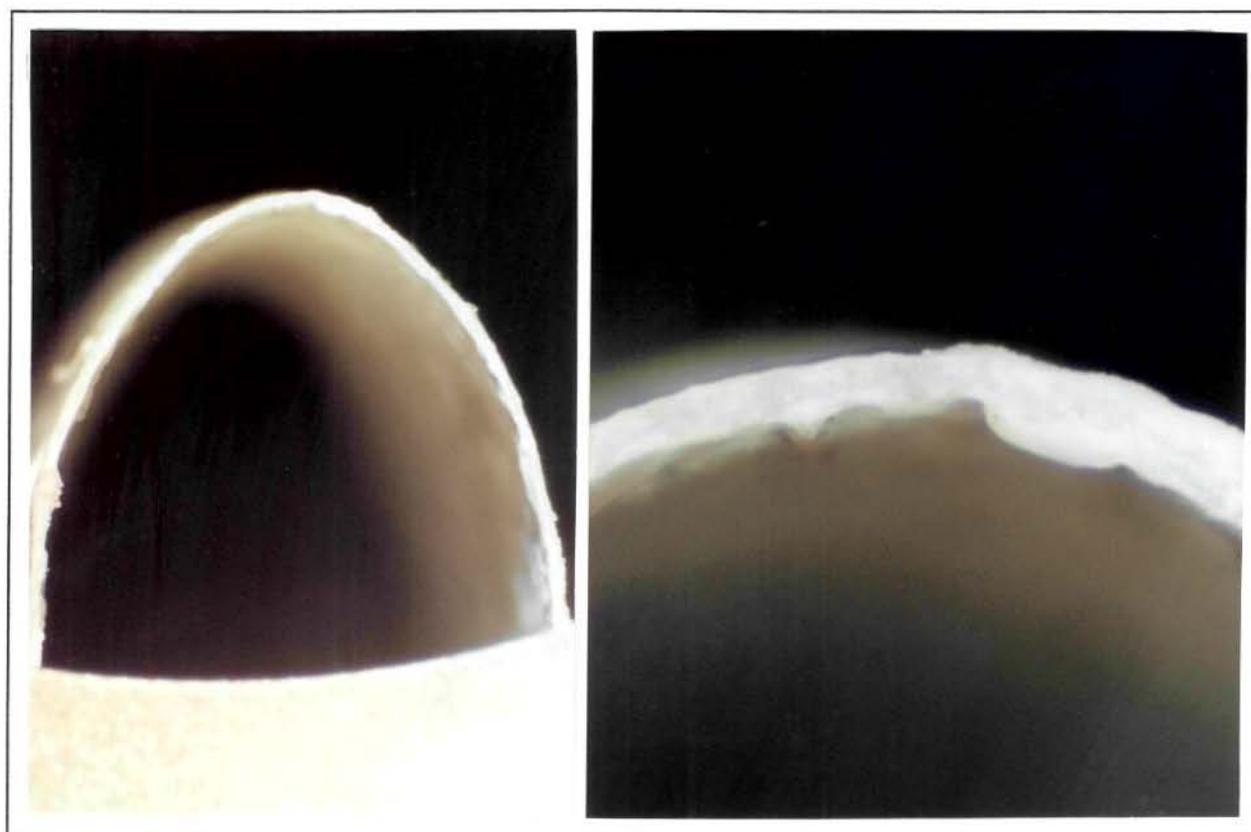
**Tabela 3 Valores obtidos na medida de espessura das membranas**

|                         | Membrana proposta | Gengiflex |
|-------------------------|-------------------|-----------|
| n*                      | 40                | 40        |
| espessura média (mm)    | 0,205             | 0,131     |
| desvio padrão           | 0,012             | 0,008     |
| coeficiente de variação | 6%                | 6%        |

\*n = número de ensaio

## 5.7 Resultado da avaliação da flexibilidade no dobramento

Em termos de avaliação visual da flexibilidade, tomando a membrana de uso comercial Gengiflex como parâmetro visual, notou-se que a membrana proposta tem uma capacidade de dobramento a pequeno diâmetro muito boa, antes e depois da imersão em água, isto é, na condição de seca e úmida. A membrana comercial, por sua vez, se apresenta com ângulo agudo no dobramento a seco que se iguala a condição da membrana proposta (Figura 8) na situação úmida. Ocorre porém perda substancial de sua rigidez quando a mesma é umedecida



**Figura 8-Vértice do dobramento em 180° na membrana proposta**

Fotografia da esquerda: aumento de 10x

Fotografia da direita: vértice ampliado 40x

## 5.8 Resultado da avaliação da rigidez

### Tabela 4 Valores da avaliação da rigidez

Intervalo dos valores de P(gramas) determinados

|                   |         |
|-------------------|---------|
| Membrana proposta | 43 a 47 |
| GENGIFLEX         | 1 a 3   |

## **6- DISCUSSÃO**

## 6. DISCUSSÃO

Desde a década de 60, quando **BJORN<sup>9</sup>**, 1961, percebeu que a migração epitelial era um fator relevante no impedimento da regeneração do periodonto, muito se tem pesquisado no sentido de anular essa situação com o auxílio de uma barreira.

Os trabalhos citados dentro desta técnica mostraram em seu resultados clínicos, a formação de uma nova inserção e uma quantidade variável de crescimento ósseo coronário, tanto em animais quanto em humanos.

No que diz respeito ao material das barreiras não reabsorvíveis, foram utilizados vários materiais, tais como, filtro MILIPORE (celulose), politetrafluoretileno (teflon), politetrafluoretileno expandido (PTFEe), borracha de silicone sintética, membrana de celulose com carga de titânio.

Desde os estudos de **GOTTLOW et al.<sup>28</sup>**, em 1986, até os mais recentes como o de **SEIBERG & NYMAN<sup>60</sup>**, em 1990, percebe-se a necessidade de um certo grau de rigidez nas barreiras. Esta rigidez é exigida para a manutenção do espaço periodontal. De acordo com os autores, este espaço está fortemente correlacionado com a regeneração óssea objetivada nesta técnica.

Atento para esta propriedade, procurou-se promovê-la na membrana proposta, com o auxílio de adição de materiais de carga na mistura resinosa que foi incorporada ao substrato em celulose.

Optou-se pelo  $\text{CaCO}_3$  e  $\text{ZnO}$  que, além de relativamente baratos e facilmente encontrados no mercado, são facilmente molháveis pela resina em questão. Este molhamento é necessário para se ter um contato muito íntimo entre as partículas ou grupo delas e a resina, assegurando com isso um encapsulamento eficiente das mesmas pela parte resinosa. Uma vez conseguida esta situação, a partir dos resultados obtidos neste trabalho, podemos afirmar que não existe a possibilidade desse material,

utilizado como carga, reagir no ambiente bucal após a efetivação das ligações cruzadas por parte da resina.

Outra propriedade importante que se utilizou na combinação desses dois materiais foi a de promover um aumento no fator de empacotamento entre as partículas. Empacotamento este que aumenta a área de contato entre as mesmas quando agrupadas e dessa maneira tem-se um aumento de rigidez da estrutura compactada. Além do que se tem um índice de vazios menor e com isso um uso mínimo de resina para promover a união entre elas sem perder o grau de rigidez na estrutura resultante, isto é, resina mais material de carga. Para a obtenção de um alto grau de empacotamento (índice mínimo de vazios) é necessário ter uma distribuição de tamanhos de partículas adequado em torno do diâmetro médio<sup>63</sup>.

A figura 3 evidencia que a CDG do  $\text{CaCO}_3$  tem uma certa verticalidade na sua porção reta (região compreendida entre 6 a 20  $\mu\text{m}$ ). Isto mostra que o material em questão apresenta uma distribuição de tamanhos de diâmetro dita uniforme ou comumente chamada "fechada". Isto quer dizer que suas partículas com diâmetros maiores e menores que o diâmetro médio se encontram distribuídas com valores muito próximos deste, ou seja, o desvio padrão desta distribuição é baixo. Por outro lado, analisando essa mesma característica na CDG do  $\text{ZnO}$ , notamos que esta se apresenta de maneira totalmente oposta à CDG do  $\text{CaCO}_3$ , ou seja, a porção reta da curva (entre 5 a 20  $\mu\text{m}$ ) se encontra bem mais na posição horizontal, o que evidencia uma distribuição que chamamos não-uniforme ("aberta"); apresentando um desvio padrão alto na distribuição de diâmetros. Este comportamento de uniformidade e não uniformidade (CDG "fechada" ou "aberta"), como definimos acima, tem um papel significativo no processo de empacotamento (condensação) de partículas.<sup>1</sup>

Na distribuição uniforme, como se tem a predominância de uma faixa estreita de tamanhos de diâmetro, o processo de empacotamento das partículas com esta característica de distribuição, fica prejudicado por falta de partículas com diâmetros menores (finas) para ocupar o vazio deixados pelas

partículas maiores (grossas). Isto vai proporcionar ao volume condensado (compactado) uma rigidez menor, já que o ângulo de atrito interno do volume fica diminuído, ou seja, a área de contato entre as partículas é reduzida (valor baixo de superfície específica). Na distribuição não-uniforme (aberta), tem-se a quantidade de partículas finas suficiente para preencher os vazios deixados pelas maiores no ato de empacotamento. Isto proporciona um aumento da área de contato entre as partículas (aumento da superfície específica) e com isso o volume compactado (condensado) ganha em rigidez, ou seja em módulo de elasticidade<sup>1</sup>.

Em termos de CDG, a composição da parte inorgânica da membrana proposta foi fundamentada nos conceitos acima citados. Se fosse utilizado somente o  $\text{CaCO}_3$  como material de carga haveria um grande índice de vazios que seria ocupado por resina epóxica. Como o objetivo era proporcionar uma membrana com o mínimo suficiente da parte resinosa, utilizou-se o  $\text{ZnO}$  para compartilhar com a resina a ocupação deste espaço. Como foi observado por **ZANIQUELLI**<sup>65,1991</sup>, esse material dá uma característica de maior resiliência nesse tipo de mistura, o que era perfeitamente aceitável na mistura final para promover à membrana proposta, uma característica não quebradiça em dobraduras de diâmetro pequeno. Isto porque o  $\text{ZnO}$  será carregado para os vazios menores do substrato de celulose, com uma CDG parecida com a CDG resultante ( $\text{CaCO}_3 + \text{ZnO}$ ), que ocupará os espaços maiores. É com esse balanceamento nas proporções dos materiais inorgânicos que se proporcionou à membrana uma pequena quantidade da parte resinosa, porém, com uma flexibilidade adequada ao que se propõe.

Como o material proposto tem como finalidade o uso biológico, é necessário que o mesmo tenha um comportamento inerte perante ao local em que será submetido quando em trabalho. De acordo com **GOTTLOW**<sup>33</sup>, o desenvolvimento da técnica de RTG propiciou o surgimento de membranas constituídas de diferentes materiais. Contudo, as membranas devem ser biocompatíveis, atóxicas, não provocar a formação de anticorpos e induzir pequena ou nenhuma resposta inflamatória aos tecidos periodontais adjacentes.

Tendo isto em mente, neste trabalho procurou-se uma maneira confiável de se certificar a não liberação de subprodutos químicos, que pudessem anular a potencialidade do uso do material desenvolvido, seja por parte do material resinoso (orgânico), como também por parte do material de carga (inorgânico). No tocante ao material orgânico sabe-se da sua potencialidade de dissolução em diluentes (no nosso caso álcool etílico), quando em excesso numa reação química de polimerização, seja ele a resina em si ou o endurecedor que ativa essa reação. Todo composto que apresenta ligações duplas entre carbono e oxigênio apresenta uma grande absorbância na região do ultravioleta<sup>23</sup>. Estas ligações duplas são uma característica marcante das resinas epóxicas assim como seus endurecedores<sup>65</sup>. Mesmo em concentrações baixas desses materiais em seus solventes, é possível detectar com certa facilidade a sua presença na diluição resultante, como mostra a figura 6.

Neste trabalho, procurou-se sujeitar as membranas proposta e comercial a uma agressividade química extrema para avaliação da liberação de sub-produtos químicos por parte da porção resinosa. Conforme foi descrito na metodologia, o meio agressivo foi o próprio diluente aquecido e sob agitação constante na retirada das alíquotas para análise de absorbância. A figura 7 mostra que os resultados obtidos evidenciam a total ausência de material resinoso nas diluições estudadas, pois não foi observado qualquer pico de absorbância na faixa de comprimento de onda específica para este material.

Assim procurou-se incorporar o máximo da parte inorgânica na formulação tendo, no entanto, a certeza que a quantidade da parte resinosa fosse suficiente para encapsular todas as partículas ou grupo delas. Isto foi verificado quando submeteu-se a membrana à um banho ácido. Seria de fácil observação visual, por menor que fosse, a reação do  $\text{CaCO}_3$  com o  $\text{HCl}$ , liberando o  $\text{CO}_2$  em forma de uma efervescência no banho. Após a aplicação da metodologia, não se observou qualquer tipo de alteração tanto na membrana como na solução ácida, o que possibilita a afirmar que a quantidade de resina cobriu de uma maneira eficiente a parte inorgânica adicionada na formulação da barreira.

Outra propriedade requerida num material que se propõe para o uso como barreira na técnica de RTG, vem do seu posicionamento na ação clínica. Para manter a mesma em local adequado para cada caso clínico é necessário suturá-la no sentido que esta guarde uma posição desejada após o reposicionamento do retalho cirúrgico. Nessa ocasião o que se deseja é uma resistência razoável ao rasgamento quando tracionado pelo fio no ato de sutura. Neste sentido o ensaio de rasgamento foi proposto para uma avaliação desta propriedade e tendo uma membrana de uso comercial, com o mesmo tipo de substrato, para efeito comparativo. O resultado encontrado, de acordo com a metodologia apresentada, mostrou que a membrana ou barreira proposta tem uma resistência ao rasgamento aproximadamente duas vezes maior que aquela já utilizada no mercado, quando submetida às mesmas condições de ensaio.

Em termos de flexibilidade no dobramento, procurou-se mostrar que a membrana proposta é capaz de sofrer uma dobradura de ângulo pequeno sem apresentar a potencialidade de uma situação quebradiça. Isto é importante numa situação em que se deseja cobrir uma superfície pequena em curva de pequeno diâmetro, muito comum nessa técnica cirúrgica.

No que diz respeito a espessura, a membrana proposta apresentou aproximadamente o dobro de valor da membrana comercial. Essa espessura alta ficou em função de se utilizar um substrato de celulose já existente no mercado. Mas, em caso de necessidade de se diminuir este valor, é possível que o fabricante deste próprio substrato pudesse executar esta exigência. Isto porque no tocante à parte resinosa da membrana, existe a possibilidade de se executar um filme tão fino quanto ao substrato, uma vez que ele ocupa tão somente os vazios encontrados entre as fibras do mesmo, ficando a espessura total da membrana mais em função da espessura do substrato do que da incorporação da mistura resinosa ao material de carga.

Como foi salientado no início desta discussão, o crescimento ósseo nesta técnica, segundo quase a totalidade dos autores citados, tem um alto grau de correlacionamento com a manutenção do espaço periodontal. Isto só é possível se a

membrana ou barreira possuir uma rigidez capaz se suportar as pressões dos tecidos adjacentes. GOTTLOW<sup>31</sup> estudando uma variedade grande de tipos de defeitos, observou que em todos eles, quando o espaço periodontal era mantido com eficiência, o crescimento ósseo era evidente, independente do tipo de defeito ósseo estudado.

Com a metodologia apresentada neste trabalho, procurou-se quantificar, em relação a uma membrana comercial, o grau de rigidez da membrana proposta. Os valores relativos encontrados mostram uma rigidez cerca de 20 vezes maior, na membrana proposta do que aquela de uso comercial, contudo, sem perder a característica de flexibilidade necessária ao emprego da técnica de RTG, conforme foi mostrado pelo resultado de flexibilidade no dobramento.

A comparação de um produto que se encontra em produção mecanizada e contínua, com outro de fabricação ainda artesanal é sujeita a erros. Contudo, pode-se ter uma estimativa e chegar-se a uma ordem de grandeza dos gastos, admitindo que a produção do novo material aqui apresentado siga o procedimento que foi desenvolvido neste trabalho. Assim, acreditamos ser válido citar o seguinte:

Uma peça de membrana Gengiflex para uso em RTG, custa em média US\$40,00. Com este valor pode-se adquirir 3 litros de resina (com o endurecedor), 2 kg de ZnO, 5 kg de CaCO<sub>3</sub>, alguns pacotes de papel filtro e alguns litros de álcool. Levando-se em consideração a proporção citada na metodologia e a dimensão média de cada peça, é fácil perceber que existe uma significativa diferença de custo.

Diante das informações salientadas acima, evidencia-se que a membrana desenvolvida neste trabalho apresenta uma série de propriedades que a classificam como material que pode tornar-se até superior ao obtido no mercado nacional, com a vantagem do reduzido custo e da facilidade adicional de poder ser preparada *in loco* numa clínica e poder ser submetida a esterilização em autoclave à alta temperatura. Desta forma, julgamos ser interessante que a membrana proposta possa ser

submetida a um ensaio de aprovação biológico-clínico para uso como membrana não reabsorvível na técnica de RTG.

## **7- CONCLUSÃO**

## **7. CONCLUSÃO**

Com relação ao desenvolvimento do material em si e dos resultados obtidos dentro da proposta deste trabalho, podemos concluir que:

### **7.1 Propriedades**

**7.1.1** A membrana desenvolvida neste trabalho não libera subprodutos de origem química a partir de seus constituintes.

**7.1.2** Tem uma resistência ao rasgamento aproximadamente duas vezes maior que a membrana comercial usada em periodontia, na técnica de RTG.

**7.1.3** Apresenta uma espessura ajustável, dependendo do substrato utilizado, neste caso particular, determinou-se uma espessura de aproximadamente o dobro em relação à membrana comercial, utilizada para comparação.

**7.1.4** Pode ser submetida a dobramentos de pequeno diâmetro, sem no entanto apresentar-se quebradiça em tal região.

**7.1.5** A rigidez relativa encontrada foi cerca de 20 vezes maior que a membrana comercial utilizada na comparação.

### **7.2 Custo:**

Nas condições utilizadas no desenvolvimento da membrana o seu custo é ínfimo, quando comparado ao custo do produto comercial de origem nacional.

## **8- RESUMO**

## 8. RESUMO

O trabalho objetivou o desenvolvimento de uma membrana alternativa, de baixo custo, para utilização na técnica de *REGENERAÇÃO TECIDUAL GUIADA (RTG)* em Periodontia.

Para isso utilizou-se como substrato da mesma fibras entrelaçadas de celulose constituintes de papel filtro de uso comercial, com espessura de aproximadamente 200  $\mu\text{m}$ .

Este substrato foi embebido com uma mistura de resina epóxica com material de carga constituído de  $\text{CaCO}_3$  e  $\text{ZnO}$ . Estes dois componentes foram balanceados na mistura para se atingir uma rigidez adequada para manutenção do espaço periodontal na técnica de RTG, baseados em sua curvas de distribuição granulométrica (CDG).

A membrana resultante foi submetida aos ensaios de: I) avaliação quanto a sua característica de material inerte; II) resistência ao rasgamento com fio de sutura; III) flexibilidade em curvaturas de pequeno ângulo de dobradura; IV) espessura e V) rigidez

Foi concluído dentro da proposta do trabalho, que a membrana proposta possui: I) característica de material inerte, mesmo em situações onde a agressividade química é elevada; II) resistência ao rasgamento relativa aproximadamente duas vezes maior que a membrana comercial utilizada na comparação; III) resistência a ruptura na região de dobramento a pequenos diâmetros; IV) uma rigidez razoável para promover e manter o espaço periodontal exigido na recuperação óssea na técnica de RTG.

## **9- SUMMARY**

## 9. SUMMARY

The development of an alternative low cost membrane for use in guided tissue regeneration (GTR) is presented.

The membrane is prepared from a 200  $\mu\text{m}$  thick cellulose substrate, embedded in epoxy resin. The filler materials  $\text{CaCO}_3$  and  $\text{ZnO}$  were used to attain the flexibility and rigidity necessary to keep the periodontal space. The inorganic formulation of the composite membrane was achieved from the analysis of the granulometric distribution curve.

No liberation of inorganic or organic residues is detected. The membrane was also checked: for the resistance to tear, small angle bending flexibility, rigidity and thickness.

In conclusion the developed material presents: I) the inert material features, even in situations of high aggressive chemical medium; II) the relative tear resistance twice higher that found for the commercial membrane used for comparison; III) the resistance to rupture in the small angle bending diameters and IV) the rigidity enough to keep the periodontal gap suitable for the bone regeneration using the GTR.

## **10- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## LOCALIZAÇÃO DAS REFERÊNCIAS

:

| <i>Referência</i> | <i>Página</i> | <i>Referência</i> | <i>Página</i> |
|-------------------|---------------|-------------------|---------------|
| 1                 | 46,47         | 34                | 16            |
| 2                 | 1             | 35                | 11            |
| 3                 | 2             | 36                | 5             |
| 4                 | 7             | 37                | 4             |
| 5                 | 39            | 38                | 2             |
| 6                 | 20            | 39                | 17            |
| 7                 | 2,15          | 40                | 1             |
| 8                 | 2,8           | 41                | 2,7           |
| 9                 | 5,45          | 42                | 9             |
| 10                | 5             | 43                | 1,2,4         |
| 11                | 14,17,18      | 44                | 4             |
| 12                | 2,9           | 45                | 18            |
| 13                | 2             | 46                | 5             |
| 14                | 20            | 47                | 14            |
| 15                | 2             | 48                | 17            |
| 16                | 5             | 49                | 2,20          |
| 17                | 2,8           | 50                | 5             |
| 18                | 2,10          | 51                | 2,8,14        |
| 19                | 12            | 52                | 2             |
| 20                | 11            | 53                | 4             |
| 21                | 11            | 54                | 5,6           |
| 22                | 19            | 55                | 3             |
| 23                | 31,48         | 56                | 3             |
| 24                | 2             | 57                | 16            |
| 25                | 2             | 58                | 15            |
| 26                | 19            | 59                | 13            |
| 27                | 1             | 60                | 18,45         |
| 28                | 12,45         | 61                | 8             |
| 29                | 9             | 62                | 13            |
| 30                | 2,6           | 63                | 46            |
| 31                | 7,50          | 64                | 20            |
| 32                | 2             | 65                | 30,47,48      |
| 33                | 2,3,47        |                   |               |

## 10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

- 1-ALLEN, T. Particle Size Measurement. Powder technology series. 3rd. ed. London Edited by B. Scarlett, 1981.
- 2-ATTSTRÖM, R., LINDHE, J. Patogenia da doença periodontal associada a placa In: Tratado de periodontologia clínica. Rio de Janeiro. Interamericana, 1985. p.113-138.
- 3-AUKHIL, I., GRECO, G., et al. Root resorption potentials of granulation tissue from bone and flap connective tissue. J. periodont. Res., v.21, n.5, p.531-542, Sept. 1986.
- 4-AUKHIL, I., PETERSON, R., et al. Guided tissue regeneration. An experimental procedure in beagle dogs. J. Periodont., v.57, n.12, p.727-734, Dec. 1986.
- 5-BAIRD, J. R. & BAIRD, D. T. Industrial plastics: Basic Chemistry, Major resins. Modern industrial processes. The Goodheart-Willcox Co. South Holland - IL - USA: 1982, pg. 21-25 e 58-59.
- 6-BARBARA, S. B., MARLIN, E. G., et al. Comparative study of collagen and expanded polytetrafluoroethylene membranes in treatment of human class II furcation defects. J. Periodont., v.65, n.6, p.598-604, June 1994.
- 7-BECKER, W., BECKER, B. E., et al. New attachment after treatment with root isolation procedures: Report for treated class II and class III furcations and vertical osseous defects. Int. J. Periodont. restorat. Dent., v.8, n.3, p.9-23, 1988.
- 8-BECKER, W., BECKER, B. E., et al. Root isolation for new attachment procedures. J. Periodont., v.59, n.12, p.819-826, Dec. 1987.
- 9-BJORN, H. Experimental studies on reattachment. Dent. Pract., v.11, n.10, p.351-354, June 1961.
- 10-BLUMENTHAL, N. M. The use of collagen membrane to guide regeneration of new connective tissue attachment in dogs. J. Periodont., v.59, n.12, p.830-836, Dec. 1988.
- 11-CAFFESSE, R. G., DOMINGUEZ, L. E., et al. Furcation defects in dogs treated by guided tissue regeneration (GTR). J. Periodont., v.61, n.1, p.45-50, Jan. 1990.
- 12-CAFFESSE, R. G., SMITH, B. A., et al. New attachment achieved by guided tissue regeneration in beagle dogs. J. Periodont., v.59, n.9, p.589-594, Sept. 1988.
- 13-CAFFESSE, R. G., SMITH, B. A., et al. Class II furcation treated by guided tissue regeneration in humans. Case Reports. J. Periodont., v.61, n.8, p.510-514, Aug. 1990.

\* De acordo com a NBR-6023 de agosto de 1989, da ABNT. Abreviaturas de Periódicos conforme "World List of Scientific Periodicals".

- 14-CAFFESSE, R. G., NASJLETI, C. E., et al. Guided tissue regeneration: comparison of bioabsorbable and non bioabsorbable membrane. Histologic and histometric study in dogs. J. Periodont., v.65, n.6, p.583-591, June 1994.
- 15-CARD, S. J., CAFFESSE, R. G., et al. New attachment following the use of a resorbable membrane in the treatment of periodontitis in dog. Int. J. Periodont. restorat. Dent., v.9, n.1, p.59-69, 1989.
- 16-CATON, J. G., ZANDER, H. Osseous repair of an infrabony pocket without new attachment of connective tissue. J. clin. Periodont., v.3, n.1, p.54-58, Aug. 1976.
- 17-CATON, J. G., DeFURIA, E. L., et al. Periodontal regeneration via selective cell repopulation. J. Periodont., v.58, n.8, p.546-558, Aug. 1987.
- 18-CLAFFEY, N., HAHM, R., et al. Effect of placement of occlusive membranes on root resorption and bone regeneration during healing of circumferential periodontal defects in dogs. J. clin. Periodont., v.16, n.6, p.371-379, July 1989.
- 19-CLAFFEY, N., MOTSHINGER, S., et al. Placement of porous membrane underneath the mucoperiosteal flap and its effect on periodontal wound healing in dogs. J. clin. Periodont., v.16, n.1, p.12-16, Jan. 1989.
- 20-DAHLING, C., GOTTLOW, J., et al. Healing of maxillary and mandibular bone defects using a membrane technique. J. dent. Res., v.68, n.spec., p.914, Jun./July 1989 (Resumo n.385).
- 21-DAHLING, C., GOTTLOW, J., et al. Healing of bone defects by guided tissue regeneration. Plast. Reconstr. Surg., v.81, n.5, p.672-676, May 1988.
- 22-DONATH, K., DJUKANOVIC, D., et al. Guided tissue regeneration around dental implants in immediate extraction sockets: comparison of e-PTFE and a new titanium membrane. Int. J. Periodont. restorat. Dent., v.14, n.3, p.243-253, Nov. 1994.
- 23-DYER, J. R. Aplicações da espectroscopia de absorção aos compostos orgânicos. Trad. Aurora Giora Albanese, Ed. Edgard Blücher, SP, 1977, pg. 5-11.
- 24-ELLEGAARD, B., KARRING, T., et al. New periodontal attachment procedure based on retardation of epithelial migration. J. clin. Periodont., v.1, p.75-78, 1974.
- 25-ENGELER, W. O., RAMFJORD, S. P., et al. Healing following simple gingivectomy. A tritiated thymidine radiographic study. I. Epithelialization. J. Periodont., v.37, p.298-308, 1966.
- 26-FLANARY, D. B., TWOHEY, S. M., et al. The use of a synthetic skin substitute as a physical barrier enhance healing in human periodontal furcation defects: A follow-up report. J. Periodont., v.62, n.11, p.684-689, Nov. 1991.

- 27-GARGIULO, A. W., WENTZ, F. M., et al. Dimensions and relations of dentogingival junction in humans. J. Periodont., v.32, n.3, p.251-267, July 1961.
- 28-GOTTLOW, J., KARRING, T., et al. Guided tissue regeneration following treatment of recession-type defects in monkey. J. Periodont., v.61, n.11, p.680-685, Nov. 1990.
- 29-GOTTLOW, J., KARRING, T., et al. Guided tissue regeneration following the use of gore-tex. International Association For Dental Research. 65. Chicago. Mar. 11-15. Abstracts of Papers J. dent. Res., v.66, n.spec., p.281, 1987 (Resumo no.1394).
- 30-GOTTLOW, J., NYMAN, S., et al. New attachment formation as the result of controlled tissue regeneration. J. clin. Periodont., v.11, n.8, p.494-503, Aug. 1984.
- 31-GOTTLOW, J., NYMAN, S., et al. Treatment of localized gingival recession with coronally displaced flap and citric acid. An experimental study in dog. J. clin. Periodont., v.13, n.1, p.57-63, Jan. 1986.
- 32-GOTTLOW, J., NYMAN, S., et al. New attachment formation in the human periodontium by guided tissue regenerations. Case Reports. J. clin. Periodont., v.13, n.6, p.604-616, July 1986.
- 33-GOTTLOW, J. Guided tissue regeneration using bioresorbable and non-resorbable devices: initial healing and long-term. J. Periodontol., v.64, n.11, p.1157-1165, 1993.
- 34-HERBERT, J. T., JONATHAN, L. G., et al. Clinical evaluation of guided tissue regeneration in treatment of grade II molar furcation invasions. Int. J. Periodont. restorat. Dent., v.14, n.3, p.255-271, 1994.
- 35-IGLHAUT, J., AUKHIL, I., et al. Progenitor cell kinetics during tissue regeneration in experimental periodontal wound. J. periodont. Res., v.23, n.2, p.107-117, Mar. 1988.
- 36-ISIDOR, F., KARRING, T., et al. New attachment-reattachment following reconstructive periodontal surgery. J. clin. Periodont., v.12, n.9, p.728-735, Oct. 1985.
- 37-KALKWARF, K. I. Periodontal new attachment without the placement of osseous potentiating grafts In: LINDHE, J. Tratado de periodontologia clinica. Rio de Janeiro. 1985. p.339-357.
- 38-KARRING, T., NYMAN, S., et al. Healing following implantation of periodontitis affected roots into bone tissue. J. clin. Periodont., v.7, n.2, p.96-105, Apr. 1980.
- 39-LEKOVIC, V., KENNY, E. B., et al. Evaluation of guided tissue regeneration in class II furcation defects. J. Periodont., v.60, n.12, p.694-698, Dec. 1989.
- 40-LÖE, H., THEILADE, E., et al. Experimental gingivitis in man. J. Periodont., v.36, n.3, p.177-187, May/June 1965.

- 41-MAGNUSSON, I., NYMAN, S., et al. Connective tissue attachment formation following exclusion of gingival connective tissue and epithelium during healing. J. periodont. Res., v.20, n.2, p.201-208, Mar. 1985.
- 42-MARTIN, M., GANTE, B., et al. Treatment of periodontal furcation defects. I. Review of the literature and description of regenerative surgical technique. J. clin. Periodont., v.15, n.4, p.227-239, Apr. 1988.
- 43-MELCHER, A. H. On the repair potential of periodontal tissue. J. Periodont., v.47, n.5, p.256-260, May 1976.
- 44-MELLONIG, J. T., BOWERS, G. M. Regenerating bone in clinical periodontics. J. Amer. dent. Ass., v.121, n.4, p.497-502, Oct. 1990.
- 45-METZLER, D. G., SEAMONS, B. C., et al. Clinical evaluation of guided tissue regeneration in the treatment of maxillary class II molar furcation invasions. J. Periodont., v.62, n.2, p.353-360, June 1991.
- 46-MIAIRA, L. Y. Reparação dos tecidos periodontais na regeneração tecidual guiada (membranas não reabsorvíveis). Revisão da literatura. Dissertação de Mestrado- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. 1992. 78p.
- 47-NIEDERMAN, R., SAVITT, E., et al. Regeneration of furca bone using gore-tex membrane implants. International Association For Dental Research. 65. Chicago. Mar. 11-15. Abstracts of Papers J. dent. Res., v.66, n.spec., p.281, 1987 (Resumo 1392).
- 48-NIEDERMAN, R., HEELEY, J. D., et al. Regeneration of furca bone using gore-tex periodontal material. Int. J. Periodont. restorat. Dent., v.9, n.6, p.469-480, 1989.
- 49-NOVAES, J., DIAS, L. Z. S., et al. Regeneração tecidual guiada: desenvolvimento de uma membrana nacional. Periodontia, v.1, n.1, Abril/Setembro 1992.
- 50-NYMAN, S., GOTTLOW, J., et al. The regenerative potential of the periodontal ligament. An exoerimental study in the monkey. J. clin. Periodont., v.9, n.3, p.257-265, May 1982.
- 51-NYMAN, S., GOTTLOW, J., et al. New attachment formation by guided tissue regeneration. J. periodont. Res., v.22, n.3, p.252-254, May 1987.
- 52-NYMAN, S., KARRING, T., et al. Healing following implantation of periodontitis-affected roots into gingival connective tissue. J. clin. Periodont., v.7, n.5, p.394-401, Oct. 1980.
- 53-NYMAN, S., LINDHE, J., et al. Reinserção-nova inserção In: Tratado de periodontologia clinica. Rio de Janeiro. 1985. p.339-357.

- 54-NYMAN, S., LINDHE, J., et al. New attachment following surgical treatment of human periodontal disease. J. clin. Periodont., v.9, n.4, p.290-296, July 1982.
- 55-PITARU, S. Partial regeneration of periodontal tissue using collagen barriers. Initial observations in the canine. J. Periodont., Chicago, v.59, n.6, p.380-386, 1988
- 56-PITARU, S. Collagen membranes prevent apical migration of epithelium and support new connective tissue attachment during periodontal wound healing in dogs. J. Periodont. Res., Copenhagen, v.24, n.4, p.247-253, 1989.
- 57-PONTORIERO, R., LINDHE, J., et al. Guided tissue regeneration in degree II furcation-involved mandibular molars. A clinical study. J. clin. Periodont., v.15, n.4, p.247-254, Apr. 1988.
- 58-PONTORIERO, R., NYMAN, S., et al. Guided tissue regeneration in the treatment of furcation defects in man: Short communications. J. clin. Periodont., v.14, n.10, p.618-620, June 1987.
- 59-SALONEN, J. I., PERSSON, G. R. Migration of epithelial cells on material used in guided tissue regeneration. J. periodont. Res., v.25, n.4, p.215-221, 1990.
- 60-SEIBERG, J., NYMAN, S. Localized ridge augmentation in dog. A pilot study using membranes and hidroxiapatite. J. Periodont., v.61, n.3, p.157-165, Mar. 1990.
- 61-SIGURDSSON, T. J., HARDWICK, R., et al. Periodontal repair in dogs: space provision by reinforced ePTFE membranes enhances bone and cementum regeneration in large supraalveolar defects. J. Periodont., v.65, n.4, p.350-356, Apr. 1994.
- 62-STAHL, S. S., FROUM, S. Healing of human suprabony lesions treated with guided tissue regeneration and coronarally anchored flaps. J. clin. Periodont., v.18, n.1, p.69-74, Jan. 1991.
- 63-VAN VLACK, L. H. Princípios de ciência dos materiais. Traduzido pelo engenheiro Luiz P. C. Ferrão. 8ª reimpressão. Ed. Edgard Blücher Ltda. São Paulo, 1988.
- 64-ZAFFE, D., ROSSI, P., et al. A comparative study of the effectiveness of e-PTFE membranes with and without early exposure during the healing period. Int. J. Periodont. restorat. Dent., v.14, n.2, p.167-180, 1994.
- 65-ZANIQUELLI, O. Formulação e caracterização de misturas de resina epóxica mais material de carga para uso como material para modelos. Dissertação de Mestrado- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo-Campus de Ribeirão Preto. 1991. 80p.