

REVISTA Univap

CIÊNCIA • TECNOLOGIA • HUMANISMO

São José dos Campos-SP - v. 4 - n. 5 - nov./96

Uma publicação da:

**UNIVERSIDADE DO
VALE DO PARAÍBA**

5

A REVISTA UniVap tem por objetivo divulgar conhecimentos, idéias e resultados, frutos de trabalhos desenvolvidos na UNIVAP - Universidade do Vale do Paraíba, ou que tiveram participação de seus professores, pesquisadores e técnicos. Os artigos assinados são de responsabilidade exclusiva de seus autores. A publicação total ou parcial dos artigos desta revista é permitida desde que seja feita referência completa à fonte.



UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA

Baptista Gargione Filho

Reitor

João Luiz Teixeira Pinto

Vice-Reitor

Jair Cândido de Melo

Pró-Reitor de Graduação

Walter dos Santos

Pró-Reitor de Pesquisa e Pós-Graduação

Antonio de Souza Teixeira Júnior

Pró-Reitor de Extensão

Ailton Teixeira

Pró-Reitor de Planejamento, Administração e Finanças

Elizabeth de Moraes Liberato

Diretora do Instituto de Ciências Sociais Aplicadas

Maria Tereza Dejuste de Paula

Diretora do Instituto de Ciências Humanas e Letras

Élcio Nogueira

Diretor do Instituto de Ciências Exatas e Tecnologia

Darwin Bassi

Diretor do Instituto de Ciências Biológicas e da Saúde

Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento

COORDENAÇÃO GERAL

Prof. Dr. Antonio de Souza Teixeira Júnior

Eng. Luiz Oscar Dourado Falcão

REVISÃO DE TEXTO

Profª Maria do Carmo Silva Soares

DIGITAÇÃO E FORMATAÇÃO

Benedita Rosa Maria

Cláudia Helena Lopes

CORRESPONDÊNCIA

UNIVAP-Praça Cândido Dias Castejón, 116 - Centro

CEP 12245-720 - S.J. Campos - SP - Brasil

Tel. (012) 322-2355

Fax (012) 341-7248

SUMÁRIO

v. 4

n. 5

novembro/96

EDITORIAL	1
FUTURO DA INSTRUMENTAÇÃO NO PADCT Cícero Lívio Omega de Souza Filho	3
MIGRAÇÃO E QUALIDADE DE VIDA Neusa Aparecida Dias	5
OTIMIZAÇÃO DA TÉCNICA DE INTERPRETAÇÃO VISUAL EM IMAGENS TM/LANDSAT, ATRAVÉS DA TÉCNICA DE SEGMENTAÇÃO POR CRESCIMENTO DE REGIÕES Paulo Sérgio de Rezende Nascimento	11
CENTRO DE TREINAMENTO UNIVAP/LABGEO: IMPLANTAÇÃO DE CURSOS DE EXTENSÃO EM SENSORIAMENTO REMOTO E GEOPROCESSAMENTO Angélica Di Maio Mantovani e Ana Catarina Farah Perrella	15
BALANÇA UTILIZANDO FIBRA ÓPTICA Renato A. Zângaro, R. E. Medrano, R. B. da Silva e M. T. T. Pacheco	19
LASERS EM MEDICINA Antonio de Souza Teixeira Jr.	21
COMPARAÇÃO EXPERIMENTAL ENTRE CATETERES MONOFIBRA E POLIFIBRA Carlos J. Lima, Renato A. Zângaro e M. T. T. Pacheco	23
CATETER PARA DIAGNÓSTICO CARDIOVASCULAR Carlos J. Lima, Landulfo Silveira Jr., Renato A. Zângaro e M. T. T. Pacheco	25
DIAGNÓSTICO NÃO-INVASIVO DE SANGUE Landulfo Silveira Jr., Renato A. Zângaro e M. T. T. Pacheco	27
SISTEMA LASER PARA DIAGNÓSTICO DE DISPLASIAS IN VIVO Renato A. Zângaro, Landulfo Silveira Jr., M. T.T. Pacheco, I. Itzkan, R. Manoharan, R. Dasari e M. Feld	29
SISTEMA RAMAN PARA DIAGNÓSTICO DE TECIDOS BIOLÓGICOS S. Sathiah, Renato A. Zângaro e M. T.T. Pacheco	33
PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO RÁPIDO DE ESPECTROS RAMAN O. Saotome, I. S. Diniz, Renato A. Zângaro e M. T.T. Pacheco	35
DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA TRATAMENTO DE SINAIS BIOLÓGICOS M. A. da Silva, O. Saotome, Renato A. Zângaro e M. T.T. Pacheco	39
CATETER A FIBRA ÓPTICA COM VISADA LATERAL PARA DIAGNÓSTICO DE ATÉROMAS IN VIVO UTILIZANDO ESPECTROSCOPIA RAMAN A. de Jesus, Carlos J. Lima, Landulfo Silveira Jr., Renato A. Zângaro e M. T.T. Pacheco	41
CATETER MONOFIBRA PARA DIAGNÓSTICO UTILIZANDO ESPECTROSCOPIA POR FLUORESCÊNCIA Carlos J. Lima, Landulfo Silveira Jr., Renato A. Zângaro e M. T.T. Pacheco	45

Revista UniVap - Ciência - Tecnologia - Humanismo/Universidade do Vale do
Paraíba, v.1, n.1 (1993) - São José dos Campos: Universidade do Vale do
Paraíba, 1993 -
v. : il. ; 30cm.

Irregular

1 - Universidade do Vale do Paraíba

"As Universidades gozam de autonomia didático-científica, administrativa e de gestão financeira e patrimonial e obedecerão ao princípio de indissociabilidade entre ensino, pesquisa e extensão."

Art. 207. Constituição da R.F. do Brasil

Trata este número de atividades desenvolvidas na UNIVAP, em diferentes departamentos, confirmando a idéia de que somos a unidade, na diversidade.

Temos todos, na UNIVAP, como objetivo final, possibilitar o exercício da triplice função das atividades de Ensino, Pesquisa e Extensão, indissociáveis e interativas. Se a democracia não consubstancia o sistema ideal de governo, é, contudo, o melhor que se conhece. Tentativas de mudança, para regimes aparentemente mais eficientes, resultaram em insucessos bem conhecidos. Da mesma forma, se para muitos a triplice função da Universidade não corresponde ao ideal, advogando alguns a existência de "universidades de ensino" sem pesquisa e extensão, o que vemos é que o prestígio das universidades, em todo o mundo, decorre exatamente do exercício dessas três atividades. O ambiente de pesquisa propicia sempre possibilidades de renovação do que se ensina e dá ensejo a ter algo a fornecer às empresas e à sociedade em geral, atualizando conhecimentos e colocando novas tecnologias a serviço das atividades profissionais.

As universidades formam os agentes da adaptação à vida das mudanças que as novas tecnologias vão rapidamente introduzindo, transformando usos e costumes, em função principalmente das facilidades de comunicação e de transportes, com profundas e evidentes implicações do que se ensina, do porquê se pesquisa e como se interage com a coletividade.

O que se insere neste número da Revista UNIVAP mostra as preocupações dos articulistas em dizer e justificar o que é feito na universidade e para que e para quem se destina. Em função de seus objetivos, ocorreu maior concentração de artigos referentes às aplicações da Óptica à Medicina, tendo em vista a participação recente do grupo de pesquisas

da UNIVAP em diversos Congressos Nacionais e Internacionais, sobre Instrumentação, Bio-Engenharia e Física Aplicada.

Esperamos poder contribuir, dentro das possibilidades de que dispomos, para a divulgação de informações de P&D realizadas na UNIVAP, que possam, de alguma forma, ser úteis aos interessados.

Antonio de Souza Teixeira Junior
Pró-Reitor de Extensão

FUTURO DA INSTRUMENTAÇÃO NO PADCT*

Para os não-iniciados, convém explicar que o PADCT - Programa de Apoio ao Desenvolvimento Científico e Tecnológico - é composto de 12 subprogramas e vem atuando há 12 anos.

Em particular, o Subprograma de Instrumentação vem sofrendo os impactos das novas tendências da integração de diferentes funções em um mesmo sistema computadorizado, desaparecendo, em muitos casos, o instrumento tradicional.

Tentar-se-á prever o que acontecerá com a Instrumentação e os rumos possíveis que os novos tempos indicarão.

Antes de se concluir o raciocínio que conduzirá a este exercício de "futurologia", tentar-se-á elucidar assunto pertinente ao tema, que constitui a chamada "Tecnologia Invisível".

O PIB brasileiro em 1996, oficialmente aceito, é de aproximadamente 700 bilhões de reais, mas é de conhecimento geral que a economia informal produz algo em torno de 200 a 250 bilhões de reais por ano, o que equivale a 30% do PIB. Não se trata de mais um recorde brasileiro, se for levado em consideração que a economia informal italiana já chegou a ser estimada em 70% de seu PIB.

Assim, como acontece com a economia informal no dia a dia, testemunha-se uma série de fatos de cunho tecnológico, sem que se perceba o que está ocorrendo. Por exemplo, um dentista, ao aplicar uma resina fotopolimerizável em seu paciente, e o próprio paciente desconhecem a evolução tecnológica anterior à viabilização deste ato, ocorrida com as fibras ópticas. O mesmo se diga em relação ao telefone celular e tantos outros.

A economia informal traz problemas para o cálculo do PIB, embora de algum modo seja sentida. O que ocorre com o progresso tecnológico é que, embora absorvido em função dos seus efeitos, modificando hábitos e conforto, ele é simplesmente "invisível" em curto prazo.

As competências de tratar estes assuntos são também de setores diversos da administração pública: da Economia e da Ciência e Tecnologia.

A tecnologia é um bem econômico que passa despercebido, sendo de avaliação subjetiva e volátil. Os Estados Unidos, com sua política internacional de equilíbrio de forças, desenvolveram tecnologias além das necessidades nacionais imediatas de uma sociedade mais equilibrada.

Comparando-se os desenvolvimentos do Brasil e dos Estados Unidos, constata-se que é preciso imenso preparo para ganhar a guerra econômica em um mundo globalizado.

A preparação brasileira, para esta competição, acontece sob vários aspectos apenas liminarmente e, sob outros, com resultados não-contabilizados, pois são invisíveis.

O desenvolvimento das fibras ópticas, aqui no Brasil, aconteceu sob a luz do equilíbrio de forças no mercado de telecomunicações, "um mundo", se apreciado pelo faturamento anual do setor, o que prova a competência brasileira em estado de guerra e indica um caminho.

Quando foi referido às fibras ópticas, não se estava, na verdade, referenciando o desenvolvimento de fibras ópticas para o mercado de telecomunicações, até porque o dentista

* Colaboração externa para a Revista UNIVAP.

não polimeriza sua resina com sinais ópticos multiplexados, mas com a velha conhecida luz, que foi conduzida até a boca do paciente através da tecnologia de fibras ópticas e que, informalmente, foi desenvolvida a partir do gigantesco esforço empresarial para o mercado de telemática.

Os "meios de cultura de tecnologia", a esta altura, passam por um claro divisor de águas: o meio de cultura universitário, formador de recursos humanos e ciência, e o empresarial, formador de cenários e tecnologia.

É sobre este divisor de águas que o Subprograma de Instrumentação do PADCT e outros programas de fomento, inclusive estaduais, procuram privar Universidades que precisam de parceiros (empresas) para projetos de desenvolvimento.

Isto constitui a transferência de tecnologia, de difícil consecução, mas que precisa ser tentada, porque dela depende o desenvolvimento efetivo dos países.

A empresa Telebrás, ao interagir com a UNICAMP, através do seu centro de pesquisa e sob sua administração, gerou desenvolvimento científico e tecnológico, recursos humanos, patentes, transferência de tecnologia, formação de empresas e desenvolvimento informais.

Esta é a fórmula de sucesso também de outros países.

É este o caminho: os Centros de Pesquisa Tecnológica geram Pesquisas Cooperativas; porém, sob auspícios empresariais. É este também o motivo de não se possuir, até hoje, um bom número de grandes empresas de base tecnológica. Trata-se de não somente reinventar a roda, se necessário, mas de mantê-la girando.

Neste sentido, o Subprograma de Instrumentação (SINST) do PADCT primou por inovar, buscando já na sua segunda fase (92/96) empresas; porém, pelas portas que lhe permitiam o fluxo de recursos; as universidades é que deveriam procurar os parceiros. Quando, por sorte e coincidência com um edital de apresentação de projetos, uma empresa já avançara o estágio de namoro com a universidade, via-se, nestes casos, uma maior possibilidade de sucesso, como de fato aconteceu inclusive, com os centros de pesquisa da Telebrás e Petrobrás.

Fora do contexto exposto, estas interações resultaram "somente" em tecnologia de prateleira com possível geração de competência nacional.

Não podendo financiar diretamente as empresas, o SINST propõe, para a nova fase (PADCT III), novas soluções como o Pré-Projeto, quando entidades, de caráter público e privado, poderão, através de um edital de fluxo contínuo, se aproximar a partir da iniciativa empresarial ou acadêmica. Mais do que isto, estar-se-á de sobreaviso para a participação em Projetos Temáticos, quer pela interação com outros programas de fomento quer pela orientação do Plano Plurianual de Ciência e Tecnologia.

A instrumentação, como um agente integrador de tecnologias, se dará, no PADCT III, principalmente nas áreas de fotônica (incluindo óptica, comunicações ópticas, etc.) e de eletrônica avançada (incluindo interação multimídia, software, telemática, etc.).

Dado este novo alinhamento de objetivos, o nome do Subprograma Instrumentação perde sua objetividade, pois, deixa de ser o desenvolvimento de um instrumento para uma determinada ação e passa a ser o de integração de vários instrumentos e tecnologias, compondo na realidade um sistema de novas tecnologias, o que já é e será *ad eternum* o futuro da "Instrumentação".

Cícero Lívio Omega de Souza Filho
**Empresário e Membro do Grupo de Trabalho
do Subprograma de Instrumentação do PADCT**

Migração e Qualidade de Vida

Neusa Aparecida Dias*

Resumo: *O estudo do Processo Migratório no Vale do Paraíba (SP) apresenta São José dos Campos como uma das cidades que se destacou por atrair enormes contingentes populacionais, especialmente nas décadas de 60 e 70. O município teve um intenso processo de urbanização que se iniciou por volta de 1950, a partir da instalação de indústrias e da facilidade de acesso pela Via Dutra e que continua até os dias atuais, porém em ritmo menor nesta década. As transformações ocorridas em São José dos Campos, provocadas pelo rápido crescimento demográfico e econômico, trouxeram conseqüências que comprometem a Qualidade de Vida da população.*

Abstract: *The study of the Migratory Process in "Vale do Paraíba-SP" shows "São José dos Campos" as a city which was pointed out by attracting enormous populational contingents, specially in the 60 and 70 decades. The municipal district had an intensive urbanization process around 50's, when many factories were built up. With the easy access through "Via Dutra", this process continues up today, though with a lower intensity. The quick demographic and economic expansion changed São José dos Campos and brought out, as a consequence, a worse quality of life for its population.*

"O migrante, aquele que busca refazer a vida, conquistar uma situação, usar a cidade como suporte para esta conquista; sua situação de migrante condiciona, portanto, a imagem que tem da cidade e o uso que dela fará." (Wilheim e Déak)

1. INTRODUÇÃO

O crescimento populacional no Estado de São Paulo se deve especialmente às migrações que se intensificaram para a Região Sudeste, impulsionadas pela industrialização.

No final da década de 50, as alterações na estrutura produtiva do Estado desencadearam também subordinação da agricultura à indústria. Isso implicou uma modernização agrícola que eliminou muita mão-de-obra do campo (êxodo rural).

Com estas mudanças, os movimentos migratórios começaram a se dirigir para o interior, dado que algumas indústrias já se instalavam especialmente nas cidades mais desenvolvidas.

O município de São José dos Campos, nas décadas de 60 e 70, exerceu forte atração nos inúmeros imigrantes do interior do Estado de São Paulo e de outras regiões do País que vinham em busca de melhores condições de vida.

Esses intensos fluxos migratórios, somados ao crescimento vegetativo, foram responsáveis pelo acelerado crescimento populacional da cidade nas

referidas décadas.

2. EVOLUÇÃO ECONÔMICA E POPULACIONAL DO VALE DO PARAÍBA

Com o crescimento econômico e populacional, o Estado de São Paulo expandiu o desenvolvimento para o interior.

De 1930 a 1956 houve uma expansão da indústria paulista que trouxe alterações no mercado, na organização do trabalho e no processo de urbanização. Com isso, novos municípios foram criados e receberam incentivos para acompanhar o crescimento econômico, como por exemplo ferrovias, comércio e sistema bancário.

Em 1960, o Estado apresentava uma população de 13 milhões de habitantes, 8 milhões estavam morando no interior. Nesse período a estrutura produtiva passava por mudanças que refletiram modernização na agricultura e um desenvolvimento rápido na indústria. Os centros econômicos mais avançados do Estado já apresentavam condições para a instalação de indústrias.

A agricultura ficou subordinada à industrialização, no sentido de que precisava produzir mais alimentos e as máquinas podiam auxiliar ou até mesmo fazer alguns trabalhos antes executados pelo homem do campo. O resultado destas transformações no campo foi a expulsão do homem rural que vem para a cidade.

Nos anos 70, o interior do Estado já apresentava altas taxas de crescimento populacional.

* Mestranda da UNIVAP.

"Este acentuado desenvolvimento do interior não se deu de forma homogênea, coexistindo, num mesmo espaço, regiões que se desenvolveram significativamente e outras que apresentaram perdas de população e até estagnação econômica" (Informe Demográfico, 1990).

Como as indústrias que se instalaram em cidades com situações mais favoráveis (transporte, comunicação, rodovias), a migração também se direciona fortemente para esses locais, onde há um desenvolvimento maior das atividades econômicas, de emprego e de renda.

O município de São José dos Campos, por atender a estes requisitos importantes para a industrialização, acaba por atrair pessoas de diversas regiões do País, de cidades vizinhas e do interior do próprio Estado de São Paulo.

Dados do IBGE (1980) registram o número de habitantes de São José dos Campos e a procedência dos imigrantes residentes no município naquele período (Tabela I).

A população total do município em 1980 era de 287.513 habitantes, sendo 283.213 brasileiros natos, 568 naturalizados brasileiros e 3.732 estrangeiros.

3. FATORES QUE FAVORECEM A MIGRAÇÃO PARA A CIDADE DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS

A localização estratégica do município, entre duas grandes Metrópoles Nacionais - São Paulo e Rio de Janeiro - impulsionou o crescimento da cidade. O fácil acesso pela rodovia Presidente Dutra à cidade e desta aos portos de Santos e São Sebastião e a instalação do Centro Técnico Aeroespacial (CTA) são fatores que interferiram no crescimento econômico e demográfico da cidade.

Na década de 30 registra-se em São José dos Campos um número alto de tuberculosos, vindos de outros municípios. Muitas pessoas vinham para cá por causa do clima para recuperar a saúde e acabavam por se fixarem na cidade.

A industrialização, na década de 40, impulsionou o aumento populacional com uma taxa de crescimento de 2,1%, nas décadas de 40/50, passando a 6,7% ao ano, nas décadas de 60 e 70.

A Tabela II mostra o aumento da população do município a partir de 1940 até 1991, e a inversão ocorrida na localização da população que passa a ser eminentemente urbana em 1980.

Até 1970, o crescimento divide-se, igualmente, em vegetativo e migratório. A partir desta data, o último passou a predominar. Dados do IBGE comprovam que, naquele ano, 50,2% da população não era natural de São José dos Campos, dos quais, vale dizer, 48% estava no município há menos de cinco anos.

Em dez anos, a população urbana de São José dos Campos praticamente dobrou, passando de 77.533 habitantes, em 1960, para 148.332, em 1970.

Esta concentração populacional nas décadas de 60 e 70 se deve principalmente às indústrias. Esse crescimento continua até a década de 80, quando foram registrados 287.513 habitantes no município, sendo que 276.901 estavam concentrados na zona urbana.

Segundo dados do censo demográfico, em 1991, São José dos Campos apresentava uma população de 442.370 habitantes. Um dos fatores que interferiu na queda da taxa do crescimento populacional no período de 80 a 91 foi a crise das indústrias bélicas - AVIBRAS (1987) e ENGESA (1988), seguida pela crise da EMBRAER (1990), que resultou em altas taxas de desemprego.

Essas e outras indústrias localizadas no município representam um aspecto importante para atrair migrantes. Segundo Singer (1975), "Uma vez iniciada a industrialização de um sítio urbano, ele tende a atrair populações de áreas geralmente próximas. O crescimento demográfico da cidade, torna-a, por sua vez, um mercado cada vez mais importante para bens e serviços de consumo, o que passa a constituir um fator adicional de atração de atividades produtivas.."

As indústrias são montadas em espaços geográficos que atendam alguns requisitos: existência de aglomerações urbanas, mercado consumidor e fornecedor de mão-de-obra, infra-estrutura destinada a transporte de mercadorias, facilidade de importação e exportação. As características do município de São José dos Campos favoreceram o processo de industrialização.

As transformações econômicas ocorridas no município não foram acompanhadas pelo atendimento das necessidades crescentes da população. Mesmo possuindo algum tipo de infra-estrutura (água, energia, esgoto, transporte), a cidade não atendeu satisfatoriamente os já habitantes e os migrantes recém-chegados.

A sociedade industrial motiva as pessoas a buscarem melhores condições sociais e econômicas. O imigrante vem para a cidade para dar sua contribuição e, quando não consegue inserir-se no mercado de trabalho, acaba sendo visto como uma parte da população marginal; isto porque, na maioria dos casos, não participa de organizações sociais, não usufrui de certos serviços urbanos e acaba numa situação de dependência, onde, faltando-lhe condições para viver, começa então a sobreviver no meio urbano.

TABELA 1

Censo Demográfico de 01.09.1980 - São José dos Campos - SP

MIGRAÇÃO - BRASILEIROS NATOS, POR SEXO E NATURALIDADE

NATURALIDADE	TOTAIS		SEXO		
	TOTAL	%	HOMENS	MULHERES	
				Nº	%
BRASILEIROS NATOS	283.213	100	142.497	140.716	49,69
01 - São Paulo	191.553	67,64	95.585	95.968	50,10
02 - Minas Gerais	53.501	18,89	27.136	26.365	49,28
03 - Paraná	10.954	3,87	5.570	5.384	49,15
04 - Rio de Janeiro	7.628	2,69	3.936	3.692	48,40
05 - Bahia	3.518	1,24	1.815	1.703	48,41
06 - Pernambuco	3.514	1,24	1.796	1.718	48,89
07 - Paraíba	1.730	0,61	990	740	42,77
08 - Ceará	1.708	0,60	921	787	46,08
09 - Piauí	1.273	0,45	686	587	46,11
10 - Rio Grande do Norte	1.256	0,44	663	593	47,21
11 - Alagoas	941	0,33	473	468	49,73
12 - Rio Grande do Sul	781	0,28	473	308	39,44
13 - Espírito Santo	583	0,21	313	270	46,31
14 - Santa Catarina	543	0,19	266	277	51,01
15 - Sergipe	501	0,18	261	240	47,90
16 - Goiás	425	0,15	201	224	52,71
17 - Mato Grosso do Sul	376	0,13	186	190	50,53
18 - Maranhão	357	0,13	182	175	49,02
19 - Pará	306	0,11	116	190	62,09
20 - Mato Grosso	255	0,09	159	96	37,65
21 - Distrito Federal	167	0,06	72	95	56,89
22 - Amazonas	81	0,03	24	57	70,37
23 - Acre	39	0,01	15	24	61,54
24 - Rondônia	31	0,01	9	22	70,97
25 - Fernando de Noronha	4	4	100
26 - Roraima
27 - Amapá
00 - Brasil - Sem especificação	1.188	0,42	649	539	45,37
REGIÃO NORTE	457	0,16	164	293	64,11
REGIÃO NORDESTE	14.802	5,23	7.787	7.015	47,39
REGIÃO SUDESTE	253.265	89,43	126.970	126.295	49,87
REGIÃO SUL	12.278	4,34	6.309	5.969	48,62
REGIÃO CENTRO-OESTE	1.223	0,43	618	605	49,47

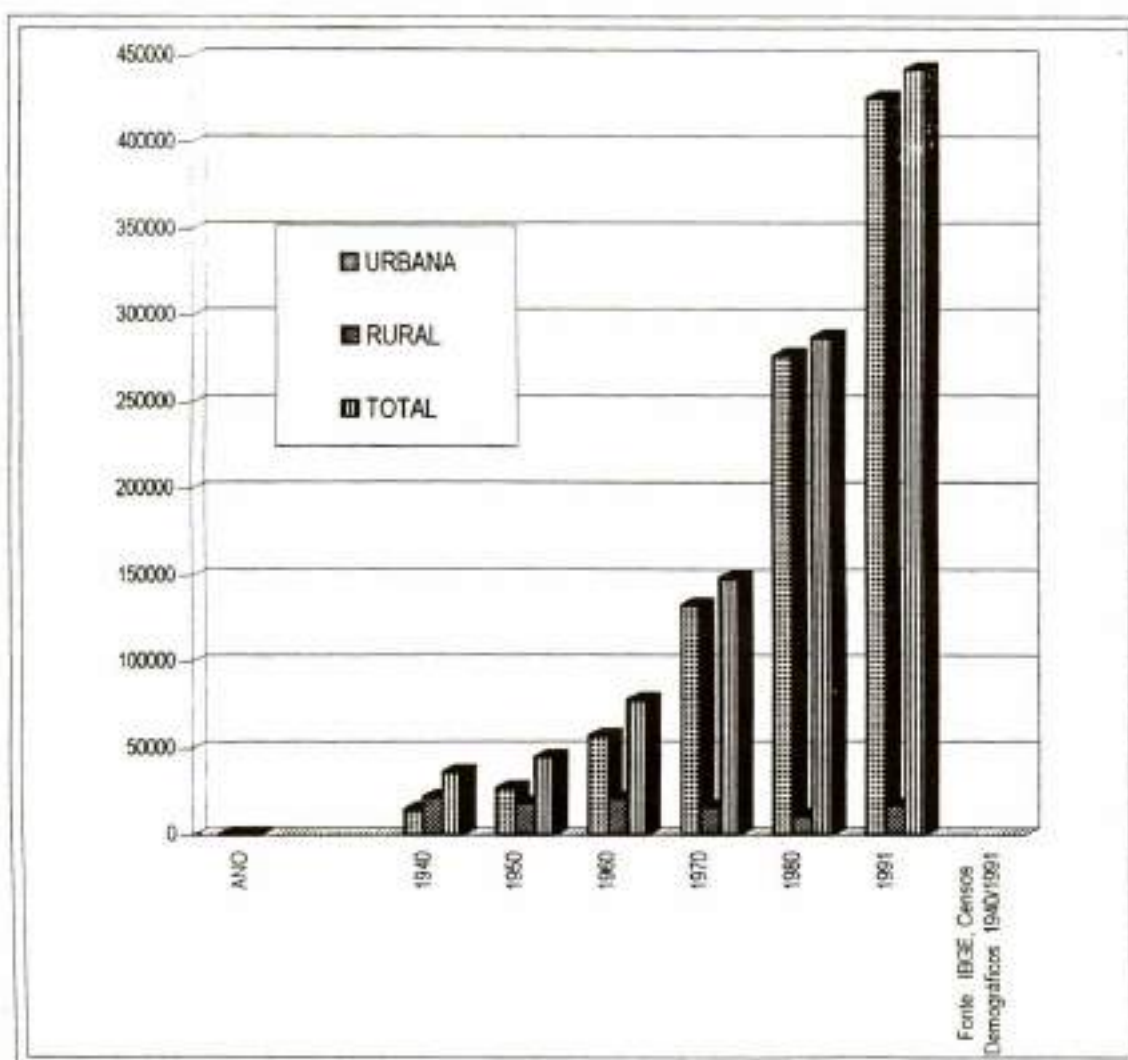
Fonte: C. D. 1980 - São Paulo - Vol.1, Tomo 4, nº 19 - IBGE, RJ/RJ, nov. 1982.

TABELA II

EVOLUÇÃO DA POPULAÇÃO DE S.J. DOS CAMPOS - 1940/1991				
POPULAÇÃO ANO	URBANA Nºs ABS.	RURAL Nºs ABS.	TOTAL	TAXA DE CRESCIMENTO-%
1940	14.474	21.805	36.279	40/50 (2,1%)
1950	26.600	18.204	44.804	50/60 (5,6%)
1960	56.882	20.651	77.533	60/70 (6,7%)
1970	132.482	15.850	148.332	70/80 (6,8%)
1980	276.901	10.612	287.513	80/91 (3,9%)
1991	425.515	16.855	442.370	x x

Fonte: IBGE, Censos Demográficos 1940/1991

GRÁFICO: POPULAÇÃO URBANA, RURAL E TOTAL X PERÍODO.



4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O movimento migratório para o município de São José dos Campos, assim como ocorreu em outras cidades do interior do Estado de São Paulo, acarretou um grande aumento da oferta de mão-de-obra, gerando graves problemas sócio-econômicos que trouxeram mudanças profundas sobre o espaço, criando uma nova realidade urbana.

Isso provocou uma queda na **Qualidade de Vida** da população, como por exemplo: escassez de habitação, insuficiência de serviços urbanos básicos (água, esgoto, transporte), falta de leitos hospitalares, vagas nas escolas, desemprego, marginalidade, altos índices de homicídios, delinquência e problemas de **Planejamento Urbano**.

Os imigrantes ao chegarem na cidade encontram situação adversa daquela que imaginavam e, por não se adaptarem, ficam marginalizados e tentam sobreviver em condições precárias.

Em janeiro de 1995, a Secretaria de Desenvolvimento Social de São José dos Campos fez uma análise do processo migratório no município e destacou alguns pontos importantes:

- a migração cresce com a crise econômica;
- São José dos Campos não é tida como uma cidade violenta, o que facilita a entrada de migrantes;
- aproximadamente 80 pessoas se deslocam no processo intramigratório, bimestralmente;
- o movimento é rotativo, viadutos como Kanebo e Johnson, de dois em dois meses, recebem novos "trecheiros";
- a maioria, natural das regiões Sul, Sudeste e Nordeste;
- famílias itinerantes não passam pelo Albergue, armam "barracas" ou se instalam embaixo de viadutos;
- procuram oportunidades de trabalho e se fixam em favelas; outros, retornam aos trechos: Taubaté, Caçapava, Jacareí, São Paulo;
- famílias e menores itinerantes "esmolam" no centro da cidade ou em restaurantes próximos aos "barracos";
- quando retornam à cidade de origem, levam material para "fazer comércio";
- não se adaptam em instituições públicas.

A Secretaria de Desenvolvimento Social de São José dos Campos informou também que o Albergue Municipal atende por mês 300 usuários aproximadamente. Diariamente, 12 pessoas são recepcionadas no Albergue e 10 recebem passagem para cidades vizinhas. No espaço de 2 meses, até 2 anos, 50% retornam ao Albergue.

Estes dados nos levam a constatar que a migração é um processo contínuo. Os indivíduos, por motivos pessoais, saem em busca de condições mais dignas de sobrevivência, na expectativa de realizações, que lhes permitam, quem sabe, uma mobilidade na escala social.

AGRADECIMENTOS

Apoio financeiro da FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo).

BIBLIOGRAFIA

- ANDRADE, Manuel Correia de. **Cidade e campo no Brasil**. São Paulo: Brasiliense, 1974.
- CUNHA, José Marcos Pinto da; RODRIGUES, Izilda. Processos migratórios: uma perspectiva regional. **Revista São Paulo em Perspectiva**. São Paulo, v. 3, n.3, p.60-68, jul/set. 1989.
- INFORME DEMOGRÁFICO - Migração no interior do Estado de São Paulo, SEADE, São Paulo, n. 8, 1990.
- JUNIOR, Agê. **São José dos Campos e sua história**. 2. ed. São Paulo: Offset Cópia Ltda. Ind. Gráfica, 1979.
- LEDRUT, Raymond. **Sociologia urbana**. Madrid Instituto de Estudios de Administración Local, (Colección Nuevo Urbanismo). 2. ed., 1976.
- PREFEITURA MUNICIPAL DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS. Secretaria de Desenvolvimento Social, Divisão de Programas Complementares. **Processo migratório**. São José dos Campos: Sistema CETREN - Migrante, 1995.
- SANTOS, Milton. **Pobreza urbana**. São Paulo/ Recife: HUCITEC/UFPE/CNPU, 1978.
- SINGER, Paul. **Economia política da urbanização**. 2. ed. São Paulo: Brasiliense, 1975.
- WILHEIM, Jorge; DÉAK, Osaba. **Maximização da qualidade de vida em conjuntos habitacionais**. São Paulo: COHAB, 1970.

Otimização da Técnica de Interpretação Visual em Imagens TM/Landsat Através da Técnica de Segmentação por Crescimento de Regiões

Paulo Sérgio de Rezende Nascimento*

Resumo: *Este artigo relata a geração de um arquivo de linhas através da técnica de segmentação de imagens TM/Landsat, visando otimizar a técnica de interpretação visual. A automatização deste procedimento pode conduzir a ganhos em termos de redução de custo e tempo. O produto gerado pela segmentação apresentou resultado satisfatório, podendo ser utilizado para substituir várias etapas da interpretação visual.*

Abstract. *This article presents an archive of lines generated by the technique of segmentation in TM-Landsat images, aiming at the optimization of the visual interpretation technique. The automatization of this proceeding would lead to gain in cost and time reduction. The product generated has presented a satisfactory result and can be utilized to substitute many stages of the visual interpretation.*

Keywords: *Segmentation, visual interpretation.*

1. INTRODUÇÃO

A visão panorâmica e a repetitividade das imagens orbitais e o avanço tecnológico nos equipamentos digitais permitem que se faça a análise de áreas extensas, obtendo resultados com maior rapidez em relação à análise de campo.

As dificuldades no monitoramento da paisagem de um país com dimensões continentais como o Brasil, tais como a quantidade de dados coletados e a análise dos mesmos, tornam necessário o conhecimento de todos os meios possíveis que fazem uso efetivo destes dados e que maximizam o acompanhamento da situação de uma região extensa como, por exemplo, a floresta Amazônica.

Segundo Batista et al. (1994), os métodos de sensoriamento remoto utilizados no monitoramento de florestas tropicais são baseados na fotointerpretação de dados das imagens ou classificação digital, usando algoritmos limitados baseados na análise *pixel a pixel*, sem informação contextual.

A extração de informações a partir da interpretação visual e a entrada de mapas via digitalização dos *overlays* têm alguns inconvenientes, tais como: fontes de erro como distorções geométricas e necessidade de vários especialistas em etapas diferentes. Estas etapas incluem: interpretação das imagens; correção e digitalização de *overlays*;

correção e ajuste de linhas e geração de mapas temáticos.

Neste contexto, o objetivo do presente trabalho é a geração de um arquivo de linhas através da técnica de segmentação por crescimento em regiões de imagens TM/Landsat, visando otimizar a técnica de interpretação visual. A automatização deste procedimento pode conduzir a ganhos em termos de redução de custo e tempo, principalmente no monitoramento da floresta Amazônica, pois, segundo Batista et al. (1994), são necessárias 229 imagens para cobrir toda a área da Amazônia Brasileira Legal.

A área de estudo localiza-se ao norte de Manaus (AM), delimitada pelos paralelos 2°25'09" e 2°19'13" de latitude Sul e pelos meridianos 60°06'03" e 59°58'24" de longitude Oeste. O acesso à área é possível pela rodovia federal BR-174 (Manaus - Boa Vista).

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A segmentação de imagens, segundo Gonzales e Wintz (1987), é um processo que permite subdividir uma imagem em diversas partes ou regiões significativas. Segundo Fonseca et al. (1990) e Erthal et al. (1991), o processo gera regiões descritas pelas suas características espaciais e espectrais e à medida que cada região é adquirida ela é rotulada e seus atributos estatísticos são extraídos. Uma região R_i na imagem é um conjunto de pontos circundados por um limite fechado de comprimento finito (Moik, 1980).

* Professor da UNIVAP.

Uma segmentação do domínio R de uma imagem é um conjunto finito de regiões, tal que: R é a união de R_i e a interseção entre R_i e R_j é igual a zero para todo i diferente de j (Ballard e Brown, 1992).

Em geral, a segmentação é baseada em duas características dos tons de cinza de uma imagem: a descontinuidade e a similaridade. O método da descontinuidade baseia-se na mudança abrupta dos valores de cinza, e o método da similaridade fundamenta-se na agregação de *pixels* em função da sua semelhança com os *pixels* vizinhos (Gonzales e Wintz, 1987). Neste contexto, diferentes técnicas de segmentação de imagens têm sido propostas (Moik, 1980; Halarick e Shapiro, 1985).

A técnica de segmentação baseada no método de crescimento de regiões é uma das mais utilizadas, pois permite extrair um conjunto mais rico de atributos e selecionar amostras mais representativas de cada classe (Kai e Muller, 1991).

Segundo os mesmos autores, a segmentação por crescimento de regiões particiona as imagens em regiões homogêneas e cada região contém um único rótulo. Esta técnica é desenvolvida a partir de um "pixel-semente" que agrupa os *pixels* adjacentes que possuem características similares e que satisfazem o critério de similaridade. O crescimento continua até que sejam encontrados *pixels* que não se adaptam ao critério de similaridade, e então o processo pára. Uma nova região inicia-se, cuja média inicial é o valor do novo "pixel-semente".

O algoritmo de segmentação utilizado possui dois limiares, o de similaridade e o de área. O primeiro é o limiar abaixo do qual duas regiões são consideradas similares e então agrupadas. É o valor da distância euclidiana mínima entre as médias das regiões consideradas. O segundo limiar é o valor da área mínima dado em número de *pixels*, para que uma região seja individualizada. Os valores 8 e 10 para os limiares de similaridade e de área, respectivamente, são os limiares padrões.

A definição dos limiares é uma etapa crítica do processo, pois determinará a precisão da segmentação. Segundo Shoemaker et al. (1991), se os limiares forem muito baixos, o processo não atribuirá muitos *pixels* às classes. Por outro lado, se forem muito altos, *pixels* representativos de diferentes classes serão incorretamente agrupados. Por esta razão, a imagem de bordas precisa ser avaliada para confirmar ou rejeitar os limiares adotados.

Segundo Halarick e Shapiro (1985), para uma maior eficiência do desempenho da segmentação, é necessário que as regiões sejam homogêneas texturalmente e suas bordas espacialmente precisas. Baraldi e Parmiggiani (1990) recomendam a

aplicação de filtragem passa-baixa, como uma técnica pré-segmentação, com o intuito de uniformizar os dados das imagens. Porém, estes filtros podem "borrar" ou degradar as bordas, diminuindo a separabilidade entre as classes. Este problema pode ser evitado com a utilização de um filtro especial (*Edge-Preserving-Smooth*), desenvolvido por Nagao e Matsuyama (1979). Este filtro remove os ruídos sem destruir os detalhes de fronteira de uma região, e tem também a habilidade de realçar as bordas. Uma outra alternativa, segundo Bins et al. (1992), é a aplicação do filtro mediana que suaviza a textura e não perde informações das bordas.

Uma maneira qualitativa, mas eficiente para avaliar com precisão a segmentação, segundo Cross et al. (1988) e Kai e Muller (1991), é comparar a imagem segmentada com mapas temáticos prévios, fotografias de campo ou dados de outro sensor. Segundo Gonzales e Wintz (1987), a avaliação da imagem segmentada pode ser realizada também, com a sobreposição desta com a imagem original.

3. MATERIAL E MÉTODO

Para o desenvolvimento do presente trabalho, foram utilizados produtos de sensoriamento remoto, documentos cartográficos e sistemas de *softwares* computacionais.

Os produtos de sensoriamento remoto foram obtidos pelo sistema Landsat-5. Foram requisitadas as bandas 1/2/3/4/5/7 do TM/Landsat, referentes à órbita e ponto 281/63-B, passagem de 02/08/89, livres de coberturas de nuvens. As imagens foram recebidas em formato compactado em fita *exabyte* e posteriormente descompactadas, produzindo imagens discretizadas em 256 níveis de cinza.

As documentações cartográficas de apoio à coleta de pontos de controle utilizados neste trabalho foram as cartas topográficas Fazenda Rio Branco (Folha SA.20-Z-B-III/MI-463) e Rio Urubu (Folha SA.21-Y-A-I/MI-464) - Ministério do Exército - Departamento de Engenharia e Comunicação - Diretoria do Serviço Geográfico - escala 1:100.000. Estas foram utilizadas como base cartográfica no processo de registro das imagens, ajustando-as à Projeção Universal Transversa de Mercator (UTM).

Para o processamento de imagens digitais, foram utilizados os seguintes *softwares* computacionais: Sistema de Tratamento de Imagens (SITIM) e Sistema de Processamento de Informações Georreferenciadas (SPRING). O *software* SPRING encontra-se instalado em ambiente de *Work Station*.

Os dados originais destas imagens foram submetidos a um tratamento preliminar, pois, segundo Richards (1986), para que a interpretação, tanto visual quanto automática, não seja prejudicada, é necessário

fazer a correção do efeito atmosférico e o registro das bandas espectrais. Após estes procedimentos, foram selecionadas as bandas espectrais do TM mais informativas, através do algoritmo distância J-M. Para atingir o objetivo deste trabalho, foi gerado um arquivo de linhas de referência através da interpretação visual (Figura 1) e um outro arquivo de linhas de referência através da segmentação (Figura 2). O arquivo de linhas de referência servirá de base para a avaliação da precisão do arquivo de linhas gerado pela segmentação.

A elaboração do arquivo de linhas de referência consistiu nas seguintes etapas: interpretação visual das imagens e edição de dados.



Fig.1 - Arquivo de linhas de referência.

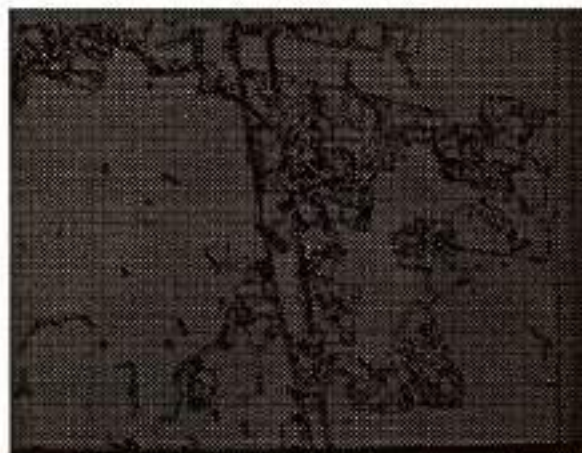


Fig.2 - Arquivo de linhas da segmentação.

Como suporte para a interpretação visual, utilizou-se da verdade terrestre da área (fotografias de campo). A edição de dados consiste na digitalização das linhas que representarão as classes temáticas. Esta etapa foi executada diretamente sobre a tela de visualização, tendo como fundo a composição colorida das imagens TM (3B/4G/5R).

O algoritmo de segmentação de imagens utilizado foi implementado pelo INPE, no SPRING, baseado no método de crescimento de regiões, o qual agrupa *pixels* com propriedades espectrais similares.

Muitos critérios podem ser usados para agrupar *pixels*, ou regiões, baseados em suas similaridades. No SPRING, a condição inicial é que cada *pixel* seja considerado como uma região. A cada fusão de regiões deve-se atualizar a média da região e a lista de vizinhos. No final do processo, faz-se necessária a eliminação de pequenas regiões, pois melhora consideravelmente a acurácia da imagem segmentada se tais regiões são suprimidas neste estágio. Para a eliminação destas regiões, os seus limiares de área deverão ser menores que os limiares de área das regiões às quais serão englobadas.

O tempo de processamento para a segmentação está relacionado ao número de bandas selecionadas, ao tamanho das imagens e aos limiares definidos. Quanto maior o número de bandas, maior o número de *pixels* e maiores os valores de limiar, maior o tempo computacional.

A execução da segmentação de imagens exige a definição das bandas espectrais e dos limiares de similaridade e de área. Estes procedimentos são responsáveis pelos resultados da segmentação.

Seguindo a recomendação de Bins et al. (1992), as imagens originais 3/4/5 do TM foram submetidas a um filtro mediana, como um procedimento anterior à realização da segmentação. O processo de filtragem é realizado utilizando matrizes denominadas máscaras, as quais são aplicadas sobre a imagem. As operações de filtragem são executadas sobre a imagem, modificando os valores de nível de cinza. Foi necessário, então, criar uma imagem cópia e operar sobre ela, preservando a imagem original. A aplicação deste filtro produziu uma homogeneização nas texturas das classes espectrais e conservou o contato entre elas.

Foram executadas 10 segmentações, utilizando 10 pares de limiares diferentes. A segmentação com limiar de similaridade 12 e com limiar de área 10 foi a que melhor delimitou as classes temáticas. Os limiares mais baixos geraram muitos segmentos no interior de classes espectrais homogêneas, já os limiares mais altos englobaram classes espectrais diferentes em uma única classe.

Os critérios de aceitação e rejeição de limiares foram analisados em decorrência da separação coerente de níveis de cinza visualmente distintos, correspondendo às classes temáticas e à separação com tendência excessiva a gerar novos segmentos dentro de classes temáticas homogêneas.

4. RESULTADO E DISCUSSÃO

A minimização do efeito aditivo da atmosfera produziu um ligeiro escurecimento das imagens, uma vez que deslocou o histograma para a esquerda; no entanto, ofereceu uma visualização de maior transparência. O registro associou as coordenadas das imagens (linha, coluna) com as coordenadas geográficas (latitude e longitude). O triplete selecionado foi o constituído pelas bandas 3/4/5, pois é a composição colorida que melhor favoreceu a detecção e discriminação das classes espectrais de interesse.

É particularmente interessante o fato de que algumas bordas dos segmentos coincidiram com as definidas pela interpretação visual (arquivo de linhas de referência). No entanto, ocorreram dois efeitos indesejados decorrentes da presença de classes temáticas de dimensões muito diferentes. Um efeito foi a omissão de algumas regiões das classes de menores dimensões, o outro é a ocorrência de pequenos segmentos (polígonos) no interior das classes homogêneas de maiores dimensões.

O primeiro efeito poderia ser minimizado adotando limiares menores, porém causaria um maior subparticionamento das classes maiores. Ao mesmo tempo, limiares maiores e a reaplicação do filtro mediana minimizariam o segundo efeito, mas aumentaria o primeiro.

5. CONCLUSÃO

Constata-se, então, que a dimensão das classes temáticas influencia o desempenho da segmentação, pois quanto maior a diferença das dimensões entre as classes, maior é a dificuldade da escolha do par de limiar adequado e menor é a possibilidade de repetir a técnica de filtragem, que são importantes para a precisão da segmentação.

O produto gerado pela segmentação apresenta um resultado satisfatório, podendo ser utilizado para substituir várias etapas da interpretação visual. A partir do arquivo de linhas, restaria somente ao especialista a associação das classes temáticas aos respectivos polígonos criados pelo segmentador.

REFERÊNCIAS

BALLARD, D. H.; BROWN, M. C. Region growing. In: *Computer vision*. Englewood Cliffs, 1992, ch.5, p.149-165.

BARALDI, A.; PARMIGGIANI, F. Urban area classification by multispectral SPOT images. *IEEE Transaction on Geoscience and Remote Sensing*, 28(4): 672-679, 1990.

BATISTA, G. T.; MEDEIROS, J. S.; MELLO, E. M. K.; MOREIRA, J. C.; BINS, L. S. A new approach

for forestation assessment. In: *International Symposium on Resource and Environmental Monitoring. Proceedings*. Rio de Janeiro, INPE, v.30, p.170-174, 1994.

BINS, L. S.; ERTHAL, G. J.; FONSECA, L. M. G. Um método de classificação não-supervisionada por regiões. In: *Simpósio Brasileiro de Computação Gráfica e Processamento de Imagens*, 5., Recife, 1992. *Anais*. São José dos Campos, 1991, v.2, p.65-68.

CROSS, A. M.; MASON, D. C.; DURY, S. J. Segmentation of remotely-sensed images by a split-and-merge process. *International Journal of Remote Sensing*, 9(8):1329-1345, 1988.

ERTHAL, G.; FONSECA, L. M. G.; BINS, L. S.; VELASCO, F. R. D.; MONTEIRO, A. M. V. Um sistema de segmentação e classificação de imagens de satélite. In: *Simpósio Brasileiro de Computação Gráfica*, 4. *Anais*. São Paulo, 1991, p.237-240.

FONSECA, L. M. G.; BINS, L. S.; VELASCO, F. R. D.; MONTEIRO, A. M. V. Um sistema de segmentação baseado em conhecimento para imagens de satélite. In: *Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto*, 6., Manaus, 24-29 jun., 1990. *Anais*. São José dos Campos, INPE, 1990, v.1, p.197-200.

GONZALES, R. C.; WINTZ, P. *Digital image processing*. Addison Wesley, 1987, 431p.

HARALICK, R. M.; SHAPIRO, L. G. Image segmentation techniques. *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, 29:100-132, 1985.

KAI, L.; MULLER, J. P. Segmentation satellite imagery: a region growing scheme. In: *International Geoscience Remote Sensing Symposium. Proceedings*. Helsinki, v.2, p.1075-1078, 1991.

MOIK, J. G. *Digital processing of remotely sensed images*. Washington, DC, NASA, 1980.

NAGAO, M.; MATSUYAMA, T. Edge preserving smoothing. *Computer Graphics and Image Processing*, 9(4): 391-407, 1979.

RICHARDS, J. A. *Remote sensing digital image analysis: an introduction*. Berlin, Springer-Verlag, 1986. 281p.

SCHOENMAKERS, R. P. H. M.; WILKINSON, G. G.; SCHOUTEN, T. E. *Segmentation of remotely-sensed Images: a redefinition for operational applications*. IGARSS'91, International Geoscience Remote Sensing Symposium v.2 p.1087-1090.

Centro de Treinamento UNIVAP/LabGeo: Implantação de Cursos de Extensão em Sensoriamento Remoto e Geoprocessamento

Angelica C. Di Maio Mantovani*
Ana Catarina Farah Perrella*

Resumo. Este trabalho apresenta as atividades dos cursos rápidos de sensoriamento remoto e geoprocessamento oferecidos pelo LabGeo da UNIVAP. Atualmente, estes são os únicos cursos rápidos em sensoriamento remoto e geoprocessamento disponíveis no Vale do Paraíba. Tendo em mente a expansão do mercado de trabalho em sensoriamento remoto e geoprocessamento e a falta de pessoal treinado nestes campos, a UNIVAP decidiu investir na criação de cursos de treinamento, visando, principalmente, suprir, com técnicos especializados, instituições públicas e privadas, companhias e difundir novas tecnologias. O Laboratório de Geoprocessamento (LabGeo) está equipado com adequados equipamentos (hardware) e programas computacionais (softwares) para apoiar atividades de ambiente acadêmico e de pesquisa e planejamento urbano.

Abstract. This paper describes the activities of UNIVAP/LabGeo short-term training courses in remote sensing and geoprocessing. Currently these are the unique short-term training courses in remote sensing and geoprocessing available in Vale do Paraíba region. Having in mind the labour market expansion of remote sensing and geoprocessing, and the lack of professional people trained on these fields, UNIVAP decided to invest on the creation of training courses, mainly in order to supply specialized technicians to public and private institutions and companies and to spread new technologies. The Geoprocessing Laboratory was equipped with appropriated hardware and software to support academic environment and urban planning research activities.

Keywords: Courses, Remote Sensing, GIS.

1. INTRODUÇÃO

A Universidade do Vale do Paraíba-UNIVAP vem, há vários anos, se empenhando na triplice função de ensino, pesquisa e extensão, atividades de obrigação de toda Universidade.

As atividades ligadas ao sensoriamento remoto e ao geoprocessamento vêm sendo amplamente expandidas no Brasil nos últimos 25 anos. Além de toda a gama de dados, hoje em dia disponíveis, está prevista para a próxima década uma explosão de dados de satélites, em termos quantitativos e qualitativos. Até o ano 2000 haverá cerca de 19 satélites em órbita polar, fornecendo dados multiespectrais, pancromáticos e de radar da superfície terrestre, com resoluções que variam de 1 a 30 metros.

A enorme evolução ocorrida no campo da computação, proporcionando "hardware" e "software" mais eficientes e compatíveis com as necessidades do geoprocessamento aplicado às diversas áreas, fez com que aumentasse sensivelmente o número de usuários

do sistema de geoprocessamento. Esses usuários encontram-se principalmente em Universidades, onde desenvolvem atividades em laboratórios de cartografia, sensoriamento remoto e geoprocessamento; nas Secretarias de Estado, Institutos de Pesquisa; Empresas Públicas; Prefeituras Municipais e outros órgãos governamentais que usam as novas tecnologias para confecção de base cartográfica, cadastro técnico com múltiplas finalidades, processamento digital de imagens, mapeamento temático e implantação de Sistemas de Informações Geográficas, ligados às atividades de planejamento urbano e regional e a estudos e análises ambientais; em empresas privadas e pessoas físicas que prestam serviços a órgãos dos governo (Rosa, 1995).

Visando desenvolver e aprofundar a formação adquirida nos cursos de graduação, bem como a disseminação de novas tecnologias, a UNIVAP, através de seu Laboratório de Geoprocessamento-LabGeo, decidiu criar cursos de extensão em Sensoriamento Remoto e Geoprocessamento, aplicados a recursos naturais e ao planejamento urbano. Procurando, desta forma, atender à demanda de profissionais carentes de treinamento nestas áreas em expansão.

* Professora da UNIVAP.

Este trabalho apresenta as propostas e os objetivos dos cursos de treinamento, bem como sua estruturação dentro dos planos institucionais da Universidade, de funcionar como agente de inovação científico-tecnológica na implantação de uma sistemática que possibilite e estimule o aperfeiçoamento contínuo do conhecimento.

2. INFRA-ESTRUTURA DO LABORATÓRIO DE GEOCIÊNCIAS

2.1 BREVE HISTÓRICO

O LabGeo é uma unidade integrante do Núcleo de Ciências Ambientais e Aplicações de tecnologias Espaciais (NUCIATE) pertencente ao Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento (IP&D) da UNIVAP. O LabGeo foi criado em 1989 com o apoio do INPE e se propõe a canalizar todas as suas aptidões para melhorar a qualidade de vida do homem e de seu meio ambiente. Seu âmbito de ação abrange as atividades de planejamento territorial, cadastro técnico, mapeamento temático e meteorologia por satélite.

Uma área específica de atuação do LabGeo é a realização de cursos de especialização (Sausen e Di Maio, 1992) e extensão em sensoriamento remoto e técnicas de geoprocessamento, e a realização de estudos para implementação de sistemas de informações geográficas associados a bancos de dados georrelacionados para subsidiar na elaboração, implementação e monitoramento de Planos Diretores.

Já foram ministrados dois cursos de Especialização "Lato Sensu" em Sensoriamento Remoto e Geoprocessamento, bem como diversos cursos de extensão em geoprocessamento, com aplicação dos softwares SGI e SITIM desenvolvidos pelo INPE.

Está prevista para 1996 a realização de minicursos, de caráter informativo, nas áreas de sensoriamento remoto, geoprocessamento e climatologia, aplicados ao planejamento urbano e regional. Serão cursos de 24 horas, com duração de 3 dias, com palestras e demonstrativos das potencialidades dessas técnicas e estudos, principalmente para as prefeituras da região do Vale do Paraíba.

Para suportar as atividades de ensino e pesquisa, o Laboratório de Geoprocessamento foi adequadamente configurado em ambiente próprio, onde foi feito um significativo investimento, tanto em recursos materiais quanto em recursos humanos.

2.2. INFRA-ESTRUTURA DE HARDWARE E SOFTWARE

O LabGeo ocupa uma área física contínua de 400 m².

Em termos de hardware e software o LabGeo está estruturado da seguinte forma:

- Suporte de Hardware - 10 estações compostas por PC-486 DX, acompanhadas de mesas digitalizadoras, unidade leitora de fita streamer com placa SITIM para processamento de imagens, unidade fotográfica Rembrandt, plotadora eletroestática, scanner de mesa A0 monocromático. Os computadores estão integrados em rede local, através de estação de trabalho SUN, que funciona como servidora. Além desses equipamentos, o Laboratório conta com aparelhos para restituição fotogramétrica e ambiente para atividades de interpretação visual de dados de sensoriamento remoto, tanto para aplicações em recursos naturais quanto para meteorologia.
- Suporte de Software - Sistema de Tratamento de Imagens - SITIM - e o Sistema de Informações Geográficas-SGI, ambos desenvolvidos pelo INPE, na realização de atividades de processamento de imagens e aplicações de estudos ambientais, com ênfase no meio físico. REGIS (Real GIS), desenvolvido por Automated Methods, utilizado na realização de atividades específicas da área de planejamento urbano e regional. MICROSTATION, módulos MGE-PC, I/RAS C, I/RAS B e I/GEOVEC, software desenvolvido pela Intergraph, utilizado principalmente nas atividades de elaboração de bases cartográficas a partir de técnicas de fotogrametria. McIDAS, desenvolvido pela Universidade de Winconsin-EUA, para processamento integrado e interativo de dados e imagens meteorológicas.

3. CURSO DE EXTENSÃO EM SENSORIA- MENTO REMOTO

Este curso tem por objetivo o treinamento de profissionais nas técnicas de sensoriamento remoto, com vistas na capacitação de pessoal para exercer atividades relacionadas à extração de informações de imagens de satélites de sensoriamento remoto de recursos materiais (Landsat/TM, SPOT/HRV, NOAA/AVHRR).

3.1. ESTRUTURA CURRICULAR

- 1) Introdução ao Sensoriamento Remoto
- 2) Princípios Físicos de Sensoriamento Remoto
- 3) Sistemas Sensores
- 4) Comportamento Espectral de Alvos
- 5) Prática de Extração de dados de Sensoriamento Remoto.

4. CURSO DE EXTENSÃO EM GEOPROCESSAMENTO

Este curso visa o treinamento de profissionais nas técnicas de geoprocessamento ligadas à utilização de Sistemas de Informações Geográficas e Sistemas de Tratamento de imagens orbitais.

4.1. ESTRUTURA CURRICULAR

- 1) Introdução ao Processamento de Dados
- 2) Noções de Cartografia
- 3) Sistema de Treinamento de Imagens Orbitais
- 4) Sistema de Informações Geográficas e Banco de Dados Georrelacional.

5. CARGA HORÁRIA E CORPO DOCENTE

A carga horária de cada curso é de 80 horas, programadas para 2 semanas de duração.

O corpo docente da UNIVAP conta atualmente com cinco mestres em sensoriamento remoto formados pelo INPE, sendo uma doutora em Informação Espacial pela USP. Todos desenvolvem pesquisas na área de sensoriamento remoto e geoprocessamento aplicado ao planejamento urbano e meio ambiente. A UNIVAP conta, também, com técnicos em geoprocessamento com grande experiência prática.

6. CURSO DE EXTENSÃO EM INTERPRETAÇÃO DE IMAGENS E ANÁLISE METEOROLÓGICA

Este curso tem como objetivo disseminar novas técnicas de meteorologia por satélite e suas aplicações em análise meteorológica, beneficiando profissionais e instituições de diversas áreas.

6.1. ESTRUTURA CURRICULAR

- 1) Satélites Meteorológicos
- 2) Tratamento Básico e Processamento Digital (técnicas, animação, calibração, navegação, etc.)

- 3) Produtos Derivados de Imagens e Dados Transmitidos por Satélites
- 4) Sondagem por Satélite, suas Aplicações e Perspectivas Futuras
- 5) Interpretação de Imagens e Análise Meteorológica

6.2. CARGA HORÁRIA E CORPO DOCENTE

A carga horária do curso é de 40 horas, programado para cinco dias de duração.

O corpo docente conta com profissionais da UNIVAP e com o apoio do INPE, USP e CTA.

7. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A crescente procura pelos cursos, dados nos últimos 4 anos, por profissionais de diversas áreas que atuam direta ou indiretamente em atividades ligadas ao sensoriamento remoto, geoprocessamento e suas aplicações, sugere continuidade na realização destes cursos de curta duração. E a continuidade dos cursos implica a constante atualização de conhecimentos e de recursos de hardware e software, tendo em vista o dinamismo crescente na área da tecnologia espacial e da informática.

REFERÊNCIAS

- ROSA, F. S. *Softwares de geoprocessamento*. Fator GIS, 8:21-25, 1995.
- SAUSEN, T. M.; DI MAIO, A. C. *Programa de transferência de tecnologia-INPE/UNIVAP: implantação de cursos de especialização em sensoriamento remoto e geoprocessamento*. In: *Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto, 7., Curitiba, maio 10-14, 1993. Anais, 1993, pp. 16-19.*

Balança utilizando Fibra Óptica

Renato A. Zângaro*
Ricardo E. Medrano*
Rubens B. da Silva*
Marcos Tadeu T. Pacheco*

Resumo. Neste trabalho são apresentados e discutidos os resultados experimentais de um sistema para medida de peso para aplicações ergométricas, utilizando fibra óptica de média birrefringência. O sensor de 10 cm de comprimento contém uma fibra óptica monomodo, com comprimento de onda de corte de 1,24 μm , operando com um laser semiconductor emitindo em 1,3 μm . Os resultados experimentais mostram que o sistema responde sem redundância na faixa de 0 a 130 kg, com sensibilidade de aferir variações de dezenas de gramas.

Abstract. In this work the experimental results for a weighting sensor for ergometric applications using medium birefringence optical fiber are presented. The sensor is 10 cm long and it has a singlemode optical fiber inside, with 1.24 cutoff wavelength, and a semiconductor laser emitting at 1.3 μm . The experimental results show that the system works without redundancy from 0 to 130 kg, with a sensibility good enough to detect variations of order of 0.01 kg.

1. INTRODUÇÃO

A determinação de parâmetros mecânicos utilizando radiação eletromagnética é um ponto de grande interesse tecnológico industrial. A aferição destes parâmetros deve ser efetuada de maneira precisa e livre de interferências internas ou externas ao ambiente de medida, do tipo descargas atmosféricas. Observando-se estes aspectos, a utilização de radiação eletromagnética na região do infravermelho próximo, utilizando laser ou LEDs, aparece como solução confiável e de baixo custo.

2. METODOLOGIA

Neste projeto utilizou-se uma fibra óptica monomodo de média birrefringência ($\lambda_c = 1,24 \mu\text{m}$), acoplada a um laser semiconductor polarizado ($\lambda = 1,3 \mu\text{m}$), inserida em um corpo de prova de resina epoxy composta por Araldite CY-248 e catalisador HY-956. Para otimização da transferência de carga à fibra óptica, esta é inserida no corpo de prova (Figura 1) sem a usual proteção de acrilato. Quando o conjunto é submetido a uma carga transversal em relação ao eixo longitudinal da fibra, através de uma máquina de ensaios de compressão, o efeito fotoelástico induz birrefringência na fibra óptica, modificando o estado de polarização da luz guiada. As mudanças no estado de polarização da luz são então convertidas em variação de intensidade luminosa, após passar por um analisador. O sinal é

então detectado por um fotodiodo de germânio, sendo feita posteriormente a aquisição e tratamento do sinal em um microcomputador. Os resultados apresentados neste trabalho complementam um trabalho anterior^(1,2), apresentando soluções relativas à compactação do sistema, bem como uma melhor transferência da carga aplicada sobre o corpo de prova à fibra óptica. Inicialmente foi realizado um estudo teórico para se determinar a distribuição de tensões aplicadas à fibra óptica, quando esta se encontra inserida no interior do corpo de prova. Através do método de elementos finitos, foram calculadas as tensões na fibra, quando aplicada uma carga no corpo de prova, e verificou-se que, sob certas condições, esta distribuição de tensão pode ser considerada constante na seção transversal da fibra.

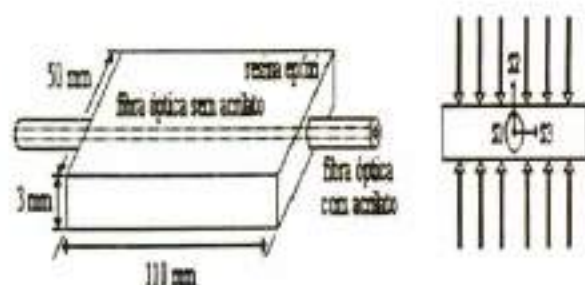


Fig. 1 - Corpo de prova.

Conhecendo-se as tensões aplicadas e a birrefringência da fibra óptica, pode-se determinar a

* Pesquisador do IP&D/UNIVAP.

defasagem entre os componentes de polarização do feixe laser nas direções principais, conforme a equação abaixo ⁽³⁾.

$$\Delta\phi(S_j^f) = \frac{2\pi}{\lambda} \cdot L \left\{ \begin{aligned} & \left[B + \frac{1}{2}(n_{0,3}^3 - n_{0,2}^3) \cdot P_{12} \right] \cdot S_1^f + \\ & + \frac{1}{2}(n_{0,3}^3 \cdot P_{12} - n_{0,2}^3 \cdot P_{11}) \cdot S_2^f - \\ & - \frac{1}{2}(n_{0,2}^3 \cdot P_{12} - n_{0,3}^3 \cdot P_{11}) \cdot S_3^f \end{aligned} \right\}$$

onde, λ é o comprimento de onda do laser, L é o comprimento sobre o qual é aplicada a carga no corpo de prova, B é o valor da birrefringência da fibra, $n_{0,i}$ ($i = 2,3$) é o índice de refração, P_{11} e P_{12} são constantes de tensão óptica da fibra e S_j^f ($j = 1,2,3$) é a deformação imposta à fibra.

3. RESULTADOS

A utilização de um laser semiconductor acoplado diretamente com a fibra óptica melhora a estabilidade óptico-mecânica do sistema. O sistema de detecção utiliza um detector de germânio, com boa resposta na região entre 0,8 e 1,8 μm e analisador de polarização posicionado entre a saída da fibra óptica e o detector. O sinal captado pelo fotodiodo é enviado a uma placa conversora A/D de 12 bits -Labtec modelo PLC 711 - acoplada a um microcomputador o qual apresenta os resultados. Os ensaios de compressão sobre o corpo de prova foram realizados em uma máquina MTS, no Laboratório de Ensaios Mecânicos da UNICAMP, conforme Figura 2.



Fig. 2 - Esquema de montagem do ensaio experimental.

Diversos ensaios de compressão, estáticos e dinâmicos, foram realizados, utilizando um comprimento $L = 10$ cm. Nos ensaios dinâmicos o tempo de aplicação da carga foi de 30 segundos.

Os resultados obtidos experimentalmente estão de acordo com os previstos teoricamente, sendo que na Figura 3 pode-se observar os resultados relativos aos resultados teórico e experimental (estático e dinâmico).

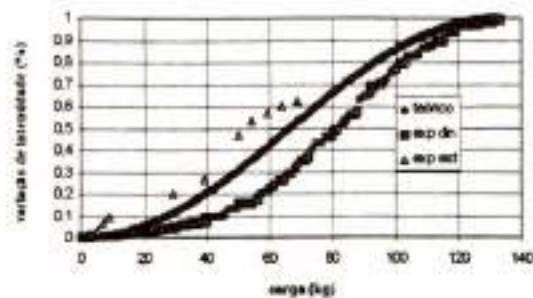


Fig. 3 - Intensidade (%) x Carga Aplicada.

4. CONCLUSÃO

A utilização do conjunto laser semiconductor e fibra possibilitou a compactação do sistema. A utilização da resina epóxy permitiu a obtenção de material com alto coeficiente de elasticidade, o qual, aliado à retirada da proteção de acrilato, resultou em uma otimização na transferência de carga à fibra óptica. Deste modo, o dispositivo apresenta uma faixa de operação e sensibilidade que se adapta às necessidades de testes ergométricos, podendo ser utilizado em conjunto com sistema de aquisição de dados para se realizar aferições em larga escala, com alta precisão e confiabilidade.

5. AGRADECIMENTOS

Ao CPqD Telebrás, pela doação da fibra óptica, à AsGa Microeletrônica S/A, pela doação do laser semiconductor e fotodetector, e à CIBA-GEYGY Química S.A., pela doação da resina epóxi.

6. BIBLIOGRAFIA

1. SILVA, R. B. da et al. Célula de carga via fibra óptica. In: ENFMC 18, Grupo de Instrumentação. *Anais*, Caxambu, 1995 p. 157-160.
2. ZÂNGARO, R. A. et al. Optical characterization of optical fiber submitted to radial strength. In: *Proceeding SPIE*, v. 2509, Smart Structures, optical instrumentation and sensing systems. SPIE Bellingham Wash, USA, 1995 p 31-35.
3. SIRKIS, J. S. Unified approach to phase-strain-temperature models for smart structure interferometric optical fiber sensors: part 1, development; part 2, applications. *Optical Engineerings*, v. 32, 1993, p. 752-773.

Lasers em Medicina

Antonio de Souza Teixeira Jr.*

Resumo. Lasers de novos comprimentos de onda, novas possibilidades aplicativas e maiores benefícios com menos custos são garantias para o sucesso da aplicação em diferentes tecidos, com maior eficiência, desses novos comprimentos de onda. O grupo de pesquisas de laser da FUNBEC, com ajuda do Subprograma de Instrumentação (SINST) do PADCT, desenvolve o projeto "Sistema de Diagnóstico Utilizando Radiação Laser e Fibra Óptica". Um novo projeto, em parceria com a empresa TECNOBIO Ltda., sobre "Cateter de Fibra Óptica para Diagnóstico Cardiovascular" está sob análise na FAPESP, para apoio financeiro.

Abstract. New Wavelengths, new designs and enhance cost effectiveness are today's tickets to success of multi-tissue capability and multi-wavelength tunability. UNIVAP's team of Laser's Research, in partnership with INCOR (Fundação Zerbini), with support of PADCT's-Subprogram of Instrumentation, develops the project "Cardiovascular Diagnostic System Using Laser Radiation and Optical Fiber". A new project, in partnership with the enterprise TECNOBIO Ltda., about "Fiber Optic Catheter for Diagnostic Cardiovascular Applying Raman Technology" is under analysis of FAPESP - Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado de São Paulo - for a grant's attainment.

Hospitais e clínicas atravessam no momento, em todos os países, fase de contenção de custos, tendo em vista os enormes investimentos que são necessários para instalação de tomógrafos e toda série de implementos para a obtenção de imagens mais precisas e com as mais diferentes localizações no corpo humano: cérebro, coração, rins, intestinos, ossos, pele...

As técnicas de laser oferecem alternativas de custo razoável e têm a vantagem de serem em geral pouco invasivas, permitindo aos pacientes o retorno a suas atividades rapidamente.

As pesquisas de laser, por outro lado, permitem avanços em aplicações médicas de radiação de comprimento de onda ainda não explorados. Os engenheiros e físicos estão, além de tudo, conseguindo equipamento portátil e de fácil utilização e transporte. Um exemplo de aplicação de laser é o (Ho: YAG) - holmio: ytrio - alumínio - granada, que se aplica à coagulação, vaporização, incisão e ablação de tecidos moles. Em particular, a sua aplicação na articulação do ombro, permite restaurar a mobilidade rapidamente.

O mesmo se diga para as aplicações urológicas, com ablação de tumores e destruição de pedras renais.

Inúmeras são as possibilidades da radiação do laser de holmio, que incluem aplicações ortopédicas, ginecológicas, otorrinolaringológicas e cirurgia geral.

Uma aplicação que vem tendo grande acolhida

pública é a de tratamento de pele, utilizando diferentes comprimentos de onda (ou cores). Existem equipamentos que incluem três tipos de laser: Nd: YAG, operando em 1,06 μm , alexandrite a 755 nm e Nd:YAG a 532 nm. Um quarto tipo de laser trabalha com frequência variável pulsada, Nd:YAG, para lesões vasculares.

O laser pulsado CO₂ de alta energia é um bom removedor de tecido, camada a camada, e é ideal para reparar pele afetada ou envelhecida. O processo (peeling) se presta para cirurgia estética, oferecendo controle e precisão superiores à obtida por métodos químicos, tendo em vista a visibilidade de todo o procedimento. Este é um processo propício, inclusive, a bons negócios para os que desejem auferir lucros ou que necessitem obter meios de subsidiar atendimentos não lucrativos, mas de interesse social evidente.

A fotocoagulação da retina vem apresentando bons resultados, quando tratada com laser de argônio de 488 e 514 nm. Outros tipos de laser são também usados em oftalmologia, como os dye-laser de 577 e 630 nm, para tratamento da retina. Com a introdução dos fotocoaguladores de cores diversas, o cirurgião da retina tem novas possibilidades de adequação a cada paciente. Lasers de cores múltiplas não dye (647, 568 e 521 nm) oferecem novas possibilidades para a fotocoagulação.

Para processos de grande precisão de microcirurgia, o laser Es:YAG, de 2,94 μm , oferece vantagens, com possibilidades de utilização em cirurgia vitreo-retiniana.

* Pró-Reitor de Extensão da UNIVAP.

Cortes hemostáticos de membranas, e problemas ligados a ablações, deslocamento de retina e sangramentos de pacientes diabéticos encontram no laser soluções adequadas.

A UNIVAP vem se dedicando a pesquisas aplicadas, envolvendo laser em medicina, contando inclusive com projeto aprovado pelo SINST-PADCT, desenvolvido em conjunto com o INCOR (Fundação Zerbini), com apoio da TECNOBIO, empresa de São Paulo especializada na produção de cateteres. A UNIVAP demanda, inclusive, no momento, apoio da FAPESP para o desenvolvimento de projeto (FAPESP-TEC) de cateteres com fibra óptica, para ajudar nos diagnósticos cardiovasculares que utilizam tecnologia RAMAN.

É possível, mesmo, que se venha a instalar hospital no Câmpus da UNIVAP, com apoio do Governo do Canadá, que oferecerá condições ao grupo de pesquisas de laser localizado no IP&D - Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da UNIVAP, para aplicação de resultados já consolidados pela experimentação cuidadosa, com resultados tendentes à obtenção de processos menos invasivos.

BIBLIOGRAFIA

- ROPULOS, B. Medical lasers. *Photonics*. Junho/90. p. 116/120.
- ZÂNGARO, R. A.; PACHECO, M. T. T.; BASTOS, J. M. R. **UNIVAP-TECNOBIO**. Projeto de Parceria. Apresentado à FAPESP em julho/96.
- ZÂNGARO, R. A.; PACHECO, M. T. T. **Instalação de núcleo de pesquisa para estudo e análise da interação laser-tecido biológico**. Projeto: UNIVAP/ IP&D. Apresentado à FAPESP em 1996.
- SATHAIAH, S.; PACHECO, M. T. T. **Instalação e montagem de um sistema de diagnóstico de placas calcificadas no sistema cardiovascular utilizando radiação laser e fibras ópticas**. Projeto aprovado pelo SINST-PADCT. UNIVAP/ Fundação Zerbini. 1995/96.

Comparação Experimental entre Cateteres Monofibra e Polifibra

Carlos J. Lima*
Renato A. Zângaro*
Marcos Tadeu T. Pacheco*

Resumo. Neste trabalho é realizado o estudo comparativo entre o cateter convencional, do tipo polifibras (6x1), e uma nova configuração do mesmo dispositivo, utilizando apenas uma fibra. Os resultados demonstram que esta nova configuração apresenta melhor eficiência da coleta de radiação do sinal retroespalhado pela amostra.

Abstract. This work aims at the comparative study between a standard multifiber catheter (6x1), and a new configuration of the same device using only single fiber. The results show that this new configuration has better collection efficiency for the backscattering signal from the sample.

1. INTRODUÇÃO

Quando se trabalha com radiação laser em via endoscópica, o cateter de fibras ópticas desempenha um papel fundamental. Este sistema deve apresentar simultaneamente um elevado grau de coleta de radiação, espalhada pelo tecido, e um eficiente acoplamento à fonte de radiação externa (laser), permitindo assim um diagnóstico preciso da patologia estudada. As características dos cateteres são funções da região a ser observada ou tratada e da patologia envolvida. No caso específico deste trabalho, existe interesse no desenvolvimento de cateteres para diagnóstico⁽¹⁾ de displasias planas que ocorrem no cólon intestinal, esôfago⁽²⁾ e no pulmão. Os cateteres à fibra óptica, do tipo polifibra, apresentam uma fibra central e mais seis de igual diâmetro circundando esta primeira⁽³⁾. A fibra óptica central é utilizada para conduzir a radiação de excitação laser, enquanto que as outras fibras têm a função de coletar o sinal espalhado pelo tecido e conduzi-lo até o espectrógrafo.

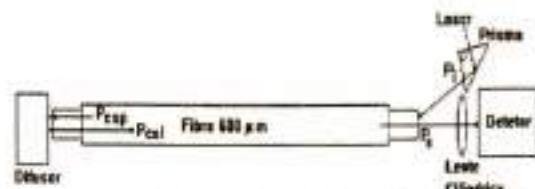


Fig. 1- Cateter à fibra única.

2. METODOLOGIA - RESULTADOS

A configuração com mais de uma fibra em cateteres foi desenvolvida, visando separar fisicamente os caminhos da radiação de excitação e do

* Pesquisador do IP&D/UNIVAP.

sinal coletado. Esta separação é muito importante quando se usa espectroscopia Raman para diagnósticos, pois durante a propagação, a radiação de excitação gera espalhamento na fibra óptica, dificultando, ou mesmo impedindo, a análise do espectro do sinal produzido pelo tecido. Entretanto, nas situações em que técnicas de fluorescência possam ser utilizadas para diagnósticos, como é o caso de displasias por exemplo, os cateteres polifibras podem ser substituídos por cateteres monofibra. Neste trabalho apresenta-se uma nova configuração de cateter, onde se utiliza apenas uma fibra, conforme pode ser observado na Figura 1. Neste caso, para otimização do acoplamento da radiação de excitação, utiliza-se um prisma, enquanto que para se obter um feixe em forma de fenda, junto ao detector, utiliza-se uma lente cilíndrica. Os resultados experimentais relativos à coleta de radiação são apresentados na Figura 2 para os dois tipos de dispositivos, utilizando-se um laser HeNe e um difusor padrão, onde este último simula o espalhamento de radiação no tecido. A medida do sinal detectado é realizada utilizando-se uma fenda com dimensões de 250 µm x 12 mm, o que permite boa aproximação do caso real, onde são utilizados espectrógrafos. Os cateteres utilizados como polifibras utilizam fibras com diâmetro de núcleo de 200 µm, onde o diâmetro total do cateter é igual a 1,1 mm. Para o caso do cateter à fibra única, são apresentadas duas opções, uma com fibra de 400 µm e outra fibra de 600 µm de diâmetro.

3. DISCUSSÃO

Como pode ser observado, o cateter monofibra apresenta uma melhoria substancial no fator de captação de energia. Esta melhoria é função do aumento da área útil de captação do sinal, bem como de sua melhor geometria. No sistema multifibras, a

radiação de excitação utiliza somente a região central do cateter, enquanto que a recepção utiliza a região periférica do mesmo. No caso da monofibra, a excitação e a recepção utilizam a mesma área, daí a otimização da geometria e, conseqüentemente, da eficiência de recepção do sinal retroespalhado. Outra vantagem do cateter monofibra é a de apresentar máximo valor de recepção do sinal coletado, quando a extremidade distal da fibra óptica está em contato com a superfície da amostra, o que não ocorre para o dispositivo multifibras que, devido à sua geometria e dimensões, apresenta máxima eficiência de coleta quando a fibra se encontra a uma distância de aproximadamente 1mm da amostra. A potência óptica do laser Hélio Neônio utilizado é de 1 mW, sendo que as potências na extremidade distal com o cateter polifibra e com os cateteres monofibra de diâmetro de 400 μm e 600 μm são, respectivamente, 865 μW , 710 μW e 720 μW . A menor potência na saída dos cateteres monofibra é devido à utilização de um prisma para acoplamento da radiação. Devido à facilidade de se obter maior nível de potência utilizando-se diferentes tipos de lasers, o fator de acoplamento da potência laser junto à entrada da fibra foi desprezado na realização da medida comparativa de eficiência entre cateteres apresentada na Figura 2. Esta eficiência foi obtida através do cálculo da razão entre a potência que atinge o detector e a potência que atinge o difusor, normalizando-se em relação à área do cateter. Na montagem com cateteres monofibra tem-se a necessidade da incorporação de uma lente cilíndrica na extremidade proximal-deteccção, de maneira que o feixe seja formatado espacialmente com uma distribuição retangular para se otimizar o acoplamento desta radiação na fenda do espectrômetro.

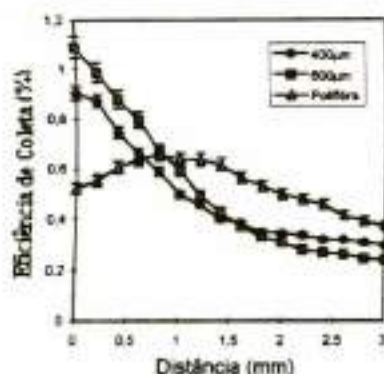


Fig. 2 - Eficiência de coleta de radiação para os diferentes cateteres em função da distância da extremidade distal à superfície da amostra.

4. BIBLIOGRAFIA

- 1- RICHARDS-KORTUM, R.; MEHTA, A.; HAYES, G.; COTHREN, R.; KOLUBAYEV, T.; KITTREL, C.; RATLIFF, N. B.; KRAMER, J. R.; FELD, M. S. Spectral diagnosis of atherosclerosis using an optical fiber laser catheter, *American Heart Journal*, St. Louis, v. 118, n. 2, 1989, p. 381-391.
- 2- PANJEHPOUR, M.; OVERHOLT, B. F.; SCHMIDHAMMER, J. L.; FARRIS, C. P.; BUCKLEY, T. Vo-D. Spectroscopic diagnosis of esophageal cancer: new classification model, improved measurement system. *Gastrointestinal Endoscopy*, v. 41, n. 6, 1995, p. 577- 581.
- 3- BRENNAN, J. F.; ZONIOS, G. I.; WANG, T. D.; RAVA, R. P.; HAYES, G. B.; DASARI, R. R.; FELD, M. S. Portable laser spectrofluorimeter system for in vivo human tissue fluorescence studies. *Applied Spectroscopy*, v. 47, n. 12, 1993, p. 2081-2086.

Cateter para Diagnóstico Cardiovascular

Carlos J. Lima*
Landulfo Silveira Jr.*
Renato A. Zangaro*
Marcos Tadeu T. Pacheco*

Resumo. Neste trabalho é apresentada a caracterização de cateteres, utilizando fibras ópticas, para aplicações de espectroscopia *in vivo*. Estes cateteres apresentam a configuração de seis fibras em torno de uma fibra central de mesmo diâmetro, sendo estas fibras do tipo multimodo com diâmetro de núcleo de 100 μm . A eficiência de coleta de radiação para este tipo de cateter é da ordem de 0,05%, variando em função da distância ao tecido e da distribuição de intensidade de sinal retroespalhado na superfície do mesmo.

Abstract. In this work we describe the characterization of fiber optic catheters for *in vivo* spectroscopy applications. This type of catheters have the geometry of one central fiber surrounded by six 100 μm diameter multimode fibers. The collection efficiency of these type of catheter is about 0.05% and it changes with the distance to the tissue surface and the signal intensity distribution on it.

1. INTRODUÇÃO

A espectroscopia Raman vem se apresentando como uma técnica bastante promissora na identificação de compostos bioquímicos¹. O uso da espectroscopia como ferramenta de diagnósticos clínicos *in vivo* exige o desenvolvimento de técnicas de excitação e coleta do sinal gerado pela amostra, onde cateteres de fibras ópticas são utilizados na guiagem desta radiação. A vantagem da utilização deste tipo de cateter é que a sua flexibilidade e seu pequeno diâmetro, da ordem de 1,2 mm (configuração 6:1), permitem que o mesmo seja introduzido no organismo humano, utilizando-se os diversos dispositivos clínicos já existentes, tais como: laparoscópios, colonoscópios, angioscópios, entre outros. Desta forma, estes cateteres permitem que a radiação atinja pontos de difícil acesso² e que se obtenha reprodutibilidade na geometria de excitação e coleta dos sinais.

A geometria usual utilizada em cateteres multifibra é a de uma fibra de excitação central circundada por seis fibras de coleta, denominada por "seis em torno de uma", apresentada na Figura 1. Na extremidade de coleta, as fibras são arranjadas em linha, otimizando desta maneira o acoplamento da luz coletada pelo cateter na entrada da fenda do espectrômetro.

* Pesquisador do IP&D/UNIVAP.

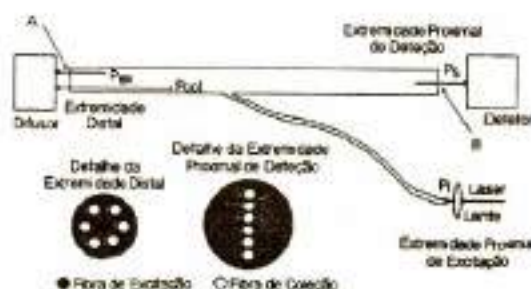


Fig. 1- Esquema de montagem para caracterização do cateter multifibra.

2. METODOLOGIA

As fibras ópticas utilizadas para a fabricação dos cateteres são de fabricação da Fiberguide Industries (NJ, EUA) e possuem as seguintes características: 100 μm de diâmetro do núcleo; 110 μm de diâmetro de casca e 0,2 de abertura numérica. Os cateteres possuem comprimento total de aproximadamente 3 metros, sendo que 2 metros são destinados à inserção intracorpórea. Na extremidade de excitação é utilizado um conector, que permite a facilidade do alinhamento óptico do sistema Raman e evita a quebra da extremidade proximal do cateter, a qual pode ocorrer como consequência do processo de esterilização a que os cateteres são submetidos antes de cada procedimento clínico.

A caracterização do cateter é realizada utilizando-se um laser de He-Ne de 1 mW de

potência, acoplado à fibra central de excitação com o auxílio de uma lente com distância focal de 25 mm. Para verificar o efeito da distribuição de radiação retroespalhada na superfície da amostra, foram utilizados dois tipos de anteparos posicionados junto à extremidade distal do cateter: um difusor que simula a distribuição de intensidade da radiação espalhada em um tecido e um espelho que reflete specularmente esta radiação, ou seja, condição máxima de acoplamento. A radiação transmitida pela fibra óptica alcança a extremidade distal do cateter (P_{in}), sendo espalhada pelo difusor ou refletida pelo espelho. Parte desta radiação é coletada pelas seis fibras de recepção (P_{out}) e detetada pelo fotodiodo (P_d). O experimento realizado determina a eficiência de coleta do cateter em função da distância do difusor/refletor posicionado junto à extremidade distal conforme Figura 1.

3. RESULTADOS

Os resultados obtidos e apresentados na Figura 2 mostram que a eficiência máxima de acoplamento, utilizando-se um espelho como anteparo, situa-se em 3,5% em relação à radiação de excitação acoplada, e em torno de 0,15%, quando o anteparo é o difusor. A curva do difusor apresenta-se multiplicada por um fator 10 para efeito de comparação. A distância no qual o cateter apresenta a máxima eficiência de coleta é encontrada quando a extremidade do cateter está a uma distância de aproximadamente 1 mm da superfície da amostra (no caso difusor e espelho). Isto se explica pela geometria da extremidade distal do cateter, onde a excitação, ocorrendo através da fibra central, gera uma região de baixa eficiência de coleta pelas fibras circunscritas, quando a extremidade distal está próxima ao anteparo. A uma distância de aproximadamente 1 mm da amostra, a sobreposição do cone formado pela abertura numérica das fibras de excitação e coleta é máxima. As fibras estão separadas por uma distância média da ordem de 100 μm , com uma abertura numérica de 0,2.

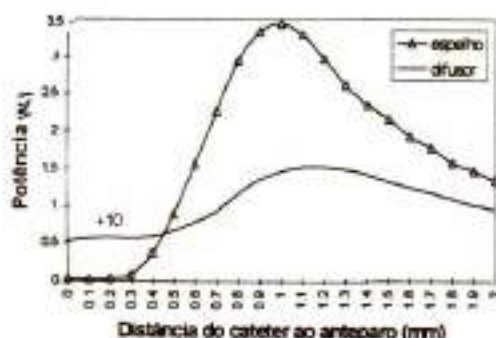


Fig. 2- Eficiência de coleta de radiação em função da distância da extremidade distal da fibra ao anteparo.

4. CONCLUSÃO

Cateteres para diagnóstico de diferentes patologias humanas, utilizando técnicas espectroscópicas ópticas, apresentam severas limitações com relação à coleta da radiação retroespalhada. A eficiência de coleta depende da distância da extremidade distal do cateter ao tecido, onde a máxima eficiência, neste caso, é obtida quando esta distância é da ordem de 1 mm.

5. BIBLIOGRAFIA

- 1 MANOHARAN, R.; WANG, Y.; FELD, M. S. Histochemical analysis of biological tissues using Raman spectroscopy. *Spectrochimica Acta, Part A*. To be published (1996).
- 2 COTHREN, R. M.; KITTRELL, C.; HAYES, G. B.; WILLETT, R. L.; SACKS, B.; MALK, E. G.; EHMSSEN, R. J.; BOTT-SILVERMAN, C.; KRAMER, J. R.; FELD, M. S. Controlled light delivery for laser angioplasty. *IEEE Journal of Quantum Electronic*, v. QE-22 (1) 1986.

Diagnóstico Não-Invasivo de Sangue

Landulfo Silveira Júnior*
Renato Amaro Zângaro*
Marcos Tadeu T. Pacheco*

Resumo. Neste trabalho é apresentada a proposta para a determinação de componentes do sangue humano *in vivo*, através da utilização da espectroscopia Raman. A obtenção das quantidades de glicose e de gases dissolvidos no sangue, por via transcutânea, remotamente e em tempo real, utilizando fibras ópticas, demonstra ser de grande utilidade para a rápida tomada de decisão em um ambiente hospitalar. A utilização de um dispositivo especialmente projetado para aumentar a coleta de luz pelo sistema de fibras ópticas amplia as perspectivas de utilização da técnica.

Abstract. In this work we present the proposal for obtaining human blood components *in vivo*, using Raman spectroscopy. The determination of glucose and dissolved gases quantities in the whole blood transcutaneously, remotely and in real time, by means of fiber optics, shows to be very important for rapid decision in an hospital environment. The use of a device specially designed for increase the collection efficiency of the fiber optic system opens the viewfinder for this technique.

1. INTRODUÇÃO

A espectroscopia Raman (ER) vem se mostrando cada vez mais como uma poderosa ferramenta na análise qualitativa e quantitativa de compostos bioquímicos¹. A grande meta é a determinação dos diferentes biocompostos *in vivo* em tempo real e, com isto, a caracterização histoquímica de materiais biológicos *in situ*, fazendo-se uso de sistemas remotos minimamente invasivos, onde as fibras ópticas têm um papel fundamental. Através do uso de lasers com comprimentos de onda de excitação no infravermelho, pode-se reduzir significativamente a geração da fluorescência nas amostras biológicas, otimizando a relação sinal/ruído do sinal Raman obtido. A análise de sangue utilizando a técnica de espectroscopia Raman, em tempo real, vem permitir a determinação de concentrações de diversos componentes, tais como: CO₂, O₂, glicose, ácido láctico e a creatinina, entre outros. Estas informações são essenciais na implementação de diagnósticos clínicos rápidos, como também no gerenciamento da respiração e metabolismo, durante procedimentos cirúrgicos e em salas de UTIs². No caso de diagnósticos clínicos, a não-invasividade da análise transcutânea é a preferível, pois é indolor e requer processos menos estéreis; porém exige a utilização de sistemas de excitação e coleção do sinal que apresentem alta eficiência. As grandes dificuldades

desta técnica relacionam-se principalmente ao grande número de constituintes do sangue, sendo necessária uma caracterização de todos os componentes presentes, e a devida separação do que realmente é interessante, do ponto de vista clínico, ao fraco sinal Raman gerado por estes componentes e a necessidade de penetração da radiação em regiões subcutâneas, onde se encontram os vasos sanguíneos, permeados por grossa camada de tecido biológico. Para aumentar a eficiência de coleção dos sinais Raman, a idéia principal é a utilização do conceito de óptica não-imageadora, através de um dispositivo de otimização da coleção e de acoplamento de luz junto à extremidade distal de um cabo de fibras ópticas, denominado Dispositivo Concentrador Parabólico (DCP)³, que pode aumentar o sinal coletado de um fator de sete.

2. METODOLOGIA

As amostras de sangue humano utilizadas para a realização dos experimentos *in vitro* foram colhidas 3 horas antes da realização do experimento e misturadas a uma solução de heparina, de forma a evitar-se a sua coagulação. O plasma foi separado do sangue por meio de centrifugação. O sistema Raman, utiliza como fonte de excitação, um laser de Ti:Safira sintonizado em 830 nm, bombeado por um laser de argônio. Diversos dispositivos compõem o sistema tais como: óptica de filtragem do feixe de excitação, posicionador para amostras, óptica de coleção e filtragem do sinal espalhado, detector do tipo CCD "Deep Depletion", refrigerado por N₂ líquido e

* Pesquisador do IP&D/UNIVAP.

microcomputador para o controle do detector e armazenamento dos espectros. Espectros de sangue e plasma foram obtidos em cubetas de quartzo para evitar a fluorescência que vidros comuns pudessem introduzir nos espectros.

3. RESULTADOS

A Figura 1 mostra o espectro Raman de uma amostra de sangue humano, obtida com 150 mW de potência do laser de Ti:Safira e tempo de exposição de 100s. A presença da glicose pode ser identificada pela banda em 1446 cm^{-1} , conforme pode ser verificado na Figura 2 e discutido mais adiante. O oxigênio dissolvido (O_2) é identificado pela banda em 1560 cm^{-1} . A Figura 2 apresenta o espectro Raman de uma amostra de plasma obtido do mesmo doador. As bandas que são predominantes no espectro do plasma são as de 1654 cm^{-1} , 1449 cm^{-1} e a banda de 1325 cm^{-1} .

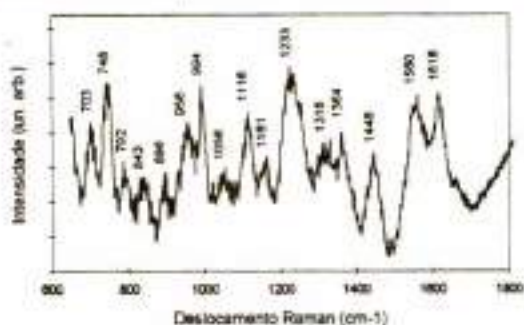


Fig. 1- Espectro Raman obtido a partir de amostra de sangue humano (Comprimento de Onda de Excitação: 830 nm, Potência do Laser: 150 mW, Tempo de Exposição: 100 s).

No espectro do sangue, a única banda observável, devido à glicose, é a banda em 1446 cm^{-1} , sendo que as outras se combinam com bandas de outros componentes, não sendo separáveis à primeira vista.

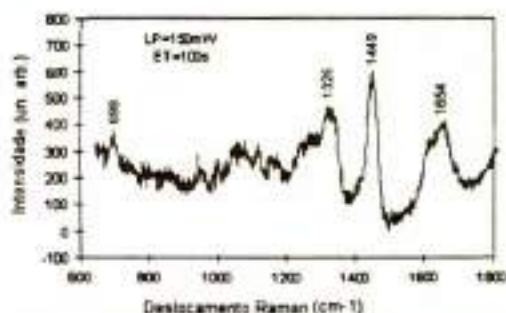


Fig. 2- Espectro Raman obtido a partir de amostra de plasma humano (Comprimento de Onda de Excitação: 830 nm, Potência do Laser: 150 mW, Tempo de Exposição: 100 s).

4. CONCLUSÃO

A determinação dos componentes do sangue é de extrema importância no campo clínico, e a espectroscopia Raman mostra-se bastante promissora na identificação e quantização dos componentes do sangue. Os próximos passos caminham para a obtenção dos espectros dos diferentes componentes do sangue separadamente e para relacioná-los ao espectro do sangue observado. Para isto, será explorado o uso de sistemas baseados em fibras ópticas para a obtenção dos mesmos, e, concomitantemente, será desenvolvida a espectroscopia no limite da sensibilidade dos sistemas de aquisição de espectros, utilizando ferramentas computacionais (filtragem digital) para a restauração do espectro original, a partir de sinais extremamente ruidosos.

5. BIBLIOGRAFIA

1. MANOHARAN, R.; WANG, Y.; FELD, M. S. Histochemical analysis of biological tissues using Raman spectroscopy, *Spectrochimica Acta A*, to be published (1996).
2. MENDELSON, Y. *Biomedical Sensors*, Ch. 52, p. 764, Ed. CRC Press, 1995.
3. TANAKA, K.; PACHECO, M. Tadeu T.; BRENNAN, J. F.; ITZKAN, I.; BERGER, A.; DASARI, R.; FELD, M. Compound parabolic concentrator probe for efficient light collection in spectroscopy of biological tissue. *Applied Optics*, 35 (4), p. 758-763, 1996.

Sistema Laser para Diagnóstico de Displasias *In Vivo*

R. A. Zângaro*
L. Silveira Jr.*
M. T.T. Pacheco*
I. Itzkan**
R. Manoharan**
R. Dasari**
M. Feld**

Resumo. Neste trabalho é apresentado o projeto e desenvolvimento de um espectrofluorímetro, para a obtenção de espectros de fluorescência e refletância difusa de tecidos biológicos em um tempo inferior a 1 s. Para acessar a região da diagnose, o sistema utiliza um cateter a fibra óptica para excitação do tecido e captação da fluorescência emitida. O sistema é desenvolvido para aplicação em procedimentos clínicos *in vivo*, onde o tempo de realização do experimento é objeto de extrema importância.

Abstract. This work presents the project and development of a spectrofluorimeter in order to obtain the fluorescence spectra and diffuse reflectance from biological tissues with period of time below 1 s. The diagnosis region is reached with an optical fiber catheter for tissue excitation and collection of the emitted fluorescence. This system is developed for *in vivo* clinical applications, where duration of the experimental procedure is a very important parameter.

1. INTRODUÇÃO

A espectroscopia de fluorescência em tecidos biológicos é uma técnica que vem ganhando força como método de diagnóstico de displasias. A meta clínica é promover a detecção do câncer antes de qualquer mudança em nível macroscópico, a partir das diferenças espectrais entre células saudáveis e displásicas^(1,2). A obtenção da autofluorescência dos tecidos, em uma gama de comprimentos de onda de excitação, é importante devido à possibilidade da determinação dos principais fluoróforos que contribuem para o espectro de fluorescência observado. Os mapas de MEE (Matriz de Excitação-Emissão), obtidos a partir de espectros de multiexcitação, são importantes para visualizar e identificar espectros de fluorescência⁽²⁾.

2. PROJETO E IMPLEMENTAÇÃO

A obtenção de diferentes espectros de fluorescência, em diferentes comprimentos de onda de excitação, em curto período de tempo, e a necessidade de níveis de energia relativamente altos, que garantam uma boa relação sinal-ruído, fizeram optar por um laser de nitrogênio como fonte de excitação. No

arranjo apresentado na Figura 1, um laser de nitrogênio, emitindo em 337 nm, bombeia 9 diferentes células de corante, gerando assim comprimentos de onda com picos situados entre 360 e 505 nm, onde a linha do laser de nitrogênio é também usada como excitação. A configuração básica da cavidade ressonante do laser de corante é analisada por DUARTE, F.J. e HILLMAN, L. W. (1990). As cubetas são montadas em um disco de alumínio que tem sua rotação controlada por um motor CA.

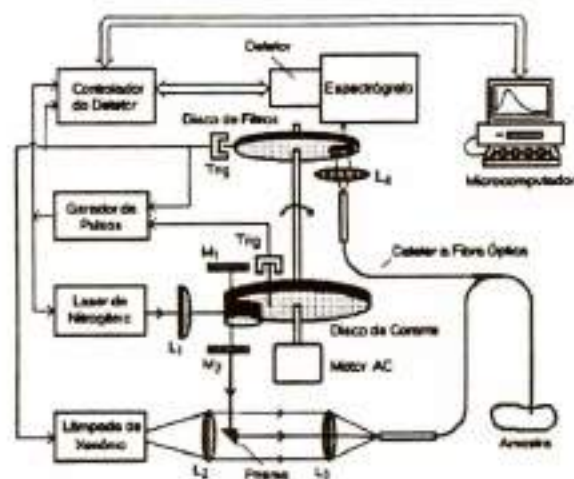


Fig. 1- Diagrama de blocos do espectrofluorímetro desenvolvido.

* Pesquisador do IP&D/UNIVAP.

**G. R. H. Spectroscopy Laboratory, Massachusetts Inst. of Technology, Cambridge, MA, EUA.

Um sistema de sincronismo aciona o laser de nitrogênio, à passagem de cada cubeta, permitindo assim o bombeamento de cada corante. A cavidade óptica consiste de dois espelhos planos paralelos, separados por uma distância de 30 mm. O espelho traseiro apresenta refletividade de 100% e o dianteiro de 20%, na região entre 337 e 500 nm. A escolha dos corantes tem como critério a eficiência de conversão, quando bombeados por laser de nitrogênio⁽⁴⁾. Visto que é necessário cobrir a faixa de comprimentos de onda desde a linha do nitrogênio até a região de 500nm, foram utilizado 9 diferentes corantes, com um espaçamento médio entre cada comprimento de onda de aproximadamente 16 nm. Através de variações no tipo de solvente e alterações na sua concentração, foi obtida a otimização da largura de banda e o comprimento de onda de oscilação para valores de interesse no projeto (Figura 2). A eficiência de conversão destes corantes para a excitação em 337 nm varia entre 5% e 20%, obtendo-se desta maneira energias entre 10 μ J e 40 μ J ($E_{337} = 200 \mu$ J)⁽⁴⁾.

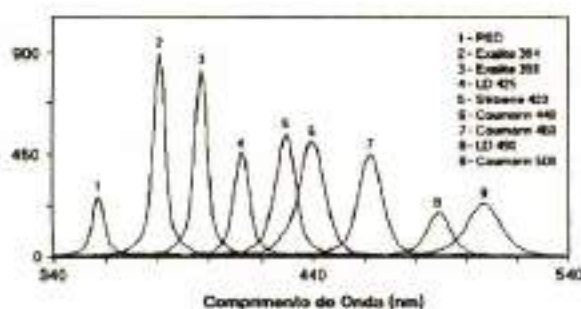


Fig. 2-Intensidade relativa dos vários corantes utilizados no espectrofluorímetro.

Os feixes dos lasers de corante e do laser de nitrogênio são acoplados a um cateter que utiliza uma fibra óptica de 200 μ m de diâmetro como fibra de excitação. Para tanto, utiliza-se uma objetiva de quartzo de 16X (abertura numérica AN = 0,25). Visando facilitar o acoplamento dos feixes laser e da luz branca, fornecida pela lâmpada de xenônio à fibra de excitação, utiliza-se um prisma de ângulo reto de quartzo de 5 mm (Figura 1). O cateter à fibra óptica apresenta, na sua extremidade distal, diâmetro igual a 1 mm, com uma fibra central de excitação circundada por seis fibras de coleção do sinal. As seis fibras de coleta são agrupadas em linha na extremidade proximal, formando uma fenda na entrada do espectrômetro^(5,6). Estes cateteres permitem o diagnóstico "in vivo" através de endoscópios clínicos. O sinal coletado pelo conjunto de fibras ópticas passa por um disco ($\Phi = 70$ mm), contendo filtros passa-baixa, que bloqueiam a radiação de excitação refletida. Cada comprimento de onda de excitação

utiliza um filtro com comprimento de onda de corte, (λ_c), 20 nm superior à radiação de excitação. O sincronismo dos lasers e da lâmpada é realizado através de pinos posicionados nos discos, onde os sinais são gerados por um sensor infravermelho a cada passagem dos pinos, conforme posições mostradas na Figura 1. No primeiro caso, pinos de controle são inseridos no disco de corantes, nas posições que correspondem ao disparo do laser de nitrogênio, coincidindo com a região central da célula de corante. Cada célula possui seu próprio pino, o mesmo ocorrendo para a posição correspondente ao laser de nitrogênio. Ao girar o disco de corantes, tem-se o pino correspondente a uma determinada célula passando pelo sensor, e um pulso é gerado. Este pulso dispara um gerador de pulsos rápidos que aciona o laser e sincroniza a aquisição do espectro pelo detector. A mesma operação é realizada para o pino correspondente ao disparo da lâmpada de xenônio. Visando a simplificação mecânica e o sistema de controle, os discos de corante e de filtros são montados no mesmo eixo, permitindo que o controle seja realizado por um único motor. A velocidade do motor CA utilizado é da ordem de 1,8 rotações por segundo, fazendo que as células girem a uma velocidade de 20 rps.

3. CONCLUSÃO

O instrumento aqui descrito apresenta uma nova perspectiva no campo da espectroscopia de fluorescência de tecidos biológicos *in vivo*. Devido ao fato de utilizar fibras ópticas para excitação e respectiva captação da fluorescência, áreas de difícil acesso do corpo humano podem ser diagnosticadas. A capacidade de obtenção de uma dezena de espectros em 600 ms faz com que problemas devido à movimentação do cateter e erros de amostragem possam ser desprezados. Com isto, torna-se possível aplicações nos mais diversos tipos de procedimentos clínicos e análise das diversas patologias humanas, bem como aplicações em espectroscopia analítica, onde o tempo de realização das medidas espectroscópicas e o acesso ao local são itens de extrema importância.

BIBLIOGRAFIA

1. MANOHARAN, R.; ZONIOS, G.; COTHREN, R.; ARENDT, J.; VAN DAM, J.; FELD, M. S. Laser-induced fluorescence spectroscopy of colonic dysplasia: prospects for optical histological analysis. *Proceedings of SPIE*, v. 2388, 1995, p. 417-421.
2. RICHARDS-KORTUM, R. R. Fluorescence spectroscopy as a technique for diagnosis of pathologic conditions in human arterial, urinary bladder, and gastrointestinal tissues. **PhD thesis**, Massachusetts Inst. of Tech., 1990.
3. DUARTE, F. J.; HILLMAN, L. W., **Dye laser principles**, Ed. Academic Press, California, 1990.
4. EXCITON Chemical Company Catalogue, Overlock Station, Dayton, Ohio 45431 1995.
5. RICHARDS-KORTUM, R. R.; METHA, A.; HAYES, G.; COTHREN, R.; KOLUBAYEV, T.; KITTRELL, C.; RATLIFF, N. B.; KRAMER, J. R.; FELD, M. S. Spectral diagnosis of atherosclerosis using an optical fiber laser catheter. *American Heart Journal*, v. 118 (2), 1989, p. 381-391.
6. GOTH, P. R.; KRAMER, J. R.; KITTRELL, C.; SACKS, B. A.; FELD, M. S.; Multifiber optically-shielded catheter for laser angioplasty, *SPIE Optical Fibers in Medicine*, v. 713, 1986, p. 58-63.

Sistema Raman para Diagnósticos de Tecidos Biológicos

S. Sathaiah*
R. A. Zângaro*
M. Tadeu T. Pacheco*

Resumo. Foi desenvolvida uma das mais avançadas técnicas de diagnóstico de tecidos biológicos, a espectroscopia Raman multicanal. Utilizando este sistema, foi demonstrado que a espectroscopia Raman pode ser empregada para discriminar tecidos normais de anormais nas artérias humanas. Além do mais, foi demonstrado que espectros Raman de artérias coronárias humanas podem ser coletados rapidamente, em tempos da ordem de 10ms, permitindo seu uso em ambiente clínico.

Abstract. It was developed one of the most advanced biotissue diagnostic techniques, near infrared (NIR), the multichannel Raman spectroscopy system. Utilizing such a system, it has been demonstrated that NIR Raman spectroscopy can be employed for discriminating between healthy and diseased tissues in human arteries. Further, it has been shown that NIR Raman spectra of human coronary arteries can be collected rapidly with collection times as small as 10ms that makes its clinical use feasible.

1. INTRODUÇÃO

A espectroscopia Raman é uma poderosa ferramenta analítica para o estudo de mudanças físicas e químicas que ocorrem em tecidos biológicos, oferecendo inúmeras possibilidades de aplicações clínicas terapêuticas⁽¹⁾. No desenvolvimento de um sistema para angiocirurgia a laser, o sensoriamento remoto da parede da artéria pelo sistema de diagnóstico, baseado em espectroscopia Raman, pode ser bastante vantajoso para a guiagem do cateter de fibras ópticas. Esta técnica pode permitir que o laser de tratamento seja ativado quando a extremidade do cateter estiver única e exclusivamente em contato com a região anormal da parede da artéria, minimizando desta forma a possibilidade de perfuração da parede da mesma.

2. METODOLOGIA, RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como parte do sistema, foi desenvolvido um espectrômetro Raman multicanal, operando no infravermelho próximo, cujo diagrama de blocos é mostrado na Figura 1. Um laser de argônio de 5 W é usado para bombear um laser de Ti:Safira. O conjunto dos lasers de argônio e Ti:Safira foram instalados e alinhados de maneira a fornecer máxima potência na

região sintonizável, compreendida entre 750 e 950nm.

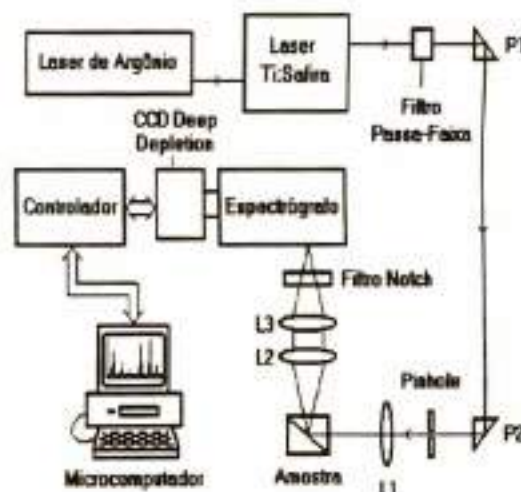


Fig. 1- Diagrama de blocos do sistema Raman.

O sinal Raman gerado na amostra é coletado a 90 graus em relação ao feixe incidente, por uma óptica de coleta e filtros de rejeição do tipo Notch, sendo focalizados na entrada da fenda do espectrógrafo. Os filtros Notch eliminam a radiação Rayleigh espalhada e permitem a passagem do sinal Raman para o espectrógrafo. A luz dispersada pelo espectrógrafo é detectada por um CCD "deep depletion" refrigerado por nitrogênio líquido.

* Pesquisador do IP&D/UNIVAP.

A radiação de excitação do laser de Ti:Safira é filtrada através de um filtro holográfico passa-faixa, eliminando o sinal indesejado, sendo, então, o laser de excitação focalizado sobre a amostra. O CCD, em conjunto com uma interface de controle e um microcomputador, é usado para controlar, registrar e processar o sinal Raman. A filtragem espacial, a óptica de dispersão do feixe, o compartimento para colocação de amostras e os suportes ópticos integrantes do sistema Raman foram desenvolvidos e montados no próprio laboratório.

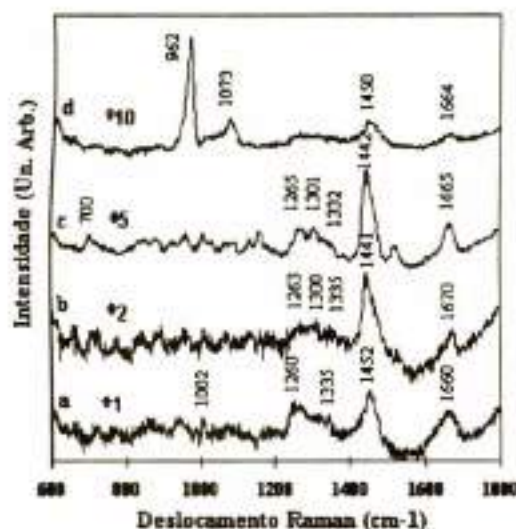


Fig. 2- Espectros Raman de artéria coronária humana: (a) normal, (b) e (c) placas ateromatosas, e (d) placa calcificada.

Foram realizadas a caracterização dos espectros Raman e a respectiva correlação com a análise histopatológica de várias amostras de artérias coronárias humanas *in vitro*². Espectros Raman de coronárias normais apresentam bandas de emissão atribuídas às proteínas estruturais do tipo colágeno e elastina (Figura 2.a). Placas ateromatosas apresentam espectros Raman atribuídas a colesterol e ésteres de colesterol (Figura 2.b e 2.c). Espectros Raman de placas calcificadas apresentam sinal bastante intenso, o qual é atribuído às vibrações simétricas de carbonato e fosfato de cálcio, resultantes de acúmulo de hidroxiapatita e carbonato de cálcio (Figura 2.d). Os resultados indicam que a espectroscopia Raman pode ser utilizada para determinar colágeno, elastina, colesterol, ésteres de colesterol triglicéridos, hidroxiapatita, carbonato de cálcio e carotenóides em artérias normais e ateroscleróticas.

3. CONCLUSÃO

Uma das mais avançadas técnicas de diagnósticos de tecidos biológicos, a espectroscopia Raman multicanal no infravermelho, foi desenvolvida. Através da utilização do sistema em questão, foi verificado experimentalmente que informações histoquímicas relativas às concentrações dos constituintes dos tecidos biológicos podem ser obtidas. Pode-se, então, discriminar artérias normais de ateromatosas, com especificidade molecular. Foi mostrado também que os espectros Raman de artérias humanas podem ser coletados rapidamente, em tempos de exposição da ordem de 10ms, tornando possível seu uso clínico.

4. REFERÊNCIAS

- 1- MANOHARAN, R.; WANG, Y.; and FELD, M. S. Histochemical analysis of biological tissues using raman spectroscopy. *Spectrochimica Acta, Part A*, to be published (1996), and references therein.
- 2-SATHAIAH S.; SILVEIRA Jr., L.; PASQUALUCCI, C. A. G.; ZANGARO, R. A.; CHAVANTES, M.C.; PACHECO, M.T.T. Diagnosis of human coronary artery with near infrared Raman spectroscopy. *XV Int. Conf. on Raman Spectroscopy*, USA, 1996 (Submitted).

Projeto e Desenvolvimento de um Sistema de Aquisição e Processamento Rápido de Espectros Raman

Osamu Saotome**

Ivandro S. Diniz*

Renato A. Zângaro*

Marcos Tadeu T. Pacheco*

Resumo. Os sistemas de espectroscopia RAMAN normalmente são conjuntos fechados de hardware e software, voltados para a obtenção e o estudo de sinais do espectro RAMAN, em uma ampla gama de aplicações, desde a ciência de materiais à engenharia biomédica. Apresenta-se neste trabalho um sistema de aquisição e processamento rápido de sinais de espectro RAMAN, baseado em uma modificação de um equipamento de uso geral, de modo a possibilitar a aceleração do processamento e a experimentação de novos algoritmos, voltados especialmente para a espectroscopia RAMAN de tecidos cardiovasculares.

Palavras-Chaves: sinais biológicos, filtragem digital, espectro Raman.

Abstract. Normally, RAMAN spectroscopy systems are closed sets of hardware and software, able to acquire and study RAMAN spectrum signals, related to a broad range of applications, from material sciences, to biomedical engineering. In this work, a system that performs acquisition and fast processing of RAMAN spectral signal is presented. It is based on a modification of a general purpose equipment, in order to accelerate the processing process and the experimentation of novel algorithms, specifically minded to RAMAN spectroscopy of cardiovascular tissues.

1. INTRODUÇÃO

A espectroscopia Raman, extensamente investigada e aplicada em pesquisas de compostos químicos e materiais, tem sido recentemente aplicada em medicina, com o intuito de realizar a detecção de substâncias-chaves em tecidos. Tal é o caso da espectroscopia Raman em vasos sanguíneos [1].

Através do espectro Raman, é possível distinguir entre tecidos de vasos sanguíneos normais, ateromatosis ou calcificados, analisando-se a emissão Raman [2].

2. SISTEMAS DE ESPECTROSCOPIA RAMAN

Os sistemas de espectroscopia Raman são geralmente adquiridos na forma de sistemas fechados, tanto o equipamento como o software necessário e são voltados para uso geral em espectroscopia Raman.

Por exemplo, o sistema existente no Laboratório de Optoeletrônica da UNIVAP, adquirido da empresa Princeton Inc., EUA, é composto das partes a seguir [3], [4]:

(a) Sistema óptico baseado em um LASER,

lentes, prismas e outros componentes ópticos;

(b) Detector baseado em sensores CCD, refrigerado com nitrogênio líquido, contendo o pré-amplificador;

(c) Controlador, que recebe o sinal analógico do CCD, realiza uma integração e em seguida a conversão AD, de alta resolução (16 bits), para depois enviá-lo para o microcomputador, através de uma interface DMA;

(d) Microcomputador com uma placa "buffer", que recebe o sinal digital do controlador para convertê-lo em uma forma visível no "display", através do software de processamento de sinais de espectro Raman;

(e) Pacote de software (CSMA) que recebe o sinal digital e calcula o espectro Raman em forma gráfica, para exibi-lo no "display" no microcomputador.

Mostra-se, na Parte A da Figura 1, o diagrama de blocos da parte eletrônica do sistema existente.

* Pesquisador do IP&D/UNIVAP.

** Departamento de Eletrônica Aplicada
CTA-ITA-IEEA.

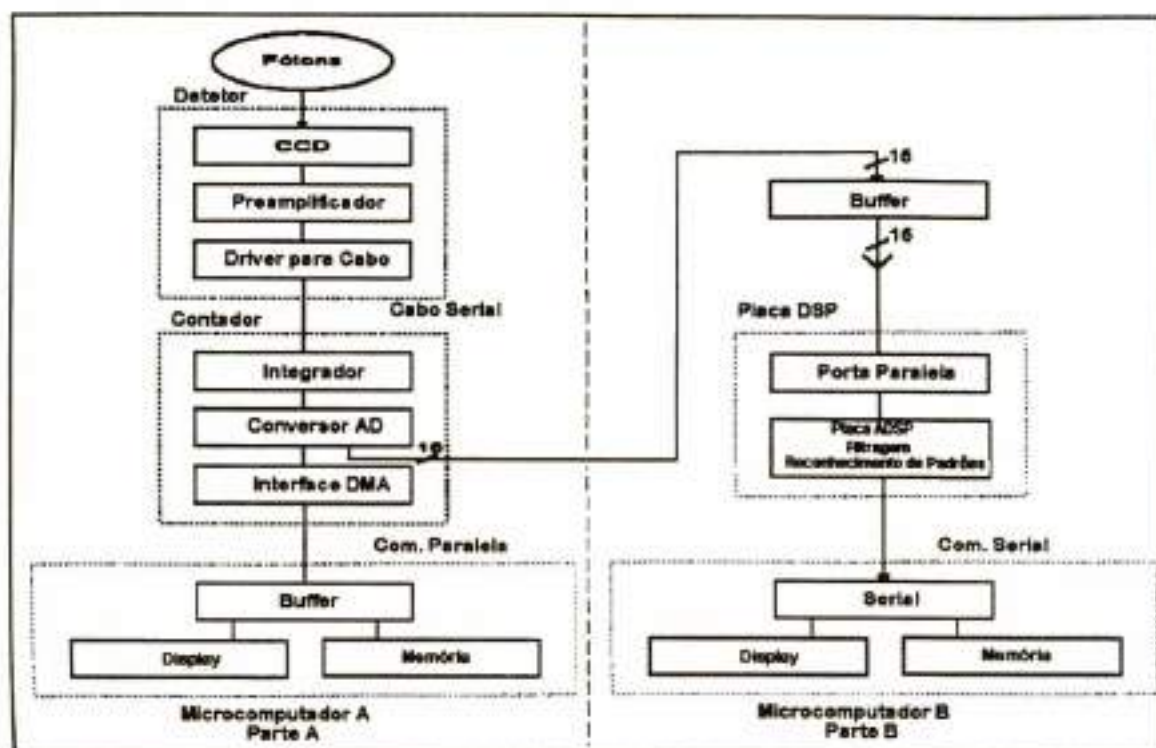


Fig. 1 - Sistema existente (Parte A) e o Sistema montado (Parte B).

3. SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO RÁPIDO DE ESPECTRO RAMAN

Além do processamento de espectros realizável pelo sistema existente, é também objetivo deste trabalho a investigação de algoritmos rápidos para o processamento.

Tendo em vista esta finalidade, a investigação levou à montagem ilustrada na Parte B da Figura 1.

No sistema montado, os sinais relevantes do conversor AD (16 sinais digitais de saída, resultantes da conversão, sinal de início de conversão, sinal de duração de conversão) são reforçados por um "buffer" e conduzidos para o porto paralelo de uma placa de DSP.

É importante notar que a derivação do sinal é feita de forma a não afetar, em nenhum momento, o funcionamento normal do sistema existente (Parte A da Figura 1).

Na montagem atual, o DSP usado é de fabricação da Analog Devices, modelo ADSP 21020, ponto flutuante e desempenho de pico, de 100 MFLOPS (100x10⁶ operações de ponto flutuante por segundo) [5]. Na versão definitiva, será usado o

modelo ADSP 21060 (ADSP SHARC), com desempenho de pico de 120 MFL.PS [6], [7].

Nessa placa, o sinal digitalizado do espectro Raman passa por filtragem digital, para a eliminação do ruído de fundo (background noise) e é submetido a um algoritmo de reconhecimento de padrões, para identificação rápida do tipo de tecido, classificando-o em, normal, ateromatoso ou calcificado. A investigação de algoritmos de filtragem e de reconhecimento de padrões é objeto de outro trabalho.

4. RESULTADOS

O sistema montado aqui descrito permite aplicar algoritmos de finalidade específica (no caso, a detecção de substâncias indicadoras de tecidos normal, ateromatoso ou calcificado), em paralelo ao sistema existente e sem prejuízo das atividades de processamento deste. Como o processamento é executado por um DSP, a aceleração obtida no processamento digital, comparado com a velocidade de processamento de um microcomputador modelo PC 486 DX 100 MHz (Microprocessador 80486, com co-processador, relógio de 100 MHz) é da ordem de 14 vezes, no caso do DSP, modelo ADSP, modelo ADSP 21020 e 18 vezes, no caso do DSP, modelo ADSP 21060 [8].

5. REFERÊNCIAS

1. MANOHARAN, R.; BARAGA, J. J.; FELD, M. S.; RAVA, R. P. Quantitative histochemical analysis of human artery using Raman spectroscopy, **J. Photochem. Photobiol. B: Biol.** n.16, p. 211-233, 1992.
2. CLARKE, R. H.; HANLON, E. B.; BRODY, H.; ISNER, J. M. Detection of calcific deposits in atherosclerotic lesions by laser Raman spectroscopy, **Journal of Raman Spectroscopy**, v. 19, p. 183-188, 1988.
3. - **LN/CCD detector**: operation manual, Version 1, Revision B, 28 Oct.,1994. Princeton Inc., s.l.,1994.
4. **ST-130 and ST-135**: controller operation manual, Version 2, Revision A, 12 jul.,1994. Princeton Inc., s.l., 1994.
5. **ADSP-21020/21010**: user's manual. Analog Devices, 1994.
6. **ADSP-2106X SHARC**: user's manual, First edition. Analog Devices, 1995.
7. **DSP/MSP products reference manual**. Analog Devices, 1995.
8. MORRIS, L. R. Digital signal processing microprocessors: forward to the past?, **IEEE Micro**, p.6-8, December 1986.

Desenvolvimento de Software para Tratamento de Sinais Biológicos

Marcelo Amaral da Silva*

Osamu Saotome**

Renato A. Zângaro*

Marcos Tadeu T. Pacheco*

Resumo. *A redução do tempo de aquisição do sinal e processamento de espectros Raman, obtidos a partir de tecidos biológicos, é um passo importante para se tornar os sistemas laboratoriais numa ferramenta clínica. Neste trabalho é apresentada a extração de fluorescência e ruído de um espectro Raman de uma coronária humana.*

Abstract. *The time reduction in acquisition and processing of Raman spectrum from biological tissue is a very important step to make the laboratory systems become a clinical tool. In this work it is presented the background fluorescence and noise extraction from human coronary Raman spectrum.*

1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos a espectroscopia Raman vem sendo cada vez mais utilizada no diagnóstico de malformações em tecidos humanos. Estas alterações normalmente estão relacionadas com mudanças bioquímicas nos tecidos⁽¹⁾. Muitas destas mudanças podem ser detectadas antes de se tornarem visíveis, e a remoção do tecido danificado ser altamente recomendada. Em alguns casos o diagnóstico pode ser feito *in vitro*, quando existe a possibilidade de remover parte do tecido visivelmente atingido para ser estudado. Em outros casos, todavia, os exames *in vivo* são necessários e, nestes casos, o tempo de aquisição e diagnóstico deve ser otimizado. Trabalhos importantes têm sido publicados^(2,3), mostrando resultados de diagnósticos *in vitro* em tecidos de coronárias humanas, com tempos de aquisição cada vez menores. No caso de diagnóstico *in vivo*, o tempo de aquisição e processamento deve ser reduzido para menos de 1 segundo, considerando-se as movimentações do sangue, do coração e do cateter introduzido na artéria do paciente. Nesses trabalhos, o tratamento do sinal tem se limitado à remoção do "background" por software, que consiste basicamente em subtrair o efeito de fluorescência adicionada ao sinal Raman, através de um processo de levantamento de curvas por polinômios. O presente trabalho mostra

que é possível reproduzir com razoável fidelidade os sinais obtidos em tempos longos de aquisição através da filtragem dos sinais obtidos em tempo muito mais curto.

2. METODOLOGIA

O sistema utilizado atualmente no Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento (IP&D) da UNIVAP, consiste em um laser de Titânio-Safira bombeado por um laser de argônio. O laser de Titânio-Safira pode produzir até 500 mW de potência no pico da região de sintonia, que pode varrer toda a região do infravermelho próximo, entre 600 nm e 900 nm. O feixe laser, com aproximadamente 1 mm de diâmetro, incide sobre a amostra em um curto intervalo de tempo, com uma densidade de potência reduzida, para se evitar efeitos térmicos ou indução de alteração dos componentes bioquímicos. O sinal proveniente da amostra é concentrado na entrada de um espectrômetro, equipado com um Charge Coupled Device (CCD), bidimensional, do tipo *deep depletion*. O sinal gerado no CCD é conduzido a um microcomputador, através de um controlador que gerencia as condições de operacionalidade do CCD.

3. RESULTADOS

Os sinais obtidos consistem em uma seqüência de pontos, que é tratada por filtros através do software MATLAB. Os resultados são fornecidos, em termos da freqüência de amostragem, para fazer uma referência ao sinal a ser tratado em tempo real. Devido à necessidade de se obter resultados de filtragem com deslocamento de fase nulo, pois a

* Pesquisador do IP&D/UNIVAP.

**Departamento de Eletrônica Aplicada, Divisão de Engenharia Eletrônica - ITA - São José dos Campos, SP.

posição dos picos deve manter-se a mesma depois da filtragem, esta é realizada duas vezes na seqüência, primeiramente no sentido direto, ou seja, do primeiro ponto para o último e, posteriormente, no sentido contrário, do último ponto para o primeiro. Este processo foi realizado por uma função do SIGNAL TOOLBOX, chamada *filtfilt*, que realiza estas duas filtragens e ainda oferece a vantagem da remoção dos transitórios inicial (devido à filtragem no sentido direto) e final (devido à filtragem no sentido contrário). A retirada do sinal espúrio, devido à fluorescência do tecido (background), é efetuada mediante uma análise dos componentes espectrais do sinal gerado no CCD. Utilizou-se neste trabalho um procedimento que consiste em uma filtragem passa-alta para retirar parte do nível DC da curva original e algumas componentes em frequências muito baixas. As correções finais na curva espectral são feitas em função dos picos que apresentam uma melhor definição em termos de relação sinal/ruído.

Foram realizadas diversas aquisições com diferentes tempos de acumulação. Na Figura 1 o espectro apresentado foi obtido com um tempo de acumulação de 1 segundo. A filtragem foi efetuada com filtro Butterworth, utilizando uma frequência de corte de 0,1 da frequência de amostragem e para a remoção do "background", um filtro passa-alta Butterworth de ordem 2 e frequência de corte 0,001 da frequência de amostragem (Figura 2). A ordem do filtro foi mantida baixa, 2, para que não houvesse um aumento exagerado no tempo de processamento.

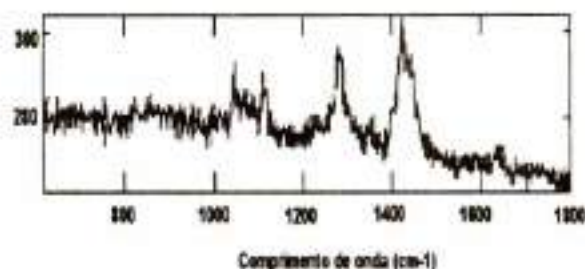


Fig. 1 - 1 s de aquisição.

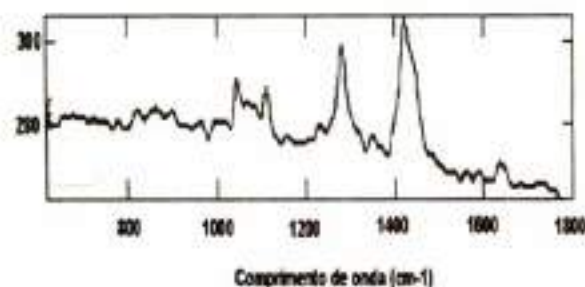


Fig. 2 - 1 s de aquisição com filtragem.

Para a escolha do filtro, foi feito um levantamento das características de frequência dos sinais e uma comparação entre os diversos tipos de filtros extraído-se as seguintes características dos espectros Raman: (a) frequência do pico; (b) valor máximo do pico; (c) largura de meia potência (FWHM); (d) integral entre as frequências correspondentes à meia potência.

Este tipo de filtragem foi efetuado também em uma placa de desenvolvimento DSP-AD20020, que dispendeu o tempo de 6,5ms para a filtragem Butterworth de ordem dois, nos dois sentidos, com 1024 pontos. Isto é extremamente mais rápido que o sistema comercial atualmente em uso e que utiliza um tempo da ordem de 200ms para realizar o mesmo tipo de processamento.

4. CONCLUSÃO

Os resultados obtidos até o momento demonstram que o método de tratamento dos sinais obtidos no CCD, via software, oferece uma alternativa altamente vantajosa, quando se trabalha no sentido de redução do tempo de análise e diagnóstico espectrais. Além disso, o tratamento do sinal de uma maneira independente permite a escolha do número e da região onde os *pixels* do CCD são mais importantes, podendo-se assim reduzir o tempo de diagnóstico em função das características específicas de cada patologia, evitando-se a análise em todo o conjunto de dados durante cada aquisição, possibilitando assim uma redução do tempo integral, aquisição + processamento, de maneira que este sistema possa ser utilizado clinicamente.

5. REFERÊNCIAS

1. OZAKI, Y. Medical application of Raman spectroscopy. *Applied Spectroscopy Reviews*, 24(3&4), p. 259-312, 1988.
2. MANOHARAN, R.; BARAGA, J. J.; FELD, M. S.; RAVA, R. P. Quantitative histochemical analysis of human artery using Raman spectroscopy, *J. Photochem. Photobiol. B. Biol.*, 1992, p. 211-233.
3. BARAGA, J.J.; FELD, M. S.; RAVA, R. P. In situ optical histochemistry of human artery using near infrared Fourier transform Raman spectroscopy. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, v. 89, April 1992, p. 3473-3477.

Cateter a Fibra Óptica com Visada Lateral para Diagnóstico de Ateromas *In Vivo* Utilizando Espectroscopia Raman

A. de Jesus*
Carlos J. Lima*
L. Silveira Jr.*
R. A. Zângaro*
Marcos T. T. Pacheco*

Resumo. Neste trabalho é apresentado um novo cateter para aplicações em espectroscopia Raman de coronárias, onde a excitação do tecido e a coleta do sinal emitido pelo tecido é feita ortogonalmente em relação ao eixo do cateter. Esta concepção permite a obtenção de espectros das paredes coronarianas, objetivo este que os cateteres tradicionais não são capazes de alcançar. Os resultados demonstram que a eficiência de coleta desta nova geometria se situa em torno de 11%, permitindo sua aplicação *in vivo* no diagnóstico de coronariopatias.

Palavras-Chave: cateter, espectroscopia Raman, diagnóstico *in vivo*.

Abstract. This work discusses the proposal of a new catheter for Raman spectroscopy of coronaries, in which the tissue excitation and the spectrum collection is made up orthogonally to the catheter axis. This design allows obtain spectra of coronary walls, whether traditional catheters cannot reach. Results show that collection efficiency of this new geometry is about 11%, allowing *in vivo* coronary wall diagnosis.

1. INTRODUÇÃO

As técnicas espectroscópicas vêm ganhando força como ferramenta no auxílio à detecção de diversas patologias [1]. As aplicações de espectroscopia que objetivam por exemplo o diagnóstico de câncer do cólon, boca, garganta, esôfago, entre outros, utilizam cateteres à fibra óptica, onde a radiação emerge no sentido longitudinal da própria fibra [2,3]. A diagnose de coronariopatias *in vivo*, através da espectroscopia Raman, permite a identificação de ateromas ou placas calcificadas nas paredes das artérias, porém, esta técnica exige que a excitação e a respectiva coleta da radiação espalhada pelo tecido ocorram na direção perpendicular ao eixo longitudinal da fibra.

2. METODOLOGIA

Este trabalho descreve a construção e a caracterização de um cateter à fibra óptica, para a utilização em diagnóstico de doenças coronarianas através da técnica de espectroscopia Raman. Este cateter apresenta, em sua extremidade distal, uma geometria tal que a radiação emergente da fibra seja refletida de 90 graus, em relação ao eixo longitudinal da mesma.

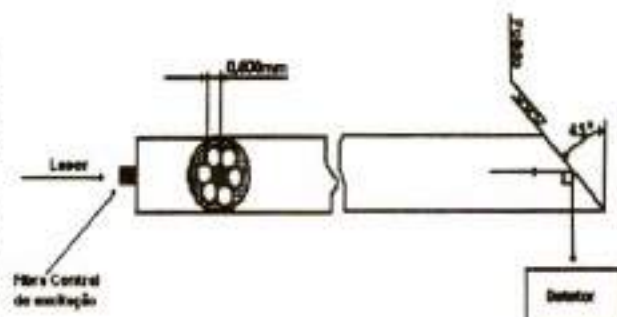


Fig 1-Cateter com deslocamento de radiação emergente de 90 graus.

O cateter proposto consiste na utilização de um conjunto de fibras ópticas, em configuração de seis fibras ($\phi_{\text{núcleo}}=600 \mu\text{m}$), em torno de uma fibra central, onde esta fibra central é utilizada para a guiagem da radiação de excitação da amostra, e as outras seis têm como função coletar o sinal espalhado pelo tecido. Na construção do cateter (Figura 1), as fibras ópticas são unidas, na sua extremidade distal, através da utilização de um adesivo óptico, com alta transmissividade na região de 830 nm e índice de refração comparável ao da sílica, de forma a promover o casamento de índices entre as diversas fibras. Após a colagem, a extremidade distal da fibra recebe corte e polimento, formando um ângulo de 45 graus em relação ao eixo longitudinal da mesma. Desta forma,

* Pesquisador do IP&D/UNIVAP.

obtem-se o deslocamento de 90 graus da radiação, por reflexão total. Na extremidade proximal, as fibras de recepção são separadas da fibra de excitação por meio de um arranjo mecânico.

3. RESULTADOS

A montagem experimental utiliza um laser de He-Ne (Uniphase) com 1 mW de potência, acoplado à fibra central de excitação e um medidor de potência óptica (Newport) acoplado a um dispositivo de deslocamento micrométrico, de forma a permitir a medida de potência nas direções longitudinal e transversal a fibra óptica. A potência medida, no detector posicionado na extremidade distal, do conjunto de fibras ópticas, é de 197 mW, fornecendo eficiência de acoplamento de 20% em relação à energia de excitação acoplada à fibra. Pode-se observar, também, nesta montagem, que o perfil da radiação laser na extremidade distal do cateter apresenta um formato de "fenda", onde o comprimento da fenda é ortogonal ao eixo longitudinal das fibras, conforme mostrado na Figura 2. Uma segunda configuração, experimental, permite a determinação da eficiência de coleta do sinal, invertendo-se o posicionamento do laser de excitação com o detector e inserindo-se um difusor entre o laser e a extremidade distal da fibra. Neste caso, a radiação de excitação é acoplada à extremidade distal do cateter e o detector é posicionado junto à extremidade proximal. A potência medida após o difusor, antes que a radiação seja coletada pela fibra, é de 386 mW, e a potência medida na extremidade proximal é de 42 mW, correspondendo a uma eficiência de coleta da ordem de 11%.

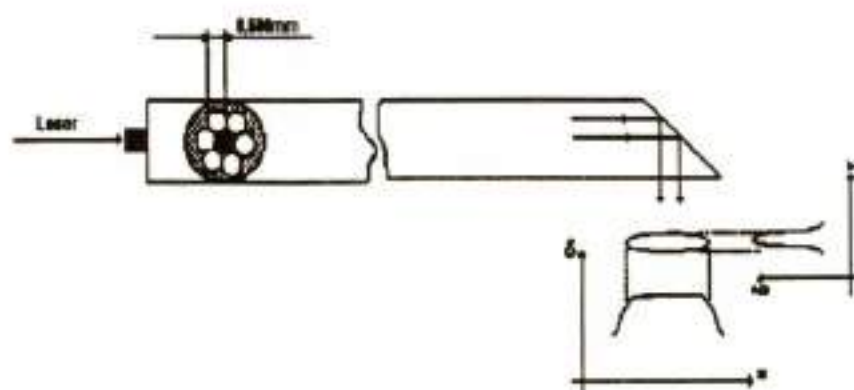


Fig. 2-Montagem experimental para medida de potência e determinação do perfil de radiação.

A medida do perfil espacial do feixe laser junto à extremidade distal do cateter pode ser observada no gráfico da Figura 3. As dimensões do feixe foram medidas nos planos paralelos (PPF) e ortogonal (POF)

ao eixo longitudinal da fibra em três diferentes distâncias. A divergência obtida para o PPF é de 1,5mrad e para o POF é de 206 mrad.

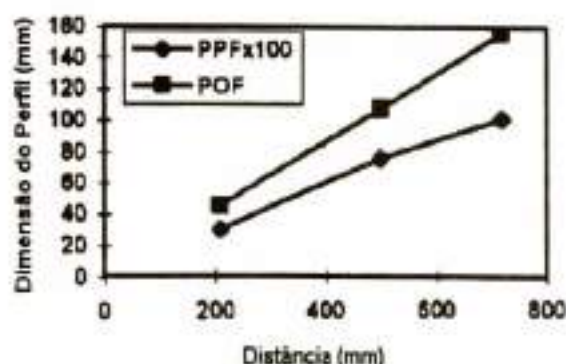


Fig. 3 - Dimensões dos perfis paralelo e ortogonal ao eixo longitudinal da fibra.

4. CONCLUSÃO

Cateteres do tipo multifibras, embora apresentem maior grau de dificuldade na manufatura e menor eficiência de acoplamento, quando comparados com cateteres monofibra, apresentam uma grande vantagem, que é a sua maior flexibilidade. Esta flexibilidade revela-se de extrema importância em aplicações clínicas, onde a região a ser diagnosticada apresenta raios de curvatura da ordem de poucos centímetros, como é o caso da região coronariana. Este trabalho demonstra a viabilidade da coleta do sinal proveniente de uma amostra, através de um cateter com ângulo de excitação e coleta de 90 graus em relação ao eixo longitudinal do mesmo.

Pode-se também observar, que o perfil espacial da radiação, na extremidade distal do cateter, para distâncias muito maiores do que o parâmetro confocal do feixe, é do tipo fenda, devido à geometria apresentada pelo conjunto das fibras ópticas. Para se aumentar a eficiência de acoplamento e, conseqüentemente no caso da diagnose de tecidos *in vivo*, esta geometria revela a necessidade de aumento da potência do laser de

excitação, em relação ao cateter de geometria circular, uma vez que a densidade de potência entregue ao tecido é menor para o caso ora apresentado.

BIBLIOGRAFIA

1. MANOHARAN, R.; WANG, Y.; FELD, M. S. Histochemical analysis of biological tissues using Raman spectroscopy. **Spectrochimica Acta, Part A**, to be published (1996).
2. COTHREN, R. M.; KITTRELL, C.; HAYES, G. B.; WILLET, R. L.; SACKS, B.; MALK, E. G.; EHMSSEN, R. J.; BOTT-SILVERMAN, C.; KRAMER, J. R.; FELD, M. S. Controlled light delivery for laser angioplasty, **IEEE Journal of Quantum Electronics**, Vol. QE-22 (1) (1986).
3. ZÂNGARO, R. A.; SILVEIRA JR., L.; MANOHARAM, R.; ZONIOS, G.; ITZKAN, I.; DASARI, R. R.; VAN DAM, J.; FELD, M. S. Rapid multiexcitation fluorescence spectroscopy system for *In Vivo* tissue diagnosis, **Applied Optics**, to be published (1996).

Cateter Monofibra para Diagnóstico utilizando Espectroscopia por Fluorescência

Carlos J. de Lima*
Landulfo Silveira Jr.*
Renato A. Zangaro*
Marcos Tadeu T. Pacheco*

Resumo. Os modelos teóricos, para cateteres ópticos utilizados em espectroscopia óptica, indicam que a geometria ótima é aquela em que a fonte de excitação é puntual, circundada por fibras de coleta. Do ponto de vista experimental, os cateteres multifibras utilizam uma fibra óptica de excitação, a qual ocupa área relativamente grande, prejudicando a coleta do sinal. Como opção ao modelo multifibra, é proposta aqui a utilização de um cateter monofibra que permita eficiente acoplamento do sinal de excitação e da coleta do sinal de fluorescência gerado pelo tecido, bem como a formatação óptica em forma de fenda do sinal coletado junto à extremidade proximal de detecção.

Palavras-Chave: cateter, fluorescência, diagnóstico.

Abstract. The theoretical models, for optical catheters used in optical spectroscopy, indicate that the optimum geometry is the punctual excitation source, surrounded by collections fibers. In the experimental point of view, the multifiber catheter uses an excitation optical fiber occupying a relatively large area, which decreases the signal area collection. As an option to the multifiber catheter model, it is proposed the use of a monofiber catheter. This permits an efficient coupling of the excitation signal and the fluorescence signal collection, and the spatial slit geometry of the optical signal near to the proximal-detection end.

1. INTRODUÇÃO

Cateteres à fibra óptica, utilizados em técnicas espectroscópicas para o auxílio no diagnóstico de diferentes patologias humanas, podem apresentar diferentes configurações na extremidade distal do cateter[1], ou seja, aquela responsável pela coleta do sinal. No entanto, o sistema de detecção utilizado nestas técnicas exige que o cateter, na sua extremidade proximal, obedeça a uma geometria padrão, que é invariavelmente determinada pelo uso de redes de difração e, por consequência, o uso de fendas. Nestes casos, para otimização da relação sinal/ruído, o sinal coletado deve ser opticamente formatado de forma a transpor a fenda com mínima perda. A opção para a solução deste caso recai sempre na utilização de cateteres multifibras, ou seja, aqueles que utilizam várias fibras para a coleta do sinal, uma vez que as fibras de coleta podem ser dispostas em linha, obedecendo ao formato de uma fenda[2,3]. Estes cateteres, no entanto, apresentam certo grau de dificuldade para a sua fabricação e, no caso de

reutilização, apresentam alto índice de quebra de fibras e problemas relativos à esterilização. A proposta deste trabalho refere-se à obtenção de um cateter monofibra, que permita eficiente acoplamento do sinal de excitação e da coleta do sinal de fluorescência do tecido, bem como permita a formatação óptica em fenda do feixe coletado.

2. CONCEPÇÃO

O cateter monofibra ora apresentado possui uma extremidade proximal e uma extremidade distal. A extremidade proximal pode ser dividida em duas, neste caso, denominadas por proximal/excitação e proximal/detecção, conforme pode ser observado na Figura 1. Os aspectos mais importantes relativos à eficiência deste tipo de cateter são: acoplamento do sinal de excitação na extremidade proximal/excitação, coleta do sinal de fluorescência na extremidade distal e a geometria do feixe emergente na extremidade proximal/detecção. Estes diferentes aspectos são abordados a seguir. Neste trabalho, foram realizados experimentos com fibra óptica com diâmetro de núcleo de 600 μm .

* Pesquisador do IP&D/UNIVAP.

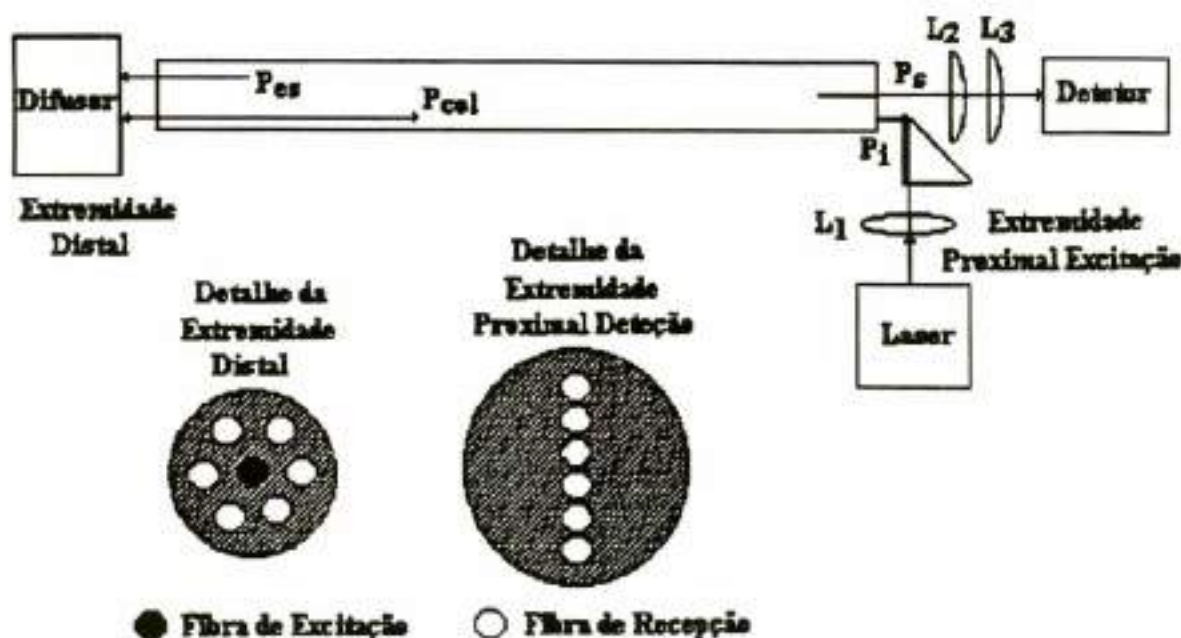


Fig. 1 - Esquema do cateter monofibra.

3. EXTREMIDADE PROXIMAL/EXCITAÇÃO

Na extremidade proximal/excitação é realizado o acoplamento da radiação do laser de excitação à fibra óptica. Esta função deve ser compatibilizada com a função proximal/detecção, uma vez que fisicamente as duas ocorrem na mesma extremidade. Este fato exige uma solução particular para o acoplamento. Neste caso, é proposto que a radiação de excitação seja acoplada à fibra óptica através de um prisma de forma a permitir que a radiação incidente seja acoplada à fibra, penalizando de forma ínfima o acoplamento do sinal. Para satisfazer as duas funções, o feixe emergente do prisma deve atingir a fibra com um ângulo igual ao cone de aceitação da fibra, ou seja, o ângulo dado pela abertura numérica da mesma. Neste caso, optou-se pela utilização de uma fibra óptica de 600 μm de núcleo e abertura numérica de 0,1, correspondendo a um ângulo de 5,7 graus. Nos testes de acoplamento realizados, utiliza-se um laser de He-Ne (632,8 nm), com potência óptica de saída da ordem de 1 mW, onde a máxima eficiência de acoplamento obtida é de 75%. A óptica de acoplamento conta ainda com uma lente plano-convexa com distância focal de 100 mm, onde a divergência do feixe laser é de 1,3 mrad e a respectiva cintura do feixe igual a 130 μm , gerando um feixe na extremidade proximal da fibra com diâmetro da ordem de 400 μm .

4. EXTREMIDADE DISTAL

Esta extremidade do cateter é responsável pela entrega da energia da radiação do laser ao tecido, como também pela coleta do sinal de fluorescência gerado pelo mesmo. Modelamentos teóricos, utilizando o método de Monte Carlo[4, 5, 6], foram realizados por diversos grupos, no sentido de se obter a geometria ideal para excitação de tecido biológico e coleta do sinal de fluorescência. Em todos eles verificou-se que a geometria ideal é dada por aquela, cuja única fibra excita a amostra e coleta o sinal. Outro aspecto importante, determinado em trabalhos anteriores, é que a penetração da radiação decai em função da profundidade segundo uma exponencial[7, 8], e conseqüentemente a eficiência de coleta da fluorescência decresce para maiores profundidades. Experimentos realizados no sentido de determinar-se o ângulo ideal da face distal do cateter, de forma a minimizar-se a refletância difusa, demonstram que o polimento da face da fibra deve ser realizado de forma a obter-se um ângulo da ordem de 17°. A eficiência de coleta da fluorescência é obtida através do posicionamento de um difusor padrão em frente à extremidade distal do cateter. A energia acoplada à fibra atinge o difusor, sendo espalhada por este, e a coleta da radiação é, então, realizada pela mesma extremidade distal. A eficiência de coleta de radiação luminosa do cateter é obtida calculando-se a razão entre a potência que atinge o difusor e a potência medida junto à extremidade proximal/detecção. Neste caso, para uma fibra de 600 μm de diâmetro de núcleo, a potência que atinge o difusor é de 720 μW e

a potência medida junto à extremidade proximal/deteção é de $7,1 \mu\text{W}$, apresentando uma eficiência de coleta de $1,1\%$. A Figura 2 apresenta uma curva relativa à eficiência de coleta de radiação, que é função da distância entre a extremidade distal do cateter e o difusor.

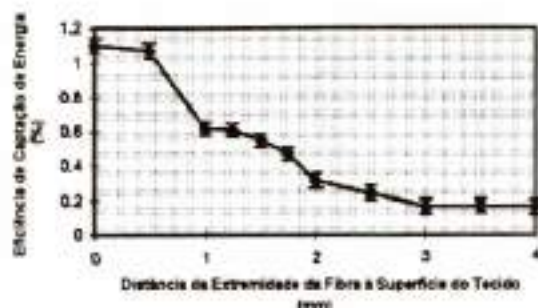


Fig. 2 - Eficiência de captação de energia.

3. EXTREMIDADE PROXIMAL/DETEÇÃO

Esta extremidade é responsável pela entrega da fluorescência coletada ao detetor. Conforme descrito anteriormente, o posicionamento de uma fenda na parte anterior de um monocromador é indispensável neste tipo de técnica. Para contornar este problema, foi utilizado um telescópio baseado em duas lentes cilíndricas, dispostas na extremidade proximal-deteção, obtendo-se desta forma um feixe em forma de linha. O telescópio deve, porém, apresentar características ópticas (largura do feixe e número #F), casadas com as do monocromador utilizado. As lentes que formam o telescópio apresentam as seguintes características: $df_{1,2} = 76 \text{ mm}$ e $\#F_{1,2} = 0,33$; $df_{1,3} = 1,38 \text{ mm}$, $\#F_{1,3} = 0,66$, onde df é a distância focal da lente e $\#F$ é o número F da lente, fornecendo um feixe com dimensão da ordem de 2 mm de largura na região do foco. Lentes com focais menores possibilitam a obtenção de feixes mais estreitos; porém, neste caso, a proximidade da lente à extremidade da fibra obriga a um posicionamento pouco favorável do prisma de acoplamento, fazendo com que o feixe atinja a fibra com um ângulo superior à abertura numérica da mesma. Para os cálculos, utilizaram-se as características de um monocromador, modelo CP200 da Jovin Yvon, que apresenta um número #F igual a 2,0. Ele utiliza uma rede de difração com 300 linhas/mm e, com uma fenda de $250 \mu\text{m}$ de largura, apresenta uma resolução da ordem de 4 nm. Como esta extremidade opera de forma otimizada com a extremidade proximal/excitação, o telescópio é posicionado de forma a tangenciar o feixe de excitação, não bloqueando o mesmo. A potência total que atinge o fotodetector, após a passagem pela fenda, é de 137 nW.

4. CONCLUSÕES

Em casos onde a penetração no corpo por cateteres ópticos não implique pequenos raios de curvatura, tais como o cólon, próstata, boca, esôfago, pulmão entre outros, este tipo de cateter apresenta-se como uma excelente alternativa ao cateter do tipo multifibra. Sendo de concepção extremamente simples, sua eficiência de coleta é da ordem de $1,1\%$, ou seja, duas vezes superior aos cateteres multifibra encontrados na literatura. Sua utilização parece bastante conveniente, principalmente levando-se em conta os aspectos fabricação, reutilização e esterilização, que encontram um forte fator limitante nos cateteres multifibra. A penalização do acoplamento do sinal de excitação é minimizada pela quase que invariável possibilidade de aumento de potência do laser de excitação.

5. REFERÊNCIAS

1. GOTH, P. R.; KRAMER, J. R.; KITTRELL, C.; SACKS, B. A.; FELD, M. S. Multifiber optically-shielded catheter for laser angiography, *SPIE*, v. 713, Optical Fibers in Medicine II, 1986.
2. COTHREN, R. M.; HAYES, G. B.; KRAMER, J. R.; SACKS, B.; KITTRELL, C.; FELD, M. S. A multifiber catheter with an optical shield for laser angiography, *Lasers in the Life Sciences* 1(1), 1986, pp. 1-12.
3. COTHREN, R. M.; KRAMER, J. R.; HAYES, G. B.; COSTELLO, B.; KITTRELL, C.; SACKS, B.; FELD, M. S. Engineering of a multifiber catheter with an optical shield for laser angiography, *IEEE 1987 Engineering in Medicine and Biology*, November 1987.
4. PROFIO, A. E.; DOIRON, D. R. Transport of light in tissue in photodynamic therapy, *Photochemistry and Photobiology*, vol. 46, n. 5, pp. 591-599, 1987.
5. JACQUES, S. L.; OSTERMEYER, M.; WANG, L.; HIELSCHER, A. Light dosimetry in pdt using optical fiber delivery, *SPIE*, 140, vol. 2133, 1994.
6. WILSON, B. C.; ADAM, G. A Monte Carlo Model for the absorption and Flux Distribution of light in Tissue, *Med. Phys.* 10(6), Nov./Dec. 1983.
7. WANG, L.; JACQUES, S. L. Monte Carlo modeling of light transport in multilayered tissues in standard C, University of Texas M. D. Anderson Cancer Center.
8. MELNIK, I.; STEINER, R.; KIENLE, A. Light penetration in human skin: in vivo measurements using isotropic detector, *SPIE*, 1881. Optical methods for tumor treatment and detection 1993.



UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA

CURSOS DE PÓS-GRADUAÇÃO

A Universidade do Vale do Paraíba oferece, através de sua Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação, os seguintes cursos de pós-graduação:

STRICTO SENSU

- Educação - Área de Psicopedagogia
- Engenharia Elétrica - Área Biomédica e Lasers
- Planejamento Urbano e Regional

LATO SENSU

- Computação Gráfica
- Conservação e Aproveitamento de Energia
- Engenharia de Software
- Ensino de Matemática
- Economia Empresarial
- Gerontologia Social
- Psicopedagogia
- Sensoriamento Remoto e Geoprocessamento - Princípios e Aplicações

EXTENSÃO

- Auditoria do Sistema de Qualidade
- Engenharia Econômica
- Formação de Preços para Obras e Serviços de Construção
- Gerenciamento de Projetos, Obras e Empreendimentos, utilizando o MS-Project for Windows
- Materiais Poliméricos - Conceitos e Aplicações
- Meio Ambiente
- Metabolismo e Fisiologia de Microrganismos
- Microcontroladores
- Orçamento Básico de Obras e Serviços de Construção
- Teorias de Família

INFORMAÇÕES:

Secretaria da Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação da UNIVAP

Telefone : (012) 322-2355 - Ramal: 262

Fax : (012) 341-7248

Endereço na Internet: <http://www.univap.br>

Manhã : 08:00 às 12:00 h Tarde : 13:30 às 17:30 h Noite: 19:00 às 22:00 h



UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA

CURSOS DE GRADUAÇÃO

A Universidade do Vale do Paraíba oferece cursos de graduação nas áreas de:

Ciências Sociais Aplicadas

Direito

Serviço Social

Ciências Econômicas

Ciências Sociais

Administração de Empresas e Negócios

Ciências Contábeis

Secretariado Executivo

Ciências Humanas

Letras

Pedagogia

História

Geografia

Comunicação Social (Publicidade e Propaganda)
(Jornalismo)

Ciências Exatas e Tecnologia

Engenharia Civil

Engenharia Elétrica

Arquitetura e Urbanismo

Ciências da Computação

Física

Matemática

Ciências Biológicas e da Saúde

Biologia

Educação Física

Odontologia

INFORMAÇÕES:

Secretaria Geral da UNIVAP

Telefone : (012) 322-2355 - Ramais: 213, 214 e 215

Fax : (012) 322-2966

Endereço na Internet: <http://www.univap.br>

Manhã : 08:00 às 12:00 h

Tarde : 13:30 às 17:00 h

Noite: 18:30 às 21:00 h



UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA

COLÉGIO TÉCNICO INDUSTRIAL

Além dos cursos de graduação plena, a Universidade do Vale do Paraíba oferece, através do seu COLÉGIO TÉCNICO INDUSTRIAL, os seguintes cursos técnicos profissionalizantes, em nível de 2º Grau:

- **Técnico em Processamento de Dados**
3 anos
- **Técnico em Secretariado**
3 anos
- **Técnico em Eletrônica**
4 anos
- **Técnico em Patologia Clínica**
4 anos
- **Colégio Regular (Inciso III)**
3 anos
- **Técnico em Prótese Dentária**
3 anos
- **Técnico em Administração de Empresa**
3 anos
- **Técnico em Publicidade**
3 anos
- **Técnico em Higiene Dental**
4 anos
- **Técnico em Cartografia**
4 anos
- **Técnico em Meteorologia**
4 anos

INFORMAÇÕES:

Secretaria do Colégio Técnico Industrial

Telefone : (012) 322-2355 - R. 216

Fax : (012) 322-2966

Endereço na Internet: <http://www.univap.br>

Manhã : 08:00 às 12:00 h

Tarde : 13:30 às 17:00 h

Noite: 18:30 às 21:00 h



UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAIBA
São José dos Campos - SP

Av. Shishima Hifumi, 2.911- Urbanova - São José dos Campos - SP
Tel.: (012) 349-1000 - CEP 12244-000