

**“AVALIAÇÃO DE CÁLCULOS URINÁRIOS EM
PER- OPERATÓRIOS POR IMAGEM DIGITAL E
TÉCNICAS FÍSICO-QUÍMICAS E ANALÍTICAS”**

CARLOS HENRIQUE DINIZ BRANCO

CARLOS HENRIQUE DINIZ BRANCO

AVALIAÇÃO DE CÁLCULOS URINÁRIOS EM
PER- OPERATÓRIOS POR IMAGEM DIGITAL E
TÉCNICAS FÍSICO-QUÍMICAS E ANALÍTICAS

Dissertação apresentada à
Faculdade de Engenharia do
Campus de Guaratinguetá,
Universidade Estadual
Paulista, para a obtenção do
título de Mestre em
Engenharia Mecânica na área
de Projetos e Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Araildo Lima da Silva

Guaratinguetá
2005

UNESP  UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

**AVALIAÇÃO DE CÁLCULOS URINÁRIOS EM PER- OPERATÓRIOS POR
IMAGEM DIGITAL E TÉCNICAS FÍSICO-QUÍMICAS E ANALÍTICAS**

CARLOS HENRIQUE DINIZ BRANCO

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO

TÍTULO DE

“MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA”

ESPECIALIDADE: ENGENHARIA MECÂNICA

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PROJETOS E MATERIAIS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-

GRADUAÇÃO

Prof. Dr. JOÃO ANDRADE DE CARVALHO JR.

Coordenador

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. ARAILDO LIMA DA SILVA
Departamento de Mecânica
Orientador / UNESP – FEG

Prof. Dr. JOSÉ MARQUES LUIZ
Departamento de Física e Química
UNESP – FEG

Prof. Dr. JIVALDO DO ROSÁRIO MATOS
Instituto de Química
USP

Prof. Dr. HAMILTON DE FELIPE
Departamento de Física e Química
UNESP – FEG

Prof. Dr. AGENOR PINA DA SILVA
Departamento de Física e Química
UNIFEI

Setembro 2005

DADOS CURRICULARES

CARLOS HENRIQUE DINIZ BRANCO

NASCIMENTO	26.02.1959 – Rio de Janeiro / RJ
FILIAÇÃO	José Branco Pereira Odette Diniz Branco
1979-1983	Curso de Graduação Faculdade de medicina de Valença - RJ
1984-1986	Curso de especialização em Urologia Santa Casa de Misericórdia do Rio de Janeiro
1987-1988	Curso de Especialização em Medicina do Trabalho Fundação Oswaldo Aranha
1991	Título de Especialista em Urologia pela Sociedade Brasileira de Urologia (SBU)

Aos meus pais José (*in memoriam*) e Odette e
a minha esposa Ida.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus, fonte da vida e da graça. Agradeço pela minha vida, minha inteligência, minha família e meus amigos.

Ao meu orientador, *Prof. Dr. Araildo Lima da Silva* que jamais deixou de me incentivar. Sem a sua orientação, dedicação e auxílio, o estudo aqui apresentado seria praticamente impossível.

Ao *Prof. Dr. Fernando de Azevedo Silva*, sempre prestativo e disposto a colaborar com os mestrandos.

Ao *Prof. Dr. Tamotsu Hirato*, pelas aulas ministradas.

À *Prof.^a. Dr.^a. Lucildes* pela calorosa acolhida na USP.

Às funcionárias *Rose*, da secretaria, e *Ana Maria* da biblioteca pela paciência frente a nossa inexperiência.

Aos meus pais *José (in memoriam)* e *Odette*, que apesar das dificuldades enfrentadas, sempre incentivaram meus estudos.

À minha esposa *Ida*, por ter suportado com paciência o tempo que levou o curso de mestrado.

“Hoje é sempre
o dia certo de fazer as
coisas certas de maneira certa.
Amanhã será tarde”

Martin Luther King

BRANCO, C. H. D. Avaliação de cálculos urinários em *per-* operatórios por imagem digital e técnicas físico-químicas e analíticas 2005. 123 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2005.

RESUMO

O presente trabalho propõe criar um sistema de identificação de elementos constituintes de cálculos urinários e que seja viável sua utilização durante os procedimentos cirúrgicos. Até o presente temos equipamentos importados de elevado custo para a visualização endoscópica. Com nosso modelo pretendemos disponibilizar para urologistas um equipamento com configuração mínima, de baixo custo, com a possibilidade de dar durante os procedimentos cirúrgicos a identificação por imagem dos elementos formadores dos cálculos urinários. Para desenvolvimento do estudo coletamos amostras de cálculos urinários obtidas de pacientes que os haviam eliminado e as fotografamos utilizando-nos de um ureteroscópio, uma câmera digital de vídeo cirurgia e de um PC Pentium 133 equipado com uma placa de vídeocaptura. As fotografias foram processadas pelo programa de domínio público Image J, sendo criados histogramas e, posteriormente, comparados estes histogramas entre si e com os histogramas obtidos a partir de amostras preparadas em laboratório, exportando o banco de dados gerado pelo Image J para o programa Excel[®] da Microsoft[®]. Concomitantemente solicitamos análise cristalográfica destes cálculos para estudo de suas composições em laboratório especializado. Solicitamos, também que fossem criados artificialmente, em laboratório, cálculos puros de oxalato de cálcio para que também fossem analisados pelo método proposto. Com as medidas anteriores acreditamos que possamos correlacionar a imagem com a análise cristalográfica dos cálculos urinários através do estudo de histogramas o que, sem dúvida, nos permitirá desenvolver melhores equipamentos para litotripsia.

PALAVRAS-CHAVE: Urolitíase, litotripsia, técnicas físico-químicas e analíticas, identificação por imagens

BRANCO, C. H. D. **Evaluation of urinary calculi in *per* - operative by digital image and physiochemical and analytical techniques.** 2005. 123 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2004.

ABSTRACT

The present work intends to create an identification system of constituent elements of urinary calculi and its viability during the surgical procedures. At this time we use imported high cost equipment for endoscopic visualization. Our model intendeds to make available for urologists an equipment with minimum configuration, low cost and the possibility to identify through images during the surgical procedures constituent elements of the urinary calculi. In order to develop the study we captured urinary samples of urinary calculi in conventional open surgeries and photographed them using an ureteroscope, a digital camera of video surgery and a PC Pentium 133 equipped with a video capture device. The pictures were processed by the program of public domain Image J, that creates histograms and, lately, make a comparison among themselves and with the laboratory made calculi, exporting the database generated by Image J for the program Excel® of Microsoft®. Concomitantly we requested a crystallographic analysis of these urinary calculi for study of their compositions in a specialized laboratory. We requested, also that a pure calculi of calcium oxalate were created artificially so they were also analyzed by the proposed method. With these previous measures we believed that we can correlate the image with the crystallographic analysis of the urinary calculi through the study of histograms and, without a doubt, we will develop better equipments for litotripsy.

KEYWORDS: Urinary lithiasis, litotripsy, physiochemical and analytical techniques, images identification

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	- Cistoscopia por visão direta de Grunfeld, 1881	21
FIGURA 2	- Representação da LECO.....	32
FIGURA 3	- Fragmentação do cálculo.....	32
FIGURA 4	- Cubo de cores RGB	38
FIGURA 5	- Representação esquemática dos procedimentos adotados.....	41
FIGURA 6	- Amostra número 1	42
FIGURA 7	- Amostra número 2	42
FIGURA 8	- Amostra número 3	42
FIGURA 9	- Amostra número 4	42
FIGURA 10	- Amostra número 5	42
FIGURA 11	- Amostra número 6	42
FIGURA 12	- Amostra número 7	43
FIGURA 13	- Cálculos artificiais.....	43
FIGURA 14	- amostra CR-C01	44
FIGURA 15	- amostra CR-C02	44
FIGURA 16	- amostra CR-C03	44
FIGURA 17	- amostra CR-C04	44
FIGURA 18	- amostra CR-C05	45

FIGURA 19 - amostra CR-C06	45
FIGURA 20 - amostra CR-C07	45
FIGURA 21 - amostra CR-C08	45
FIGURA 22 - amostra CR-C09	46
FIGURA 23 - amostra CR-C10	46
FIGURA 24 - Câmara solução fisiologia (vista superior).....	46
FIGURA 25 - Câmara solução fisiologia (vista lateral)	46
FIGURA 26 - Ureteroscópio marca Wolf.....	47
FIGURA 27 - Fonte de luz marca Storz já acoplada ao seu cabo de fibra óptica.....	47
FIGURA 28 - Esquema demonstrando o equipamento montado	48
FIGURA 29 - Câmera digital de cirurgia Thorens Medical	48
FIGURA 30 - Equipamento montado	49
FIGURA 31 - Fotografia da Amostra 01 (primeira fotografia) e histograma	53
FIGURA 32 - Fotografia da Amostra 01 (segunda fotografia) e histograma	53
FIGURA 33 - Fotografia da Amostra 01 (terceira fotografia) e histograma.....	53
FIGURA 34 - Fotografia da Amostra 02 (primeira fotografia) e histograma	54
FIGURA 35 - Fotografia da Amostra 02 (segunda fotografia) e histograma	54
FIGURA 36 - Fotografia da Amostra 02 (terceira fotografia) e histograma.....	54
FIGURA 37 - Fotografia da Amostra 03 (primeira fotografia) e histograma	55

FIGURA 38 - Fotografia da Amostra 03 (segunda fotografia) e histograma	55
FIGURA 39 - Fotografia da Amostra 03 (terceira fotografia) e histograma	55
FIGURA 40 - Fotografia da Amostra 04 (primeira fotografia) e histograma	56
FIGURA 41 - Fotografia da Amostra 04 (segunda fotografia) e histograma	56
FIGURA 42 - Fotografia da Amostra 04 (terceira fotografia) e histograma	56
FIGURA 43 - Fotografia da Amostra 05 (primeira fotografia) e histograma	57
FIGURA 44 - Fotografia da Amostra 05 (segunda fotografia) e histograma	57
FIGURA 45 - Fotografia da Amostra 05 (terceira fotografia) e histograma	57
FIGURA 46 - Fotografia da Amostra 06 (primeira fotografia) e histograma	58
FIGURA 47 - Fotografia da Amostra 06 (segunda fotografia) e histograma	58
FIGURA 48 - Fotografia da Amostra 06 (terceira fotografia) e histograma	58
FIGURA 49 - Fotografia da Amostra 07 (primeira fotografia) e histograma	59
FIGURA 50 - Fotografia da Amostra 07 (segunda fotografia) e histograma	59
FIGURA 51 - Fotografia da Amostra 07 (terceira fotografia) e histograma	59
FIGURA 52 - Fotografia da Amostra de laboratório e histograma	60
FIGURA 53 - Fotografia da Amostra CR-C 01 (primeira fotografia) e histograma...	61
FIGURA 54 - Fotografia da Amostra CR-C 01 (segunda fotografia) e histograma ...	61
FIGURA 55 - Fotografia da Amostra CR-C 01 (terceira fotografia) e histograma....	61
FIGURA 56 - Fotografia da Amostra CR-C 02 (primeira fotografia) e histograma...	62

FIGURA 57 - Fotografia da Amostra CR-C 02 (segunda fotografia) e histograma ...	62
FIGURA 58 - Fotografia da Amostra CR-C 02 (terceira fotografia) e histograma ...	62
FIGURA 59 - Fotografia da Amostra CR-C 03 (primeira fotografia) e histograma	63
FIGURA 60 - Fotografia da Amostra CR-C 03 (segunda fotografia) e histograma ...	63
FIGURA 61 - Fotografia da Amostra CR-C 03 (terceira fotografia) e histograma ...	63
FIGURA 62 - Fotografia da Amostra CR-C 04 (primeira fotografia) e histograma.....	64
FIGURA 63 - Fotografia da Amostra CR-C 04 (segunda fotografia) e histograma ...	64
FIGURA 64 - Fotografia da Amostra CR-C 04 (terceira fotografia) e histograma ...	64
FIGURA 65 - Fotografia da Amostra CR-C 05 (primeira fotografia) e histograma	65
FIGURA 66 - Fotografia da Amostra CR-C 05 (segunda fotografia) e histograma	65
FIGURA 67 - Fotografia da Amostra CR-C 05 (terceira fotografia) e histograma	65
FIGURA 68 - Fotografia da Amostra CR-C 06 (primeira fotografia) e histograma	66
FIGURA 69 - Fotografia da Amostra CR-C 06 (segunda fotografia) e histograma	66
FIGURA 70 - Fotografia da Amostra CR-C 06 (terceira fotografia) e histograma	66
FIGURA 71 - Fotografia da Amostra CR-C 07 (primeira fotografia) e histograma	67
FIGURA 72 - Fotografia da Amostra CR-C 07 (segunda fotografia) e histograma	67
FIGURA 73 - Fotografia da Amostra CR-C 07 (terceira fotografia) e histograma	67
FIGURA 74 - Fotografia da Amostra CR-C 08 (primeira fotografia) e histograma	68
FIGURA 75 - Fotografia da Amostra CR-C 08 (segunda fotografia) e histograma	68

FIGURA 76 - Fotografia da Amostra CR-C 08 (terceira fotografia) e histograma	68
FIGURA 77 - Fotografia da Amostra CR-C 09 (primeira fotografia) e histograma	69
FIGURA 78 - Fotografia da Amostra CR-C 09 (segunda fotografia) e histograma	69
FIGURA 79 - Fotografia da Amostra CR-C 09 (terceira fotografia) e histograma	69
FIGURA 80 - Fotografia da Amostra CR-C 10 (primeira fotografia) e histograma	70
FIGURA 81 - Fotografia da Amostra CR-C 10 (segunda fotografia) e histograma	70
FIGURA 82 - Fotografia da Amostra CR-C 10 (terceira fotografia) e histograma	70
FIGURA 83 - Sobreposição dos espectros de absorção na região do infravermelho das amostras de cálculos renais do grupo I.	72
FIGURA 84 - Sobreposição dos espectros de absorção na região do infravermelho das amostras de cálculos renais do grupo II.	73
FIGURA 85 - Espectro de absorção na região do infravermelho da amostra de cálculo renal CR-C 10	73
FIGURA 86 - Sobreposição das curvas TG das amostras de: cálculo renal do grupo II, padrão de oxalato de cálcio monohidratado e cálculo renal CR-C 10	74
FIGURA 87 - Sobreposição das curvas TG das amostras de: cálculo renal do grupo I, padrão de estruvita e cálculo renal CR-C 10.....	77

FIGURA 88 - Sobreposição dos difratogramas de raios X das amostras de cálculo

renal: grupo II e CR-C 10 79

FIGURA 89 - Sobreposição dos difratogramas de raios X das amostras CR-C 01,

CR-C 02, CR-C 03, CR-C 06, CR-C 09 e CR-C 10 80

FIGURA 90 – Tipos de vibração do grupo H-C-H.....119

FIGURA 91 – Vibrações da molécula triatômica linear de dióxido de carbono120

FIGURA 92 – Vibrações da molécula triatômica não linear de água120

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Tabela contendo cronograma de evolução da litotripsia endoscópica (Campbell´s Urology) (modificada)	26
TABELA 2	Incidência dos cálculos de acordo com sua composição química.....	30
TABELA 3	Composição de cada amostra coletada (dados laboratoriais).....	50
TABELA 4	Resultados de análise elementar do Grupo C	71
TABELA 5	Resultados de Análise Térmica.....	76
TABELA 6	Atribuição das espécies presentes nas amostras conforme difratometria de raios X.....	78
TABELA 7	Tabela representando as variações entre os tons de cinza das amostras estudadas do Grupo A.....	81
TABELA 8	Tabela com escala para melhor identificação do cálculo (Grupo A)	82
TABELA 9	Tabela representando as variações entre os tons de cinza das amostras estudadas do Grupo C.....	84
TABELA 10	Tabela com escala para melhor identificação do cálculo (terceiro Grupo C e cálculo de laboratório)	85
TABELA 11	Comparação de bandas no infravermelho	99
TABELA 12	Classificação das técnicas termoanalíticas	115
TABELA 13	Modos vibracionais mais comuns e seus respectivos comprimentos de onda e número de onda das bandas utilizadas	120

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

a.C.	Antes de Cristo
AE	Análise elementar
BIREME	B iblioteca R egional de M edicina
CCD	<i>Charge coupled devices</i> = dispositivos a carga acoplada
CD	<i>Compact disk</i> = disco plástico pequeno que é usado como um dispositivo ROM de alta capacidade, onde o dado é armazenado na forma binária e que são lidos através de um laser
DPI	<i>Dots per Inch</i> = pontos por polegada, método padrão usado para descrever a capacidade de resolução
DSC	Calorimetria Exploratória Diferencial
ESWL	<i>Extrabody Shock Wave Litotripsy</i> = LECO
FDA	<i>Federal Drug Administration</i> (repartição do governo americano que testa, controla e inspeciona alimentos e remédios.)
G	Número possível de níveis de cinza
<i>I</i>	Energia luminosa
IR	Infravermelho (<i>Infrared</i>)
LECO	Litotripsia extracorpórea por ondas de choque
LEOC	Litotripsia extracorpórea por ondas de choque
MEDLINE	Literatura médica “ <i>on line</i> ”
NTSC	National Television Standards Committee = comitê nacional de padrões de televisão
PC	<i>Personal computer</i> = computador pessoal
RGB	<i>Red, green, blue</i>
ROM	<i>Read Only Memory</i> = memória exclusiva de leitura
SBU	Sociedade Brasileira de Urologia
TG	Termogravimetria
TV	Televisão

LISTA DE SÍMBOLOS

Hz	Hertz, ciclos por segundo
mL	Mililitro
g	Gramas
V	Volt
W	Watt
mm	Milímetro
Fr	French = 1/3 de milímetro
Mb	Megabit (= igual a 1.048.576 bits)
MB	Megabyte (=1.048.576 bytes)
MHz	Megahertz

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

1	INTRODUÇÃO	20
1.1	OBJETIVOS DO TRABALHO.....	20
1.2	CONSIDERAÇÕES GERAIS.....	20
1.3	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	23
2	DESENVOLVIMENTO E ESTÁGIO ATUAL DE EVOLUÇÃO DA LITOTRIPSIA	25
2.1	INTRODUÇÃO	25
2.2	ASPECTOS EPIDEMIOLÓGICOS	29
2.3	FISIOPATOLOGIA.....	29
2.4	TRATAMENTO.....	31
3	IMAGEM	35
3.1	PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS.....	38
4	IDENTIFICAÇÃO POR IMAGEM DIGITAL DA COMPOSIÇÃO DE CÁLCULOS URINÁRIOS EM <i>PER</i> OPERATÓRIO	41
4.1	MATERIAIS E MÉTODOS	41
4.1.1	Metodologia proposta e procedimentos aplicados.....	41
4.1.2	Coleta de amostras do grupo A	42
4.1.3	Precipitação de cálculo de oxalato de cálcio em laboratório (grupo B)	43
4.1.4	Coleta de amostras do grupo C.....	43
4.1.5	Sistema de captura de imagem.....	46

4.2 ANÁLISE LABORATORIAL DO GRUPO A.....	50
4.3 TRATAMENTO DA IMAGEM COM IMAGE J	52
4.4 ANÁLISE LABORATORIAL DO GRUPO C.....	71
4.4.1 Discussão dos resultados de análise elementar e de espectroscopia de absorção na região do infravermelho	71
4.4.2 Discussão dos resultados de análise térmica.....	74
4.4.3 Discussão dos resultados de difratometria de raios X.....	77
4.5 ANÁLISE DE RESULTADOS OBTIDOS PELO PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM.....	81
4.6 COMPARAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....	86
5 – CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS	88
5.1 COMENTÁRIOS.....	88
5.2 CONCLUSÕES.....	89
5.3 SUGESTÕES DE FUTURAS PESQUISAS	90
REFERÊNCIAS	91
BIBLIOGRAFIA CONSULTADA.....	93
GLOSSÁRIO.....	95
APÊNDICE A – Comparação de bandas no IR	99
APÊNDICE B – Espectros de absorção na região do infravermelho	100
APÊNDICE C - Gráficos de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)	103
ANEXO A – Procedimento preparação do oxalato de cálcio monohidratado.....	113
ANEXO B - Considerações gerais sobre a análise térmica	114
ANEXO C - Considerações gerais sobre a espectroscopia de absorção na região do infravermelho	118
ANEXO D - Especificações dos equipamentos utilizados no presente trabalho	123

1 INTRODUÇÃO

O objetivo deste capítulo é apresentar a proposta do trabalho e mostrar seu desenvolvimento. Neste capítulo são expostos os objetivos almejados, a contribuição das pesquisas médicas e a estrutura básica da dissertação.

1.1 OBJETIVOS DO TRABALHO

O presente trabalho tem como objetivo geral o desenvolvimento de um processo prático e eficiente para identificação dos elementos constituintes dos cálculos urinários durante os procedimentos per operatórios. Como objetivos específicos, buscamos facilitar:

- a) os estudos, *a posteriori*, visando a melhoria de equipamentos para litotripsia;
- b) as estratégias durante o ato cirúrgico para melhor fragmentação do cálculo em função dos elementos constituintes do cálculo.

1.2 CONSIDERAÇÕES GERAIS

De um modo geral podemos observar, no contexto mundial, o crescente interesse na área de Bioengenharia. Como demonstração disso podemos citar o 18th Annual Meeting of the Engineering and Urology Society, realizado em Chicago, Illinois, Estados Unidos em abril de 2003. O Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, da Universidade Estadual Paulista não poderia ficar (e não ficou) inerte por este interesse mundial, e estimula programas de mestrado e doutorado nesta área, com diversos trabalhos já concluídos e outros em andamento.

O procedimento cirúrgico, pelo menos da forma tradicional e clássica, como nós o conhecemos, em breve será história. Em um futuro próximo acreditamos que, com a

evolução da bioengenharia teremos excelentes resultados com procedimentos cada vez menos invasivos, tanto em diagnóstico quanto em terapia.

Na área médica uma das especialidades que mais teve seu progresso e sua diferenciação das outras especialidades foi a urologia, em parte devido a dificuldade de acesso às estruturas e órgãos por ela estudados, em parte devido ao aspecto empreendedor que, via de regra, caracteriza-se o cirurgião-urologista.

Segundo Blandy (1990), a urologia é a mais velha das disciplinas cirúrgicas, sendo, também, uma das pioneiras na endoscopia, conforme podemos observar na Figura 1 em que Grunfeld, já no ano de 1.881, descreve a cistoscopia com um equipamento rudimentar, porém que lhe permitia visualizar um pequeno segmento da parede vesical.



Figura 1 – Cistoscopia por visão direta de Grunfeld, 1881

Não podemos deixar de agradecer a cumplicidade neste desenvolvimento aos engenheiros que, segundo Nurphy (1972) e Wickhan (1983), com o aprimoramento e refinamento da mecânica, da óptica, das fontes de energia e da informática entre outros na segunda metade do século XIX e no século XX, permitiram aos urologistas aventurarem-se em técnicas até muito recentemente inimagináveis.

A ureteroscopia teve seu grande desenvolvimento a partir de 1980, quando Perez Castro começou a construir equipamentos (uretero-renoscópios) finos o bastante para a visualização do interior do ureter e, a partir daí com a evolução das fibras ópticas, conseguiu-se afinar o aparelho o suficiente para que, além de enxergar, fosse possível realizarmos procedimentos intra-ureterais (WALSH, 2002). Acompanhando este

desenvolvimento tivemos o desenvolvimento da informática e o da captura digital de imagens.

Em virtude destes avanços tornou-se possível a litotripsia endoscópica, utilizando-se de diversas fontes de energia para a fragmentação do cálculo urinário: ultrassônica, balística, Laser, eletrohidráulica, etc.. Neste trabalho pretendemos demonstrar a viabilidade de, com o equipamento acima mencionado, identificarmos os componentes predominantes no cálculo urinário facilitando e otimizando a litotripsia endoscópica através da escolha de fontes de energia mais adequadas para um determinado tipo de cálculo urinário em um determinado paciente, *no per operatório*.

Conforme Scott et. al. (1977 apud COSTA, 1999) a doença calculosa urinária atinge cerca de 3 a 5% da população e acomete principalmente adultos da 3ª a 5ª décadas de vida, com incidência 3 vezes maior no sexo masculino. A recorrência da urolitíase é variável, sendo observada entre 85 a 90% por alguns autores (SUTOR; WOOLEY; ILLINGWORTH, 1974) .

Sutherland, Parks e Coe (1985) observaram que 9 anos após eliminação de um cálculo isolado, 50% apresentaram recorrência numa série de 515 pacientes estudados.

Com o objetivo de otimizar a litotripsia endoscópica, inicialmente, pensamos em modificar os *probes* ou sondas utilizadas como forma de condução e aplicação da energia balística na litotripsia, quando esbarramos na necessidade de estudar melhor a composição dos elementos constituintes dos cálculos a serem fragmentados para que pudéssemos estudar, então, melhorias nos *probes*.

Aproveitando a utilização do uretero-rensoscópio (tendo em vista que, em termos de equipamento óptico, os resultados obtidos com seu uso se aplicariam a qualquer tipo de endoscópio urológico) associado a uma câmera de cirurgia começamos a analisar possíveis melhorias no sistema de captura e imagem.

Nesta dissertação de mestrado utilizamo-nos, sob consentimento dos pacientes, de 17 cálculos urinários que haviam sido previamente retirados cirurgicamente ou eliminados espontaneamente, e cálculos criados artificialmente em laboratório

SCOTT, R. et al. The prevalence of calcified upper urinary tract stone disease in a random population. Cumberland Health Survey; **Br. J. Urol.** v.49,p.589-595, 1977 apud COSTA, R.P. **Litíase Urinária**, Jáú Para Todos, 1999

compostos por cristais de oxalato de cálcio e os fotografamos com a utilização de um uretero-renoscópio Wolf (um dos mais utilizados em nosso meio) acoplado a uma fonte de luz Storz, uma câmera de vídeo cirurgia Thorens e um PC 133 Pentium com uma placa de captura de vídeo.

Como se pode observar os equipamentos são de ampla utilização em nosso meio, inclusive por figurarem entre os de mais baixo custo. De posse destas fotografias as processamos no software Image J, realizando histogramas das mesmas e transportamos as planilhas do Image J para o programa Excel da Microsoft® para melhor estudo e confecção de gráficos. Solicitamos a análise laboratorial dos cálculos urinários e as com comparamos os resultados obtidos pelas planilhas.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho é constituído por capítulos, anexos, glossário e apêndice.

O capítulo 1, intitulado **INTRODUÇÃO**, apresenta o trabalho, o desenvolvimento e o estágio atual da litotripsia endoscópica, os objetivos do trabalho e a estrutura da dissertação.

O capítulo 2, denominado **DESENVOLVIMENTO E ESTÁGIO ATUAL DE EVOLUÇÃO DA LITOTRIPSIA**, faz um breve relato de como evoluiu a urologia, em especial a endourologia, até o momento atual, quando conseguimos freqüentemente tratar os cálculos urinários com procedimento minimamente invasivos. Comenta, também de forma resumida, a doença calculosa urinária, sua epidemiologia, fisiologia e tratamento, para que possamos entender melhor o problema e, com isso, discutir propostas melhores para solucioná-lo.

O capítulo 3, com título **IMAGEM**, apresenta, resumidamente alguns conceitos básicos de captura e processamento de imagens, importantíssimos no entendimento do trabalho.

O capítulo 4, de título **IDENTIFICAÇÃO POR IMAGEM DIGITAL DA COMPOSIÇÃO DE CÁLCULOS URINÁRIOS EM PER OPERATÓRIO**,

apresenta os materiais e métodos de análise utilizados no presente trabalho assim como faz uma comparação e análise dos resultados experimentais.

O capítulo 5, **COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES**, comenta os resultados encontrados e apresenta as conclusões sobre viabilidade de identificação dos elementos constituintes do cálculo urinário pelo método proposto e se é possível sua utilização durante o ato operatório além de propostas para pesquisas futuras.

2 DESENVOLVIMENTO E ESTÁGIO ATUAL DE EVOLUÇÃO DA LITOTRIPSIA

2.1 INTRODUÇÃO

Os cálculos urinários vêm afligindo o ser humano desde a antiguidade, com os primeiros registros feitos em múmias egípcias datadas de 4.800 A.C.. A especialidade cirurgia urológica foi reconhecida quando Hipócrates escreveu seu juramento: “Não cortarei, até mesmo para a pedra, mas deixarei tal procedimento para os praticantes da arte” (CLENDENING, 1942).

A litíase do trato urinário é conhecida pela humanidade há vários séculos. Entretanto, apesar de seu conhecimento, seu tratamento era anedótico até recentemente. Não muito longínquo foi o tempo em que os cirurgiões barbeiros realizavam suas intervenções com tal morbidade e mortalidade (para não falar do sofrimento gerado), que tinham necessidade de, freqüentemente, abandonar as cidades / vilas do seu exercício profissional. (SCHOR; HEILBER, 1995, p. 2)

Durante séculos era consenso que o paciente com litíase urinária ou eliminaria espontaneamente o cálculo, ou seria submetido a cirurgias “heróicas” ou ficaria a mercê das complicações que pudessem advir da enfermidade.

Com o advento da anestesia em 1842 por Horace Wells e William Thomas Green Morton, começou-se a realizar procedimentos cirúrgicos de maior complexidade. Até então era freqüente o paciente morrer no *per* operatório por choque neurogênico fazendo com que, para diminuir a possibilidade de choque neurogênico, fosse necessário que o cirurgião realizasse as cirurgias no menor tempo possível, dificultando extremamente o aspecto técnico da cirurgia. Com a utilização do óxido nitroso (descoberto em 1.776 Joseph Priestley) e posteriormente o éter e o clorofórmio os cirurgiões passaram a desenvolver melhores técnicas cirúrgicas, florescendo, então, segundo Blandy (1978 apud BLANDY,1990), a cirurgia convencional à “céu aberto”, (1.871 Simon realiza nefrectomia por cálculo renal; 1.879 Heinecke realiza pielolitomia). Mas, segundo Nurphy (1972) e Wickhan (1983), já no final do século

XIX e início do século XX a endoscopia já se fazia presente, Nitz faz o primeiro cistoscópio em 1.881, que nada mais era que um tubo simples que fornecia um limitado campo de visão. Em 1.886 Dittel acrescenta a lâmpada incandescente ao primitivo cistoscópio de Nitz (BLANDY,1990). Porém, ainda segundo Mitchell e Makepeace (1976), só a partir da década de 1970 é que três grandes invenções atribuídas a Harold Hopkins realmente alteraram completamente o escopo e as características não só da cistoscopia mas de toda a endoscopia: 1º - montagem das lentes em forma de bastonetes de vidro (lentes modelo Hopkins), 2º - a utilização do cabo de fibras ópticas para a iluminação da área a ser examinada, 3º - a utilização das mesmas fibras numa arquitetura diferente, permitindo a visualização de imagens, criando ,então, o endoscópio flexível

Na década de 80 dois grandes passos são dados para que a urolitíase seja tratada por procedimentos diferentes da cirurgia convencional: Peres Castro cria o primeiro uretero-renoscópio enquanto Chaussy realiza, pela primeira vez, a litotripsia por ondas de choque (LECO) para o tratamento com cálculo renal (WALSH et al., 2002).

Esta evolução podemos ver bem retratada na Tabela 1, em que Walsh (2002) sumariza bem o desenvolvimento do tratamento do cálculo renal, até os dias atuais em que predominam os procedimentos minimamente invasivos.

Tabela 1- Cronograma de evolução da litotripsia endoscópica (Campbell's Urology) (modificada)

4800 AC	Primeiras pedras urinárias descobertas em El Amrah, Egito,
12º século AC	Susruta executa litotomia perineal
4º século AC	Hipocrates nota a presença de pedras renais junto com abscesso renal, descreve a gota, escreve juramento Hipocrático: "não cortará, até mesmo para a pedra" (re-enfatizado pelos endourologistas modernos)
1668	Duclos isola o oxalato
1683	Sydenham caracteriza a gota.
17º e 18º séculos	Litotomistas itinerantes inclusive Jacques de Frere
1776	Scheele isola ácido úrico das pedras renais

1797	Wollaston identifica oxalato de cálcio em pedras de rim
1810	Wollaston descreve "óxido cístico" das pedras de bexiga
1824	Stromeyer nota cristais hexagonais na urina
1833	Berzelius cunha a palavra cistina
1840	Brooke identifica oxalato de cálcio monohidrato em pedras
1863	Garrod sugere que ácido úrico do soro seja aumentado em pacientes gotosos
1871	Simon realiza nefrectomia devido a cálculo renal
1879	Heinecke realiza pielolitomia
1908	Garrod chama cistinúria de um erro inato do metabolismo. Ele descreve outro metabolismo de erros inatos. Ele tem razão sobre o resto, mas está errado sobre cistinúria
1912	Hugh Hampton Young examina um ureter maciçamente dilatado em uma criança, usando um cistoscópio
1926	Summer isola a primeira enzima, urease. Ele ganha o Nobel Prêmio depois disto
1936	Bannister e Hey identificam oxalato de cálcio dihidrato do fundo do Mar de Weddell
1939	Flocks descreve a associação entre hipercalciúria e pedras de rim
1940	Albright descreve a terapia de citrato na acidose tubular renal
1941	Kissin e Locks observam citrato urinário diminuído em formadores de pedra de rim
1941	Rupel e Brown removem uma pedra de rim por uma área de nefrostomia estabelecida
1951	Dent e Rose propõem que cistinúria é um defeito de transporte
1953	Albright cunha o termo hipercalciúria idiopática
1957	Watts descreve hiperoxalúria primária
1957	Yendt usa tiazidas para o tratamento de hiperoxalúria

1962	McGovern e Walzak realizam ureteroscopia flexível para cálculo
1968	Vernon Smith e Boyce realizam nefrolitotomia anatrófica
1968	Williams e Smith descrevem hiperoxaluria primária tipo2
1968	Resnick, um estudante médico, estuda a predisposição genética a formação de cálculos de oxalato de cálcio
1969	Dornier começa estudos sobre efeitos das ondas de choque em tecidos
1971	Robertson e Nordin começam estudo do papel do oxalato na formação de pedra de rim
1978	Lyon usa cistoscópio pediátrico para examinar o ureter baixo em um adulto
1979	Coe descreve hipercalciúria familiar
1979	Arthur Smith et al cunham o termo endourologia
1980	Chaussy usa LECO para o tratamento de paciente com pedra renal
1980	Perez-Castro examina pélvis renal por ureteroscópio
1981	Alken et al descrevem fragmentação percutânea ultra-sônica de pedra de rim
1981	Das informa manipulação ureteroscópica para o cálculo
1982	Marberger et al desenvolvem nefroscópio projetado para uso percutâneo
1983	Menon e Pak simultaneamente demonstram que hipocitraturia é uma anormalidade comum em pacientes de pedra de rim
1984	FDA aprova LECO para o tratamento de pedras urinárias
1998-2000	Estudos randomizados entre litotripsia endoscópica e LECO

2.2 ASPECTOS EPIDEMIOLÓGICOS

Conforme Scott et al (1977 apud COSTA, 1999) doença calculosa urinária atinge cerca de 3 a 5% da população e acomete principalmente adulto da 3ª a 5ª décadas de

vida, com incidência 3 vezes maior no sexo masculino. A recorrência da urolitíase é variável, sendo observada entre 85 a 90% por Sutor, Wooley e Illingworth (1974). Sutherland et al (1985) observaram que 9 anos após eliminação de um cálculo isolado, 50% apresentaram recorrência numa série de 515 pacientes estudados. A herança familiar tem sido relatada, requerendo um defeito poligênico (mais de um gene está envolvido) (BORDEN; LYON, 1969 ; BORS, 1957). O cálculo urinário é relativamente raro em negros.

2.3 FISIOPATOLOGIA

Os mecanismos envolvidos na formação dos cálculos urinários são múltiplos e, para que isso ocorra, é necessária a participação de vários destes mecanismos. Alterações patológicas provocam a cristalização de sais ao nível de túbulos e ductos coletores renais. Esta precipitação de cristais é resultante da supersaturação urinária influenciada pela eliminação de solutos excretados pelos rins, pelo pH e pelo volume urinário. Quando existe a supersaturação ocorre a nucleação e são formados os cristais. Este núcleo formado servirá de superfície para depósitos de novos cristais levando ao crescimento do cálculo. Se a este núcleo são depositadas descamações celulares, macro-moléculas ou outros tipos de cristais, ocorre a nucleação heterogênea, que é a mais comum no trato urinário.

Todavia, a formação e eliminação de cristais pela urina são um fato comum e nem sempre resulta na formação de cálculos (ELLIOT, 1983) existindo substâncias inibidoras da cristalização, prevenindo a gênese da urolitíase.

Estas substâncias agem na urina através da formação de complexos com os íons, seja diminuindo o nível de saturação ou por adsorção à superfície do cristal já formado, evitando seu crescimento.

SCOTT, R. et al. The prevalence of calcified upper urinary tract stone disease in a random population. Cumberland Health Survey; **Br. J. Urol.** v.49,p.589-595, 1977 apud COSTA, R.P. **Litíase Urinária**, Jáú Para Todos, 1999.

Entre estas substâncias estão o fosfato inorgânico, citrato, glicosaminoglicanos, ácido ribonucléico, magnésio, proteína de Tamm – Horsfall, zinco e nefrocalcina (COSTA, 1999).

Não podemos deixar de considerar na gênese da urolitíase, as mal-formações anatômicas do trato urinário que, além de provocarem a estase urinária, contribuindo, assim, para a formação e crescimento do cálculo urinário, também será fator preponderante no prognóstico de eliminação do cálculo e na decisão quanto à terapia a ser utilizada.

Em decorrência destes mecanismos formadores e inibidores da cristalização / formação de cálculos, os pacientes formarão cálculos compostos por variadas espécies, conforme podemos observar na Tabela 2, sendo rara a formação de cálculos puros, porém sendo freqüente a predominância de um determinado elemento constituinte do cálculo.

Tabela 2 - Incidência dos cálculos de acordo com sua composição química.

Composição Química	Incidência
Fosfato de cálcio	6%
Oxalato/fosfato de cálcio	34%
Oxalato de cálcio	33%
Estruvita	15%
Cistina	3%
Ácido úrico	8%
Outros	1%

2.4 TRATAMENTO

A litíase urinária, além de, freqüentemente, provocar quadros algícos de elevada intensidade, com necessidade de se administrar potentes analgésicos, também pode

evoluir para quadros obstrutivos e / ou infecciosos não sendo rara a necessidade de submetemos o paciente a um procedimento cirúrgico.

O quadro de dor e as possíveis evoluções desfavoráveis da urolitíase preocupa a medicina a séculos, já havendo descrições da doença e suas propostas terapêuticas desde a época de Hipócrates (460 – 357 a.C.).

Hoje, associando-se a LECO, ureteroscopia e a nefroscopia poucos são os casos de urolitíase que necessitam de cirurgia a céu aberto.

Infelizmente, em nosso meio, estes procedimentos estão restritos a uma parcela da população em virtude de seus elevados custos, sendo que ainda são realizadas no Brasil muitas cirurgias a céu aberto para urolitíase, necessitando-se reduzir estes custos para que os procedimentos menos invasivos estejam mais acessíveis a uma parcela cada vez maior da população.

A litotripsia endoscópica utiliza-se de diversas formas de energia sendo as principais a balística (mais utilizada em nosso meio), o ultra-som e o Laser.

Na LECO, utilizamo-nos do princípio da transmissão de ondas de som através dos tecidos (Figura 2). Este procedimento segundo Costa (1999), iniciou-se por Chaussy, na década de 80, na Alemanha, com o equipamento Dornier HM-1 e, posteriormente, difundiu-se pelo mundo com novos equipamentos.

As ondas de choque (*shock wave*) são caracterizadas por múltiplas ondas de baixa frequência e elevada energia que aumentam rapidamente (com pico em nano segundos) e, então, diminuem lentamente. Como as ondas são de baixa frequência, são capazes de penetrar os tecidos com pouca perda de energia, embora sejam significativamente desviadas quando passam através do tecido humano até chegar ao cálculo, o que deforma a focalização, que varia conforme a fonte de cada onda de choque e conforme o paciente.

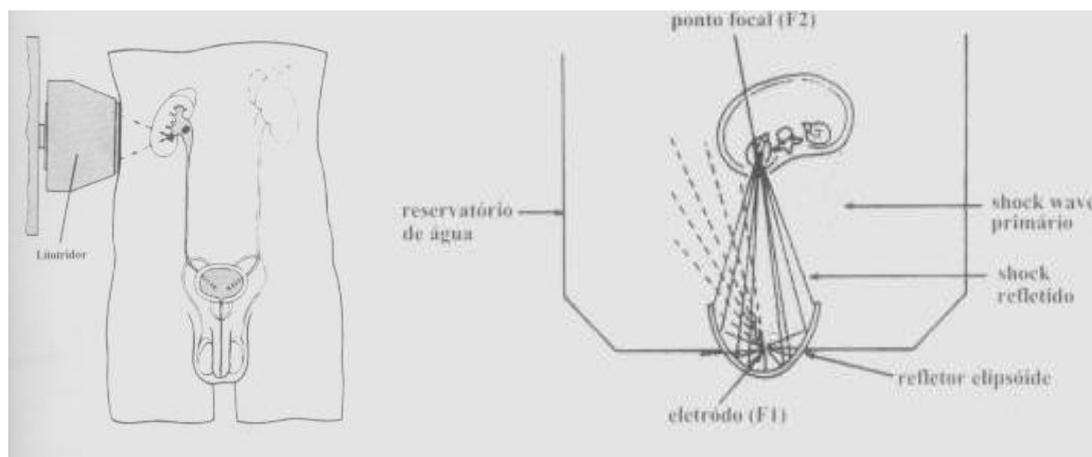


Figura 2 – Representação da LECO

Devido às diferenças acústicas do meio onde a onda de choque é transmitida parte da energia é refletida, absorvida ou transmitida ao cálculo, conforme Figura 2.

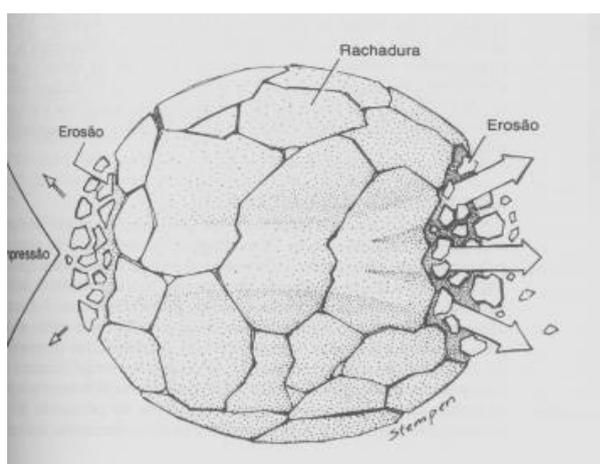


Figura 3 - Fragmentação do cálculo

Quando a onda de choque vai de uma área de baixa impedância acústica (corpo do paciente) para uma de alta impedância (cálculo), a força compressiva na face anterior do cálculo é maior que a força para mantê-lo intacto, tendo-se, então, sua fragmentação.

Ao transmitir-se para a face posterior do cálculo, uma parte da força compressiva é refletida para dentro do mesmo como força de tensão, enquanto o restante atravessa o corpo. Quando a força de tensão na face posterior do cálculo é maior que a força para mantê-lo intacto, tem-se, então, sua fragmentação (Figura 3).

Os princípios básicos da terapia por ondas de choque são constantes, porém a forma como ela é gerada é o que muda.

Os litotritores apresentam quatro componentes primários que são essenciais para o seu funcionamento:

- sistema localizador (fluoroscopia ou ultra-som);
- coxim de água;
- dispositivo de focalização (elipsóide ou esférico);
- gerador de ondas de choque (spark gap, piezoelétrico, eletromagnético, laser, etc)

Os sistemas localizadores por fluoroscopia têm a desvantagem de expor o paciente a elevadas quantidades de radiação, enquanto os por ultra-som apresentam a desvantagem de ser mais “operador dependente” além de dificuldade de encontrar cálculos pequenos. O ideal é ter os dois equipamentos localizadores disponíveis, pois podem complementar-se.

O coxim d’água serve para condução entre a fonte geradora de energia e o tecido humano.

Os focalizadores, na maioria das vezes, são elipsóides e tem como objetivo dissipar as ondas ao nível da pele e concentrá-la no cálculo urinário, reduzindo, assim, a dor durante o procedimento e aumentando sua eficácia.

O mecanismo gerador de ondas de choque é o *point source*, que inclui o *spark gap* e o laser, sendo o primeiro mais amplamente difundido, possuindo um mecanismo que usa um eletrodo localizado no centro de um refletor semi-elipsóide que, quando acionado, gera uma onda de choque. O refletor tem propriedades geométricas de tal forma que a maioria das ondas de choque geradas são refletidas e focalizada num segundo ponto, ponto este que recebe a maior densidade de energia e que deve ser onde está localizado o cálculo.

Na nefroscopia ou na ureteroscopia temos a visão direta do cálculo urinário através de equipamentos ópticos como o nefroscópio e o uretero-renoscópio (este último o utilizado no atual trabalho). A partir da visualização do cálculo podemos decidir qual o melhor mecanismo a ser utilizado: se a extração do cálculo com cestas ou pinças extratoras (litotomia) ou a fragmentação (litotripsia). Ao optarmos pela litotripsia temos à disposição no mercado diversas fontes de energia a ser utilizada

como os litotritores a laser, eletro-hidráulico, ultra-som e balístico (que possui uma sonda que causa impactos sobre o cálculo assemelhando-se a um aríete), sendo o último o mais utilizado em nosso meio, por ser mais segura sua utilização e mais barato.

3 IMAGEM

Imagem, do ponto de vista do olho humano, é a projeção num plano (retina) das energias luminosas presentes no espaço sob a forma de ondas de radiação eletromagnética que interferem com objetos reais.

Neste caso, a energia luminosa (I) de um objeto pontual percebida pelo olho humano, sob um determinado ângulo de observação, pode ser definida como o produto da distribuição de energia luminosa incidente (L) pela refletividade ou transmissividade (ρ) do objeto, dadas em função dos comprimentos de onda (λ) no espectro eletromagnético visível (de 350 nm a 780 nm), isto é:

$$I(I) = L(I) \cdot r(I) \quad (3.1)$$

Onde a distribuição de energia luminosa incidente $L(\lambda)$ é uma função direta da fonte externa geradora de luz. A refletividade ou transmissividade $\rho(\lambda)$ é determinada pelas características físicas dos objetos reais.

Desta forma, os valores de refletividade ou transmissividade se definem no seguinte intervalo:

$$0 \leq r(I) \leq 1$$

Sendo o valor “0” para a condição de absorção total e o valor “1” para a refletividade total.

A luminância ou intensidade de luz $f[(x, y)]$ em cada ponto que constitui uma imagem qualquer no espaço bidimensional (x, y) , será dada, então, por:

$$f(x, y) = \int_0^{\infty} I(x, y, I) \cdot V(I) dI \quad (3.2)$$

Onde $V(I)$ é denominada função de eficiência luminosa relativa da capacidade visual humana. Esta função também se aplica a eficiência luminosa de um sistema visual ou sensor óptico-eletrônico foto-sensível.

A luminância ou intensidade de luz de um objeto real é independente das luminâncias dos objetos vizinhos. Já o brilho de um objeto é sua luminância captada (perceptível) e depende diretamente das luminâncias dos objetos vizinhos. Sendo assim, dois objetos com diferentes vizinhanças podem possuir luminâncias idênticas ou equivalentes mas brilhos diferentes.

Uma imagem real é, em princípio, contínua tanto em termos de sua apresentação espacial (coordenadas espaciais) como em relação ao seu brilho (amplitude). Todavia, uma imagem contínua, monocromática, ou simplesmente imagem, também pode ser definida e representada através de uma função matemática com duas variáveis independentes $f(x,y)$ e da intensidade de energia luminosa. Com isso, o valor numérico definido no seguinte intervalo: $[0 \leq f(x,y) \leq \infty]$ em relação a qualquer ponto de coordenadas espaciais da imagem no espaço bidimensional (x,y) , está associado ao brilho da imagem no ponto considerado.

Para que uma representação desta imagem possa ser realizada num computador digital é necessário discretizar esta imagem tanto no espaço quanto na amplitude. Portanto, a imagem digital é o resultado da transformação da função matemática contínua $f(x,y)$ em uma outra função matemática $F(x,y)$ cujos valores são discretos.

A função $F(x,y)$ é definida por uma matriz $M \times N$, onde cada elemento desta matriz representa uma quantidade discreta:

$$F(x,y) = \begin{bmatrix} F(0,0) & F(0,1) & \dots & F(0,N-1) \\ F(1,0) & F(1,1) & \dots & F(1,N-1) \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ F(M-1,0) & F(M-1,1) & \dots & F(M-1,N-1) \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Os elementos que definem a função discreta $F(x,y)$ são chamados *pixels*, representando a abreviação de *picture elements* ou elementos de imagem, sendo a menor unidade ou ponto de um monitor de vídeo cuja cor ou brilho pode ser controlado.

Um *pixel* será, então, um ponto qualquer no espaço amostrado, isto é, um ponto avaliado no plano bidimensional (x,y) com intensidade luminosa conhecida. Em outras palavras, um *pixel* é a projeção de uma pequena parte da imagem que reduz essa parte a um valor unitário. Este valor é a medida da intensidade de luz para este elemento.

Os requisitos de qualidade de imagem (resolução) e o tamanho de uma imagem variam de acordo com a sua aplicação.

A resolução de uma imagem pode ser definida como sendo a qualidade de observação dos detalhes discerníveis e depende diretamente do número de *pixels* que caracteriza o tamanho da imagem, como também, o número de níveis de cinza possíveis para cada *pixel*. Assim, para uma imagem real com tamanho definido, quanto maior for o número de *pixels* que a descreve, maior será sua resolução espacial. Na prática, a resolução espacial de uma imagem digital é medida por pontos por polegadas (DPI). Já a resolução de profundidade desta imagem está diretamente relacionada com o número de níveis de cinza de cada *pixel* que a constitui.

As imagens digitais podem ser classificadas em duas categorias:

Imagem monocromática: o valor numérico de cada pixel representa uma grandeza escalar associada ao brilho ou ao nível de cinza do ponto correspondente. Este tipo de imagem também é conhecido por imagem em tons ou níveis de cinza.

Imagem colorida: o valor numérico de cada pixel representa uma grandeza vetorial associada à cor do ponto correspondente, por exemplo, azul, verde e vermelho, considerando o modelo de cores básicas RGB. Este modelo é baseado em um sistema de coordenadas cartesianas. A Figura 4 representa o cubo de cores RGB. Neste cubo,

os pontos ao longo da diagonal principal possuem valores em níveis de cinza, variando do preto (0,0,0) até o branco (1,1,1).

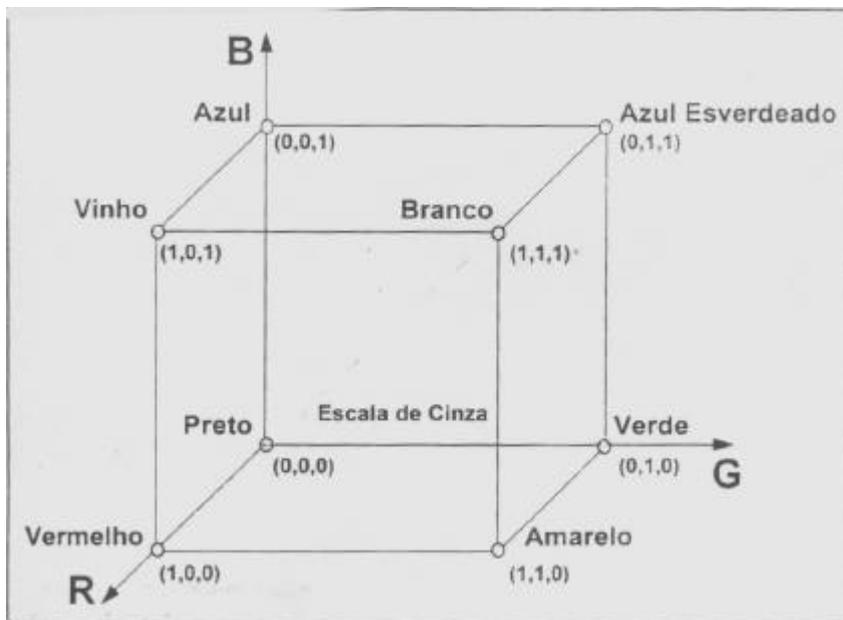


Figura 4 – Cubo de cores RGB

Imagens digitais são obtidas através de um dispositivo de visão ou aquisição de imagem, tal como câmeras de vídeo, câmeras de estado sólido que incluem dispositivos a carga acoplada (*charge coupled devices* – CCD) e dispositivos por injeção de carga (*charge injection devices* – CID), ou *scanner* de mesa.

Com a utilização de uma câmera CCD a imagem produzida num microscópio eletrônico de transmissão, por exemplo, pode ser capturada diretamente, transformando-se automaticamente em uma imagem digital

3.1 PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS

O termo processamento digital de imagens, basicamente refere-se ao tratamento de uma imagem digital realizado em sistemas computadorizados.

Independentemente do material a ser caracterizado, cinco etapas fundamentais formam parte do processamento, entre as quais: aquisição ou digitalização de imagens, pré-processamento, segmentação, extração de dados e representação.

À conversão da imagem real de um objeto em sua representação discreta dá-se o nome de aquisição ou digitalização, podendo ser definida, matematicamente, como sendo uma função direta da energia luminosa (I) de cada ponto no plano bidimensional (x,y) , captada por foto-sensores do dispositivo de digitalização, isto é:

$$I = g(x, y) \quad (3.4)$$

Onde $g(x,y)$ não é uma função contínua no espaço, e a intensidade de energia luminosa (I) assume valores numéricos discretos, geralmente inteiros, dependendo da sensibilidade dos foto-sensores do dispositivo de digitalização. Com isso, em imagens monocromáticas, os valores assumidos pela função $g(x,y)$ são denominados níveis de cinza.

A quantificação do número possível dos níveis de cinza de (G) pode ser calculado através da seguinte expressão:

$$G = 2^m \quad (3.5)$$

Onde m é o número de *bits* do conversor analógico-digital, ou número inteiro positivo definido no seguinte intervalo: $1 \leq m \leq 12$. Como exemplo, podemos considerar um conversor de *bits* que permite a quantificação a 2^8 (256 valores diferentes de níveis de cinza), enquanto um conversor de 4 *bits* permite somente uma quantificação de 2^4 (16 níveis de cinza)

O número de *bits* (b) necessários para armazenar uma imagem digitalizada pode ser calculado pela seguinte equação:

$$B = N^2 \times m \quad (3.6)$$

Por exemplo, uma imagem com 128 por 128 pixels e 64 níveis de cinza necessita de 98.304 bits para armazenagem.

Em termos práticos, as imagens digitalizadas são representadas nos computadores na forma de arquivos gráficos, com uma organização de dados específica a cada sistema. Dentre os formatos de arquivos gráficos existentes podemos citar, como exemplo os seguintes: bmp (Bitmaps for Windows), pcx (PC Paintbrush), tiff (Tagged Image Format), viff(Visualization Image Format) e JPEG.

Após a etapa de aquisição de imagens aplicam-se técnicas matemáticas para melhoramento das características contidas na imagem, colocando-as em um aspecto mais adequado ao que se pretende estudar.

Um exemplo típico desta etapa são as operações pontuais e, entre estas está a manipulação de histogramas.

O histograma de uma imagem digital representa a frequência relativa de ocorrência dos vários níveis de cinza na imagem considerada, em outras palavras, o histograma pode ser definido como um gráfico que fornece para cada valor de nível de cinza, o número de pixels correspondente na imagem.

No presente trabalho utilizamos uma câmera CCD para a captura de imagem no formato bmp e a tratamos no programa Image – J, utilizando o recurso de confecção de histograma que o programa nos oferece.

4 IDENTIFICAÇÃO POR IMAGEM DIGITAL DA COMPOSIÇÃO DE CÁLCULOS URINÁRIOS EM *PER* OPERATÓRIO

4.1 MATERIAIS E MÉTODOS

Sabemos que os cálculos urinários possuem características variadas (cor, tamanho, rugosidade), o que pode ser comprovado com as fotografias das amostras coletadas. Preocupamo-nos em utilizar equipamentos que poderão ser facilmente encontrados em um centro cirúrgico devidamente equipado para a realização de litotripsia endoscópica.

4.1.1 Metodologia proposta e procedimentos aplicados

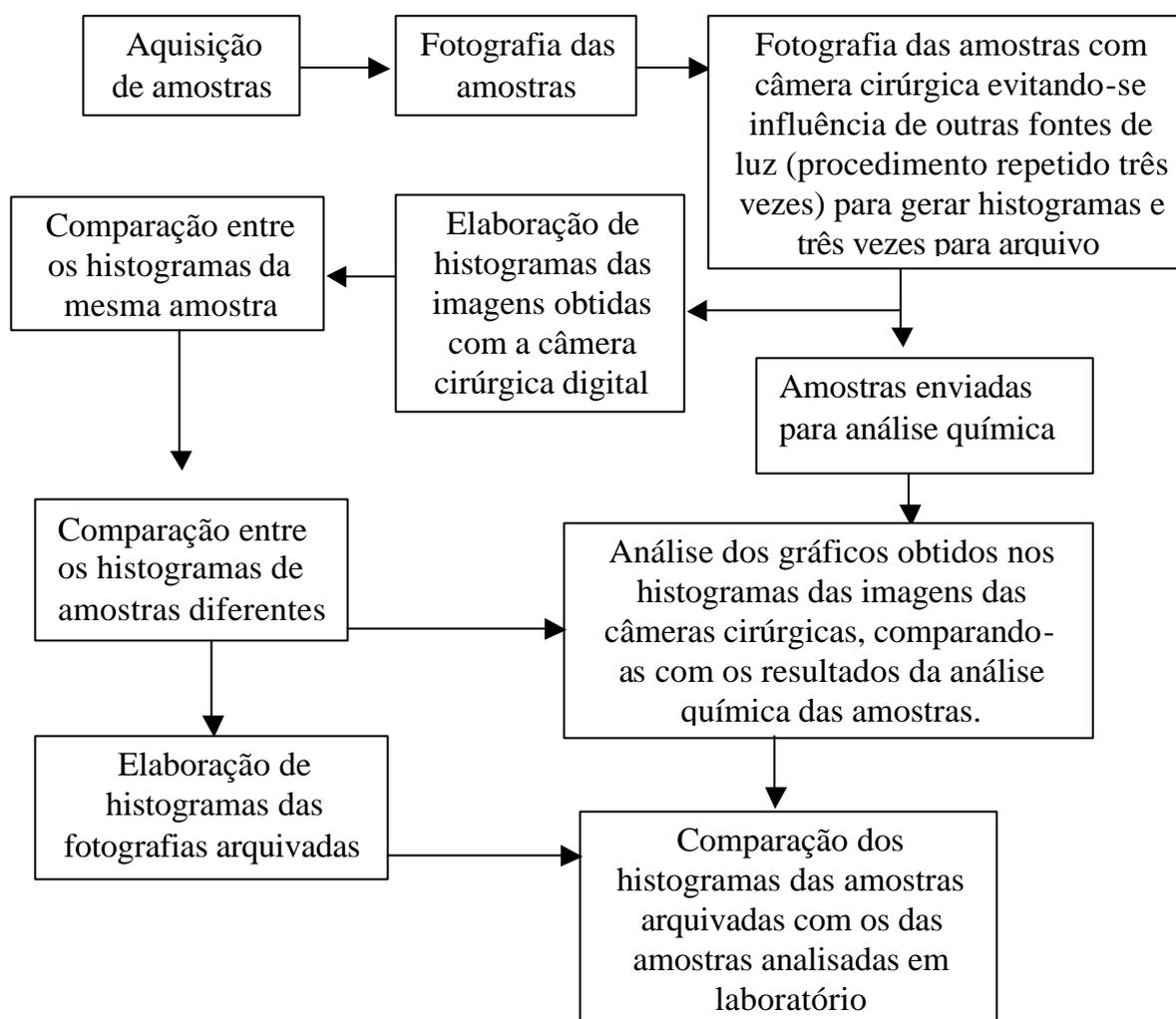


Figura 5 - Representação esquemática dos procedimentos adotados

4.1.2 Coleta de amostras do grupo A

Inicialmente solicitamos a pacientes que já haviam sido submetidos a cirurgia convencional para retirada de cálculos urinários ou os eliminado espontaneamente (de segmentos diversos do trato urinário, já que pelo que se propõe o trabalho, não era importante definir a localização do cálculo), que nos fornecessem amostras dos cálculos retirados para servirem de base para os estudos. Com tal procedimento conseguimos coletar, com o consentimento dos pacientes, 7 amostras (Figuras 6 a 12) as quais denominamos do grupoA.



Figura 6 - amostra número 1



Figura 7 - amostra número 2



Figura 8 - amostra número 3



Figura 9 - amostra número 4



Figura 10 - amostra número 5



Figura 11 - amostra número 6



Figura 12 - amostra número 7

4.1.3 Precipitação de cálculo de oxalato de cálcio em laboratório (grupo B)

Solicitamos ao Prof. Dr. Nestor Schor, do Departamento de Nefrologia da Escola Paulista de Medicina (UNIFESP), que nos fornecesse amostras de cálculos puros de oxalato de cálcio sintetizados em laboratório. Posteriormente foram obtidas no laboratório de química da UNESP, conforme Figura 13, em que a tarja branca representa 10 mm na horizontal, tendo como base o procedimento disponibilizado pelo professor Nestor, amostras artificiais puras de oxalato de cálcio para servirem, se necessário, ao presente trabalho e a trabalhos futuros. (ver ANEXO A)



Figura 13 – Amostras de oxalato de cálcio monohidratadas sintetizadas em laboratório

4.1.4 Coleta de amostras do grupo C

Seguindo a metodologia do primeiro grupo (grupo A) coletamos mais dez amostras de cálculos urinários, conforme Figuras 14 a 23.



Figura 14 – amostra CR-C01



Figura 15 – amostra CR-C02



Figura 16 – amostra CR-C03



Figura 17 – amostra CR-C04



Figura 18 – amostra CR-C05



Figura 19 – amostra CR-C06



Figura 20 – amostra CR-C07



Figura 21 amostra CR-C08



Figura 22 amostra CR-C09



Figura 23 amostra CR-C10

4.1.5 Sistema de captura de imagem

A seguir criamos uma câmara com um frasco plástico, de cor escura para que houvesse menor influência de luz, que não a gerada pelo equipamento, simulando o interior do corpo humano e colocamos em seu interior solução de cloreto de sódio (NaCl) dissolvido a 0,9% em água destilada (solução fisiológica), mesmo líquido utilizado nas endoscopias urológicas (Figuras 24 e 25).



Figura 24 - Câmara solução fisiologia
(vista superior)



Figura 25 - Câmara solução fisiologia
(vista lateral)

Montamos um computador Pentium 133MHz, equipado com uma placa de captura de vídeo e um gravador de CD.

Já que, durante os procedimentos endourológicos para ureterolitotripsia, utilizamos uretero-renoscópio marca Wolf (Figura 26) com uma fonte de luz marca Storz (Figura 27), entendemos serem estes bons equipamentos para o trabalho já que são amplamente utilizado no Brasil e os resultados obtidos com ele serão aplicáveis aos demais equipamentos ópticos utilizados em endourologia.

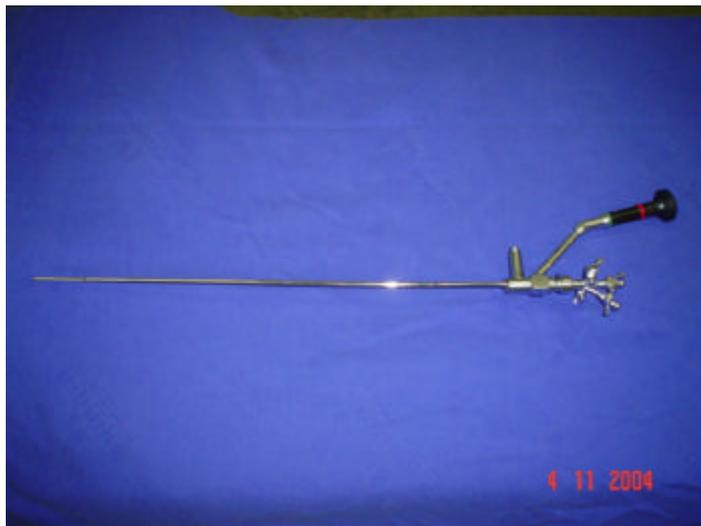


Figura 26 - Ureteroscópio marca Wolf



Figura 27 - Fonte de luz marca Storz já acoplada ao seu cabo de fibra óptica

Acoplado ao endoscópio e conectado à placa de vídeo do computador temos uma câmera de cirurgia endoscópica marca Thorens Medical (Figura 29), também bastante difundida no Brasil, conforme esquema em Figura 28 e fotografia em Figura 30.

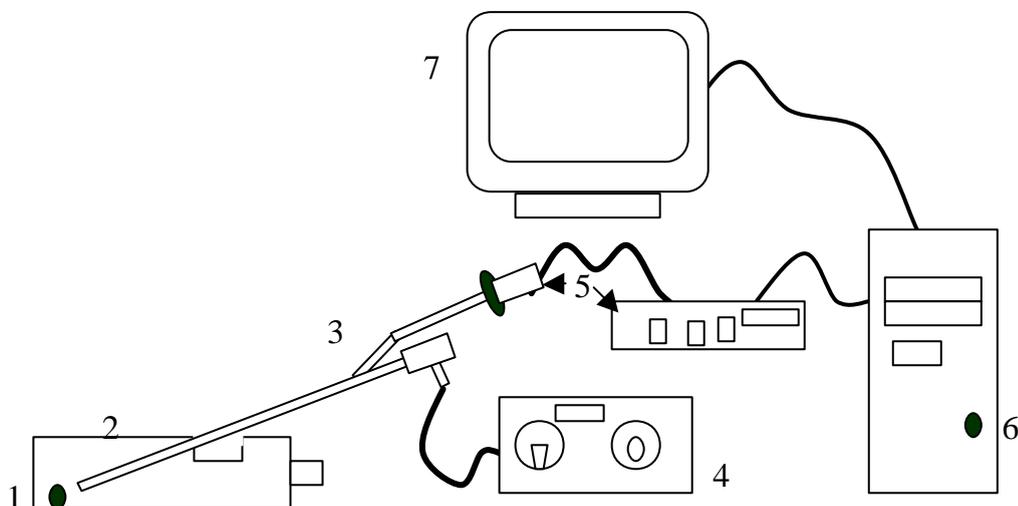


Figura 28 - Esquema demonstrando o equipamento montado

- | | |
|--|--|
| 1) Cálculo; | 4) Fonte de Luz |
| 2) Câmara para reduzir efeitos luminosos indesejáveis; | 5) Câmera de cirurgia vídeo endoscópica; |
| 3) Uretero-renaloscópio | 6) Microcomputador |
| | 7) Monitor de 14" |

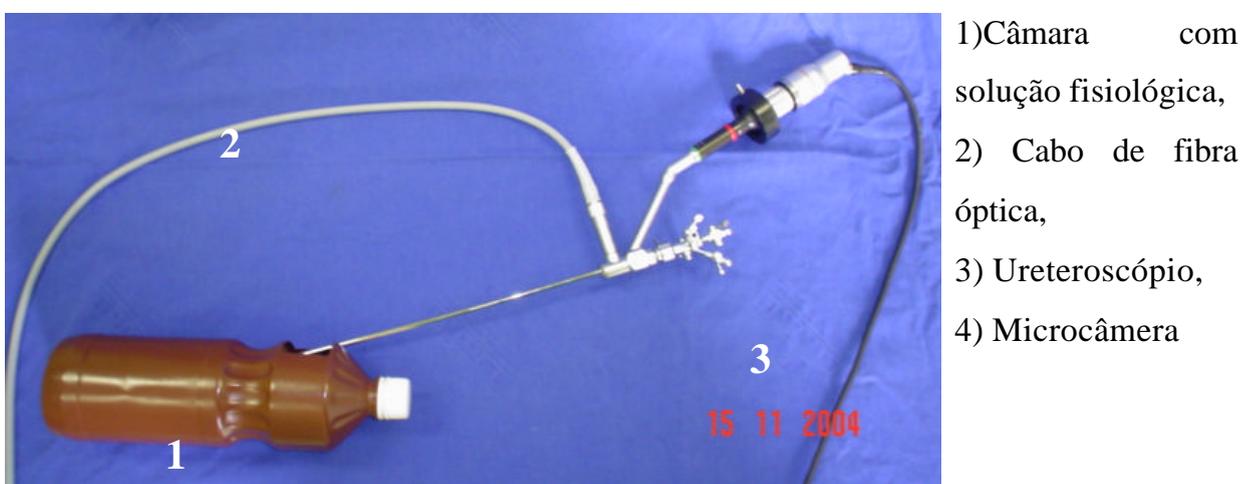


Figura 29 - Câmera digital de cirurgia Thorens Medical

Fotografamos, apenas para documentação, as amostras coletadas com uma câmera fotográfica comum e os colocamos em frascos numerados de 1 a 7.

A seguir colocamos a amostra número 1 dentro da câmara que criamos, apagamos as luzes da sala, acendemos a fonte de luz utilizada junto com o uretero-renoscópio e introduzimos este dentro da câmara. Localizamos a amostra número 1 com o uretero-renoscópio e nos aproximamos deste a distância em que, usualmente, nos aproximamos ao trabalharmos endoscopicamente. Fotografamos a amostra número 1 com a utilização do endoscópio e o computador, sendo esta fotografia arquivada no computador.

O procedimento foi repetido com as outras 6 amostras.



- 1) Câmara com solução fisiológica,
- 2) Cabo de fibra óptica,
- 3) Ureteroscópio,
- 4) Microcâmera

Figura 30 - Equipamento montado

Utilizando-nos do programa Image-J, de domínio público (Wayne Rasband National Institute of Health, USA e disponível na versão 1.30 v no *site* <http://rsb.info.nih.gov/ij>), fizemos um histograma de cada imagem de cálculo feita pelo endoscópio acoplado ao computador e transformamos os dados obtidos em uma planilha para que pudéssemos gerar gráficos a partir do programa Excel[®] da Microsoft[®] e, a partir destes, começamos a analisar os referidos dados.

Repetimos o procedimento por mais dois dias, de forma a obtermos 21 fotografias e seus respectivos histogramas.

Tomamos o cuidado de as fotografias fossem feitas com uretero-renoscópio muito próximo ao urólito, que, além de simular mais fidedignamente a situação per operatória, agiria também como fator de redução de efeitos indesejáveis, portanto, os

ruídos na imagem que, porventura, viessem a ocorrer provavelmente aconteceriam no campo operatório.

Os histogramas, quando feitos com o Programa Image-J, são feitos de forma automática pelo próprio programa em tons de cinza, sendo que para se fazer em RGB é necessário que se determine ao programa que faça este procedimento.

Repetimos os procedimentos adotados com as amostras coletadas de pacientes com as amostras confeccionadas em laboratório.

4.2 ANÁLISE LABORATORIAL DO GRUPO A

Solicitamos a um laboratório que analisasse a composição dos cálculos coletados dos pacientes do grupo A, onde obtivemos o resultado conforme Tabela 3:

Tabela 3 - Composição de cada Amostra coletada (dados laboratoriais do grupo A)

Amostra 01	Oxalato de cálcio
Amostra 02	Oxalato de cálcio
Amostra 03	Oxalato de cálcio
Amostra 04	Oxalato de cálcio + fosfato de cálcio
Amostra 05	Oxalato de cálcio + fosfato de cálcio
Amostra 06	Oxalato de cálcio + fosfato de cálcio + carbonato de cálcio
Amostra 07	Oxalato de cálcio

Para enviarmos as amostras para o laboratório de análise dos cálculos, propusemos retirar um pequeno fragmento da amostra para que fosse analisada pelo laboratório e, assim, preservaríamos as amostras para trabalhos futuros.

Enviamos os fragmentos para a análise da composição e o restante da amostra para análise macroscópica do cálculo, porém, com os fragmentos retirados não foi possível a realização da análise da composição dos cálculos, por serem muito pequenos, havendo, então, necessidade de utilizar-se de toda a amostragem.

Já que o cálculo criado artificialmente, em virtude de ser utilizado apenas o oxalato de cálcio não poderia ter outras substâncias, se não aquela, não solicitamos qualquer avaliação adicional, que não a do fabricante. No entanto, optamos por

também confeccionar nossos próprios cálculos, conforme técnica semelhante à descrita anteriormente.

Ao desenvolvermos o trabalho até esta fase percebemos que esbarrávamos no problema de que cálculos de coloração e aspecto diferentes foram identificados pelo laboratório de análises clínicas como formados pelo mesmo tipo de cristais, o que nos obrigou a procurar novos métodos de análise das amostras. Coletamos, então, mais dez amostras de cálculos urinários e, dessa forma, optamos por solicitar que as amostras fossem submetidas a estudos mais rigorosos, tendo em vista que, ao que nos parecia, a simples identificação dos cristais nos cálculos não seria suficiente para determinar a composição dos mesmos a ponto de, futuramente, identificá-los por métodos de imagem. Parecia-nos que as impurezas orgânicas eram fator de relevância na aparência dos cálculos urinários.

Estudando cálculos biliares, Mercuri *et al* (1998) conseguiram classifica-los de forma inovadora utilizando-se de técnicas termoanalíticas, o que nos motivou a direcionar a avaliação da constituição química dos cálculos urinários pelo mesmo método.

Como já dissemos anteriormente, as amostras ao serem analisadas no laboratório foram destruídas, o que nos obrigou a aguardar o aparecimento de novos cálculos urinários através da solicitação aos pacientes que os haviam eliminado.

Solicitamos ao Instituto de Química da USP a execução de análises dos cálculos por Análise Elementar (CHN), Espectroscopia de Absorção na Região do Infravermelho (IR) (ver APÊNDICES A e B) Termogravimetria (TG) e Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) (ver APÊNDICE C) e Difratomia de raios X.

Análise Elementar (CHN).

Os teores de carbono, hidrogênio e de nitrogênio foram determinados no Laboratório de Central Analítica do Instituto de Química da USP/SP, empregando o equipamento Elemental Analyzer CHN, modelo 2400 da marca Perkin Elmer.

Espectroscopia Vibracional na Região do Infravermelho.

Os espectros de absorção na região do Infravermelho foram obtidos em pastilhas de KBr, na faixa de 4000 a 400 cm^{-1} , usando-se um Espectrofotômetro

Infravermelho marca Bomen modelo MB100, da Central Analítica do Instituto de Química da USP/SP.

Termogravimetria (TG)

As curvas TG foram obtidas no Laboratório de Análise Térmica “Prof. Dr. Ivo Giolito” do Instituto de Química da USP/SP, usando-se uma Termobalança da marca Shimadzu modelo TGA50. As amostras foram submetidas aos ensaios nas seguintes condições: razão de Aquecimento (β) de $10^{\circ}\text{C min}^{-1}$; atmosfera dinâmica de ar comprimido (vazão de 50 mL min^{-1}); massa de amostra na ordem de 5 mg e como porta amostra cadinho de platina. Todas as curvas obtidas foram corrigidas subtraindo-se uma curva em branco, registrada nas mesmas condições de experimentais.

Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)

As curvas DSC foram obtidas no Laboratório de Análise Térmica “Prof. Dr. Ivo Giolito” do Instituto de Química da USP/SP, usando-se a célula de DSC da marca Shimadzu modelo DSC50. As amostras foram submetidas aos ensaios nas seguintes condições: razão de Aquecimento (β) de $10^{\circ}\text{C min}^{-1}$; atmosfera dinâmica de nitrogênio (vazão de 100 mL min^{-1}); massa de amostra na ordem de 2 mg e como porta amostra cadinho de alumínio parcialmente fechado. Todas as curvas obtidas foram corrigidas subtraindo-se uma curva em branco, registrada nas mesmas condições de experimentais.

Difratometria de raios X

Os difratogramas de raios X das amostras dos cálculos renais foram obtidos em equipamento de difração de raios X da marca Siemens, modelo D5000, com tubo de cobre e filtro de níquel, submetido a 40 kV e 20 mA, fornecendo radiação CuK_{α} e $\lambda = 1,5424 \text{ \AA}$ (Angstrom), em intervalo de 3 a 65° , com passo de $0,05$ (α) e tempo de passo de 1 segundo, utilizando o método do pó.

4.3 TRATAMENTO DA IMAGEM COM IMAGE J

Ao tratarmos as imagens obtidas com o equipamento montado obtivemos os histogramas ao lado de suas fotografias conforme Figuras 31 a 82 :

Grupo A

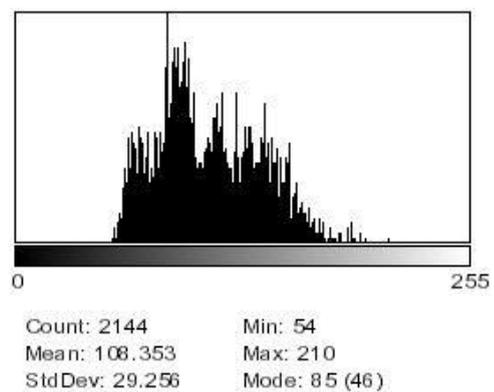


Figura 31 – Fotografia da Amostra 01 (primeira fotografia) e seu histograma

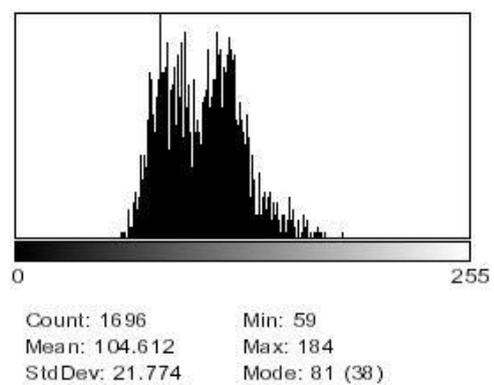


Figura 32 – Fotografia da Amostra 01 (segunda fotografia) e seu histograma

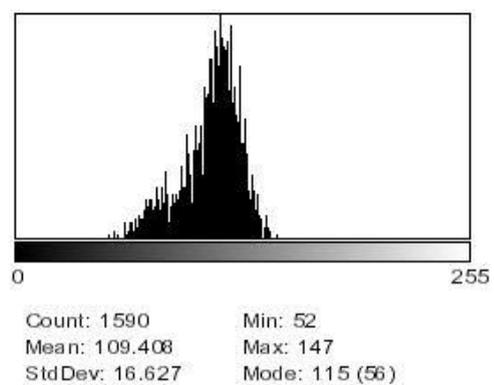


Figura 33 – Fotografia da Amostra 01 (terceira fotografia) e seu histograma

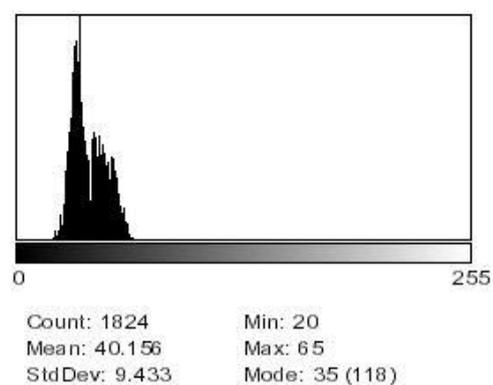
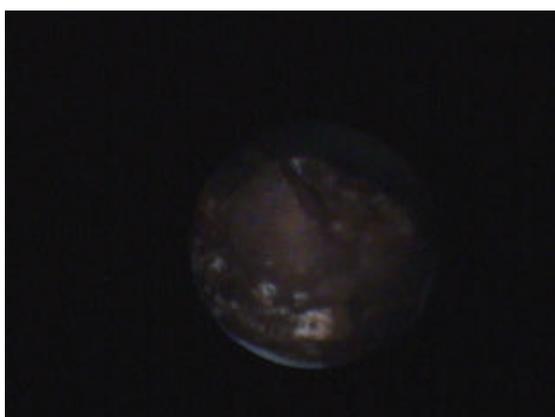


Figura 34 – Fotografia da Amostra 02 (primeira fotografia) e seu histograma

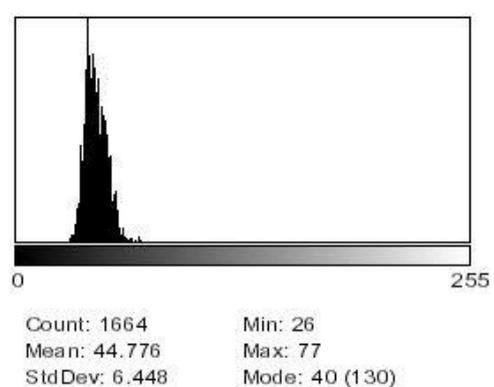


Figura 35 – Fotografia da Amostra 02 (segunda fotografia) e seu histograma

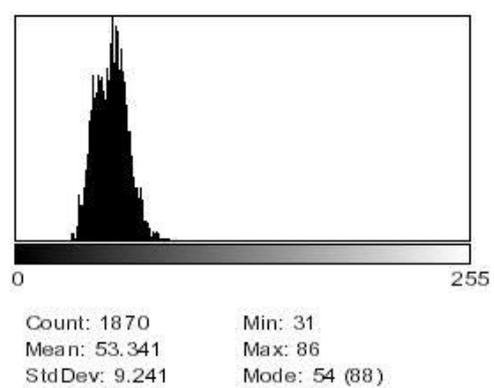
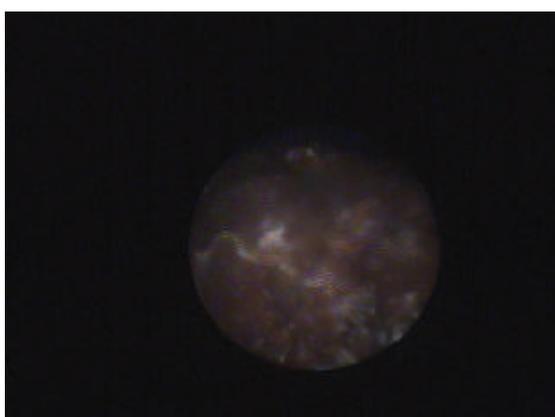


Figura 36 – Fotografia da Amostra 02 (terceira fotografia) e seu histograma

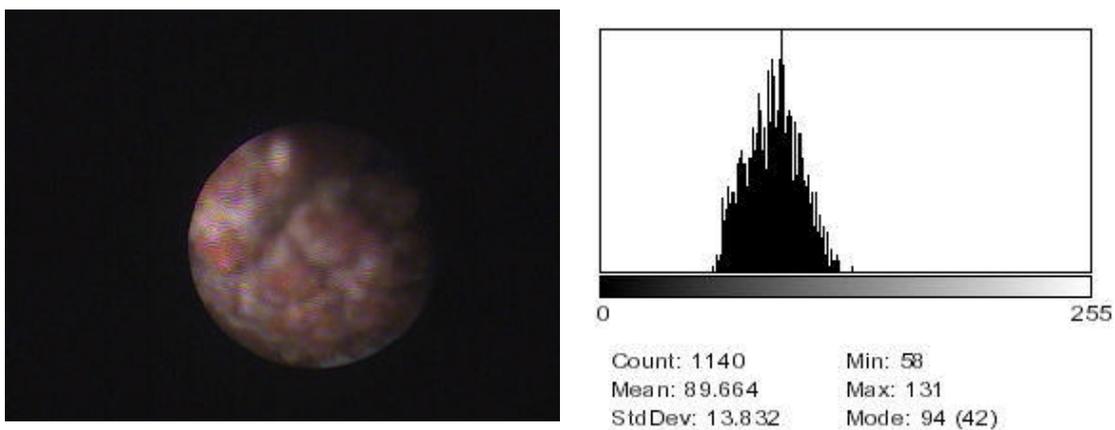


Figura 37 – Fotografia da Amostra 03 (primeira fotografia) e seu histograma

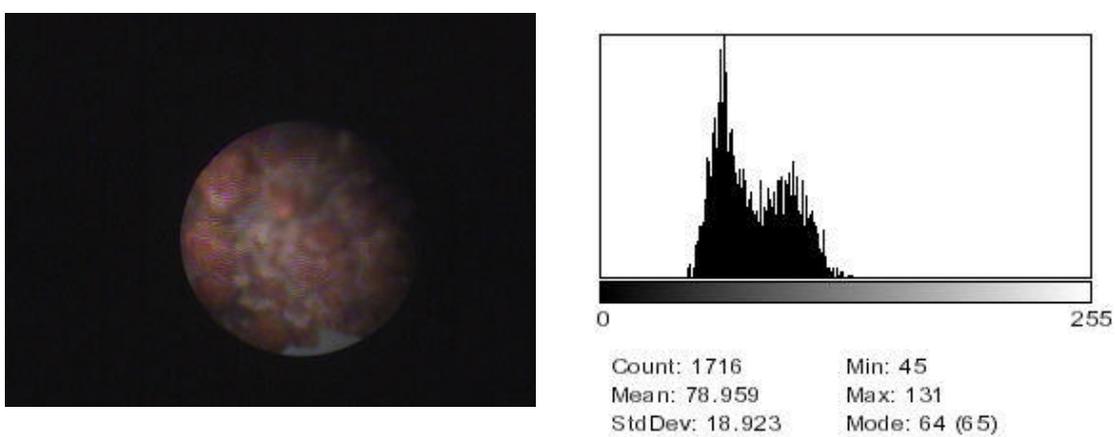


Figura 38 – Fotografia da Amostra 03 (segunda fotografia) e seu histograma

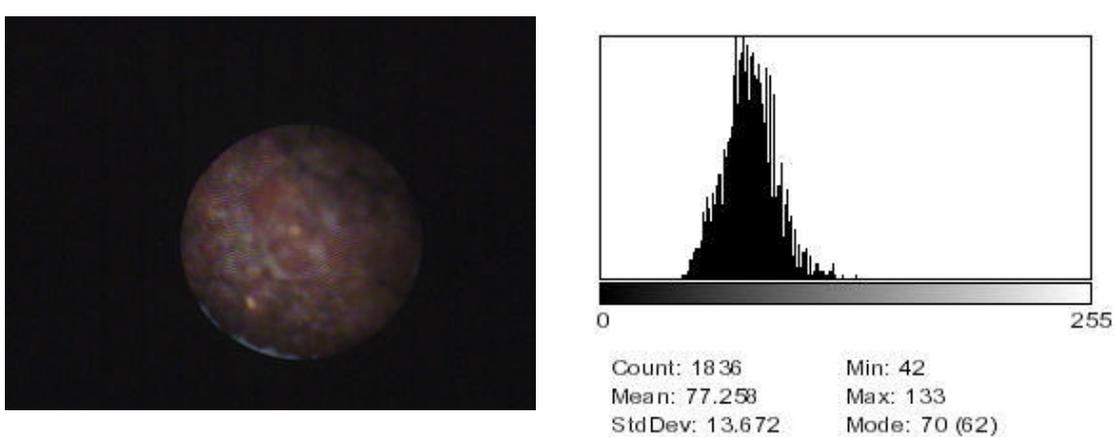


Figura 39 – Fotografia da Amostra 03 (terceira fotografia) e seu histograma

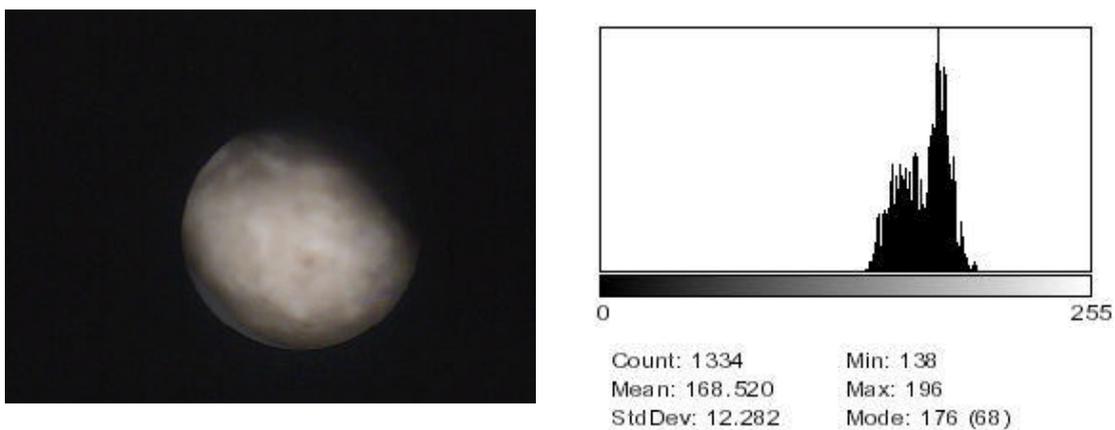


Figura 40 – Fotografia da Amostra 04 (primeira fotografia) e seu histograma

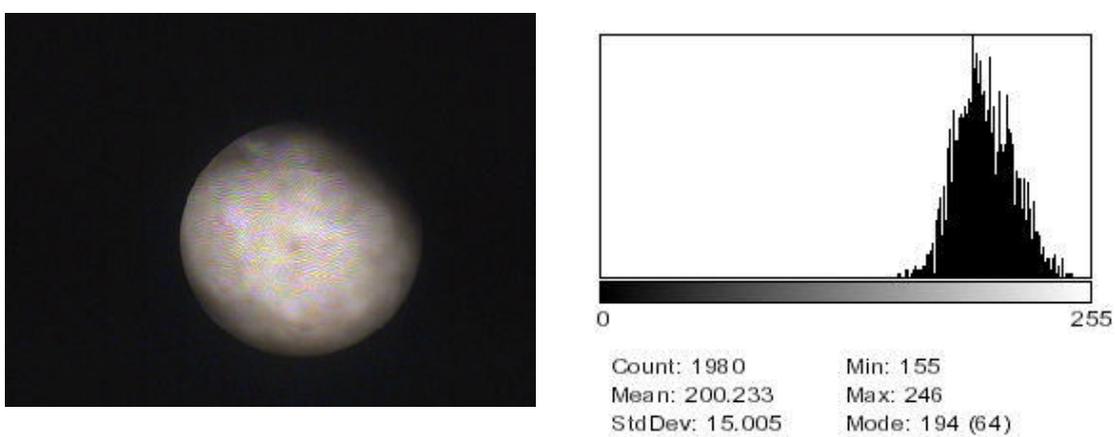


Figura 41 – Fotografia da Amostra 04 (segunda fotografia) e seu histograma

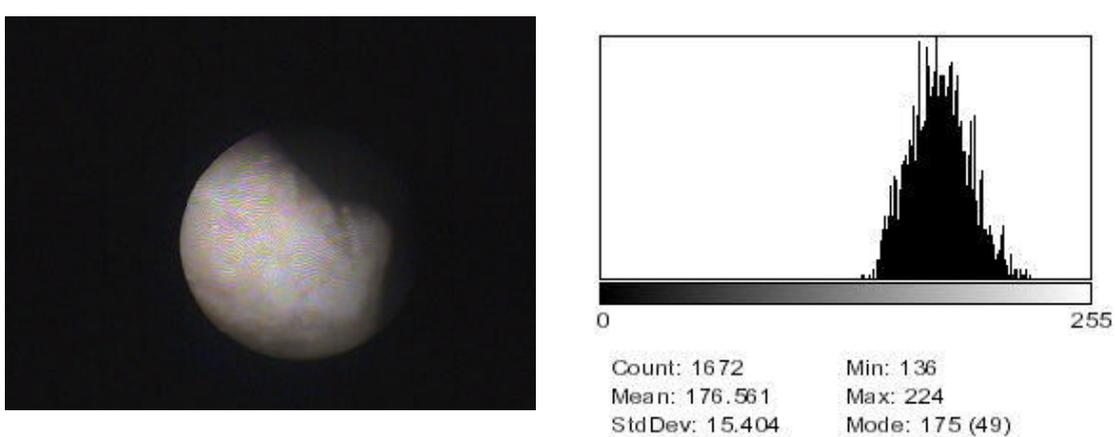


Figura 42 – Fotografia da Amostra 04 (terceira fotografia) e seu histograma

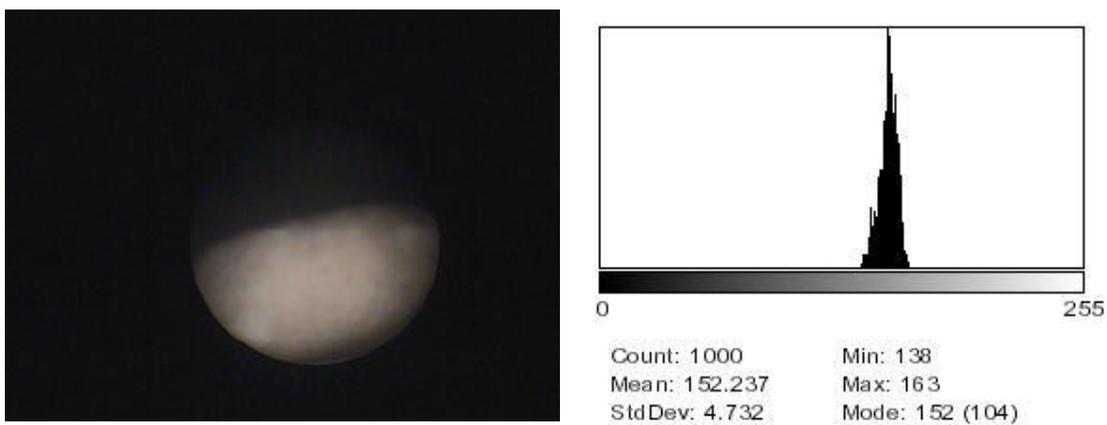


Figura 43 – Fotografia da Amostra 05 (primeira fotografia) e seu histograma

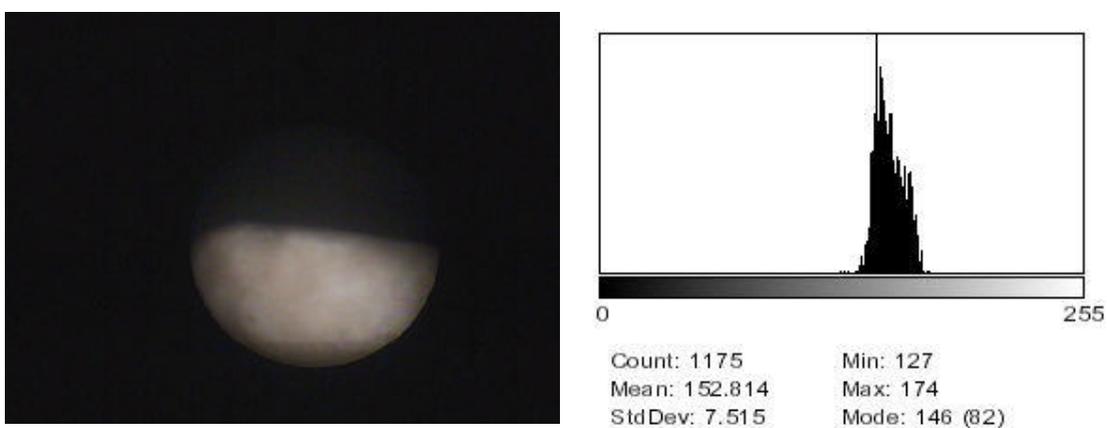


Figura 44 – Fotografia da Amostra 05 (segunda fotografia) e seu histograma

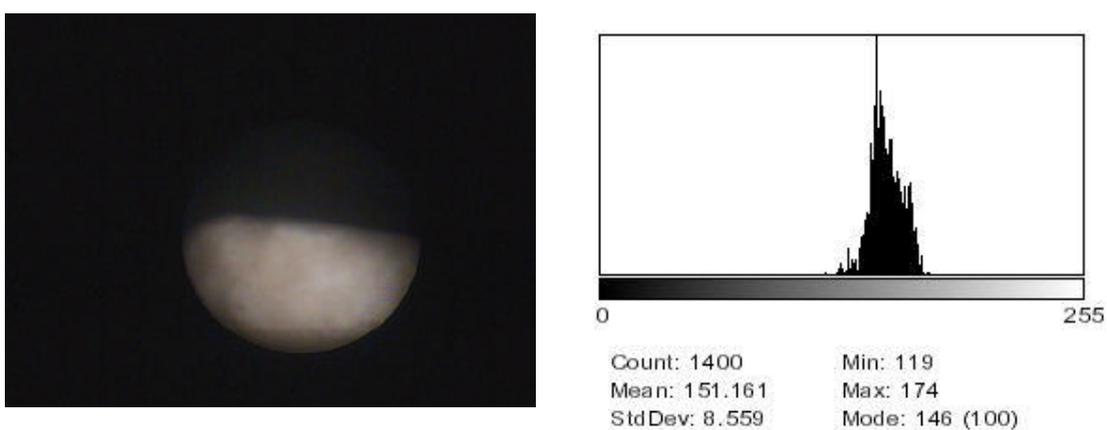


Figura 45 – Fotografia da Amostra 05 (terceira fotografia) e seu histograma

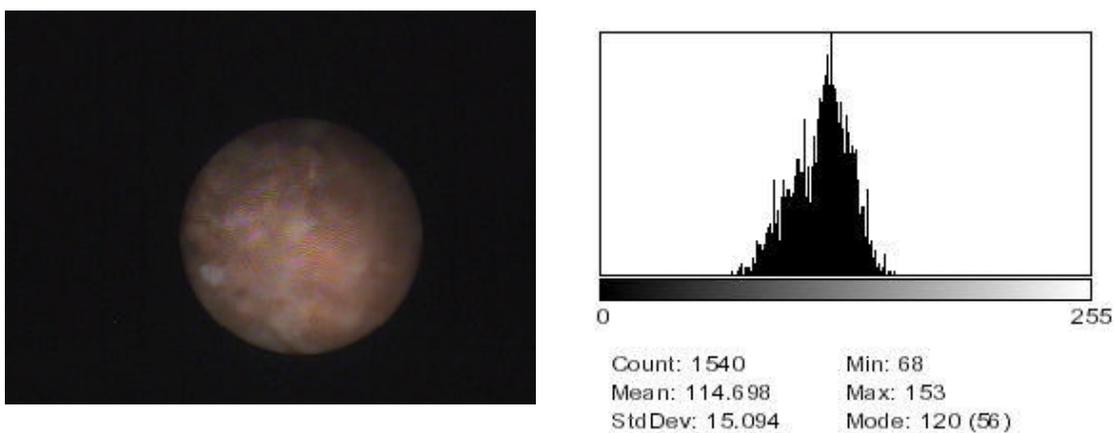


Figura 46 – Fotografia da Amostra 06 (primeira fotografia) e seu histograma

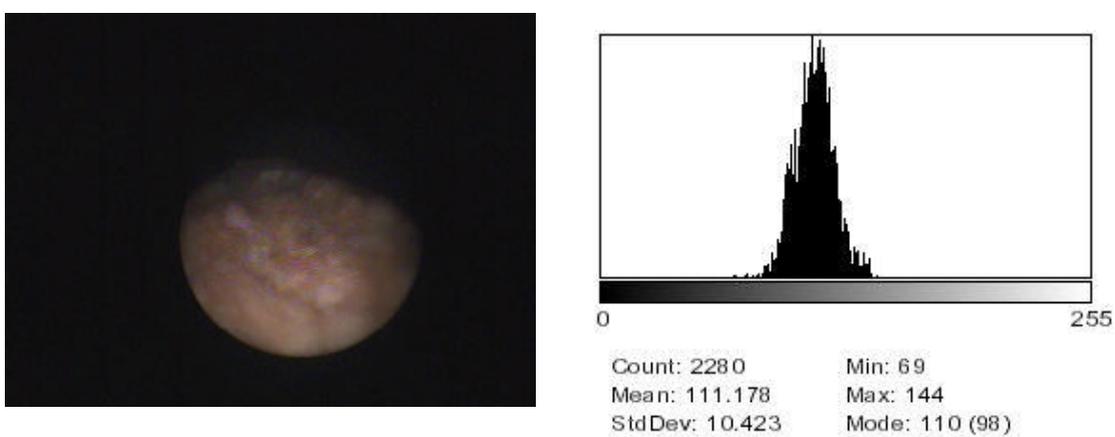


Figura 47 – Fotografia da Amostra 06 (segunda fotografia) e seu histograma

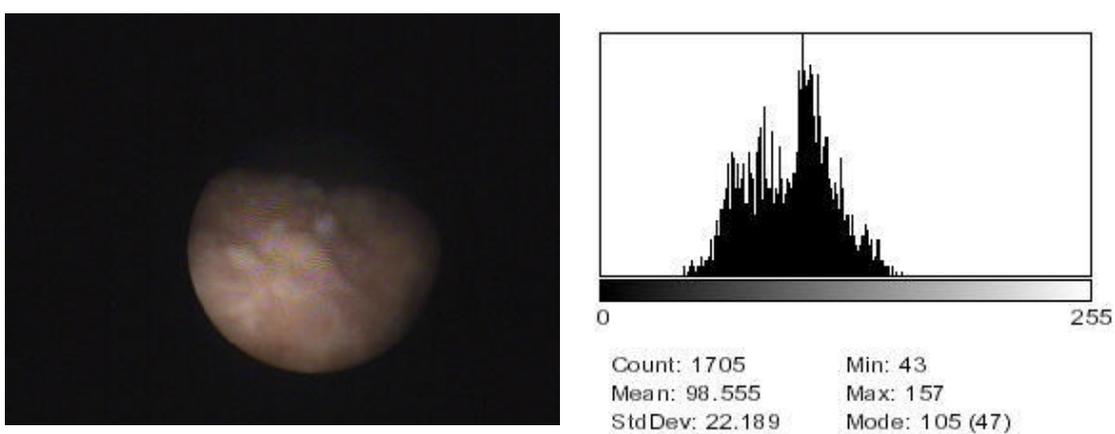


Figura 48 – Fotografia da Amostra 06 (terceira fotografia) e seu histograma

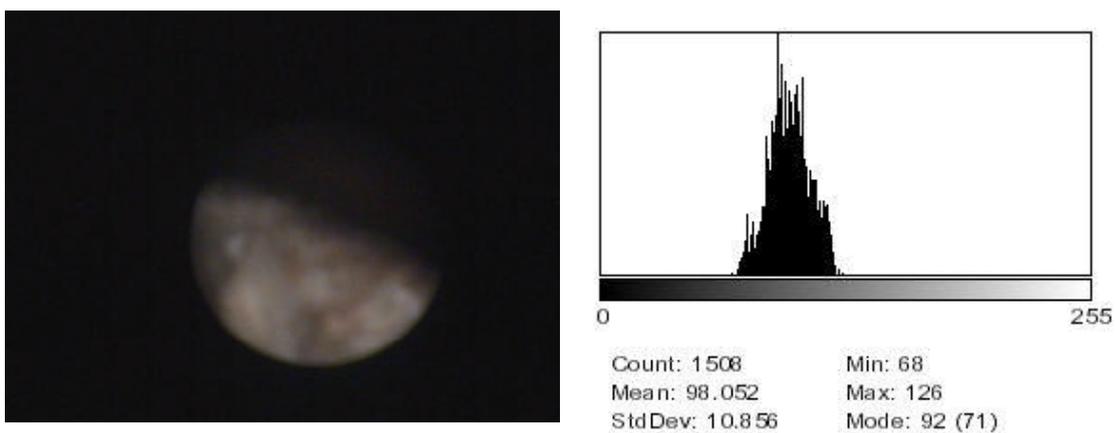


Figura 49 – Fotografia da Amostra 07 (primeira fotografia) e seu histograma

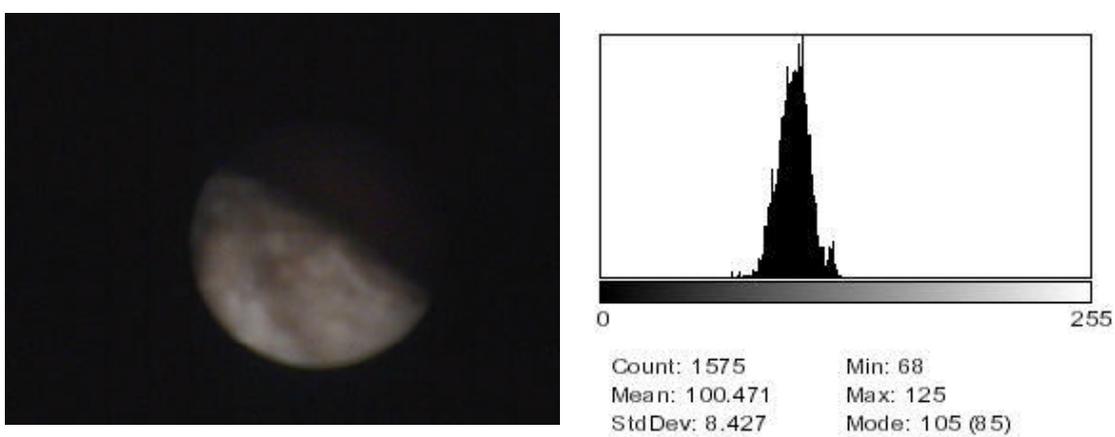


Figura 50 – Fotografia da Amostra 07 (segunda fotografia) e seu histograma

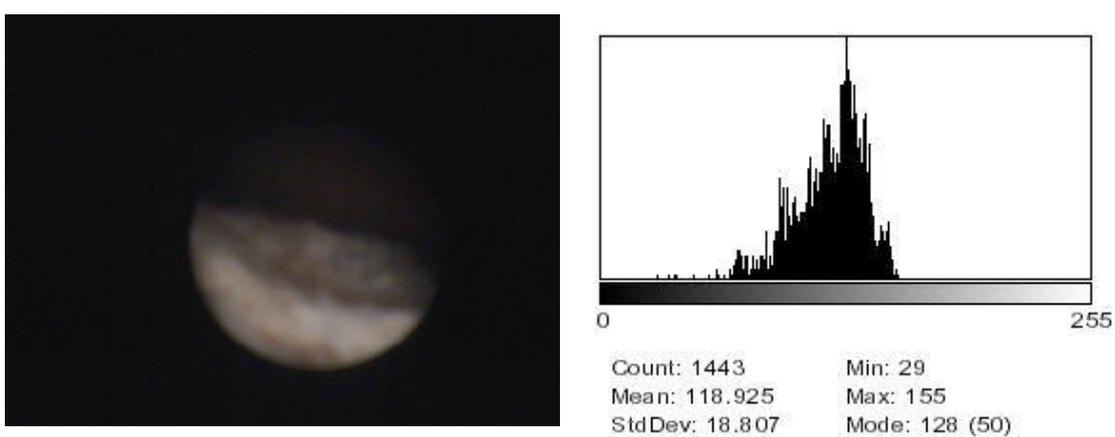


Figura 51 – Fotografia da Amostra 07 (terceira fotografia) e seu histograma

Grupo B (cálculos artificiais)

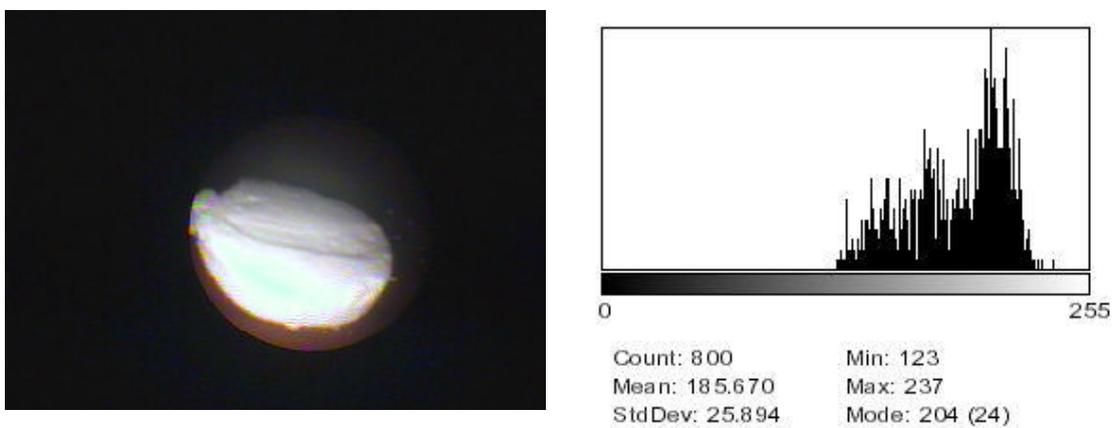


Figura 52 – Fotografia da Amostra de laboratório e seu histograma

Grupo C (segunda amostragem)

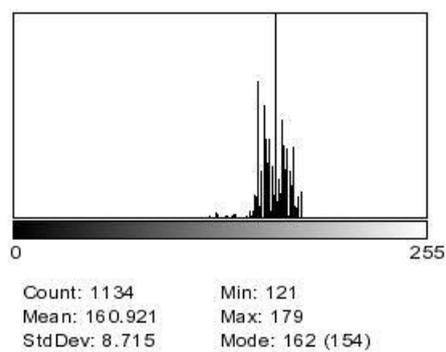
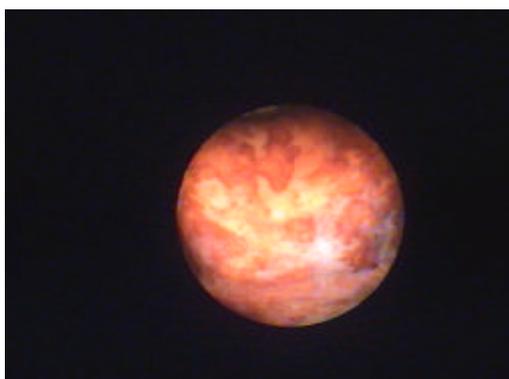


Figura 53 – Fotografia da Amostra CR-C 01 (primeira fotografia) e seu histograma

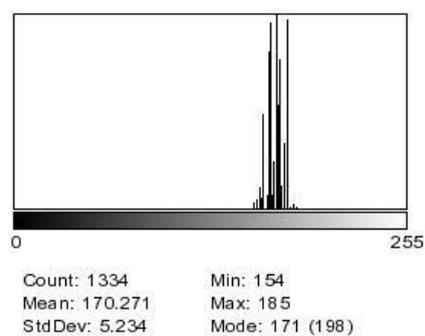


Figura 54 – Fotografia da Amostra CR-C 01 (segunda fotografia) e seu histograma

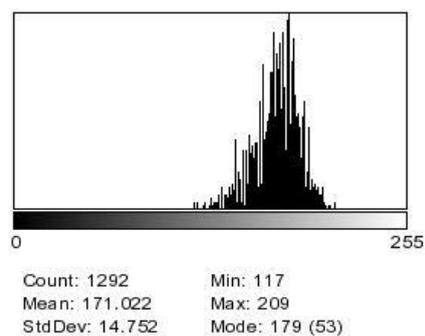


Figura 55 – Fotografia da Amostra CR-C 01 (terceira fotografia) e seu histograma

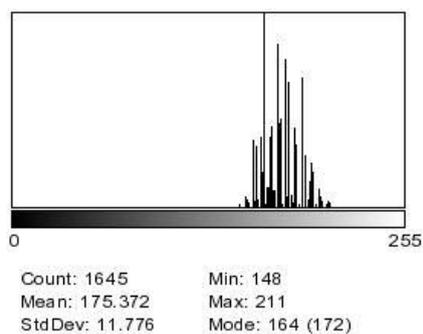


Figura 56 – Fotografia da Amostra CR-C 02 (primeira fotografia) e seu histograma

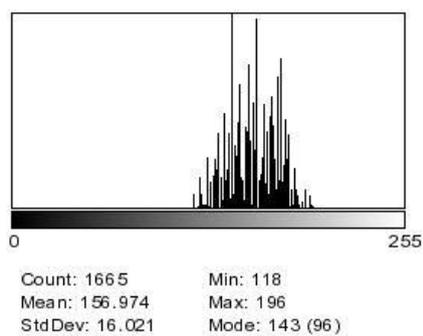


Figura 57 – Fotografia da Amostra CR-C 02 (segunda fotografia) e seu histograma

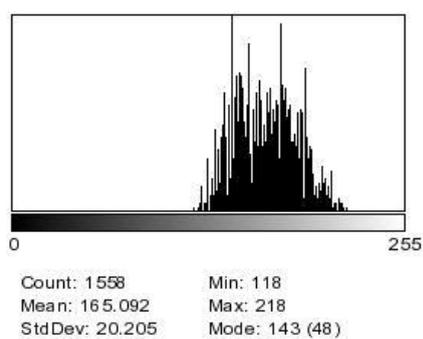


Figura 58 – Fotografia da Amostra CR-C 02 (terceira fotografia) e seu histograma

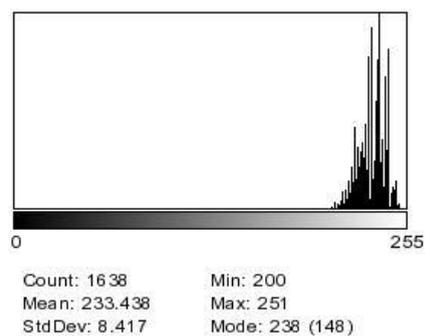
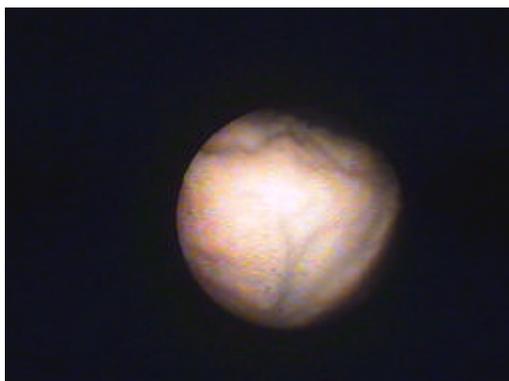


Figura 59 – Fotografia da Amostra CR-C 03 (primeira fotografia) e seu histograma

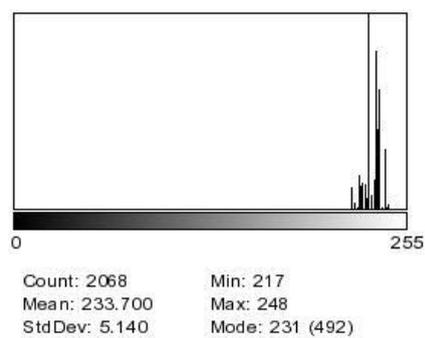


Figura 60 – Fotografia da Amostra CR-C 03 (segunda fotografia) e seu histograma

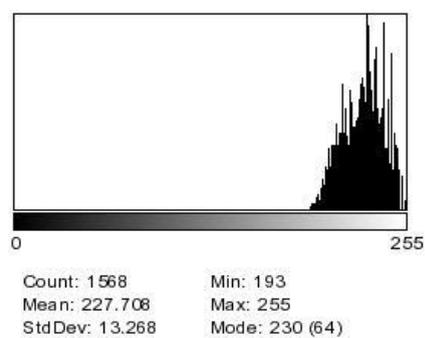


Figura 61 – Fotografia da Amostra CR-C 03 (terceira fotografia) e seu histograma

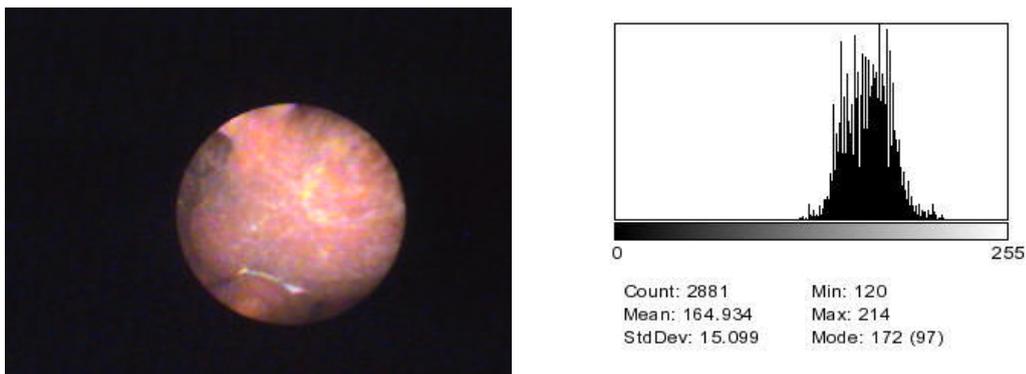


Figura 62 – Fotografia da Amostra CR-C 04 (primeira fotografia) e seu histograma

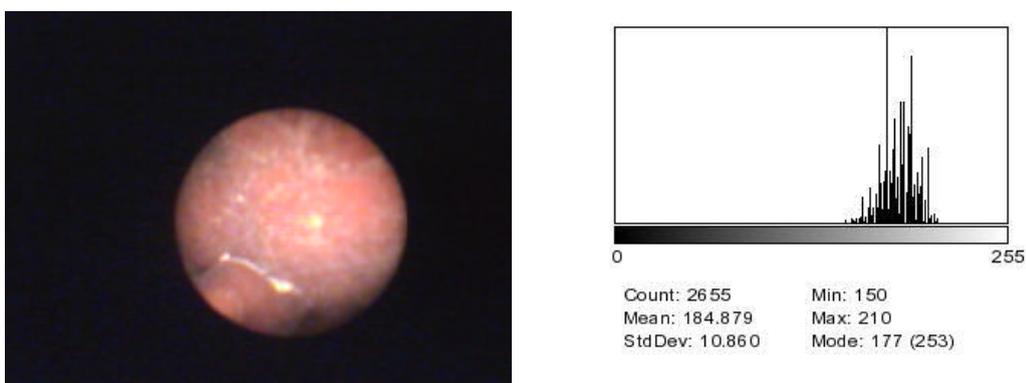


Figura 63 – Fotografia da Amostra CR-C 04 (segunda fotografia) e seu histograma

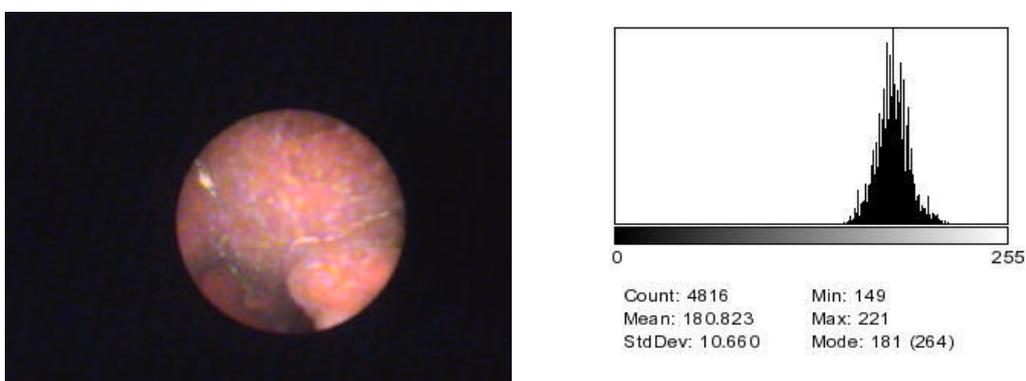


Figura 64 – Fotografia da Amostra CR-C 04 (terceira fotografia) e seu histograma

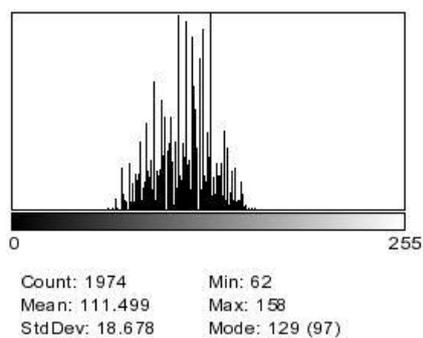
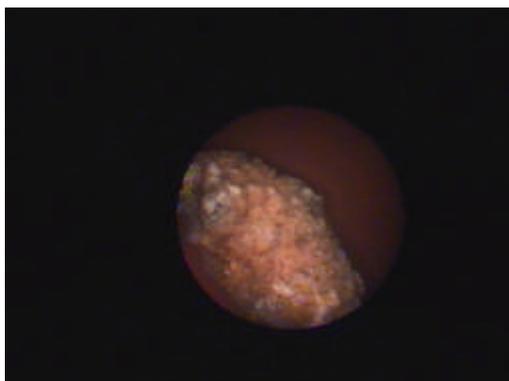


Figura 65 – Fotografia da Amostra CR-C 05 (primeira fotografia) e seu histograma

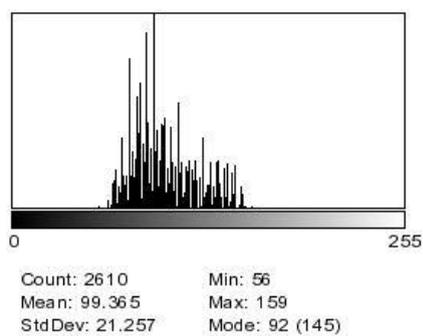
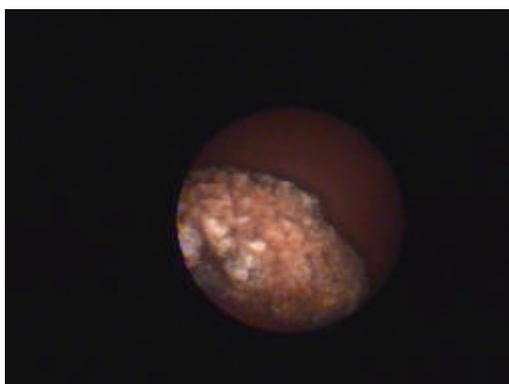


Figura 66 – Fotografia da Amostra CR-C 05 (segunda fotografia) e seu histograma

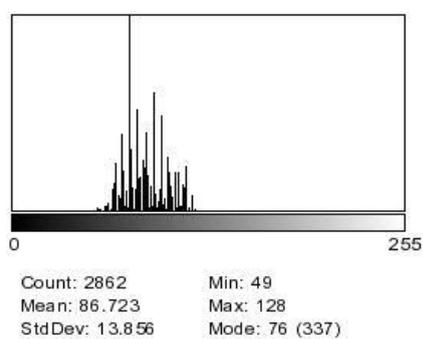
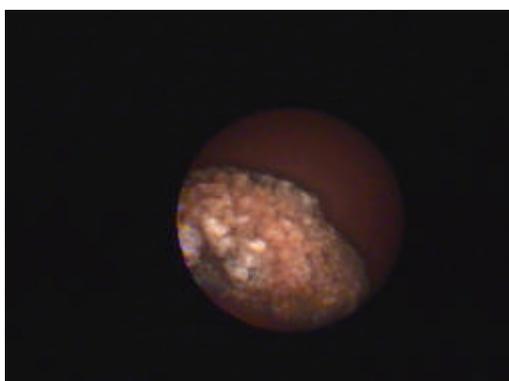


Figura 67 – Fotografia da Amostra CR-C 05 (terceira fotografia) e seu histograma

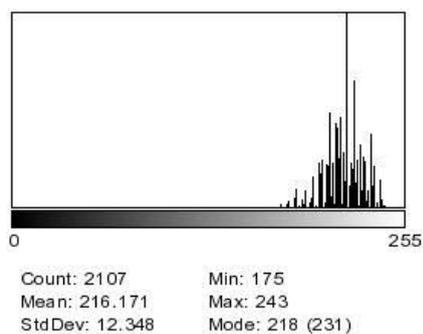
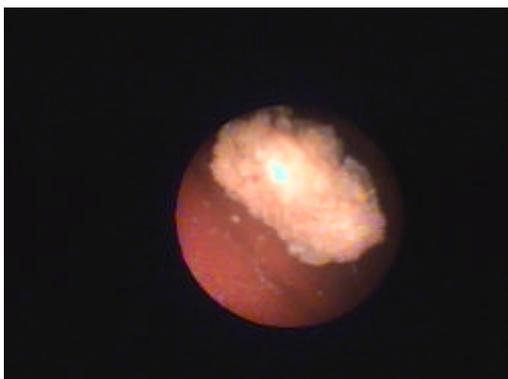


Figura 68 – Fotografia da Amostra CR-C 06 (primeira fotografia) e seu histograma

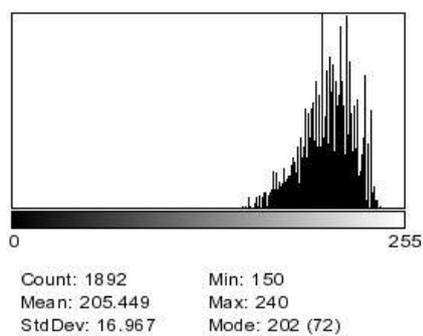


Figura 69 – Fotografia da Amostra CR-C 06 (segunda fotografia) e seu histograma

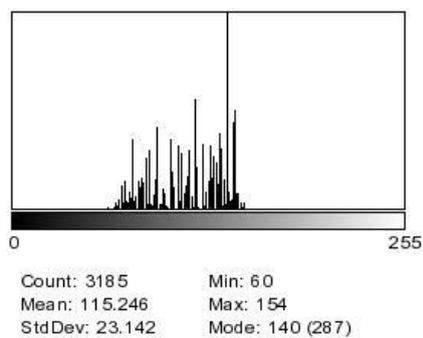
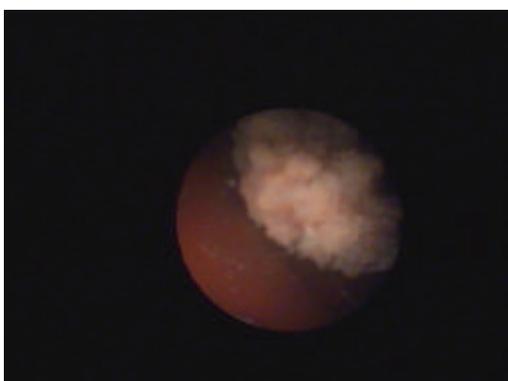


Figura 70 – Fotografia da Amostra CR-C 06 (terceira fotografia) e seu histograma

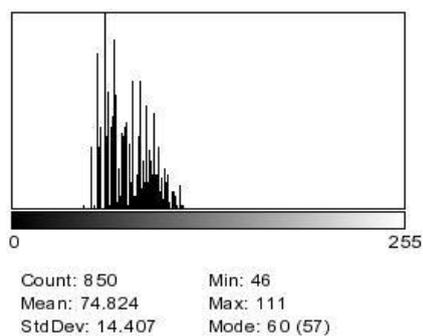


Figura 71 – Fotografia da Amostra CR-C 07 (primeira fotografia) e seu histograma

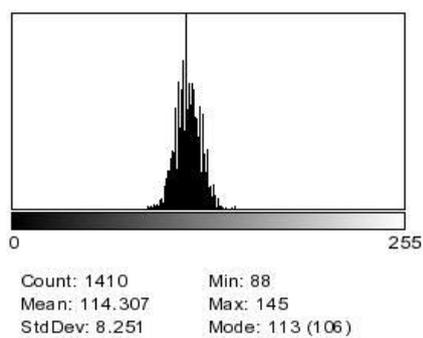
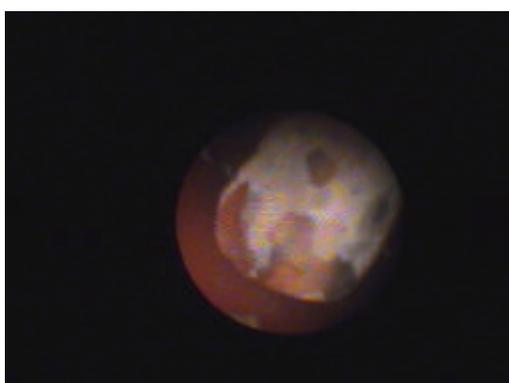


Figura 72 – Fotografia da Amostra CR-C 07 (segunda fotografia) e seu histograma

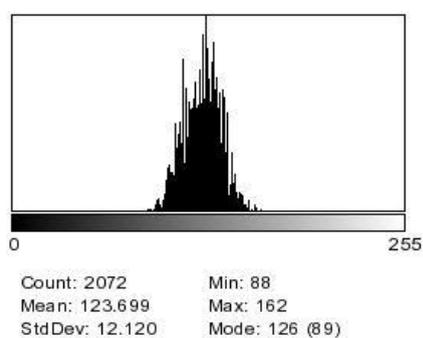
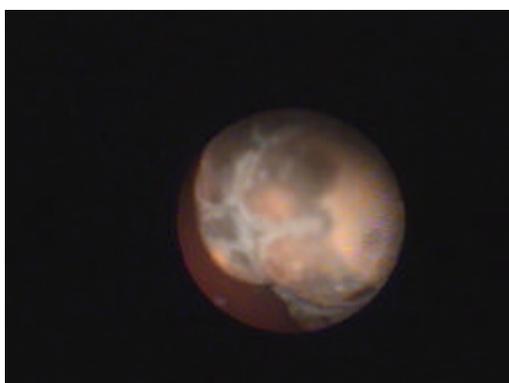


Figura 73 – Fotografia da Amostra CR-C 07 (terceira fotografia) e seu histograma

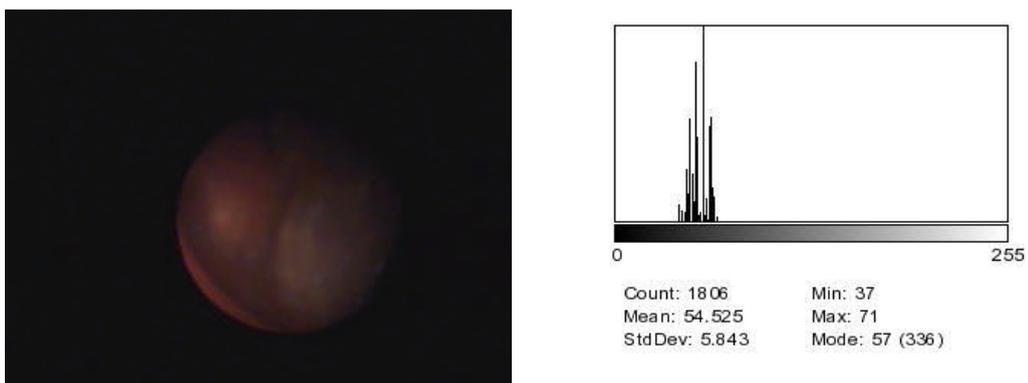


Figura 74 – Fotografia da Amostra CR-C 08 (primeira fotografia) e seu histograma

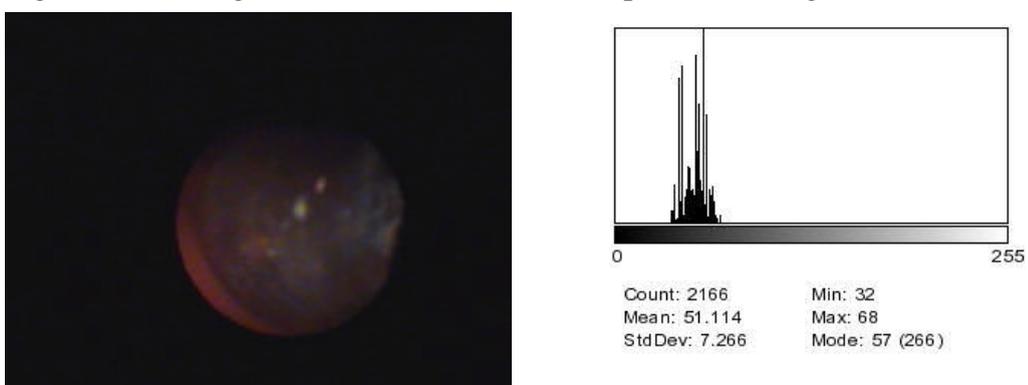


Figura 75 – Fotografia da Amostra CR-C 08 (segunda fotografia) e seu histograma

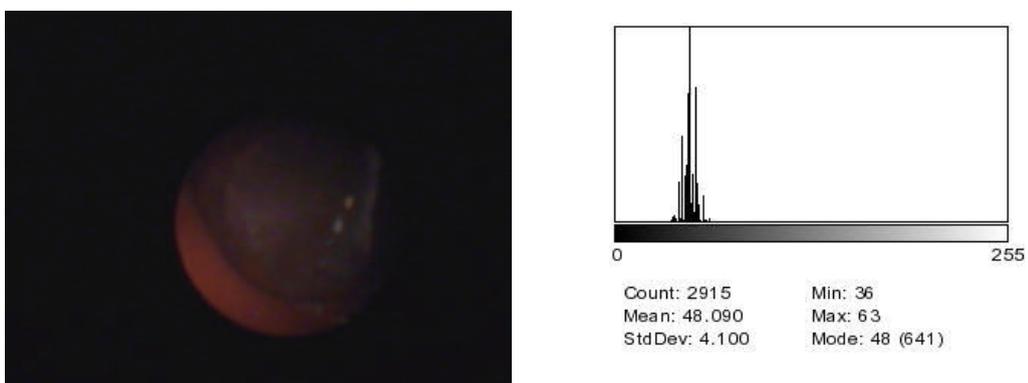


Figura 76 – Fotografia da Amostra CR-C 08 (terceira fotografia) e seu histograma

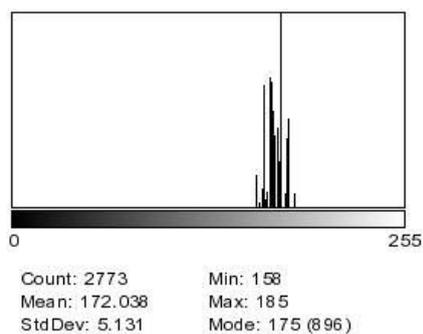


Figura 77 – Fotografia da Amostra CR-C 09 (primeira fotografia) e seu histograma

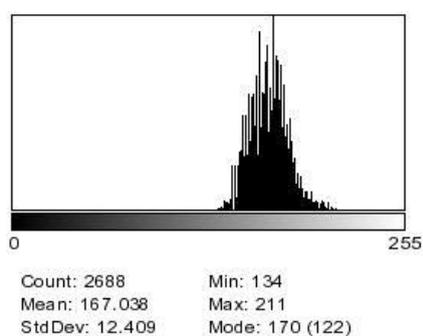


Figura 78 – Fotografia da Amostra CR-C 09 (segunda fotografia) e seu histograma

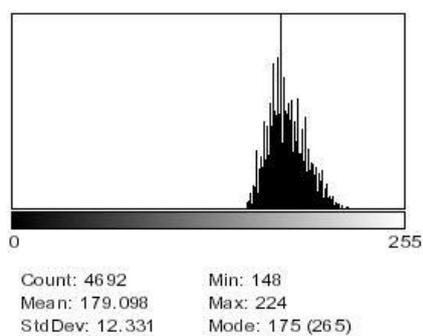


Figura 79 – Fotografia da Amostra CR-C 09 (terceira fotografia) e seu histograma

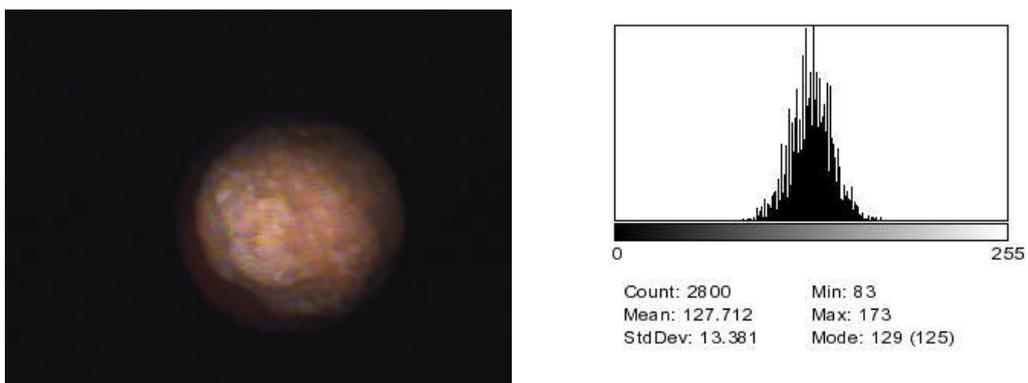


Figura 80 – Fotografia da Amostra CR-C 10 (primeira fotografia) e seu histograma

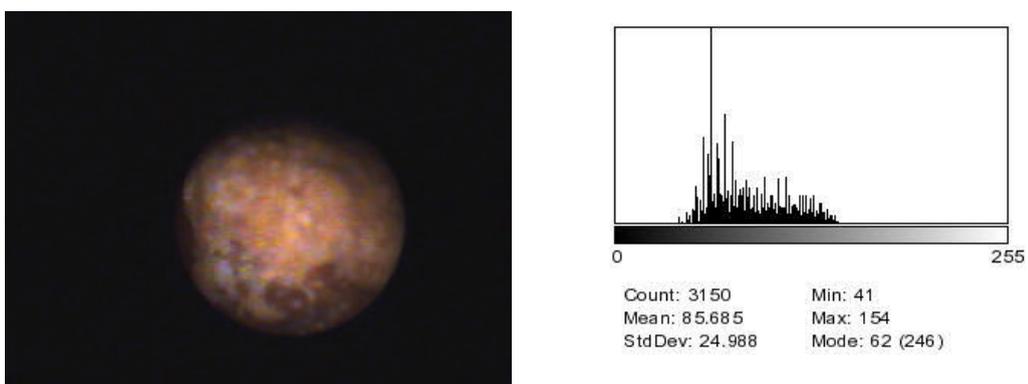


Figura 81 – Fotografia da Amostra CR-C 10 (segunda fotografia) e seu histograma

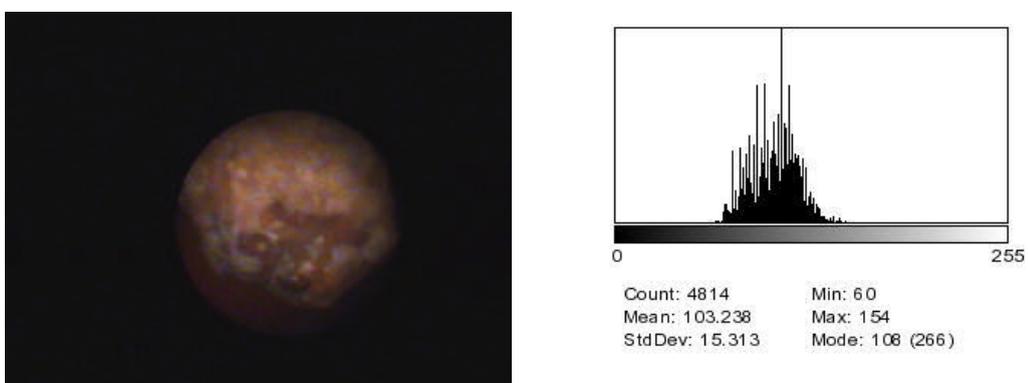


Figura 82 – Fotografia da Amostra CR-C 10 (terceira fotografia) e seu histograma

4.4 ANÁLISE LABORATORIAL DO GRUPO C

4.4.1 Discussão dos resultados de análise elementar e de espectroscopia de absorção na região do infravermelho

Observando a Tabela 4 podemos perceber que as amostras podem ser classificadas em dois grupos distintos, em relação ao percentual de carbono, hidrogênio e nitrogênio.

Tabela.4 - Resultados de análise elementar do Grupo C

Amostra	%C	%H	%N
CR - C01	3,69	1,69	1,03
CR - C02	2,45	3,74	3,76
CR - C03	3,65	3,23	2,82
CR - C04	17,67	1,79	0,57
CR - C05	16,93	1,42	0,45
CR - C06	13,07	1,86	0,22
CR - C07	17,99	1,71	0,66
CR - C08	18,14	1,66	0,74
CR - C09	3,32	3,66	2,88
CR - C10	5,66	1,04	0,57

As amostras CR-C 01, 02, 03 e 09 são aquelas que apresentam os menores teores de carbono e os maiores teores de nitrogênio sugerindo uma composição com predominância de uma matriz de estruvita (fosfato de amônio e magnésio hexahidratado). As amostras CR-C 02, 03 e 09 são aquelas que apresentam os maiores teores de hidrogênio. Os espectros de absorção no IR (Figura 83) de tais amostras são muito semelhantes, praticamente, apresentam as mesmas bandas de absorção. Pode-se observar próximo a 1000 cm^{-1} , a banda de absorção característica da espécie fosfato. Essas amostras (CR 01, 02, 03 e 09) foram classificadas como grupo I. As bandas de absorções observadas são coincidentes com aquelas descritas em uma matriz de estruvita conforme citado por Afzal (1992).

As amostras CR-C 04, 05, 06, 07 e 08 são aquelas que apresentam os maiores teores de carbono, os menores teores de nitrogênio e os teores de hidrogênio estão entre 1% e 2%. Os espectros de absorção na região do IR (Figura 84) de tais amostras são muito semelhantes, praticamente, apresentam as mesmas bandas de absorção. Pode-se observar próximo a 1600 cm^{-1} e 1300 cm^{-1} bandas de absorção características da espécie oxalato de cálcio. Essas amostras CR 04, 05, 06, 07 e 08 foram classificadas como grupo II.

A amostra CR-C10 apresenta características físico-químicas intermediárias aquelas das amostras descritas como grupo I e grupo II. O espectro no infravermelho (Figura 85) evidencia as bandas de absorção características de fosfato e de oxalato.

No APÊNDICE B estão apresentados os espectros no infravermelho de cada amostra com os valores de número de onda das bandas de absorção observadas.

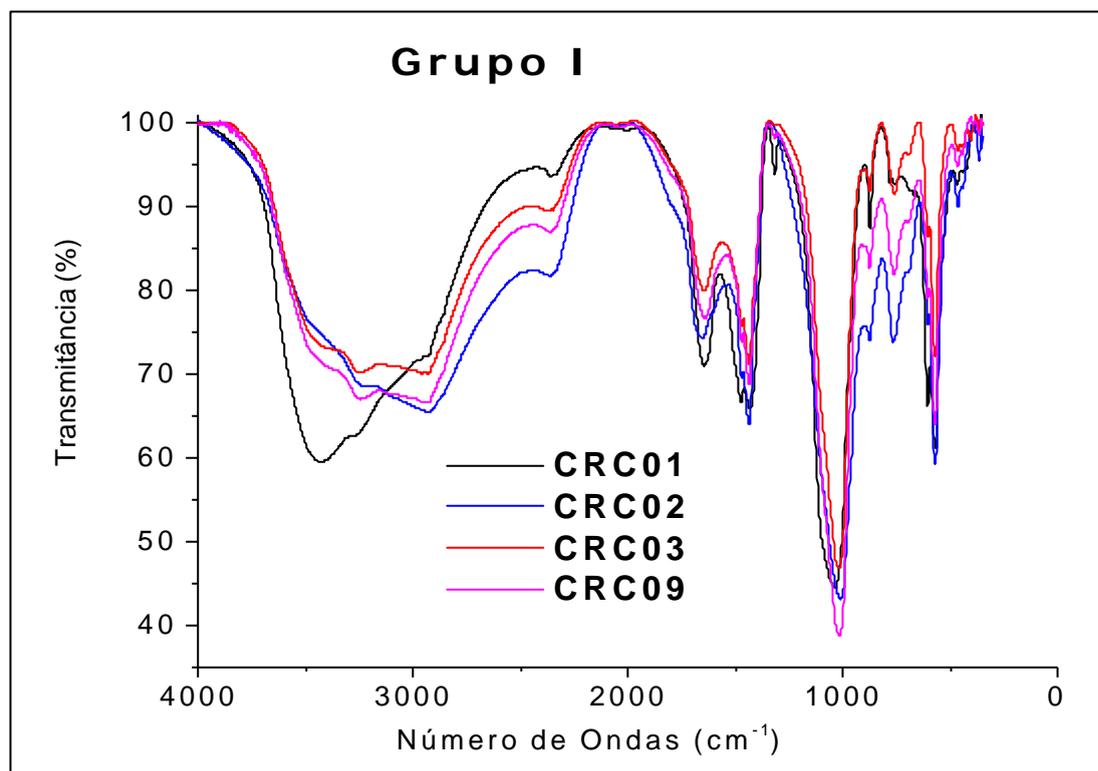


Figura 83 – Sobreposição dos espectros de absorção na região do infravermelho das amostras de cálculos renais do grupo I.

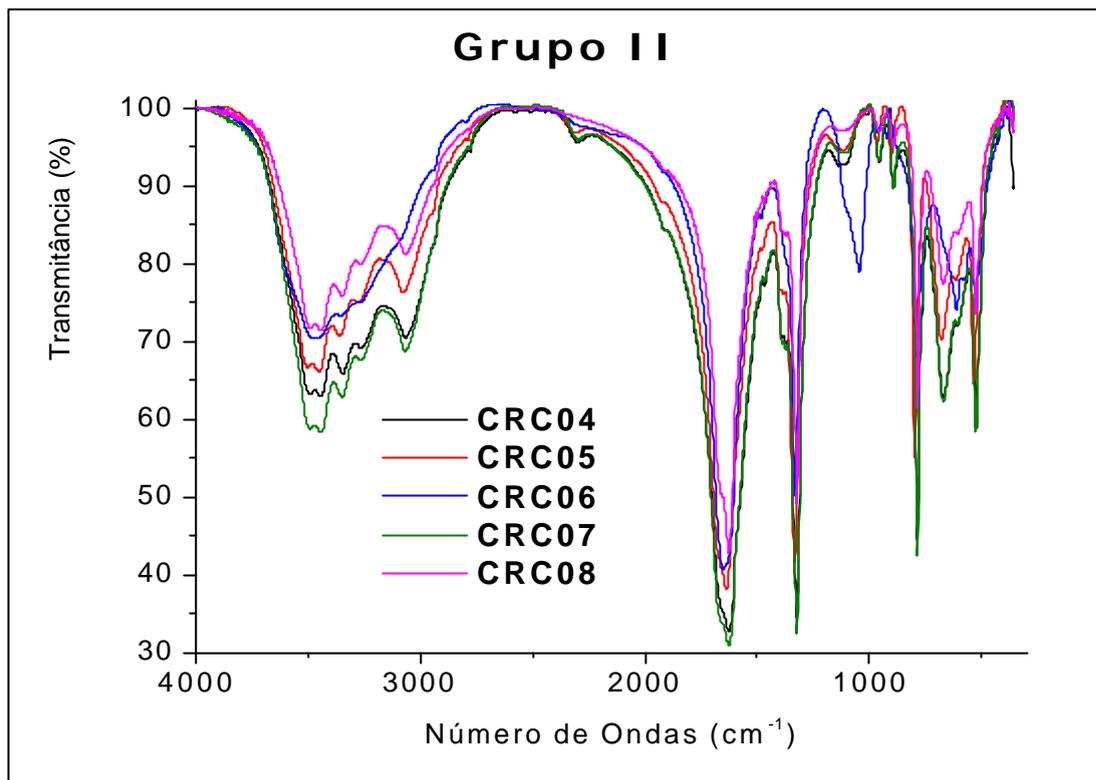


Figura 84 – Sobreposição dos espectros de absorção na região do infravermelho das amostras de cálculos renais do grupo II.

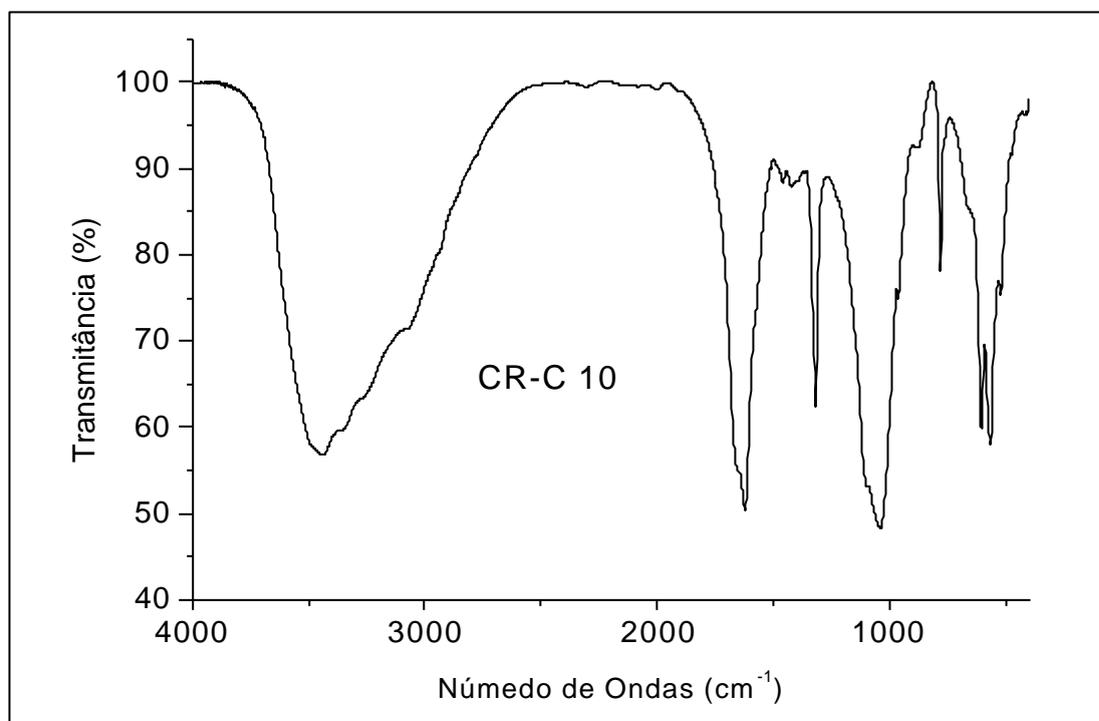


Figura 85 – Espectro de absorção na região do infravermelho da amostra de cálculo renal CR-C 10.

4.4.2 Discussão dos resultados de Análise Térmica

Através das curvas TG e DSC, Figuras ilustradas no APÊNDICE C e dadas listados na Tabela 5, das amostras de cálculos renais, algumas considerações podem ser feitas em relação ao comportamento térmico. As curvas TG e DSC das amostras CR- 04, 05, 06, 07 e 08 (grupo II) apresentam o mesmo perfil termoanalítico, característico do processo de decomposição térmica de uma matriz de oxalato de cálcio hidratado, conforme ilustrado na sobreposição das curvas TG (Figura n4). Pequenas variações são observadas com relação à posição dos eventos térmicos e também em relação à percentagem de massa perdida em cada uma das etapas.

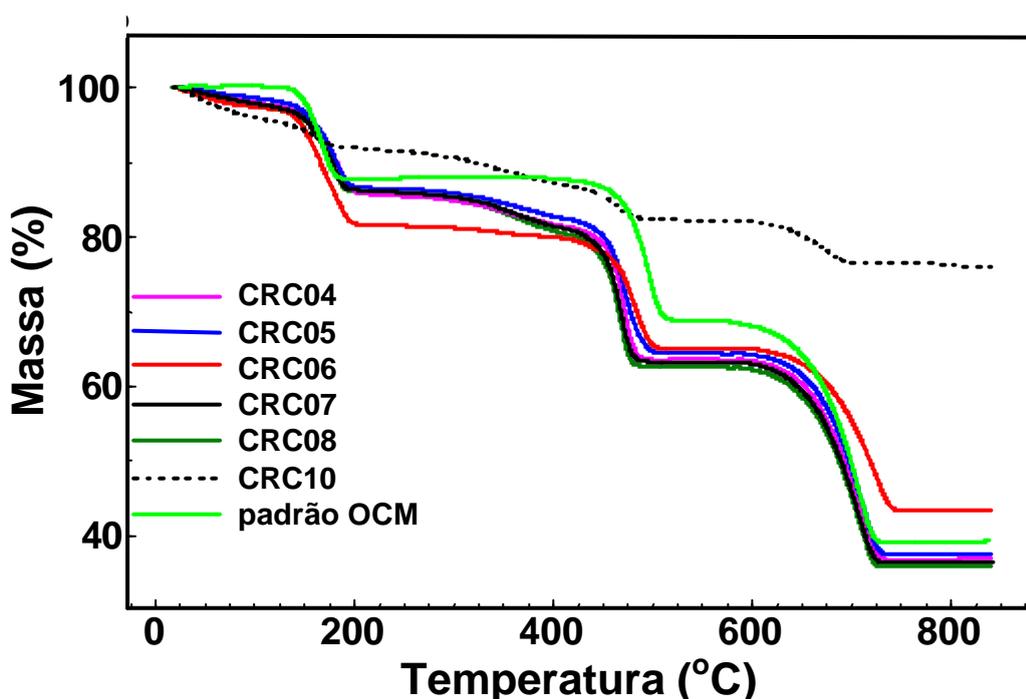


Figura 86 – Sobreposição das curvas TG das amostras de: cálculo renal do grupo II, padrão de oxalato de cálcio monohidratado e cálculo renal CR-C 10.

Entre 25 e aproximadamente 230°C observa-se uma perda de massa que varia entre 7 e 18% de que pode ser atribuída a etapa de desidratação. Tal evento é evidenciado nas curvas DSC por um pico endotérmico próximo a 170 °C. Entre 225 e 500 °C observa-se uma perda de massa de aproximadamente 23% e corresponde a decomposição térmica do oxalato de cálcio anidro para a formação do respectivo intermediário estável, carbonato de cálcio. Nessa etapa, segundo Afzal (1992), pode

ocorrer a queima de matéria orgânica oriunda de tecidos e secreções do urotélio, que geralmente ficam impregnadas na matriz inorgânica. A queima desse material conduz a um pico caracteristicamente exotérmico, conforme pode ser observado nas curvas DSC na região de 450°C. A última etapa de decomposição térmica envolve a libertação de CO₂ devido à decomposição térmica do carbonato de cálcio formado na etapa anterior, levando à formação do respectivo óxido de cálcio. Observa-se ainda que esse carbonato de cálcio permanece termicamente estável por uma faixa de temperatura da ordem de 80°C.

Através das curvas TG e DSC (APENDICE C) é possível observar que as amostras CR C01, CR C02, CR C03 e CR C09 (grupo I), formam um outro grupo diferente do anterior, conforme concluído a partir dos resultados de análise elementar, espectroscopia de absorção no infravermelho e ilustrado pela sobreposição das curvas TG (Figura n5). Foi atribuído que estas amostras apresentam uma matriz de Estruvita (fosfato de amônio e magnésio hexahidratado). Além disso, as bandas de absorção evidenciadas nos espectros de infravermelho dessas amostras reforçam essa atribuição. Do mesmo modo, as citações feitas por Afzal (1992) em relação ao aspecto das curvas TG são coincidentes com o comportamento térmico apresentado por essas amostras. Entre 25 e 210°C observa-se uma perda de massa que pode chegar a 28% e é caracterizada por um pico DSC endotérmico bastante intenso próximo à 100°C. Este evento térmico corresponde, principalmente, à perda das moléculas de água. Entre 210 e 890°C o processo de decomposição térmica ocorre de forma lenta e gradual com a formação de um resíduo onde a perda de massa total está por volta de 10,6%.

A amostra de cálculo renal CR-C 10 apresenta um perfil termoanalítico que corresponde a um somatório do que ocorre com as amostras de ambos os grupos. Para facilitar a visualização a sua curva TG está sobreposta juntamente com as curvas TG das outras amostras (Figuras 86 e 87). Isso mostra que é possível ocorrer a formação de cálculos renais mistos. Os resultados de análise térmica reforçam as observações feitas através da análise elementar e da espectroscopia de absorção na região do infravermelho, indicando que tais amostras podem ser classificadas em dois grupos distintos, com uma predominância de cálculos formados por oxalato de cálcio.

Tabela 5 - Resultados de Análise Térmica

Amostra	Curva TG		Curva DSC		Atribuição Provável
	Temperatura	% perda	Temperatura	evento	
CR C04	25 → 225°C	14,2	168°C	Endo	- H ₂ O
	225 → 491°C	22,1	430 °C	Exo	-CO, queima
	575 → 763°C	26,8			-CO ₂
CR C05	25 → 206°C	13,5	168 °C	Endo	-H ₂ O
	206 → 504°C	22,1	438 °C	Exo	-CO, queima
	591 → 764°C	26,9			-CO ₂
CR C06	25 → 206°C	18,2	170 °C	Endo	-H ₂ O
	206 → 507°C	16,6	482 °C	Exo	-CO, queima
	591 → 767°C	21,5			-CO ₂
CR C07	25 → 196°C	13,8	170 °C	Endo	-H ₂ O
	196 → 495°C	23,0	482 °C	Exo	-CO, queima
	574 → 738°C	26,8			-CO ₂
CR C08	20 → 208°C	13,7	164 °C	Endo	-H ₂ O
	208 → 490°C	23,1	434 °C	Exo	-CO, Queima
	490 → 730°C	26,6			-CO ₂
CR C10	25 → 180°C	7,8	43 °C	Endo	- H ₂ O
	180 → 500°C	10,21	180 °C	Endo	- CO, Queima
	600 → 800°C	6,25	425 °C	Exo	-CO ₂
CR C01	25 → 194°C	16,6	94,4 °C	Endo	-H ₂ O
	194 → 764°C	10,4	480 °C	Exo	Queima
CR C02	25 → 203°C	27,9	107,7 °C	Endo	-H ₂ O
	203 → 900°C	9,2	481 °C	Exo	
CR C03	25 → 210°C	27,2	101,6 °C	Endo	-H ₂ O
	210 → 890°C	10,6	481 °C	Exo	
CR C09	25 → 206°C	28,0	103 °C	Endo	-H ₂ O
	206 → 890°C	10,6			

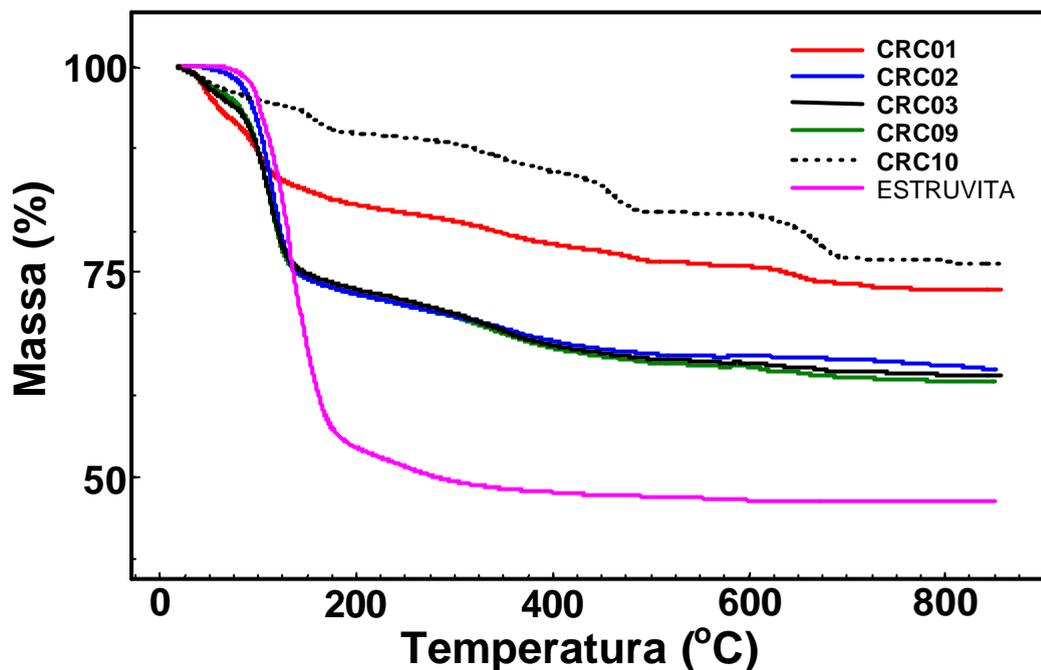


Figura 87 – Sobreposição das curvas TG das amostras de: cálculo renal do grupo I, padrão de estruvita e cálculo renal CR-C 10.

4.4.3 Discussão dos resultados de Difratometria de raios X

Os difratogramas de raios X das amostras de cálculos renais pertencentes a cada grupo foram comparados com os padrões presentes no banco de dados (JCPDF, 1995), possibilitando uma caracterização qualitativa das espécies presentes em cada caso. As Figuras 88 e 89 ilustram a sobreposição dos difratogramas das amostras classificadas como grupo I e grupo II, os quais são indicativos de materiais cristalinos. A Tabela 6 lista as espécies caracterizadas em cada amostra a partir dos difratogramas de raios X, onde foram encontradas as espécies: oxalato de cálcio monohidratado (OCM), apatita (AP), estruvita (ES) e oxalato de cálcio dihidratado (OCD). Esses resultados permitiram observar que as amostras CR C04, CR C05, CR C07 e CR C08, mostram

um padrão difratométrico muito similar e característico do oxalato de cálcio monohidratado, reforçando a conclusão que essas amostras pertencem ao mesmo grupo e que a amostra CR C06 apresenta oxalato de cálcio dihidratado e estruvita. Em relação às amostras classificadas como grupo I, os difratogramas de raios X indicaram que as amostras CR C02 e CR C09 são aquelas que apresentam a mesma composição (estruvita e apatita), a amostra CR C03 apenas estruvita e que a amostra CR C01 além de estruvita e apatita apresenta oxalato de cálcio monohidratado na sua composição.

A amostra CR C10 apresenta oxalato de cálcio monohidratado e apatita.

Tabela 6 – Atribuição das espécies presentes nas amostras conforme difratometria de raios X

Amostra	Atribuição
CR-C 10	OCM + AP
CR-C 09	ES + AP
CR-C 08	OCM
CR-C 07	OCM
CR-C 06	OCD + ES
CR-C 05	OCM
CR-C 04	OCM
CR-C 03	ES
CR-C 02	AP + ES
CR-C 01	OCM + ES + AP

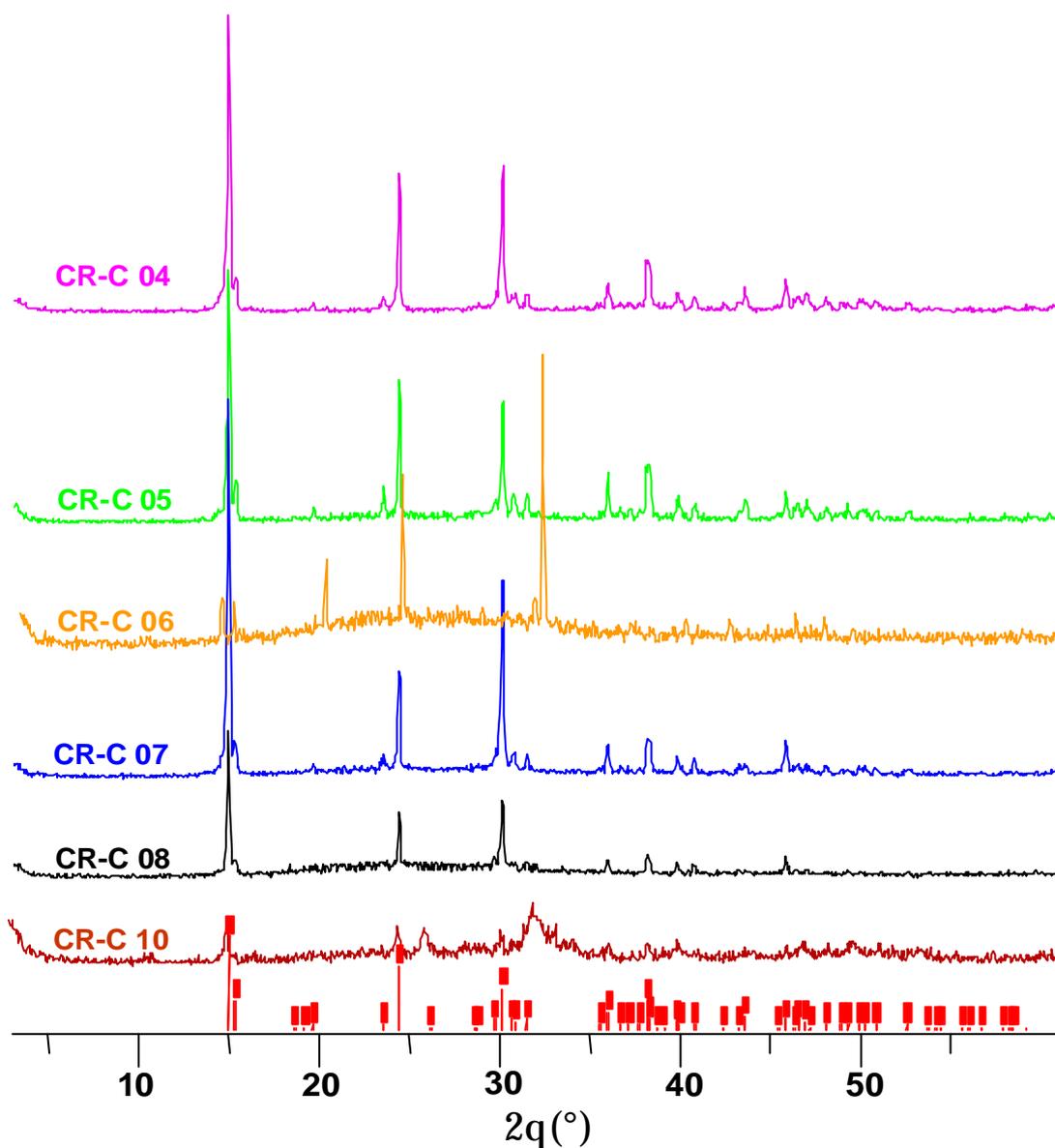


Figura 88 – Sobreposição dos difratogramas de raios X das amostras de cálculo renal: grupo II e CR-C 10.

Nota: As indicações em vermelho, próximo ao eixo de abscissa, correspondem as linhas de reflexão do padrão de oxalato de cálcio monohidratado.

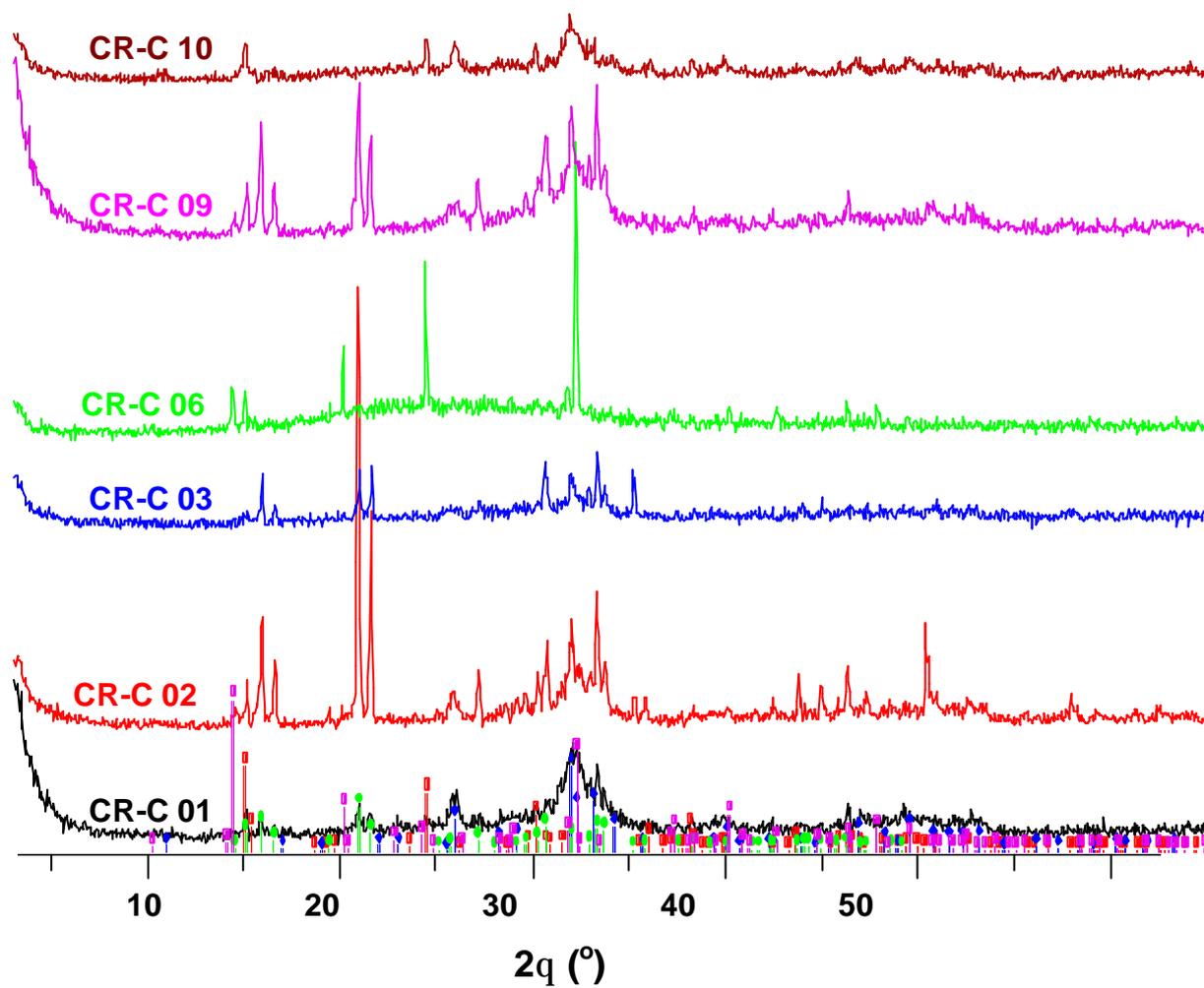


Figura 89 – Sobreposição dos difratogramas de raios X das amostras CR-C 01, CR-C 02, CR-C 03, CR-C 06, CR-C 09 e CR-C 10.

Nota: As indicações próximas ao eixo de abscissa correspondem as linhas de reflexão do padrão: estruvita (verde); fluorapatita (azul); oxalato de cálcio dihidratado (magenta) e oxalato de cálcio monohidratado (vermelho)..

4.5 ANÁLISE DE RESULTADOS OBTIDOS PELO PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM.

O oxalato de cálcio é um elemento importante na composição dos cálculos urinários no Brasil sendo que, na atual pesquisa, estava presente em todas as amostras coletadas. E, apesar desta presença constante, é marcante a diversidade de características dos cálculos urinários coletados como amostra, mesmo naqueles que tinham como componente identificado apenas o oxalato de cálcio.

Durante a coleta de dados tomamos o cuidado de reduzir ao máximo a influência de fatores que pudessem interferir na confecção e análise do histograma (câmara impedindo efeitos luminosos indesejáveis, apagamos as luzes do centro cirúrgico, fotografamos as amostras com o ureteroscópio muito próximo destas, utilizamos sempre a mesma fonte de luz e sempre na mesma intensidade (100 W)).

Ao analisar os histogramas determinamos a variação entre os picos de maior concentração de tons de cinza, fizemos uma média entre estes picos, e consideramos uma faixa entre 10% a mais e 10% a menos como a faixa representativa daquela amostra nos histogramas, conforme Tabela 7.

Tabela 7 - Tabela representando as variações entre os tons de cinza das amostras estudadas do Grupo A

AMOSTRA	PICO MAIS BAIXO	PICO MAIS ALTO	MÉDIA ENTRE OS PICOS	MÉDIA MENOS 10%	MÉDIA MAIS 10%
Amostra 1	81	115	98	88	108
Amostra 2	35	54	44	40	49
Amostra 3	64	94	79	71	87
Amostra 4	175	176	175	157	193
Amostra 5	145	152	148	133	163
Amostra 6	105	120	112	101	124
Amostra 7	92	128	110	99	121

Criamos a Tabela 8 para facilitar a identificação dos cálculos, em que definimos cada cálculo por uma cor. Assim, ao analisarmos um cálculo passamos a seguir o seguinte procedimento:

- 1) abrimos a fotografia do cálculo no Image J;
- 2) transformamos a fotografia em 8 bits;
- 3) colocamos o cursor do programa sobre a área a ser estudada e lemos na barra do menu qual o tom de cinza estamos analisando;
- 4) a seguir procuramos na Tabela 7 o tom de cinza coincidente com o encontrado no cálculo e vemos qual a coluna correspondente.

Posteriormente, utilizando as fotografias arquivadas já existentes, já que as amostras foram destruídas, procuramos identificar a amostra através do procedimento acima descrito, o que foi bastante difícil entre as amostra 6 e 7.

Tabela 8 – Tabela com escala para melhor identificação do cálculo (Grupo A)

39	78	117	156
40	79	118	157
41	80	119	158
42	81	120	159
43	82	121	160
44	83	122	161
45	84	123	162
46	85	124	163
47	86	125	164
48	87	126	165
49	88	127	166
50	89	128	167
51	90	129	168
52	91	130	169
53	92	131	170
54	93	132	171
55	94	133	172
56	95	134	173
57	96	135	174
58	97	136	175
59	98	137	176
60	99	138	177
61	100	139	178
62	101	140	179
63	102	141	180
64	103	142	181

65	104		143		182
66	105		144		183
67	106		145		184
68	107		146		185
69	108		147		186
70	109		148		187
71	110		149		188
72	111		150		189
73	112		151		190
74	113		152		191
75	114		153		192
76	115		154		193
77	116		155		194

Amostra 1		Amostra 3		Amostra 5	
Amostra 2		Amostra 4		Amostra 6	
Amostra 7					

Como visto em Tabela 3 a predominância do componente oxalato de cálcio, à exemplo da literatura nacional e internacional, era evidente. Afzal (1992) em seu estudo dos cálculos urinários por análise térmica também encontrou resultados semelhantes.

Diferentemente de Afzal (1992), que estudou 200 amostras, não nos preocupamos em retirar significativamente a presença de matéria orgânica das amostras coletadas, já que o objetivo do trabalho seria identificar amostras que estivessem o mais próximo possível das condições *per operatórias*.

No Grupo C, ao realizarmos o estudo dos urolitos pelo Image J, criamos a Tabela 9, à exemplo do realizado na amostragem inicial, identificando-os com as letras CR-C antes do número da amostra. E, a seguir, com os dados de Tabela 9 criamos a Tabela 10.

Tabela 9 - Tabela representando as variações entre os tons de cinza das amostras estudadas do Grupo C

AMOSTRA	PICO MAIS BAIXO	PICO MAIS ALTO	MÉDIA ENTRE OS PICOS	MÉDIA MENOS 10%	MÉDIA MAIS 10%
Amostra CR-C01	162	185	173,5	156	190
Amostra CR-C02	143	164	153,5	138	168
Amostra CR-C03	230	248	239	215	255
Amostra CR-C04	172	181	176,5	158	193
Amostra CR-C05	76	129	102,5	92	112
Amostra CR-C06*	202	218	210	189	231
Amostra CR-C07	60	126	93	84	102
Amostra CR-C08	48	68	58	52	64
Amostra CR-C09	175	211	193	174	212
Amostra CR-C10	62	129	95,5	86	104

***Foram consideradas apenas 2 fotografias da amostra.**

individualmente, um método confiável na determinação dos elementos constituintes do cálculo urinário.

Por outro lado parece-nos que a de espectroscopia de absorção na região do infravermelho, a análise elementar, a termogravimetria, a calorimetria exploratória diferencial e a difratometria de raios X apresentam resultados semelhantes, sendo, portanto, em conjunto, métodos bastante confiáveis e comparáveis entre si para o estudo dos constituintes dos cálculos urinários.

5 COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES

5.1 COMENTÁRIOS

Este trabalho teve como principal objetivo o estudo de um processo prático e eficiente para caracterização das espécies constituintes dos cálculos urinários durante os procedimentos *per* operatórios. Ficou evidente que os métodos físico-químicos empregados são adequados e permitem, em conjunto, analisar o cálculo depois ter sido retirado ou eliminado do paciente com grande precisão. Teve como objetivos secundários:

- c) facilitação de estudos, *a posteriori*, visando a melhoria de equipamentos para litotripsia;
- d) facilitação de estratégias durante o ato cirúrgico para melhor fragmentação do cálculo em função dos elementos constituintes do cálculo.

Ao analisarmos os resultados obtidos, podemos observar que a captura digital de imagem com a realização de histogramas é possível, não sendo, entretanto, individualmente, um método confiável na determinação dos elementos constituintes do cálculo urinário.

Por outro lado parece-nos que a de espectroscopia na região do infravermelho, a análise elementar, a termogravimetria, a calorimetria exploratória diferencial e a difratometria de raios X apresentam resultados semelhantes, sendo, portanto, em conjunto, métodos bastante confiáveis e comparáveis entre si para o estudo dos constituintes dos cálculos urinários.

As técnicas acima relacionadas, com exceção da captura digital de imagem do cálculo com realização de histograma, hoje só são possíveis com equipamentos

montados em laboratório, o que mantém, ainda a responsabilidade de decisão no *per* operatório unicamente fundamentada na experiência pessoal do cirurgião.

Com relação aos objetivos secundários, é evidente que, ao conseguirmos identificar a composição dos cálculos em *per* operatório, poderemos em primeiro lugar traçar melhor as estratégias durante o procedimento cirúrgico, escolhendo, com mais informações, melhores fontes de energia para a litotripsia naquele determinado cálculo e em segundo lugar melhorar os equipamentos hoje existentes, já que saberemos, durante a cirurgia o que usar e se teremos que mudar a estratégia em *per* operatório. Também consideramos importante a redução de custos ao montarmos o equipamento atual, se considerarmos os custos para a aquisição de monitores para a vídeocirurgia.

5.2 CONCLUSÕES

a) O presente trabalho possibilitou a abordagem de técnicas de identificação dos cálculos urinários até então muito pouco utilizadas em nosso meio, apontando para necessidade de uma melhor adequação dos laudos laboratoriais;

b) Os estudos desenvolvidos e os resultados obtidos neste trabalho não são suficientes para identificar a composição dos cálculos urinário em *per* operatório;

c) Consideramos ser esta mais uma ferramenta que, com o aprofundamento dos estudos iniciados no presente trabalho, através da avaliação de um número maior de amostras, ser viável a identificação dos cálculos urinários através de métodos por imagem, com a associação entre captura de imagem digital e seu processamento através de *softwares* desenvolvidos exclusivamente para o proposto;

d) Há a necessidade de continuar os estudos iniciados tendo em vista a importância de disponibilizar maiores informações aos cirurgiões em *per* operatório;

e) Os métodos de análise dos cálculos mostraram-se eficientes, isoladamente, para determinar as características dos cálculos urinários, com resultados comparáveis entre si, com exceção da captura digital de imagem com a realização de histogramas pelo método utilizado .

5.3 SUGESTÕES DE FUTURAS PESQUISAS

- a) Como proposta temos desenvolvimento e utilização de softwares e coleta de maior amostragem para o desenvolvimento da proposta, com melhor integração entre as imagens obtidas e os procedimentos laboratoriais adotados.
- b) Nos estudos futuros inserir análises de dureza e densidade dos cálculos urinários comparando-as às análises laboratoriais e ao tratamento por imagem.
- c) Procurar fundamentos laboratoriais para as diferenças de coloração entre cálculos de composição cristalográfica semelhantes.
- d) Utilização de outros espectros de energia.
- e) Utilização de softwares mais sofisticados, de reconhecimento de imagem (Inteligência artificial e Rede Neural, por exemplo).
- f) Desenvolvimento e utilização de sondas endoscópicas de infravermelho para realização de espectroscopia de absorção na região do infravermelho em *per* operatório.

REFERÊNCIAS

AFZAL, M; IQBAL, M; AHMAD, H. Thermal analysis of renal stones. **Journal of Thermal Analysis**, Budapest, v.38, p. 1671-1682, 1992

BLANDY, J. **Cirurgia urológica**, 2. ed., Rio de Janeiro: Revinter, 1990. 372 p.

BORDEN, T.A.; LYON, E.S. The effects of magnesium and pH on experimental calcium oxalate stone disease. **Invest. Urol.**, v.6, p.412, 1969

BORS, E., Neurogenic Bladder **Urol Surgery**, v.7, p.177-250, 1957

CLENDENING, L. **Source book of medical history**. New York: Dove, 1942, p. 14

COSTA, R.P. **Litíase urinária**, Jaú : Para Todos, 1999, p.127

ELLIOT, J. S.: Calcium oxalate urinary calcul: clinical and chemical aspects. **Medicine**, v.62, p.36-40, 1983

JAIN, A.K. **Fundamental of Digital Image Processing**, 1983

MERCURI, L. P, et. Al.: Estudo termoanalítico e caracterização química da litíase biliar, **Ver. Méd. HU-USP**, São Paulo, v.8, p. 49-53, 1998

MITCHEL, J. P; MAKEPEACE, A.P.W. Optics of telescopes and fibrelighting equipment In: **Scientific foundations of urology**. London, Willlians D.J., 1976, p. 421

MODLIN, M. The etiology of renal stone: A new concept arising from on a stone-free population. **Ann. R. Coll. Surg. Engl.**, v.40, p.155, 1967.

NURPHY, L.J.T. **The history of urology**, Springfield: Charles C. Thomas, 1972, 180 p.

PAK, C.Y.C. **Renal stone disease**. Boston: Martinus Nijhoff Publishing, 1987

PANTANOWITZ, D.; POLLEN, J. J.; POLITZER, W. M.: Urinary calculi. **S. Afr. Med. Journ.**, Joanesburg, v. 47, p. 128, 1973

PROFT, W.K. **Digital image processing**, 3. ed., N. York, 2001

ROBERTSON, W. G.; et al. Studies on the prevalence and epidemiology of urinary stone disease in men in Leeds In: **Proceedings of the 2nd International Urinary Stone Conference**, Churchill-Livingstone, p. 6-10,1984

SCHOR, N.; HEILBERG, I. P.. **Calculose renal: fisiopatologia, diagnóstico, tratamento**, São Paulo : Sarvier, 1995. 380 p.

SCOTT, R., et al. The prevalence of calcified upper urinary tract stone disease in a random population. **Br. J. Urol.**, Rio de Janeiro, v. 49, p.589-595, 1977

SUTHERLAND, J. W.; PARKS, J.H.; COE, F. L. Recurrence after a single renal stone in a community practice. **Mineral Electrolyte Metabolism**, v11, p.256 – 269, 1985

SUTOR,D. J.; WOOLEY, S. E.; ILLINGWORTH, J. J. A geographical and historical survey of the composition of urinary stones. **Br. J. Urol.**, Rio de Janeiro, v.46, p. 39-45, 1974

WALSH, P. C., et al. **Campbell's urology**, 8th ed., Philadelphia: Saunders, 2002. v. 4, cap. 12, p. 3227-3452,

WICKHAM, J.E.A.; MILLER, R. A. Nefroscopy (endoscopic instruments and their accessories In: Wickham, J. E.; Niller, R.A., **Percutaneous renal surgery**, Edinburg, Churchill - Livingstone, 1983, p. 45-47

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

BALAJI, K.C; Menon, M., **Urologic clinics of North America**, Urolithiasis, Mechanism of stone formation, Massachusetts Medical Center, Worcester, v.24, n.1, p. 1-11, 1997

BLACKLOCK, N. J. The pattern of urolitiasis in the Royal navy. In: HODGKINSON, A.; NARDIM, B. E. C. **Renal stone Research Symposium**, London, Churchill, 1969, p. 33.

BLANDY, J. **Cirurgia urológica**, 2. ed., Rio de Janeiro: Revinter, 1990. 372 p.

COIMBRA, A. **Análise de sinais aplicadas à instrumentação médica para a identificação e diagnóstico de patologias degenerativas do joelho**. 2002. 100 f. Dissertação (mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

COLTHUP, N.B.; DALY, L.H.;WIBERLEY, S.E. **Introduction to infrared and Raman spectroscopy**. New York : Academic Press, 1964. p.37-97

COSTA, R.P. **Litíase urinária**, Jaú : Para Todos, 1999, p.127

EWING, G.W. **Instrumental methods of chemical analysis**, Singapore: McGraw-Hill Book Co., p. 78-108,1985

FETTER, T. L., ZIMSKIND, P.D. Statistical analysis of patients with ureteral calculi. **JAMA**, v.186, p.21,1961

INADA, T. et. al. Statistical study on urolithiasis in Japan. **Urol. Int**, v.1, p150,1958

MERCURI, L.P. **Estudo termoanalítico e caracterização química de cálculos biliares e bile humana**.2000, Tese (doutorado em química analítica), USP, São Paulo, 2000

NANCOLLAS, G. H., The kinetics of crystal growth and renal stone- formation, **Internacional symposium on urolithiasis research**, Plenum Press, New York, 1974

ROBERTSON, W.G.: Physical chemical aspects of calcium stone, **International Symposium on Urolithiasis Research**, Plenum Press New York - ano 1976 - pág 25-42

SCHOR, N.; HEILBERG, I. P.. **Calculose renal: fisiopatologia, diagnóstico, tratamento**, São Paulo : Sarvier, 1995. 380 p.

SILVA, A. O. **Síntese, caracterização e estudo termoanalítico dos nitrilotriacetatos de terras raras**. 2000. 120f, Tese (Doutorado em química), Universidade de São Paulo, São Paulo.

SILVA, F.A. **Aplicação das técnicas de processamento digital de imagens na caracterização de materiais**. 1996, 284 f Tese (doutorado), Unicamp, Campinas.

TANAGHO, E. A.; MCANINCH, J. W., **Smith urologia geral**, 13. ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. 559 p

VALLADA, E. P.; ROSEIRO, A. M.. **Manual de exames de urina**, 4. ed., Rio de Janeiro: Atheneu, cap.9, 1997. p. 137- 145

WALSH, P. C., et al. **Campbell's urology**, 8th ed., Philadelphia: Saunders, 2002. v. 4, cap. 12, p. 3227-3452,

WENDLANDT, W.W.; **Thermal analysis**. 3 ed. New York: John Willey & Sons, 1986.

GLOSSÁRIO

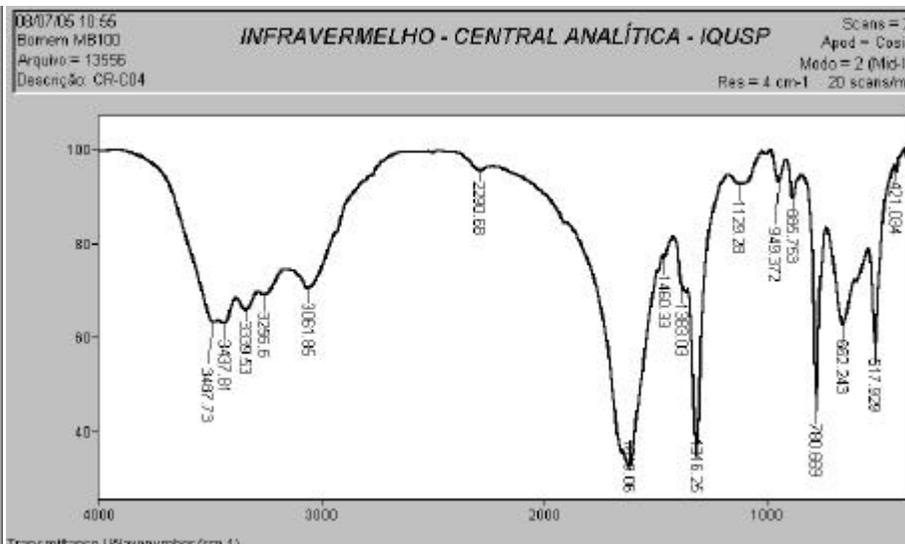
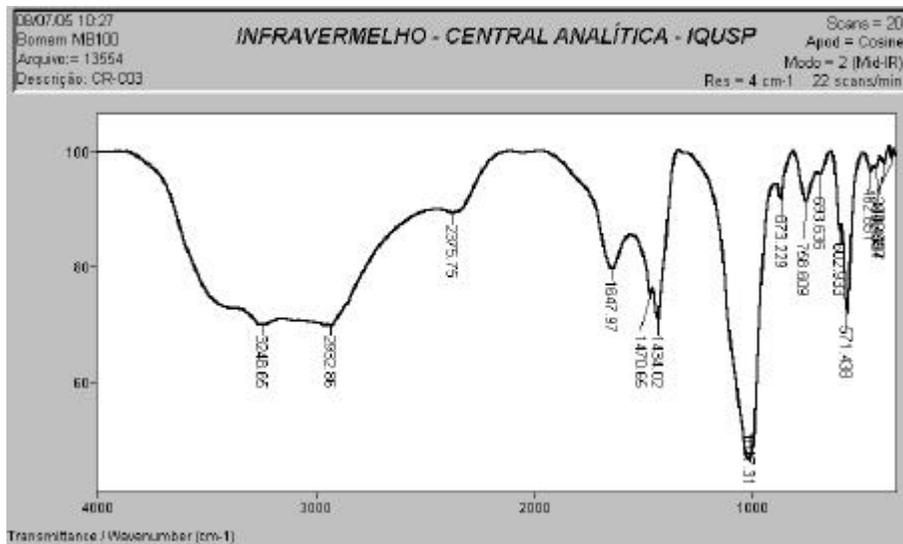
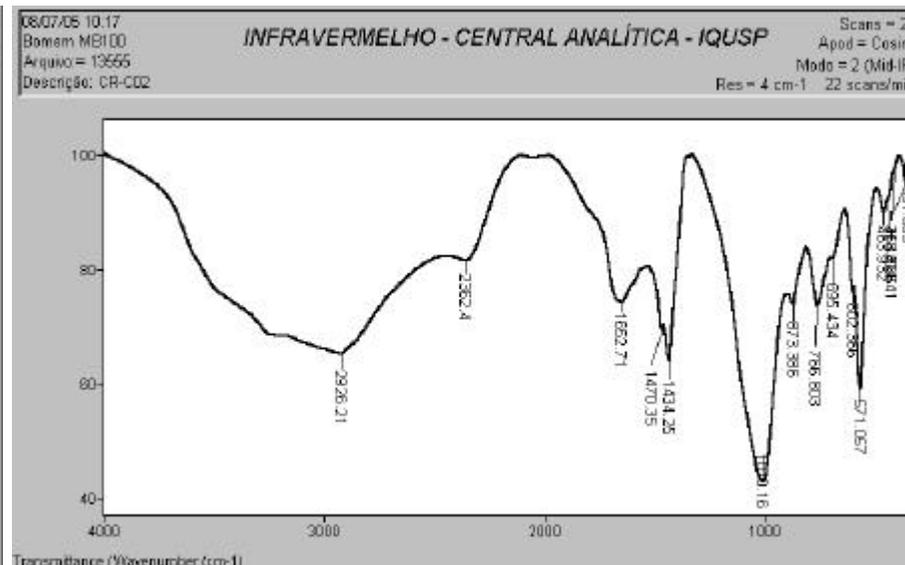
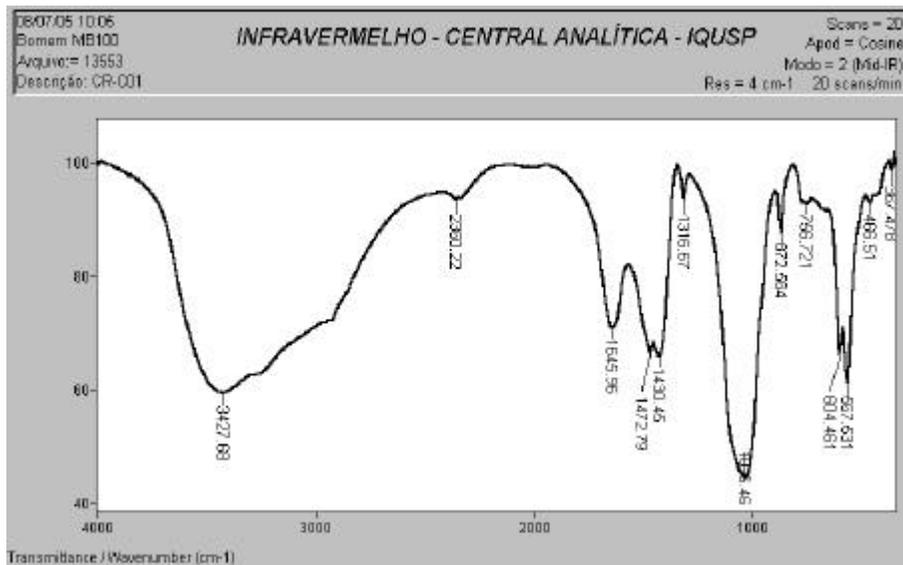
(Dicionário Eletrônico Michaelis - <http://cf.uol.com.br/michaelis>)

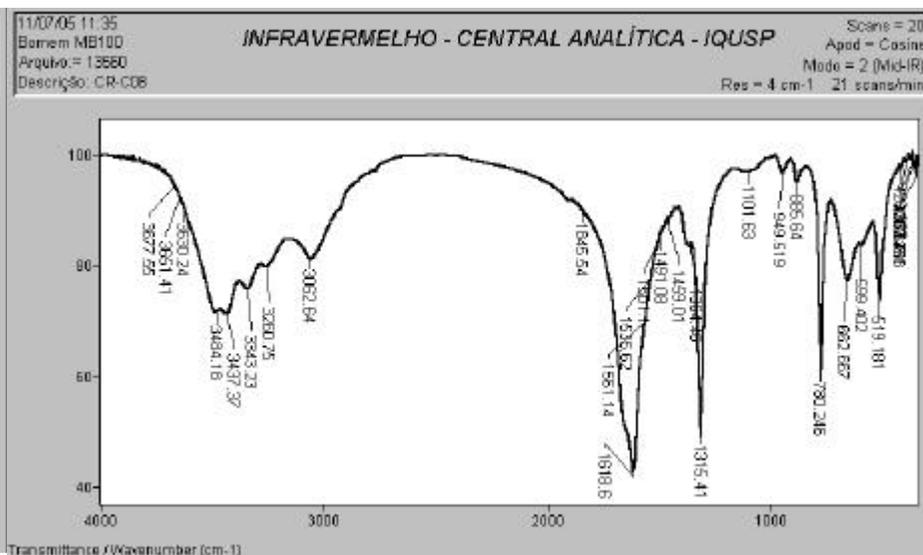
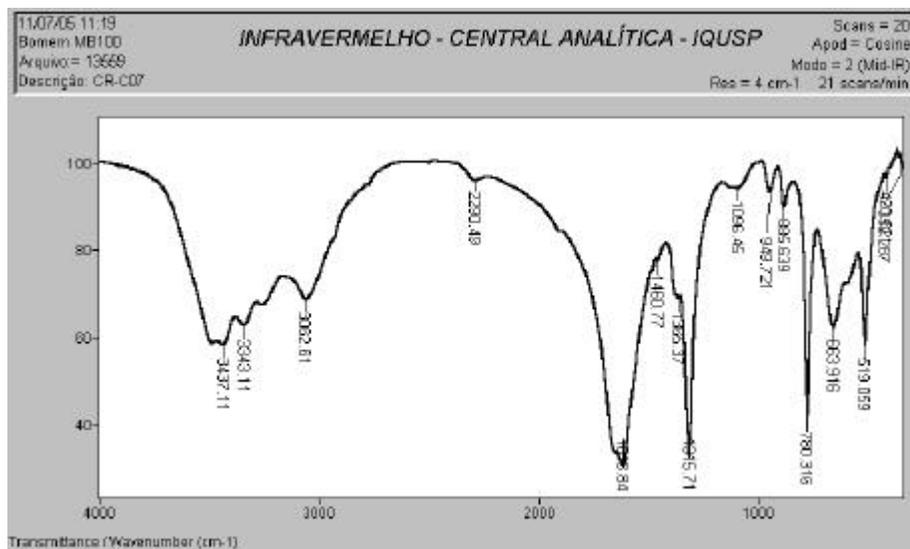
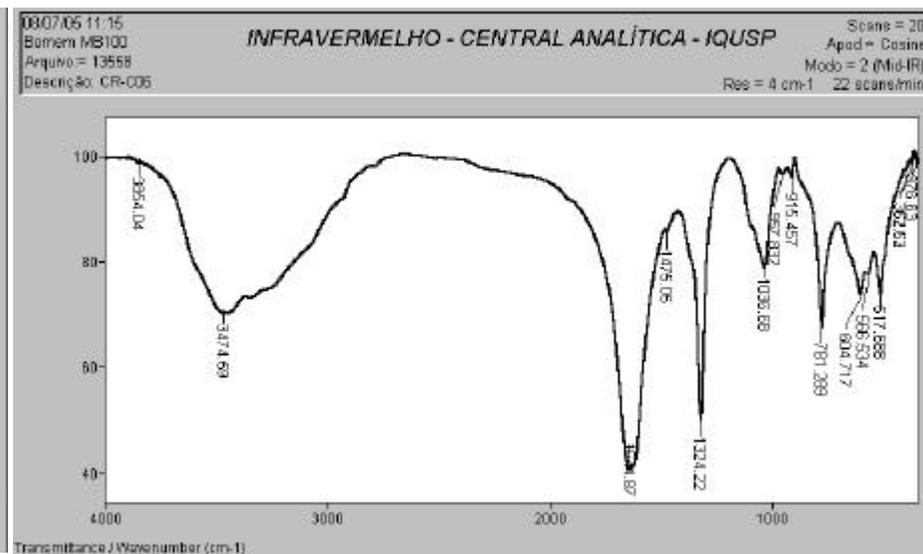
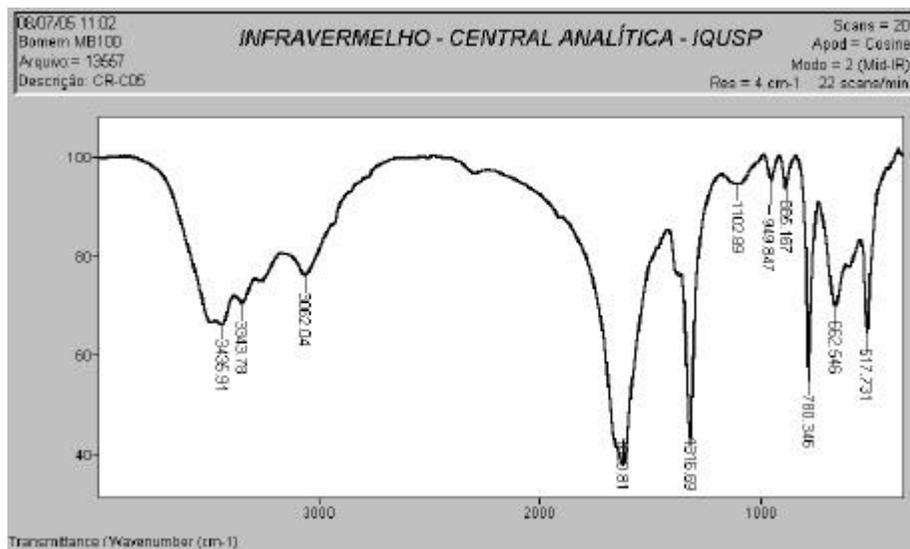
- Bit** *binary digit*= dígito binário menor unidade na notação numérica binária, que pode ter o valor 0 ou 1
- Byte** grupo de bits ou dígitos binários (geralmente oito) que o computador opera como uma unidade simples
- Cálculo** cál.cu.lo, s. m. Med. Concreção que se forma em vários órgãos às custas dos diferentes sais contidos nos líquidos orgânicos.
- Calculose** cal.cu.lo.se, sf Med (*cálculo*+ *ose*) Estado mórbido caracterizado pela presença de cálculos nas cavidades ou tecidos do organismo, mais freqüentemente nas vias biliares e urinárias; litíase
- Cistoscopia** Cis.tos.co.pi.a, s. f. Med. Exame visual do interior da bexiga
- Endoscopia** en.dos.co.pi.a, s. f. Med. Exame visual do interior de certos órgãos ou cavidades do corpo humano por meio do endoscópio.

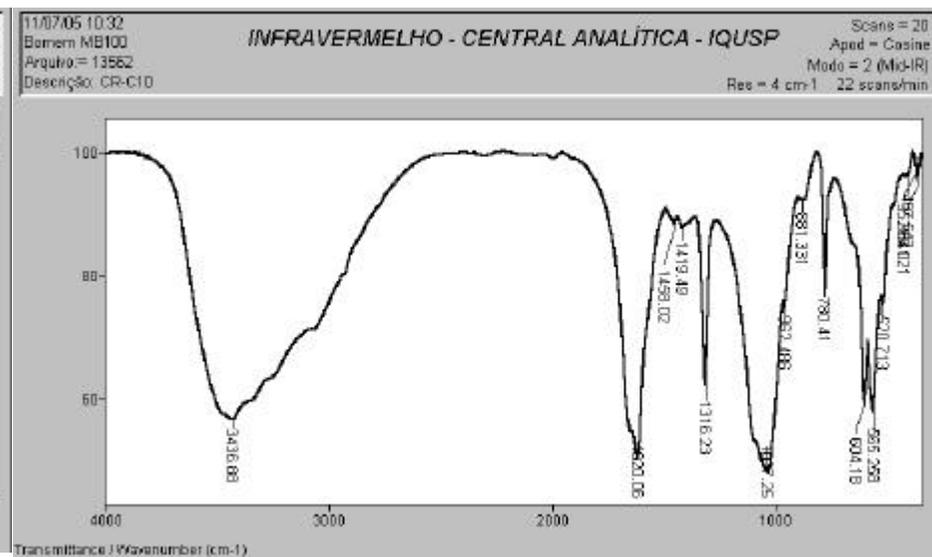
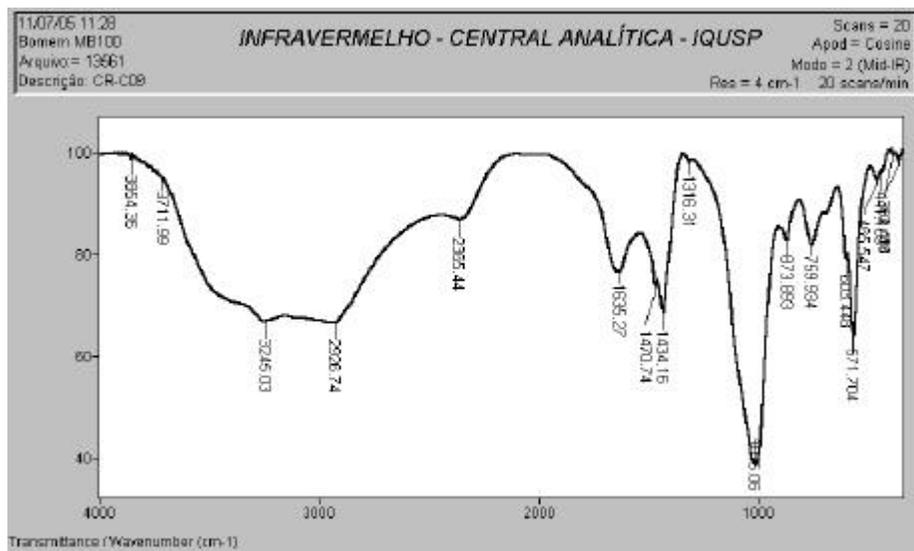
- Endoscópio** en.dos.có.pio, s. m. Med. Instrumento destinado a examinar o interior de cavidades do corpo (fossas nasais, laringe, estômago etc.)
- Fisiologia** fi.si.o.lo.gi.a s. f. Estudo científico, com base experimental, das funções orgânicas e dos processos vitais dos seres vivos.
- fi.sio.pa.to.lo.gi.a sf Med Ciência das funções fisiológicas
- Fisiopatologia** durante a doença, ou das modificações dessas funções, pela doença.
- Histograma** His.to.gra.ma, s.m. Gráfico no qual os valores são representados como barras verticais ou horizontais.
- Laser** la.ser (lêiser), s. m. (t. ingl.) Acrônimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation: Amplificação da luz pela emissão estimulada de radiação. Fís. Fonte de luz desenvolvida da maser, para a produção de um feixe de luz acromática, muito condensado, de intensidade luminosa muito grande. Var.: lêiser.
- Litíase** li.tí.a.se, s.f, Med. Presença de concreções sólidas (cálculos) formados pela aglomeração de substâncias orgânicas ou minerais no interior de canais glandulares, condutos naturais ou das cavidades orgânicas
- Litotomia** li.to.to.mi.a, s.f. Med. Operação que consiste em na remoção de um ou mais cálculos através de uma incisão cirúrgica.
- Litotripsia** li.to.trip. sia, s.f. Med. Operação que consiste em moer os cálculos com o auxílio do litotriptor. Sin. Litoclastia.

- Maser** (mêiser), s. m. (t. ingl.) Acrônimo de Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation: Microondas amplificadas por emissão estimulada de radiação. Fís. Dispositivo capaz de amplificar ou gerar radiação em radiofrequência. Var.: mêiser.
- Morbidade** mor.bi.da.de,s. f.Med. Relação entre sãos e doentes. 2. Relação entre o número de casos de moléstias e o número de habitantes em dado lugar e momento.
- Nefrectomia** ne.frec.to.mi. a.,s.f. Med. Operação que consiste em na remoção do rim através de uma incisão cirúrgica.
- Patologia** pa.to.lo.gi.a s. f. Med. Ciência que estuda a origem, os sintomas e a natureza das doenças.
- Pielolitotomia** pi.elo.li.to.to.mi.a,s.f. Med. Procedimento cirúrgico que visa a retirada de cálculo da pelve renal.

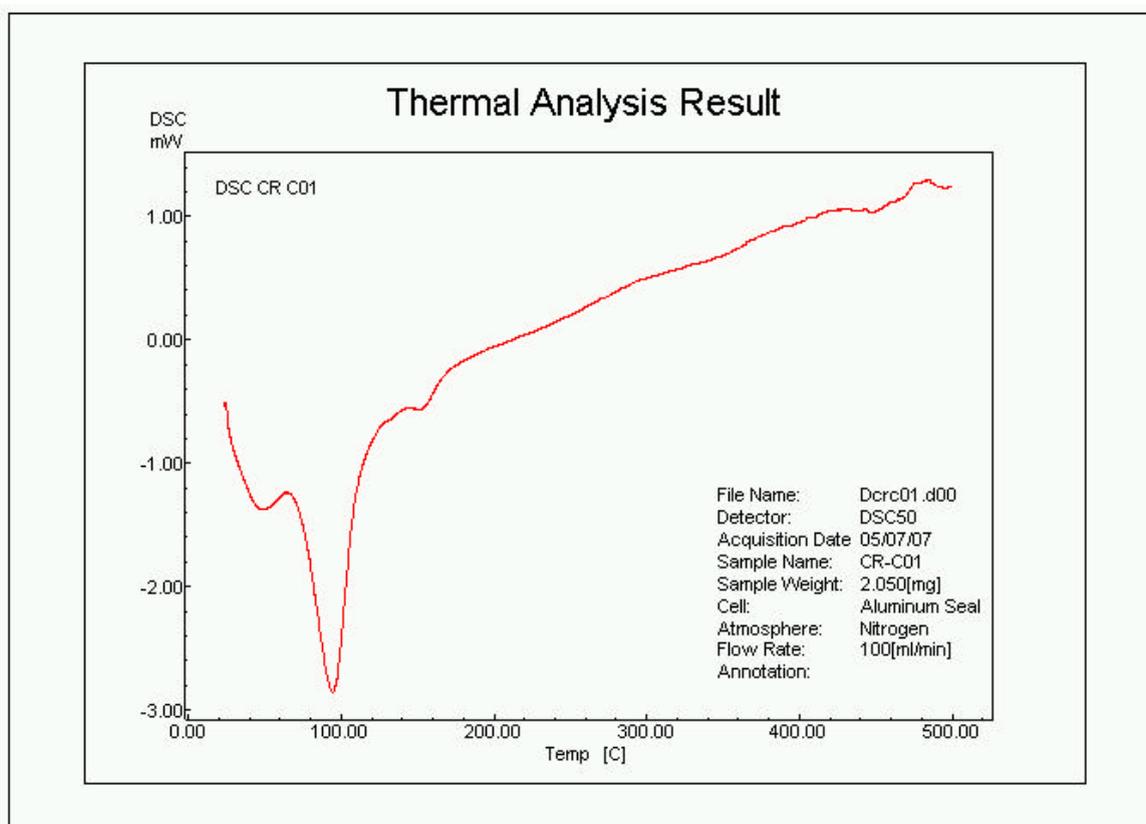
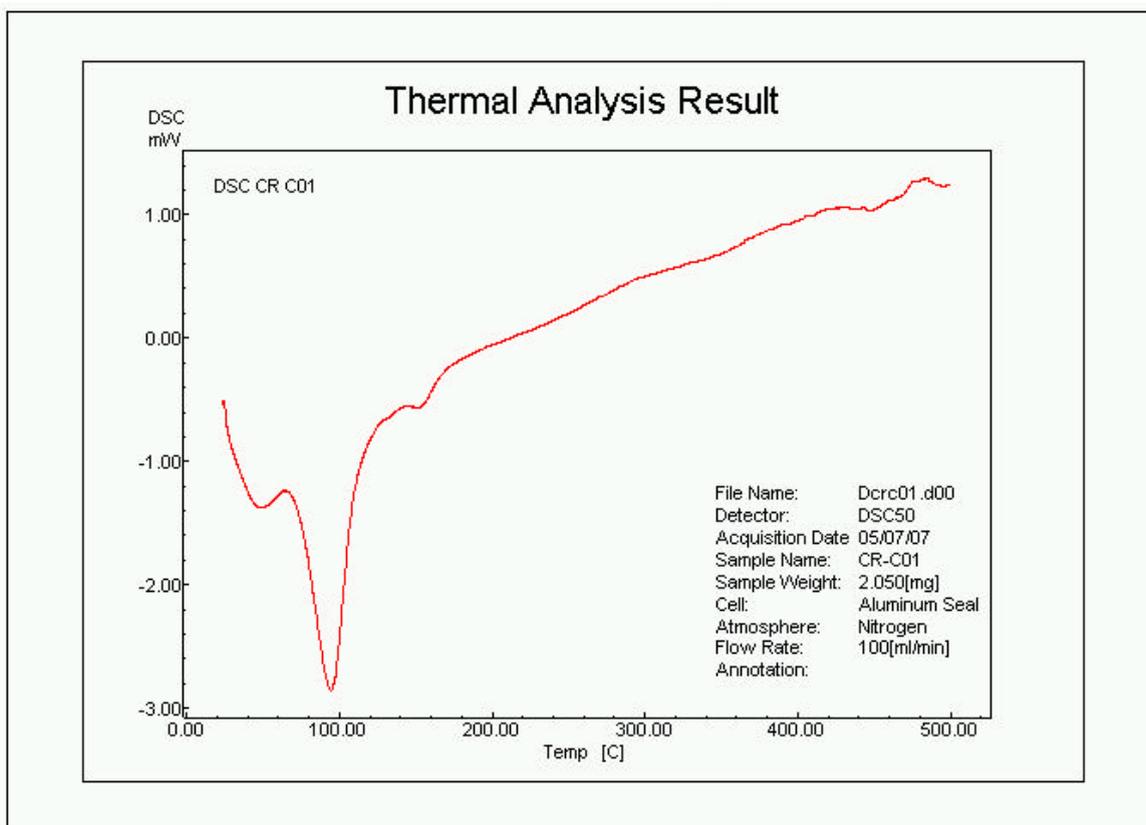
Pixel	<i>picture element</i> ou elemento de imagem; menor unidade ou ponto de um monitor de vídeo cuja cor ou brilho pode ser controlado
Probe	Cirurg. tenta, sonda
RGB	red, green, blue = vermelho, verde, azul sistema monitor de alta definição que usa três sinais de entrada separados que controlam os feixes de imagens nas cores vermelha, verde e azul. Comentário: existem três canhões de cores, produzindo feixes vermelho, verde e azul, que agem sobre grupos de três pontos em cada posição de pixel.
Ureter	u.re.ter (tér), s. m. Anat. Cada um dos dois canais que ligam os rins à bexiga. Pl.: ureteres.
Ureteroscópio	u.re.te.ros.co.pi.o, s.m.Med. Instrumento destinado a examinar o interior dos ureteres.
Urólito	u.ró.li.to, s.m. (uro +lito) Cálculo urinário
Urologia	u.ro.lo.gi.a, s. f. Ramo da medicina que se ocupa da aparelho urinário.

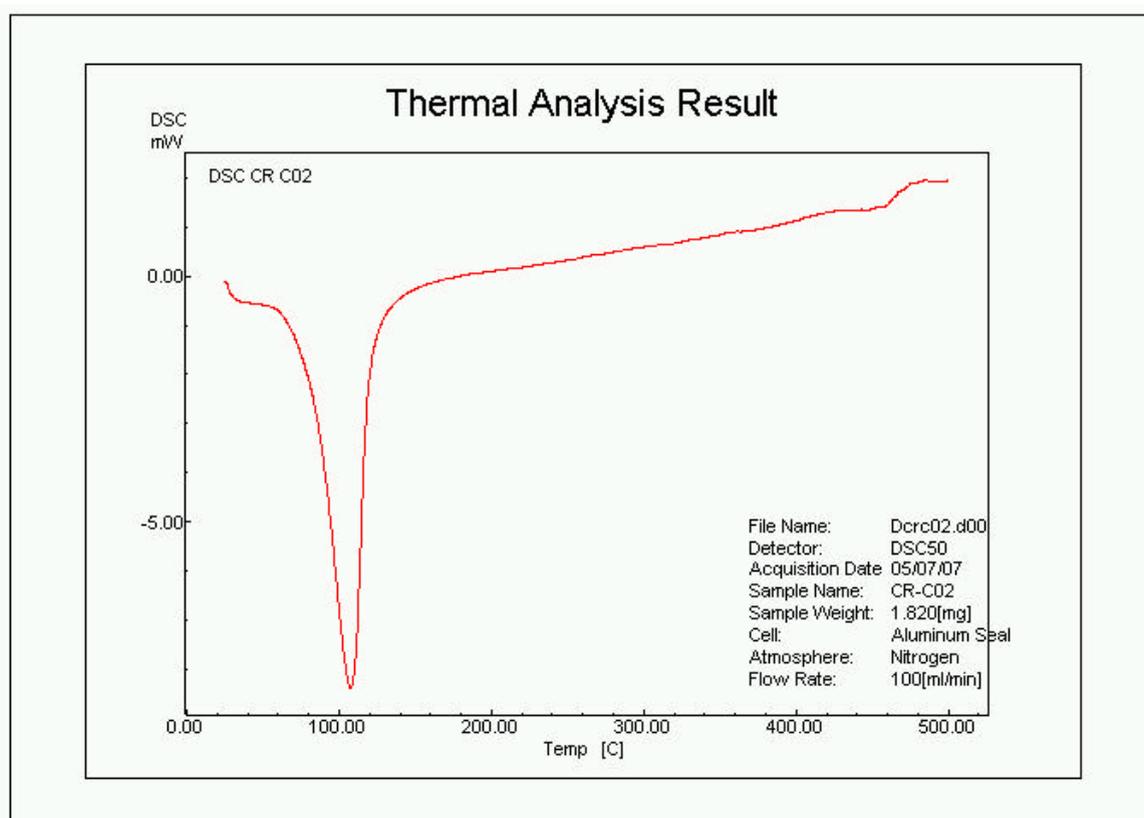
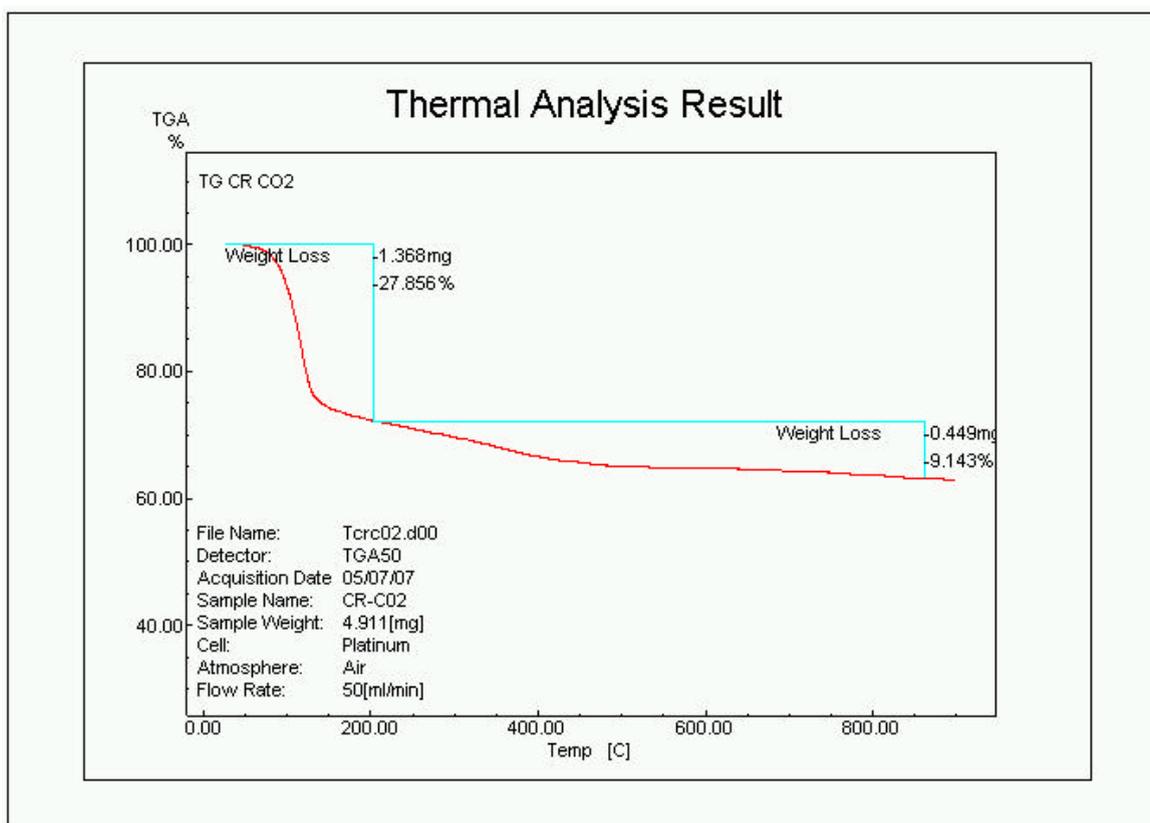


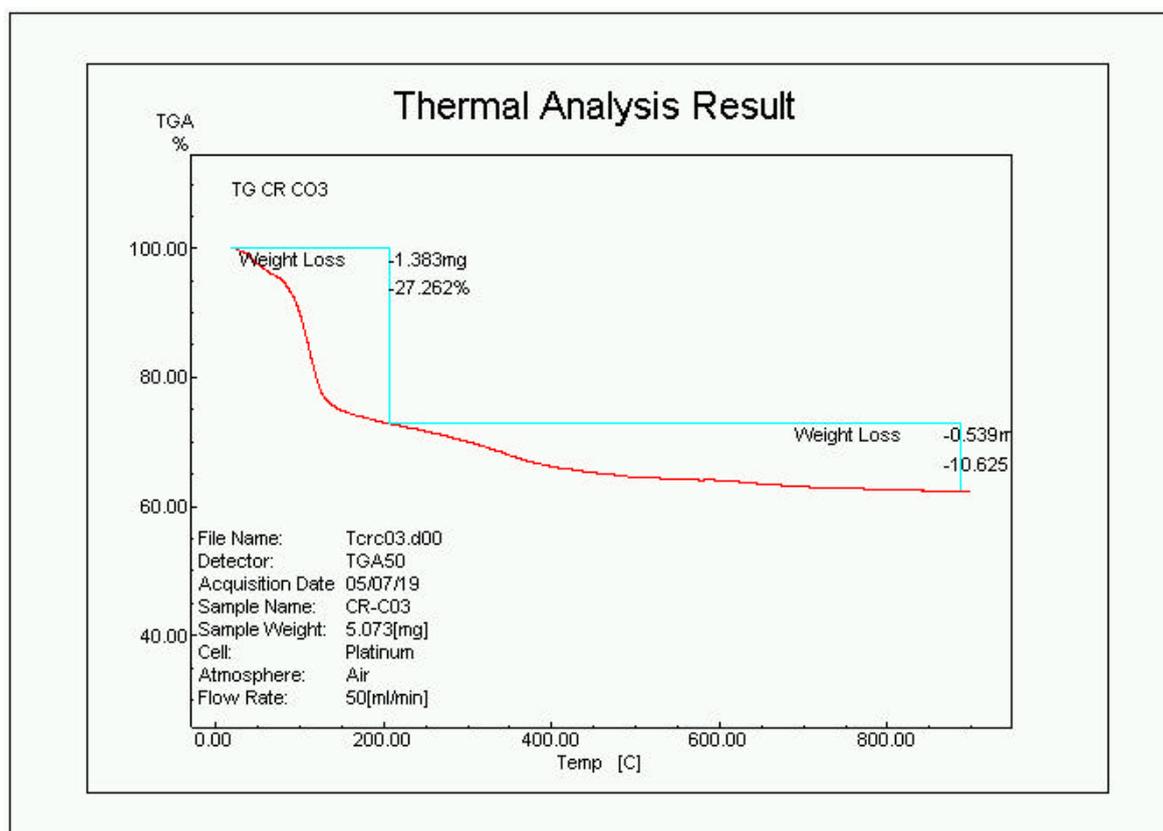
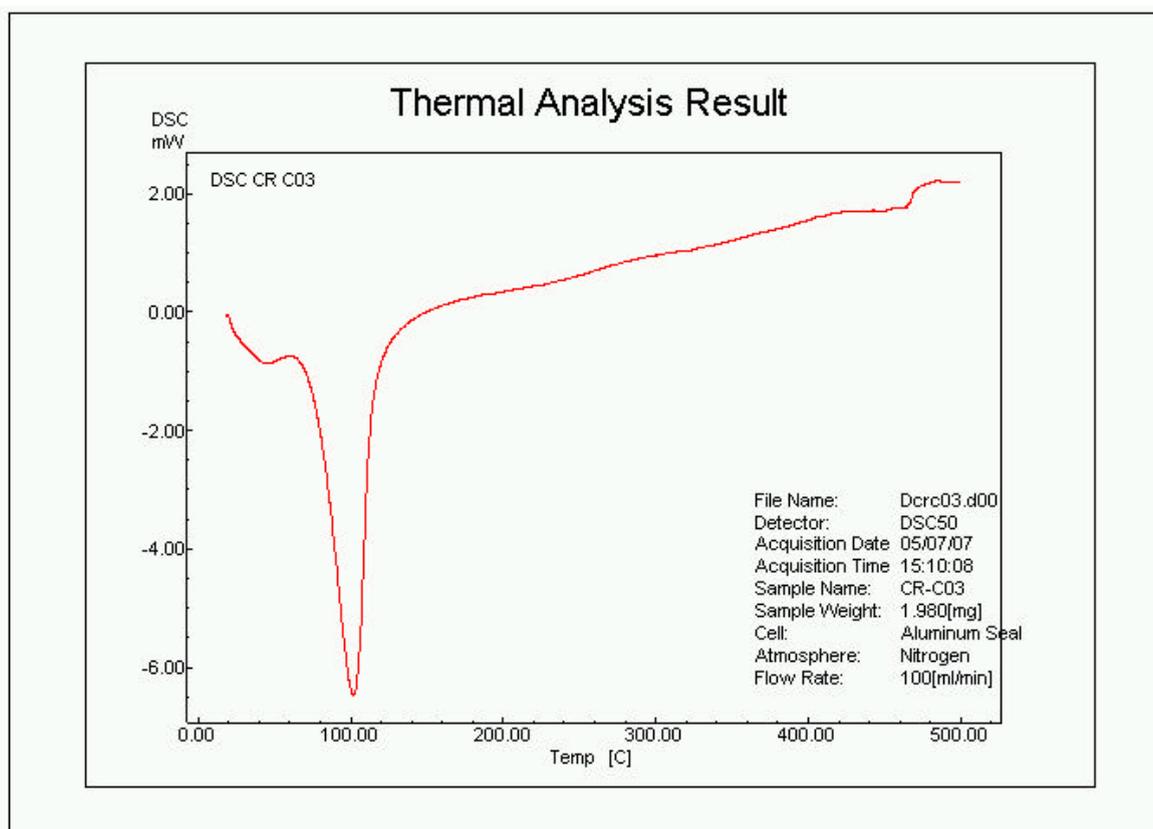


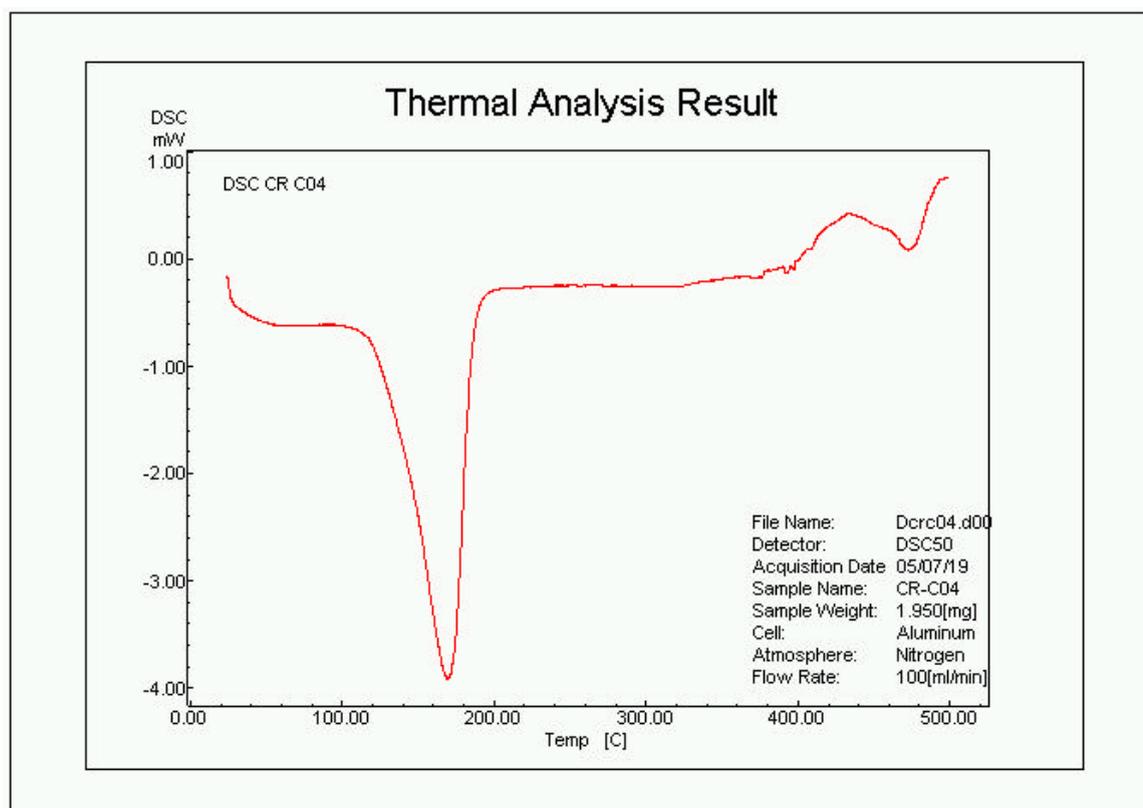
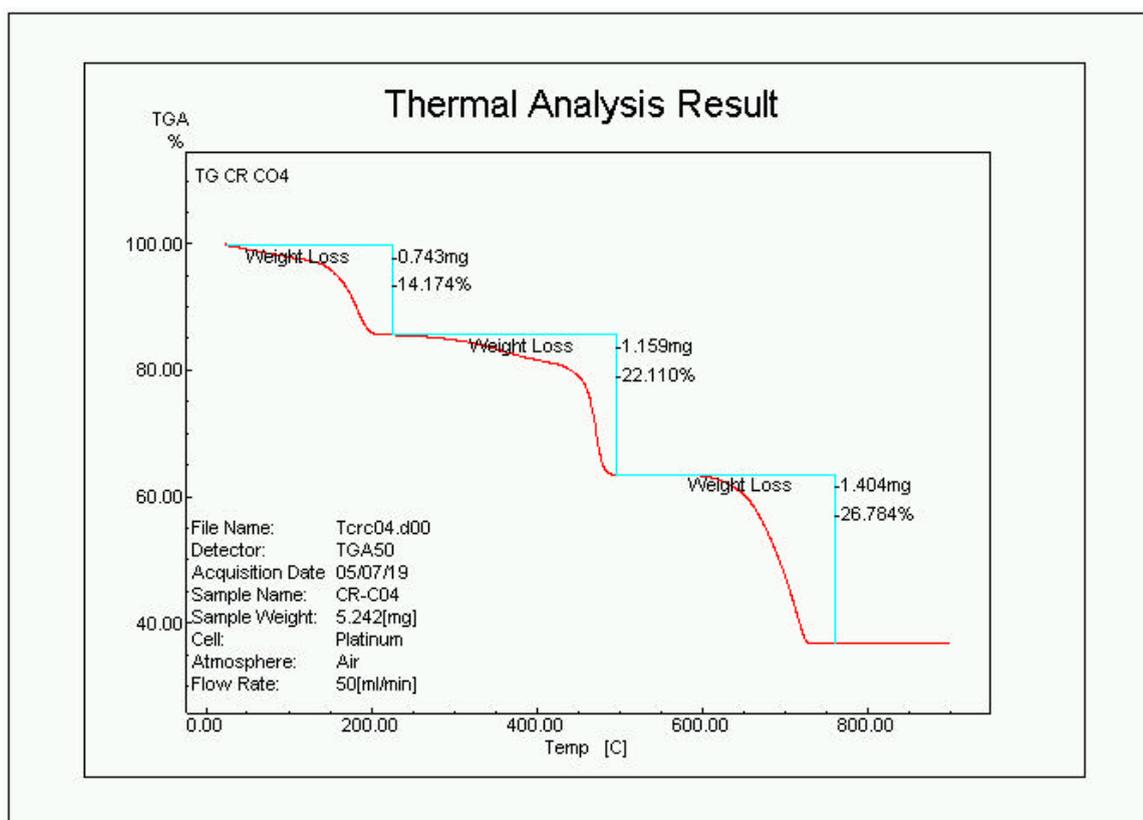


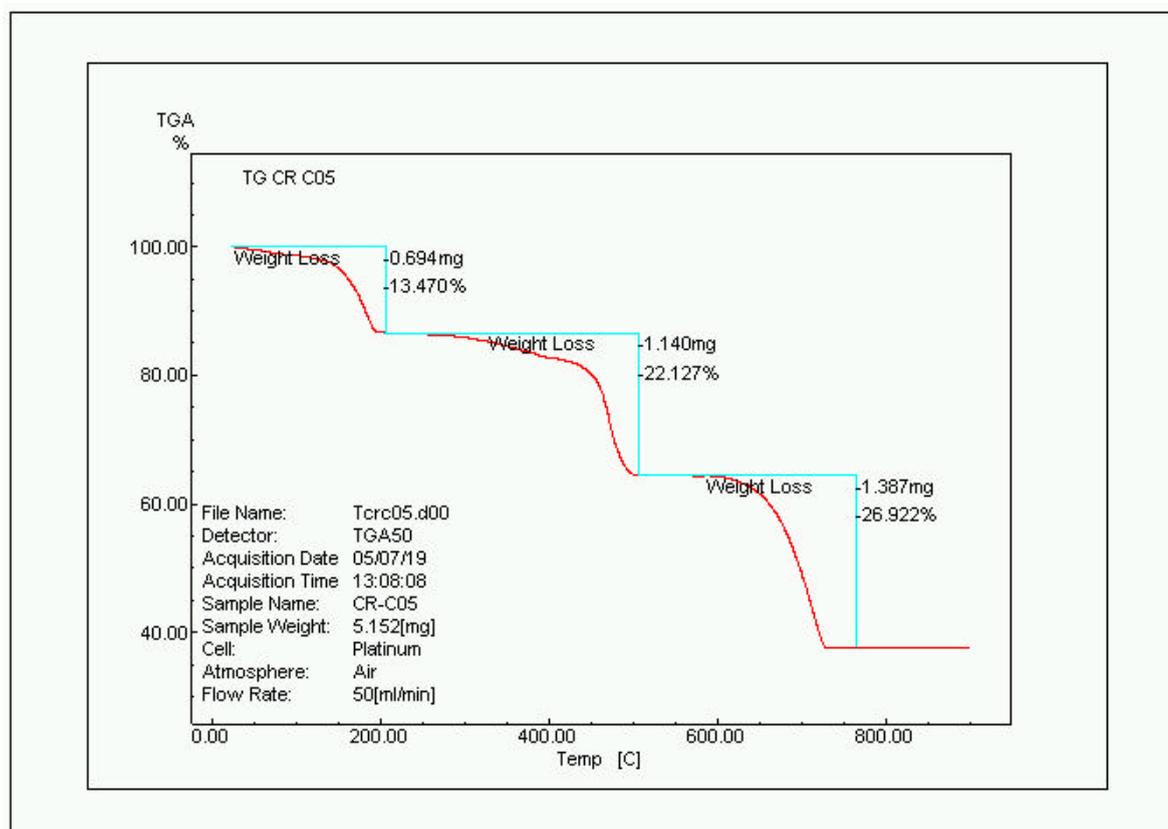
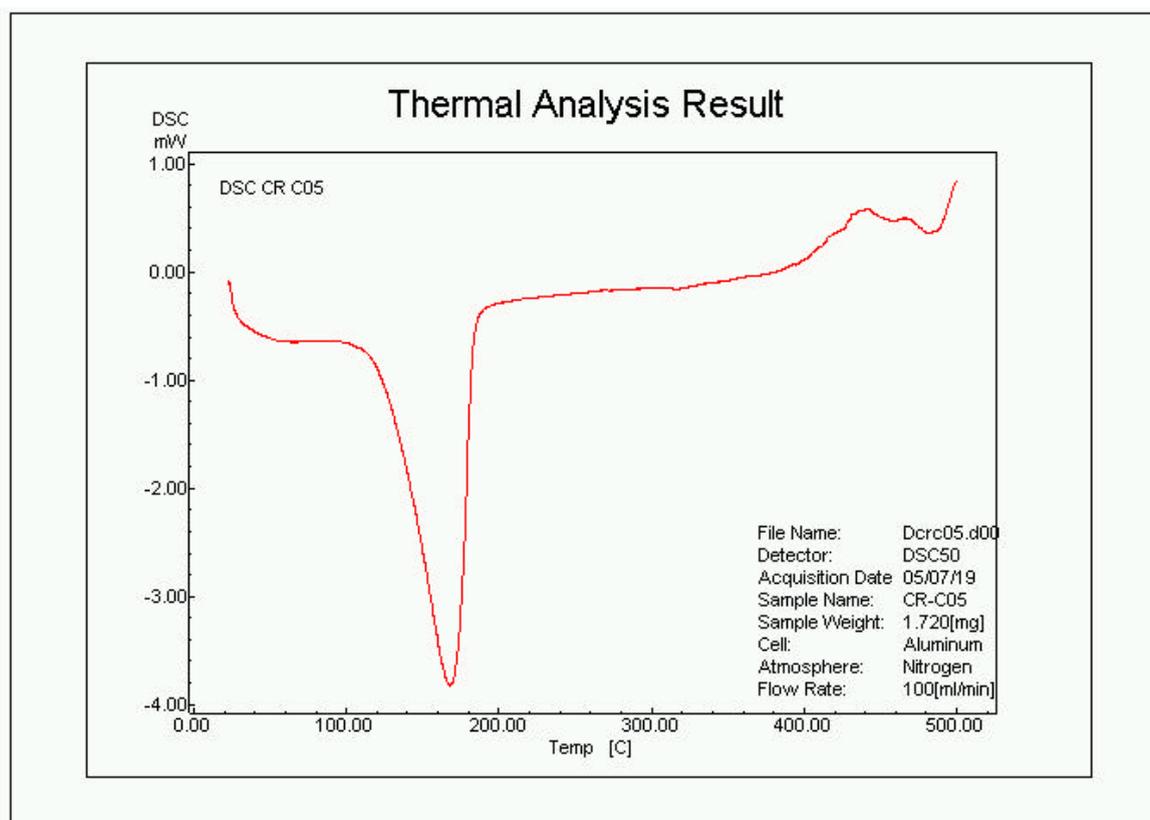
APÊNDICE C - Gráficos de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)

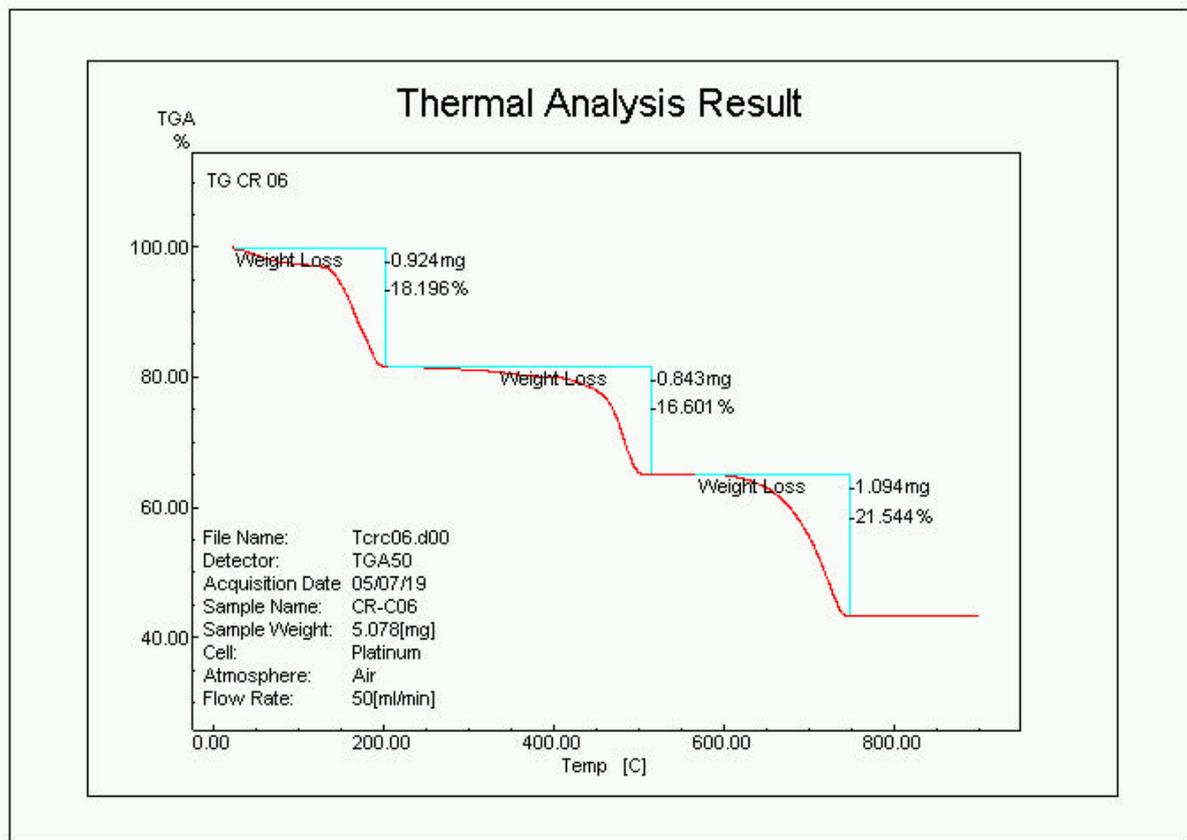
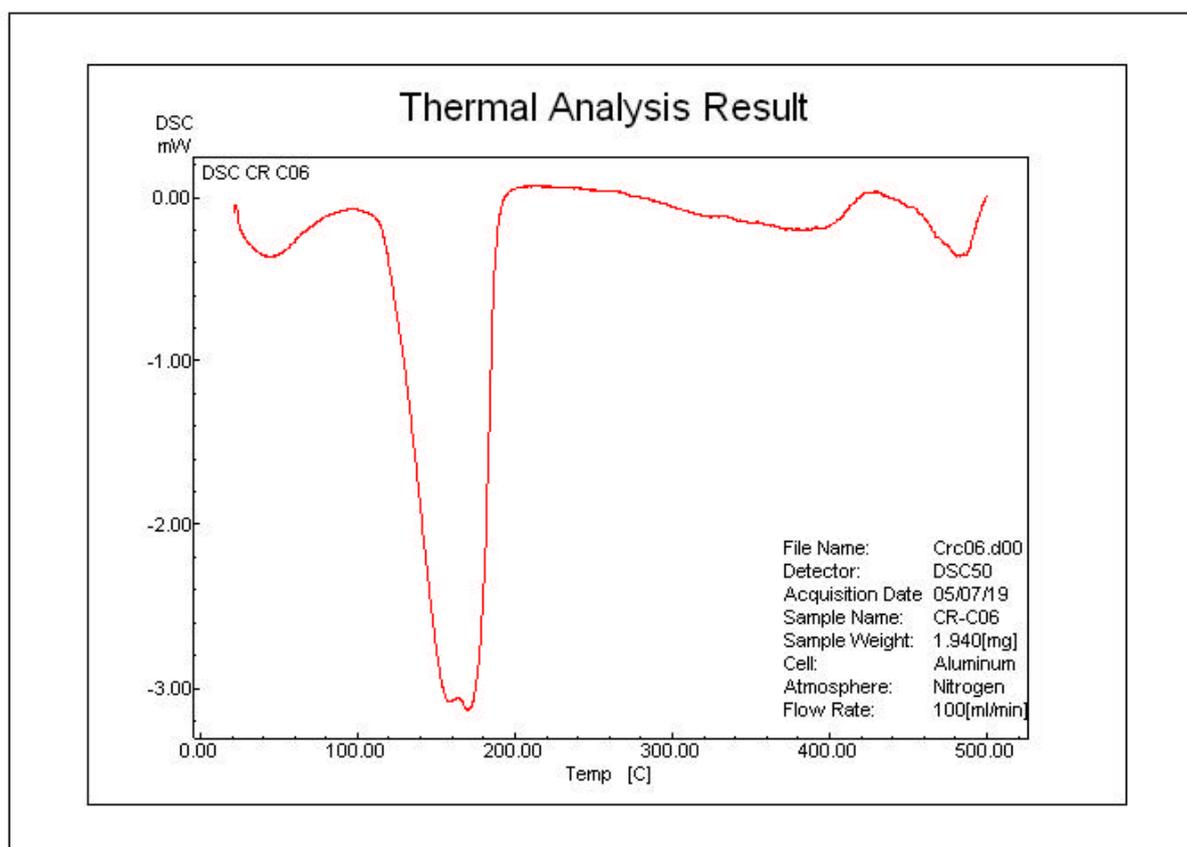


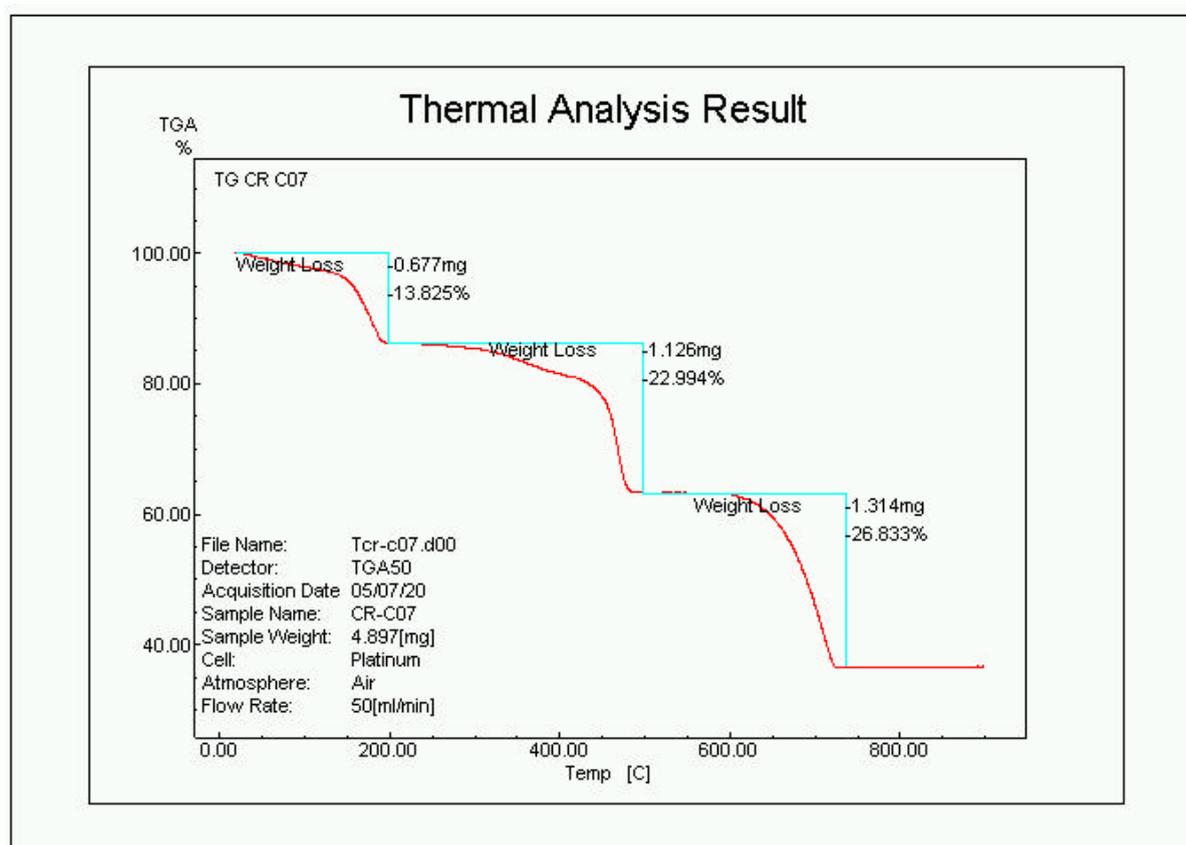
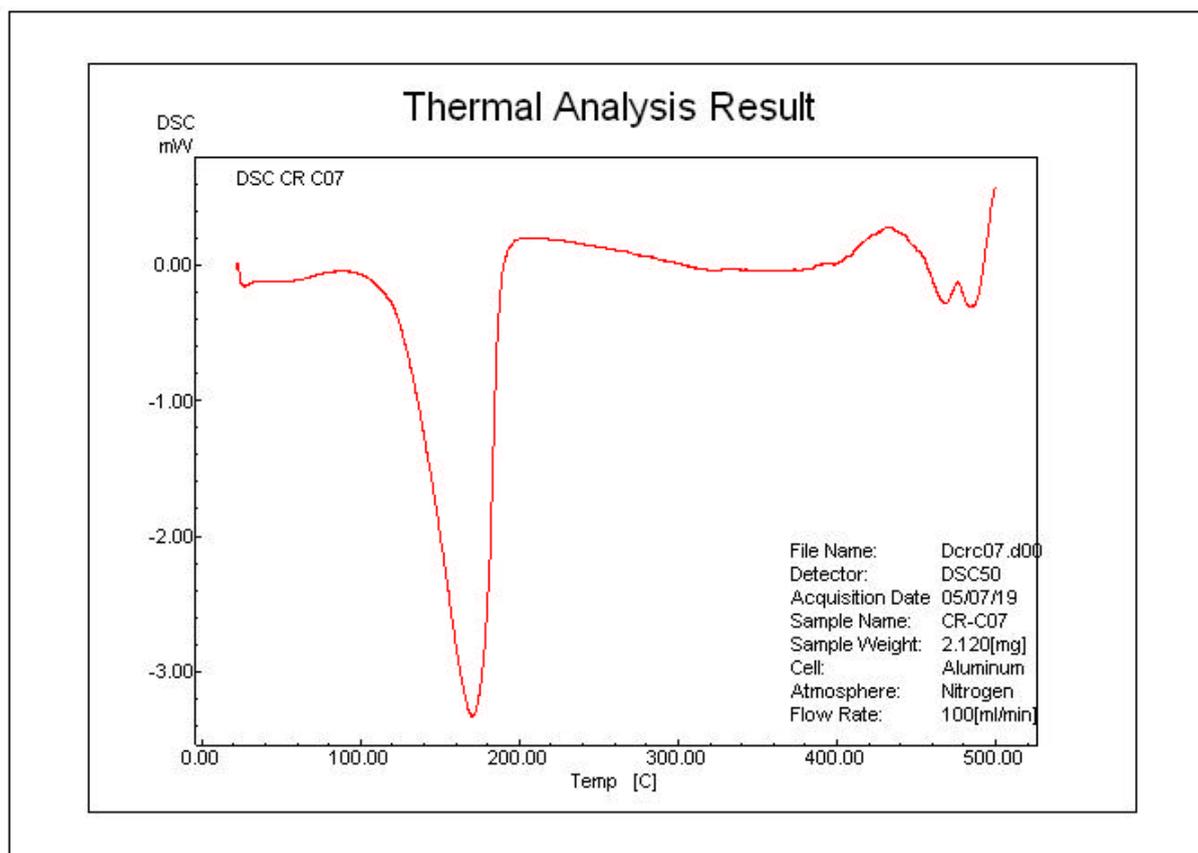


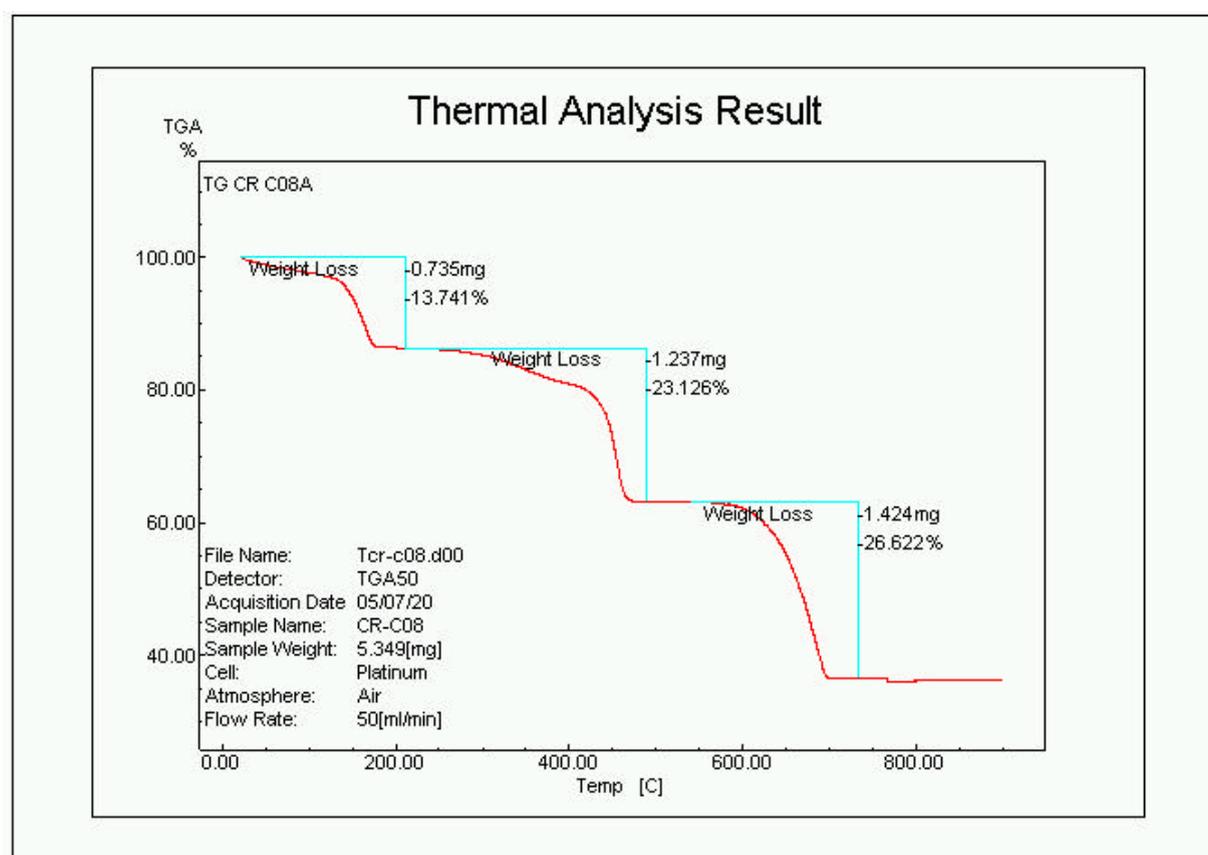
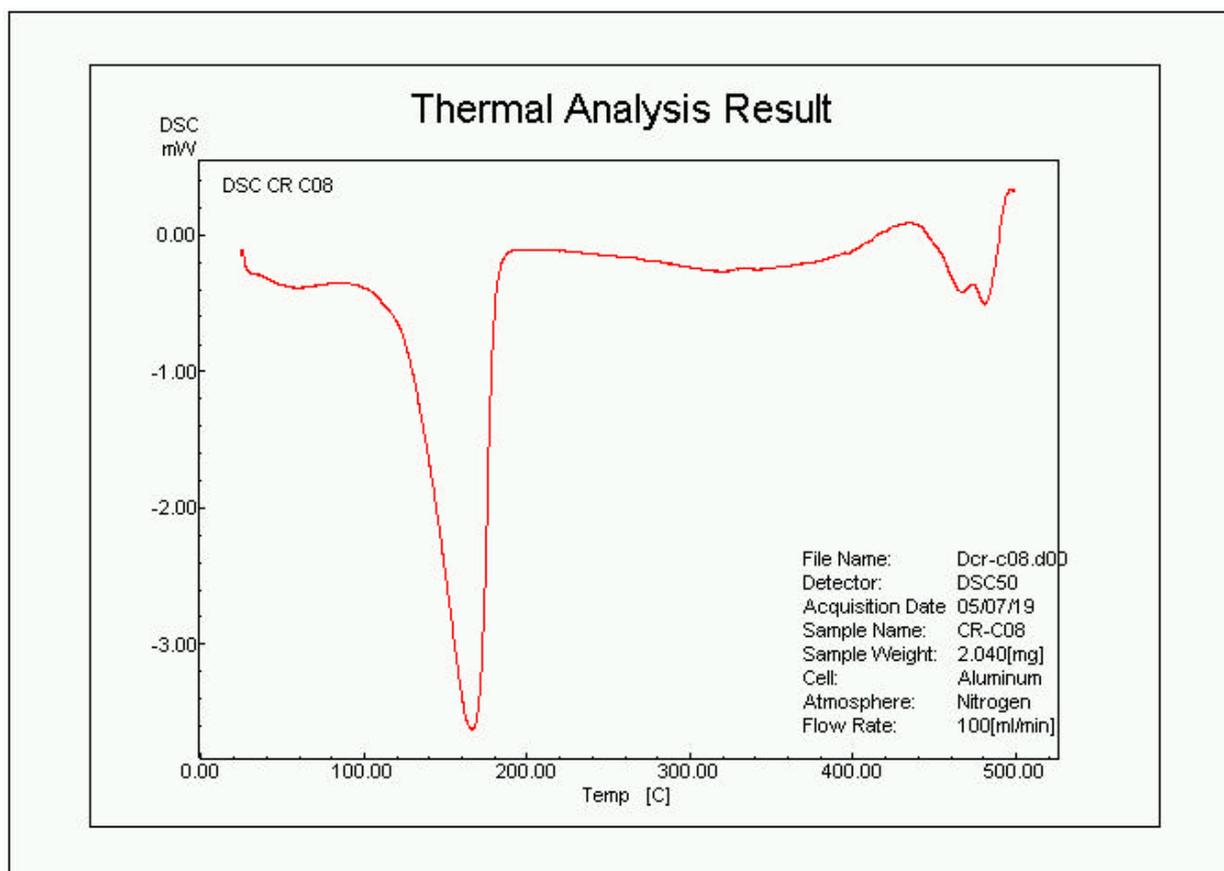


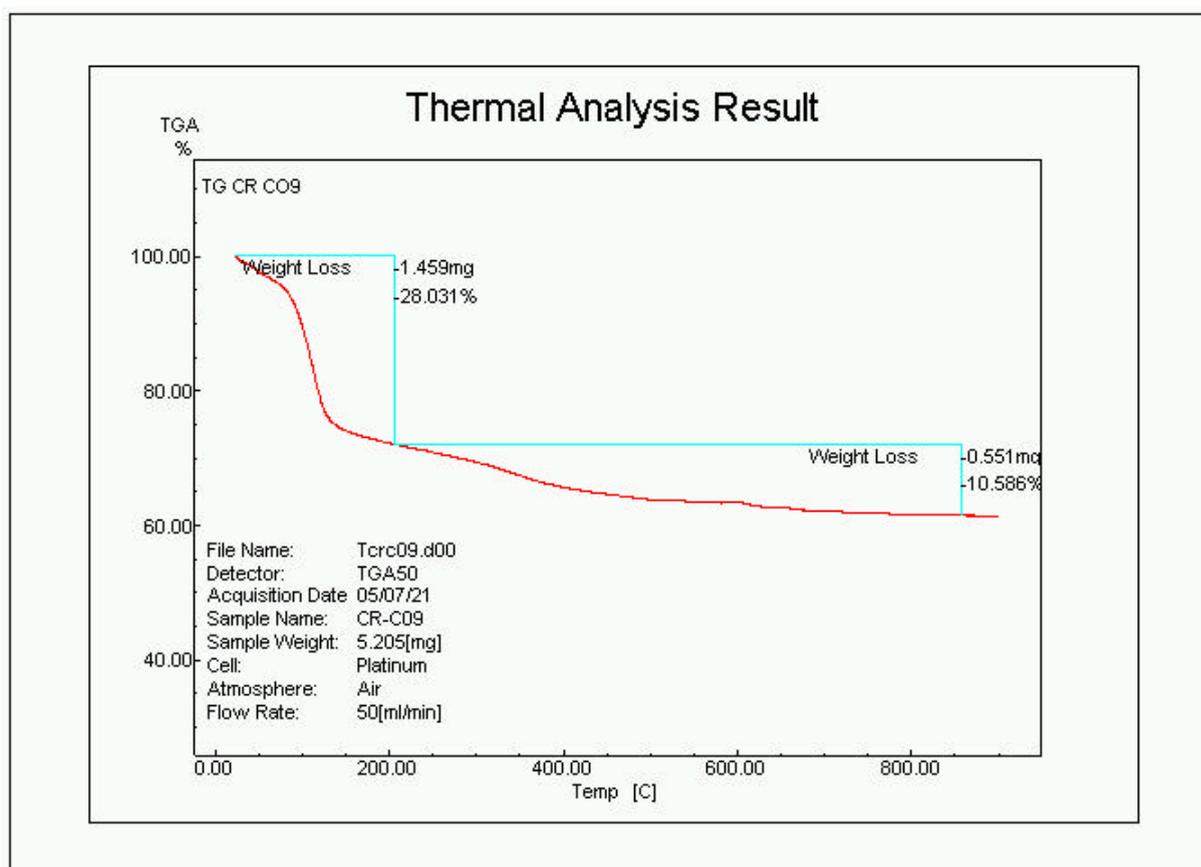
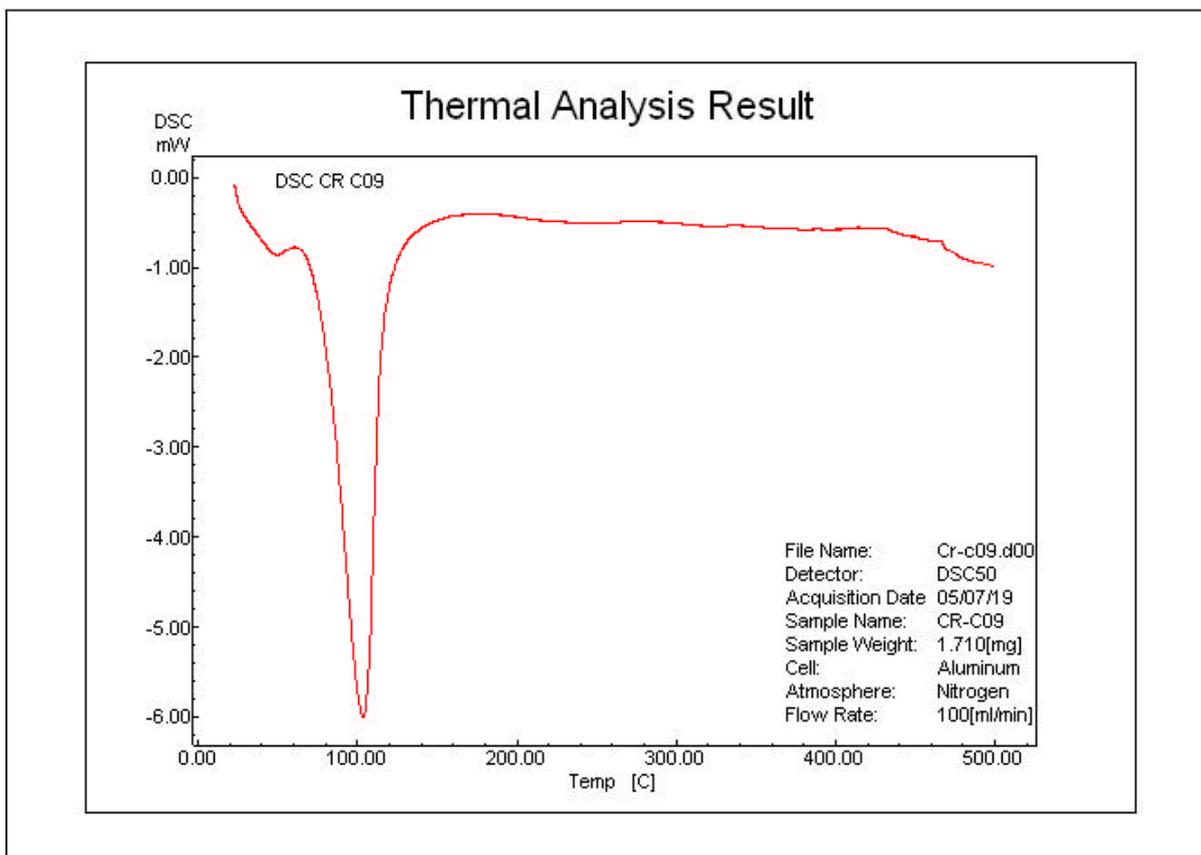


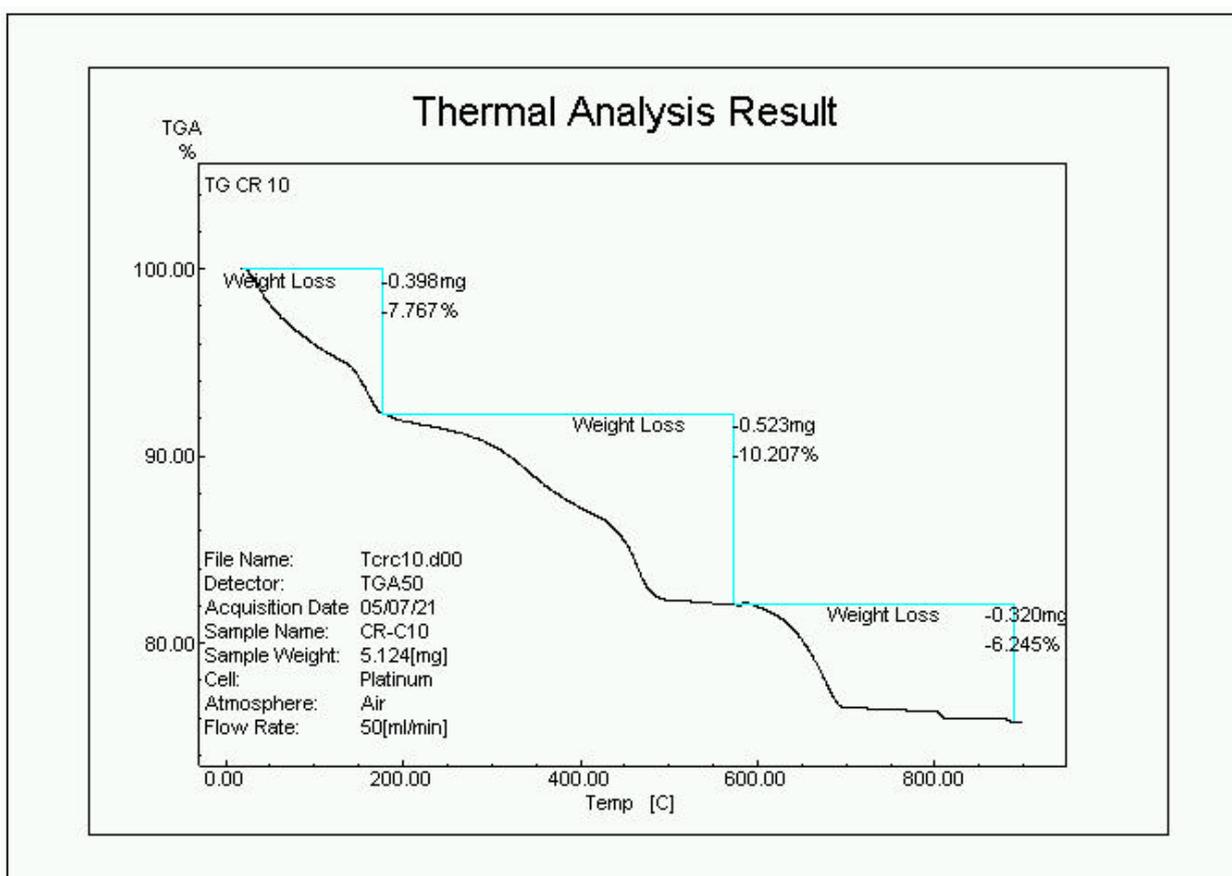
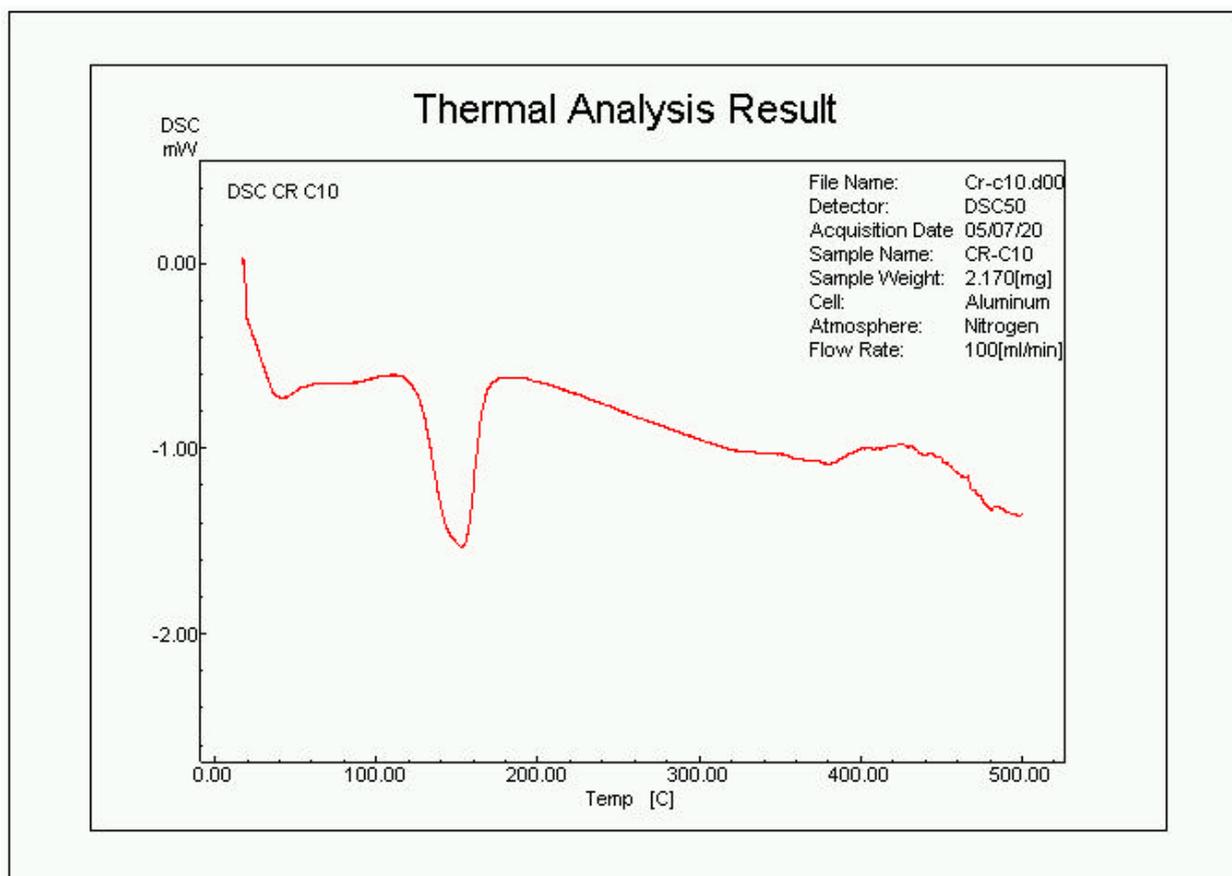












ANEXO A - Preparação do corpo estranho de oxalato de cálcio

Técnica utilizada pelo professor Nestor Schor na Escola Paulista de Medicina e, gentilmente fornecida.

Para preparar o corpo estranho de oxalato de cálcio utilizou-se técnicas contidas em protocolos pré-existentes. Para tal, foram pesados 19,92g de $K_2C_2O_4 \cdot H_2O$ (oxalato de potássio, mono hidratado) e 23,34g de $CaCl_2 \cdot 2H_2O$ (cloreto de cálcio, di-hidratado), o que corresponde a 0,4M de cada sal.

Estes foram diluídos separadamente em 300ml de água deionizada e colocados em gotejamento constante, durante 2 horas, a uma velocidade de 17 gotas por minuto, em 200 ml de água deionizada, pré-aquecida a 75°C.

Manteve-se em agitação e temperatura constantes.

Após as duas horas de gotejamento, a solução formada ficou durante 5 horas em agitação a uma temperatura constante de 75°C. Em seguida lavou-se a solução até a retirada total de cloreto da solução, irrigando com 200 ml de água deionizada e aspirando com pipeta *Pasteur* durante 20 a 30 vezes, aproximadamente, sendo que nas 4 últimas foi colocado 1ml de álcool em cada 200 ml de água para que houvesse maior agregação do soluto. A última água da lavagem devia estar completamente translúcida, o que correspondia a uma total retirada do cloreto.

Terminada a última aspiração levou-se o soluto para uma estufa a 37°C, em um becker coberto por papel laminado durante 1 a 2 semanas, aproximadamente, para permitir equilíbrio e crescimento dos cristais.

Por fim, a pasta foi passada em um molde apropriado, embrulhado com papel laminado, e ficou durante 24h, aproximadamente, na estufa a 37°C. Obteve-se discos de 4mm de diâmetro que foram pesados e enviados para o Serviço de Esterilização do Hospital São Paulo.

ANEXO B - Considerações gerais sobre a análise térmica

A análise térmica abrange um grupo de técnicas analíticas, nas quais uma propriedade física de uma substância e/ou seus produtos de reação são avaliadas em função da temperatura ou tempo, enquanto a substância é submetida a um programa controlado de temperatura.

A classificação das técnicas termoanalíticas, feita em função das propriedades analisadas, está apresentada na tabela 12.

Dentre as várias técnicas termoanalíticas, as mais amplamente difundidas são a Termogravimetria/Termogravimetria Derivada (TG/DTG), a Análise Térmica Diferencial (DTA) e a Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC).

A Termogravimetria mede a variação na massa de uma amostra quando esta é submetida a um programa de aquecimento ou resfriamento em função do tempo ou da temperatura. Esta técnica permite conhecer as alterações que o aquecimento pode causar na massa da amostra e permite estabelecer a faixa de temperatura em que a mesma adquire estabilidade térmica e a temperatura na qual tem início a decomposição térmica.

Três modos de termogravimetria são comumente usados: (i) isotérmica, em que a massa é registrada em função do tempo à temperatura constante; (ii) quasi-isotérmica, no qual o registro de massa é feito a uma certa razão de aquecimento, enquanto não há variação de massa e à temperatura constante, enquanto há variação de massa e (iii) dinâmica, no qual o registro de massa é feito a uma programação controlada de temperatura preestabelecida, geralmente linear.

As curvas geradas na termogravimetria, denominadas curvas TG, possibilitam obter informações quanto à estabilidade térmica da amostra, bem como da composição e estabilidade dos intermediários e do produto final. A Termogravimetria Derivada (DTG) é a derivada primeira da curva TG. Nessa curva, os degraus correspondente às variações de massa, observadas nas curvas TG são substituídos por picos que determinam áreas proporcionais às variações de massa. A curva DTG traz as mesmas informações que as curvas TG, porém, é possível separar reações sobrepostas, uma vez que as inflexões sutis da TG são enfatizadas.

A análise térmica diferencial (DTA) é a técnica de análise térmica mais usada na química do estado sólido. O seu princípio é registrar a variação de temperatura (ΔT) entre a amostra e um material de referência termicamente estável, enquanto ambos são submetidos a uma programação controlada de temperatura. Nesta técnica, quando a amostra sofre um processo endotérmico, a temperatura da amostra apresenta um decréscimo em relação à do material de referência e o registro de ΔT será negativo. Quando o processo é exotérmico ocorrerá o inverso.

Tabela 12 - Classificação das técnicas termoanalíticas .

Propriedade Medida	Principais técnicas	Abreviatura
MASSA	<ul style="list-style-type: none"> • Termogravimetria • Determinação isobárica de variação de massa. • Detecção de gás desprendido. • Análise de gás desprendido. • Análise térmica por radioemanação. • Análise por produção térmica de partículas. 	TG EGD EGA

TEMPERATURA	<ul style="list-style-type: none"> • Determinação de curvas de aquecimento. • Análise térmica diferencial 	DTA
ENTALPIA	<ul style="list-style-type: none"> • Calorimetria exploratória diferencial 	DSC
DIMENSÕES	<ul style="list-style-type: none"> • Termodilatometria 	
CARACTERÍSTICAS MECÂNICAS	<ul style="list-style-type: none"> • Análise termomecânica • Termomecanometria dinâmica 	TMA DMA
CARACTERÍSTICAS ACÚSTICAS	<ul style="list-style-type: none"> • Termossionimetria • Termoacustimetria 	
CARACTERÍSTICAS ÓPTICAS	<ul style="list-style-type: none"> • Termoptometria 	
CARACTERÍSTICAS ELÉTRICAS	<ul style="list-style-type: none"> • Termoeletrometria 	
CARACTERÍSTICAS MAGNÉTICAS	<ul style="list-style-type: none"> • Termomagnetometria 	

A calorimetria exploratória diferencial (DSC) é uma técnica que mede a potência ($\Delta P = d(\Delta Q)/dt$) necessária para manter a amostra e a referência na mesma temperatura ($\Delta T = 0$), quando submetidas a uma programação controlada de temperatura. A área referente aos picos nas curvas DSC corresponde à energia liberada ou absorvida numa reação. Através desta técnica, pode-se acompanhar e quantificar alterações físicas e químicas da amostra, como, por exemplo, mudanças de estado físico (fusão, ebulição, solidificação, etc...), transições de fase (modificações na estrutura cristalina) ou reações de desidratação, decomposição, oxi-redução, etc.

De acordo como o método de medida utilizado, tem-se o DSC com compensação de potência e o DSC com fluxo de calor. No primeiro, a amostra e a referência são aquecidas ou resfriadas em fornos separados. Isto torna possível manter

a amostra e a referência em condições isotérmicas. Assim, se a amostra sofre alteração de temperatura devido a um evento endotérmico ou exotérmico, em função do aquecimento ou resfriamento a que é submetida, ocorre uma modificação na potência de entrada do forno correspondente, de modo a se anular essa diferença. Quanto ao DSC com fluxo de calor, a amostra e a referência são colocados em cadinhos idênticos, localizados sobre um disco termoelétrico e aquecidos por uma única fonte de calor. O calor é transferido através do disco para a amostra e referência e o fluxo de calor diferencial entre os dois é controlado por termopares conectados abaixo dos cadinhos. Dessa forma, a diferença no fluxo de calor da amostra e da referência é diretamente proporcional a diferença de potência das junções dos termopares.

A grande diferença entre os dois tipos de DSC consiste na apresentação dos resultados. No DSC com compensação de potência foi adotada a convenção da termodinâmica, onde um evento endotérmico ($\Delta H > 0$) é caracterizado por um pico ascendente nas curvas DSC, enquanto no DSC com fluxo de calor, esse mesmo evento é representado por um pico descendente.

ANEXO C - Considerações gerais sobre a espectroscopia de absorção na região do infravermelho

A região do infravermelho se estende desde a extremidade vermelha da região visível, em que o olho humano não mais responde ($0,75 \mu\text{m}$ ou $13\,333 \text{ cm}^{-1}$), até o início da região de microondas ($300 \mu\text{m}$ ou 33 cm^{-1}). A maioria das aplicações da espectroscopia de absorção no infravermelho compreende a faixa de $2,5$ a $50 \mu\text{m}$ ($4\,000$ a 200 cm^{-1}).

Os espectros de absorção no infravermelho são, geralmente, muito complexos e exibem numerosos máximos e mínimos, muito apropriados para fins de comparação. De fato, a principal aplicação da espectroscopia de absorção no infravermelho é a identificação de compostos orgânicos. Ela é muito útil, também na elucidação de estruturas moleculares desconhecidas e encontra aplicação na análise quantitativa.

A absorção de radiação infravermelha envolve transições vibracionais e rotacionais.

Para uma espécie molecular absorver radiação infravermelha, é preciso que ela possa sofrer uma variação do momento dipolar como consequência de seu movimento vibracional ou rotacional. Somente, então, o campo alternado da radiação é capaz de interagir com a molécula e ocasionar variações em seu movimento. A ocorrência ou não de uma semelhante variação depende da distribuição das cargas elétricas na molécula.

Os modos vibracionais dividem-se em: *a*) vibrações de estiramento, em que os átomos se movimentam ao longo do eixo de ligação; *b*) vibrações de flexão ou deformação, que envolvem movimento de átomos fora do eixo de ligação. A figura 1

mostra os modos vibracionais possíveis do grupo (angular) metileno, H-C-H. Os deslocamentos simultâneos dos átomos de C (círculos cheios) e H (círculos vazios) em um dado instante são indicados por setas. Um meio período após, a direção da seta se inverte. Os deslocamentos perpendiculares ao plano são indicados por sinais + e -.

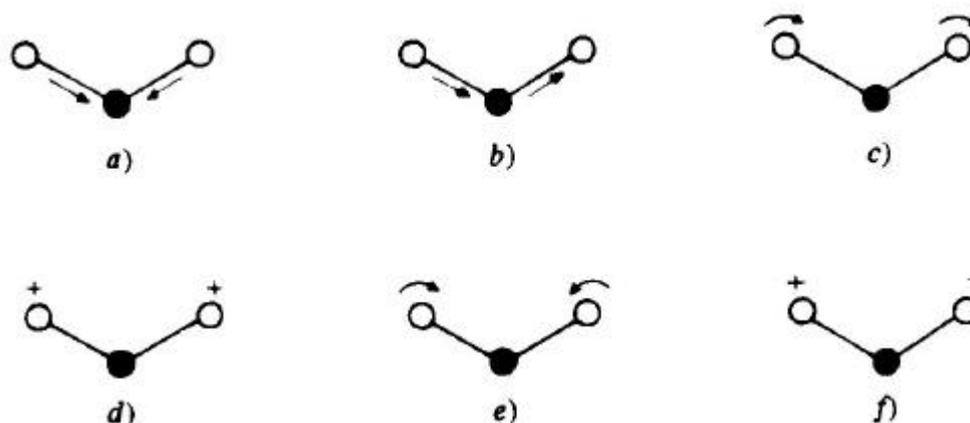


Figura 90 – Tipos de vibração do grupo H-C-H

No estiramento assimétrico (*a*), os dois átomos de H se afastam e se aproximam a iguais distâncias do átomo de C, sem alteração do ângulo de ligação; não há variação do momento dipolar e as vibrações são efetivamente observadas.

Quando um sistema triatômico faz parte de uma molécula maior, podem ocorrer quatro tipos de vibrações de flexão ou deformação. A flexão no plano (*c*) é uma vibração em que a unidade estrutural oscila de um lado para outro no plano de simetria da molécula. A flexão fora de plano é uma vibração em que a unidade estrutural oscila de um lado para outro em um plano perpendicular ao plano de simetria da molécula. Na deformação no plano (*e*), os dois átomos ligados a um átomo central se aproximam e se afastam uns do outro com alteração do ângulo de ligação. Na deformação fora do plano (*f*), a unidade estrutural gira de um lado para o outro em torno da ligação que a une ao resto da molécula.

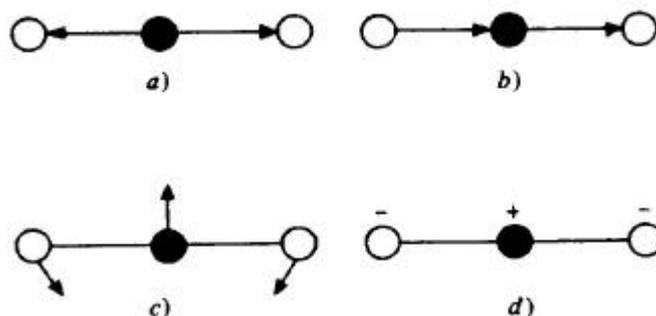


Figura 91 – Vibrações da molécula triatômica linear de dióxido de carbono

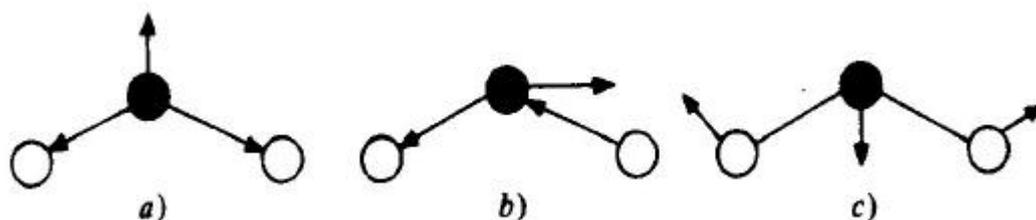


Figura 92 – Vibrações da molécula triatômica não linear de água

Tabela 13 - Modos vibracionais mais comuns e seus respectivos comprimentos de onda e número de onda das bandas utilizadas.

Banda	Modo vibracional	Intensidade *	Comprimento de onda (mm)	Número de Onda (cm^{-1})
O—H	Estiramento	f	2,7-3,3	3000-3700
O—H	Estiramento	f	1,4-1,5	670-710
O—H	Estiramento	m-fr	6,9-8,3	1200-1500
C—C	Estiramento	m-fr	8,3-12,5	800-1200
C—O	Estiramento	m-f	7,7-11,1	900-1300
C—N	Estiramento	m-f	7,7-11,1	900-1300
C=O	Estiramento	f	5,4-6,1	1600-1900
C=O	Estiramento	m	2,8-3,0	3300-3600

* f = forte, m = médio, fr = fraco.

Os espectrofotômetros de infravermelho contam com os mesmos componentes básicos que os usados nas regiões ultravioleta e visível, mas as fontes, os detectores e os materiais para a construção dos componentes ópticos (salvo no infravermelho próximo) são diferentes. Um feixe de radiação infravermelha produzida pela fonte passa, alternadamente, através da amostra e da referência, antes de penetrar no monocromador. Com isso, é minimizado o efeito de radiação estranha, que constitui um grande problema na maior parte do infravermelho. O feixe transmitido é disperso pelo monocromador à base de prisma ou rede de reflexão. A radiação dispersa é focada como um espectro no plano da fenda de saída, a qual deixa passar uma estreita banda de comprimentos de onda, que é focada sobre um detector. Em virtude da complexidade dos espectros de absorção no infravermelho, os instrumentos para operar na região são, invariavelmente, de registro automático.

Os espectrofotômetros de infravermelho não são equipados com lentes para evitar perdas de radiação por absorção. A focagem da radiação infravermelha é feita mediante espelhos com a superfície frontal aluminizada, que absorvem muito pouca radiação. Prismas, cubetas de absorção e janelas devem ser de material com transmissão satisfatória. No caso dos prismas, deve ser ainda considerada a propriedade óptica da dispersão e, no das cubetas, o possível ataque pela amostra.

Os materiais sólidos insolúveis, nos solventes transparentes no infravermelho, a preparação da amostra é, com frequência, resolvida suspendendo o material finamente dividido em um meio transparente adequado, um óleo mineral ou brometo de potássio. É preciso assegurar uma distribuição uniforme das partículas e usar um meio com índice de refração aproximado ao do material para reduzir perdas, por espalhamento.

Uma das técnicas consiste em formar uma íntima mistura de 2 a 5 mg da amostra finamente dividida com 1 ou 2 gotas de um meio líquido, como óleo de parafina ou Nujol, e examinar uma fina película entre placas de cloreto de sódio.

Uma segunda técnica prepara uma íntima mistura de 1 mg da amostra com cerca de 100 mg de brometo de potássio seco, que é então, comprimida à alta pressão em molde evacuado, de modo a formar um disco .

ANEXO D - Especificações dos equipamentos utilizados no presente trabalho

Câmera de vídeo cirurgia	<p>Micro Câmera Thorens digital, sensibilidade de 3 lux a F=1,4 resolução horizontal Superior à 470 linhas de TV, CCD de 1/3" por 752 (H) x 582 (V) elementos de imagem, (440.000) pixel, exposição automática (auto shutter), cabeçote imersível, saídas de vídeo composto (BNC) e SVHS (Y/C), balanço automático de cores com memória (white balance), objetiva com lente F= 21mm imersível com adaptador de rosca C (endocoupler) sistema de cor NTSC, tensão 115-240V, 50/60 Hz .</p> <p>Dimensões externas A:62mm/L: 170mm/P: 202mm/Consumo 15wats/Peso 1Kg aprox.</p> <p>Certificados de segurança: CE,DIN E N 60601 1-1-2,93/42/EWG,DIN E N 61000-42,73/23/EWG89/336/EWG</p>
Ureteroscópio	<p>Wolf modelo 8708.403</p> <p>Comprimento 425mm, diâmetro 8 / 9,8 Fr, ótica de 10°, com canal de trabalho de 5,3 Fr, autoclavável</p>
Computador	<p>Pentium 133 MHz, memória EDO 32 Mb, HD 1 Gb, placa TV Genius, Gravador de CD HP 8.100 4x, mouse, teclado, monitor 14"</p>
Fonte de Luz	<p>Cold Ligth Fontain Karl Storz, Tipo 482 B, 110 V, 40 – 60 Hz, 170W</p>