

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

DANIEL COLMAN

**APLICAÇÃO DA IMAGEM TÉRMICA DIGITAL INFRAVERMELHA NA
ANÁLISE DA MICROCIRCULAÇÃO E DA VIABILIDADE DO TECIDO
HEPÁTICO COM LESÃO TIPO ÍSQUEMIA/REPERFUSÃO INDUZIDA
EM RATOS WISTAR**

**CURITIBA
2010**

DANIEL COLMAN

**APLICAÇÃO DA IMAGEM TÉRMICA DIGITAL INFRAVERMELHA NA
ANÁLISE DA MICROCIRCULAÇÃO E DA VIABILIDADE DO TECIDO
HEPÁTICO COM LESÃO TIPO ISQUEMIA/REPERFUSÃO INDUZIDA
EM RATOS WISTAR**

**Tese apresentada como requisito
parcial para obtenção do grau
acadêmico de Doutor ao Programa de
Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica,
Setor de Ciências da Saúde,
Universidade Federal do Paraná.**

**Orientador: Prof. Dr. Jorge Eduardo
Fouto Matias**

**Co-Orientador: Prof. Dr. Marcos Leal
Brioschi**

**CURITIBA
2010**

Dedico este trabalho aos meus pais, Divino Ronaldo e Ester Chomiak, meus eternos incentivadores, a quem devo muito em amor e gratidão.
A meu irmão, Juliano, por sua valiosa amizade.
A todos aqueles que sofrem de doenças crônicas e que estão na fila de um transplante.

AGRADECIMENTOS

Expresso estima e agradecimento a todos aqueles que contribuíram com seu tempo, energia, calor, visão, suporte e amizade, para que este estudo se tornasse possível.

A Deus Todo Poderoso que permitiu chegar a este momento em minha vida.

Ao Professor **JORGE EDUARDO FOUTO MATIAS**, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica da UFPR, pelo apoio, dedicação, paciência, incentivo e principalmente pelos conhecimentos compartilhados no transplante hepático. Agradeço a dedicação ao honroso mister de orientar este trabalho, respaldando o aluno com paciência, atenção, incentivo e apoio.

Meu muito obrigado pela acolhida neste Curso de Pós-Graduação.

Ao Professor **OSVALDO MALAFAIA** nosso patrono e meu primeiro orientador na linha de pesquisa da Termologia aplicada na Clínica Cirúrgica.

Ao Professor **MARCOS LEAL BRIOSCHI** agradeço pela dedicação ao honroso mister de co-orientar este estudo, presente em todas as fases do trabalho, sempre disposto a ensinar os procedimentos de diagnóstico por imagem térmica digital infravermelha, que já se desponta como um promissor método complementar diagnóstico em Medicina. Devo mencionar também a sua valiosa amizade.

Ao Professor **JOSÉ VIRIATO COELHO VARGAS**, meu primeiro orientador nos estudos termodinâmicos quando eu era estudante de Medicina, por ensinar a enxergar de maneira objetiva as variáveis Físicas que influenciam os resultados Biológicos.

Aos Drs. **FÁBIO SILVEIRA** e **ANGELO CARSTENS** pela dedicação, paciência e auxílio em assuntos de imagem térmica infravermelha, além da valiosa amizade.

Ao Professor **DANTON ROCHA R. LOURES** por sua valiosa contribuição aos estudos em imagem infravermelha em perfusão cardíaca.

Ao Professor **JOSÉ FERNANDO MACEDO** pela dedicação, paciência e tempo dispensado na orientação de trabalhos da aplicação da imagem térmica infravermelha em Cirurgia Vasculiar.

Ao Professor **FRANCISCO MORAES SILVA** pela dedicação, paciência e tempo dispensado no estudo e revisão deste trabalho; e pelo exemplo de grande

incentivador da pesquisa e ensino da Medicina Legal, cujos fundamentos são e sempre serão de inestimável valor em minha formação tanto de médico quanto de cidadão. Nosso muito obrigado ao ilustre patrono intelectual de nosso grupo de estudos.

Agradecimento especial à minha amiga patologista Dra. **DANIELLE G. SAKAMOTO** pela disponibilidade e dedicação em me auxiliar com os exames anatomopatológicos, sem os quais não seria possível concluir o presente trabalho.

Às professoras **ELIZABETH MILLA TAMBARA e MARIA CÉLIA B. FABRICIO de MELO** por sua árdua missão de orientar os residentes e que me conduziram nos primeiros passos do aprendizado em Anestesiologia, além da contribuição com os estudos da aplicação da imagem térmica digital infravermelha na área de síndromes dolorosas e Anestesiologia.

Aos ilustres Drs. **JÚLIO COELHO, JORGE EDUARDO FOUTO MATIAS, ALEXANDRE COUTINHO T. FREITAS, CLEMENTINO ZENI NETO, GUSTAVO J. SCHULZ, MÔNICA BEATRIZ PAROLIN** e demais membros da equipe de Transplante Hepático do HC-UFPR, pelo constante estímulo à dedicação acadêmica, troca de experiências, e pelo espírito de equipe e profissionalismo quando trabalhamos junto ao transplante hepático.

Agradecimento ao bolsista **MARCO AURÉLIO GEHLEN** pelo empenho e interesse em aprender e no auxílio a este trabalho.

Ao apoio do CNPq/CAPES para o desenvolvimento da presente pesquisa.

“Se vi mais longe, foi porque estava sobre os ombros de gigantes.”
Sir Isaac Newton

RESUMO

APLICAÇÃO DA IMAGEM TÉRMICA DIGITAL INFRAVERMELHA NA ANÁLISE DA MICROCIRCULAÇÃO E DA VIABILIDADE DO TECIDO HEPÁTICO COM LESÃO TIPO ISQUEMIA/REPERFUSÃO INDUZIDA EM RATOS WISTAR

Em condições fisiológicas, uma perfusão hepática homogênea deve ser observada. A perfusão heterogênea é tida como de mau prognóstico para o transplante de órgãos e tecidos. Os diversos métodos atuais de avaliação da microcirculação orgânica comportam limitações quanto: área de abrangência, contato físico com potencial de lesão, reprodutibilidade, uso de radiação, dependência de laboratório. A imagem térmica digital infravermelha é inócua, não entra em contato físico, e por seguir princípios físicos de transferência de calor, pode se constituir em método auxiliar diagnóstico ideal para o estudo da qualidade de órgãos e tecidos. OBJETIVO: Avaliar o padrão de transferência de calor em tecido hepático controle e isquêmico e sua correlação anatomopatológica (macroscopia e microscopia óptica) com imagem térmica digital infravermelha. METODOLOGIA: Vinte ratos Wistar foram anestesiados e divididos em: Grupo I (fígado controle) hepatectomia total; Grupo II- (Fígado Isquêmico), isquemia hepática por clameamento da tríade portal e das veias supra-hepáticas por 60 minutos, seguido de hepatectomia total . Os fígados (ex vivo) foram perfundidos por soro fisiológico a 4°C e filmados por termovisor de alta resolução a 25 Hz. Após a perfusão, os fígados foram submetidos a estudo anátomo-patológico por macroscopia e microscopia óptica padrão. RESULTADOS: O padrão de transferência de calor das áreas controle (sem isquemia) foi homogênea; as áreas isquêmicas, perfundiram de maneira heterogênea em relação ao controle. Houve correlação das áreas heterogêneas com isquemia do tecido hepático à macroscopia e microscopia óptica. DISCUSSÃO: A microcirculação obstruída por edema celular, por alterações na microarquitetura hepatocítica, por degeneração dos cordões hepatocelulares, por obstrução de infiltrados inflamatórios prejudica o fluxo térmico do fluido frio nas áreas isquêmicas, explicando o padrão de isotermas heterogêneas interrompidas por *hot spots* e áreas hiperradiantes não adequadamente perfundidas. CONCLUSÃO:Houve correlação anatomopatológica (macroscopia e microscopia) com Imagem Térmica Digital Infravermelha na detecção de tecido hepático controle e isquêmico.

Palavras chave: Termografia. Microcirculação hepática. Isquemia hepática. Imagem térmica digital infravermelha. Transplante de fígado. Ratos Wistar.

ABSTRACT

APPLICATION OF DIGITAL INFRARED THERMAL IMAGING IN THE ANALYSIS OF MICROCIRCULATION AND HEPATIC TISSUE VIABILITY WITH ISCHEMIA/REPERFUSION INJURY IN WISTAR RATS

Under physiological conditions, homogeneous liver perfusion is to be expected. Heterogeneous perfusion is seen as a bad prognosis for organ and tissue transplantation. The various current techniques used to evaluate organic microcirculation are limited when it comes to: extent of the area, physical contact of lesion potential, reproducibility, use of radiation, lab dependence. Digital infrared thermal imaging is innocuous, precludes physical contact and, for following physical heat transfer principles, it may be an ideal ancillary diagnostic technique in the study of organ and tissue quality. **OBJECTIVE:** Evaluate the heat transfer pattern in hepatic and ischemic control tissues and its anatomical correlation (optical macroscopy and microscopy) with digital infrared thermal imaging. **METHODOLOGY:** Twenty Wistar rats were anesthetized and divided into two groups: Group I (liver control) total hepatectomy; Group II (ischemic liver), hepatic ischemia by portal triad and suprahepatic veins clamping for 60 minutes, followed by total hepatectomy. The livers (ex vivo) were perfused with saline at 4°C and imaged with a 25Hz resolution thermal imager. After the perfusion, the livers underwent anatomical pathology examination through standard optical macroscopy and microscopy. **RESULTS:** The heat transfer pattern in the control areas (without ischemia) was homogeneous; the ischemic areas perfused heterogeneously versus the control group. There was correlation of the heterogeneous areas with hepatic tissue ischemia under optical macroscopy and microscopy. **DISCUSSION:** Microcirculation obstructed by cellular edema, by changes in the hepatocytic microarchitecture, by degeneration of the hepatocellular cords, and by inflammatory infiltrates obstruction impairs the thermal flow of cold fluid in ischemic areas, which explains the pattern in which heterogeneous isotherms are interrupted by hot spots and the improperly perfused hyper radiant areas. **CONCLUSION:** There was anatomical correlation (macroscopy and microscopy) with digital infrared thermal imaging in the detection of hepatic and ischemic control tissue.

Key Words: Thermography. Hepatic Microcirculation. Hepatic Ischemia. Digital Infrared Thermal Imaging. Liver Transplantation. Wistar Rats.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
1.1	OBJETIVOS.....	12
2	REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1	MICROCIRCULAÇÃO HEPÁTICA.....	13
2.2	MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DE PERFUSÃO HEPÁTICA (MICROCIRCULAÇÃO)	14
2.2.1	Fluxometria por laser doppler.....	15
2.2.2	Métodos de Clearance.....	17
2.3	TERMODILUIÇÃO E TERMODIFUSÃO.....	18
2.4	DO USO MÉDICO DA TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA	20
2.5	EQUIPAMENTOS E SOFTWARE.....	21
2.6	APLICAÇÃO DO INFRAVERMELHO EM CIRURGIA.....	23
3	MATERIAL E MÉTODOS	28
3.1	CONDIÇÕES AMBIENTAIS.....	28
3.2	AQUISIÇÃO DE DADOS AMBIENTAIS.....	29
3.3	SENSOR TÉRMICO.....	30
3.4	CALIBRAÇÃO DO SENSOR TÉRMICO.....	31
3.5	ANIMAL DE EXPERIMENTAÇÃO.....	32
3.6	PROCEDIMENTO ANESTÉSICO.....	32
3.7	LAPAROTOMIA.....	33
3.8	ISQUEMIA QUENTE.....	34
3.9	INVESTIGAÇÃO PROPRIAMENTE DITA NO FÍGADO EX VIVO..	35
3.10	ESTUDOS - MACROSCOPIA.....	36
3.11	ESTUDOS - MICROSCOPIA.....	38
3.12	IMAGEM INFRAVERMELHA.....	38
3.13	MÉTODO DE CLASSIFICAÇÃO E VALIDAÇÃO DO GRADIENTE TÉRMICO.....	41
3.14	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	41
4	RESULTADOS	43

4.1	CORRELAÇÃO ANATOMOPATOLÓGICA COM IMAGEM TÉRMICA DIGITAL INFRAVERMELHA- GRUPO II (SEM ISQUEMIA).....	44
4.2	4.1 CORRELAÇÃO ANATOMOPATOLÓGICA COM IMAGEM TÉRMICA DIGITAL INFRAVERMELHA- GRUPO II (COM ISQUEMIA).....	49
5	DISCUSSÃO	56
5.1	DO MÉTODO DE EXPERIMENTAÇÃO.....	56
5.2	TERMINOLOGIA ATUAL.....	56
5.3	DO EXPERIMENTO.....	57
5.4	QUANTO A MANIPULAÇÃO HEPÁTICA.....	59
5.5	CLASSIFICAÇÃO DO GRADIENTE TÉRMICO.....	60
5.6	PERFUSÃO DE ÓRGÃOS.....	62
5.7	DA ELEIÇÃO DOS RECURSOS DE TERMOGRAFIA.....	62
5.8	NOVOS HORIZONTES.....	65
6	CONCLUSÃO	66
	REFERÊNCIAS	67
	APÊNDICES	76

1 INTRODUÇÃO

Existem várias razões humanísticas e de ordem econômica para o estímulo de pesquisas para o entendimento da fisiopatologia da lesão de isquemia e reperfusão em órgãos destinados a transplante (SHAFER, 2001).

Destacam-se as implicações filosóficas dos problemas relacionados à demanda maior que a doação e ao longo tempo de espera na fila, o que pode deteriorar as condições de saúde do receptor; do uso racional dos órgãos que sofreram episódios de isquemia prévia à doação, denominados marginais, e que em alguns casos poderiam ser aproveitados; da captação de órgãos em doadores imediatamente após a parada cardíaca.

Para tanto, os médicos que trabalham em equipe de transplante devem estar habilitados para a tomada de decisões incorporando vários fatores que requerem não somente conhecimento da história natural da doença que ensejou a indicação cirúrgica, mas também do próprio prognóstico da viabilidade do enxerto (KIM; DICKSON, 2001).

Em relação a todos os progressos na compreensão da conduta médica nas complicações pós-operatórias do transplante hepático, uma das principais variáveis na evolução pós-operatória imediata a lesão de isquemia-reperfusão (MENGER; VOLLMAR, 2000).

A medicina dos transplantes forçou médicos, pacientes e a própria sociedade a confrontarem dilemas fundamentais tanto no campo ético como filosóficos. Muitas vezes esses problemas foram resolvidos em situações não ideais e sob a extrema pressão do tempo (SHAFER, 2001).

A lesão de reperfusão pós-isquemia, a reinfeção viral e a rejeição do enxerto ainda são problemas dominantes no pós-operatório, mesmo após a otimização das técnicas cirúrgicas (POST, 1995).

Atualmente, informações visuais e táteis como coloração e turgor tecidual estão sendo usadas nas salas de operações como critérios para inferir sobre isquemia orgânica.

Em relação ao fígado, a avaliação final da qualidade do enxerto para fins de doação é realizada pelo cirurgião no intraoperatório. Não há critérios objetivos definidos para este procedimento, prevalecendo experiência profissional com

inspeção visual da coloração e da produção de bile durante o procedimento; uso do sentido do tato para avaliar a consistência, forma e textura. (KATO *et al.*, 2001).

A histologia prévia ao implante não pode ser costumeiramente adotada por ser inviável pelo fator tempo (FURUKAWA, 1991; GAFFEY, 1997).

Lesões hepáticas por isquemia quente ou fria acarretam em alterações na microcirculação (MANNER *et al.*, 1990; WEISS *et al.* 1998).

Em condições fisiológicas, uma perfusão hepática homogênea deve ser assumida, conforme investigações com os mais diversos métodos, incluindo a termodifusão (BASS *et al.*, 1978; GORESKY, 1984).

Mesmo a observação intraoperatória de áreas heterogêneas durante a reperfusão de órgãos marginais em transplante hepático ou em ressecção extensa de fígado tem importância clínica, pois guarda relação direta com a insuficiência do órgão no pós-operatório imediato (MENGER; VOLLMAR, 2000).

O ideal seria a existência de um teste que permitisse aos cirurgiões prognosticarem a viabilidade dos órgãos e tecidos para identificação dos fígados marginais que deveriam ser descartados. Outra abordagem de interesse científico seria o acesso ao estado da viabilidade hepática *in vivo* antes da perfusão e do transporte do órgão doado (LEMASTER, 2001).

Os métodos de avaliação da microcirculação hepática via termodifusão comportam limitações quanto: área de abrangência do órgão, contato físico com potencial de lesão, reprodutibilidade, dependência de laboratório (WEISS *at al.* 1998; GARCIA, 2001) e de terminologia sem padronização dos termos homogêneo e heterogêneo.

A IMAGEM TÉRMICA DIGITAL INFRAVERMELHA é inócua e não entra em contato físico com o fígado e, por seguir princípios físicos de transferência de calor e da própria termodifusão, pode se constituir em método diagnóstico eficiente para o estudo da microcirculação hepática.

Estudos demonstraram que a imagem infravermelha é uma metodologia útil para identificar distúrbios da perfusão de tumores cerebrais e renais no intraoperatório. O imageamento infravermelho tem potencial para uma avaliação objetiva e em tempo real para detecção tanto qualitativa quanto quantitativa da viabilidade orgânica durante episódios de isquemia, conforme Gorbach (2008).

Informações sobre o estado da microcirculação hepática por método complementar diagnóstico por filmagem infravermelha podem vir a ser um promissor

método auxiliar ao cirurgião na avaliação de órgãos a serem captados para transplante e, também, na documentação dos parâmetros microcirculatórios após reperfusão no receptor, haja vista os resultados prévios em transplante renal obtidos por Gorbach e na perfusão coronariana por Brioschi.

Torna-se, portanto, imperativo científico a investigação pormenorizada da natureza dos termogramas obtidos em tecidos hepáticos normais e isquêmicos, seguida da validação dos aspectos padronizados pela interface termografia digital infravermelha com viabilidade histológica hepática.

1.1 OBJETIVOS

O presente estudo tem por objetivo:

Avaliar o padrão de transferência de calor em tecido hepático *ex vivo* controle e isquêmico e correlacionar anatomia (macroscopia e microscopia óptica) com a imagem térmica digital infravermelha, por meio das hipóteses:

I) Testar por meio da imagem térmica digital infravermelha a hipótese de que a transferência de calor em tecido hepático *ex vivo* sem isquemia é em padrão de gradiente térmico homogêneo durante reperfusão com solução a 4°C.

II) Testar a hipótese de que o padrão de transferência de calor em gradiente térmico homogêneo é correlacionado com achados histológicos descritos como sem alterações à microscopia óptica.

III) Testar por meio da imagem digital térmica infravermelha hipótese de que a transferência de calor em tecido hepático *ex vivo* submetido a isquemia quente por 60 minutos é em padrão de gradiente térmico heterogêneo durante a reperfusão com solução a 4°C.

IV) Testar a hipótese de que o padrão de transferência de calor em gradiente térmico heterogêneo é correlacionado com achados histológicos descritos como os próprios de órgãos submetidos à isquemia à microscopia óptica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 MICROCIRCULAÇÃO HEPÁTICA

Diversos métodos baseados na interrupção do aporte sanguíneo ao fígado vêm sendo amplamente estudados e desenvolvidos para a cirurgia hepática. Todos apresentam, no entanto, em maior ou menor grau os inconvenientes da hipóxia tecidual, refletidos em graus variados de alterações histológicas e funcionais induzidos pela isquemia, conforme Silva, em 2002, que estudou os efeitos do clampamento hilar intermitente na isquemia hepática normotérmica.

A qualidade e o prognóstico do enxerto hepático são afetados pelo tempo de isquemia durante a operação de doação. O órgão pode vir a sofrer sérias lesões entre o tempo de parada da circulação no doador até a reimplantação no receptor (MOHAMED EL-WAHSH, 2007).

O estudo da microcirculação hepática é o principal determinante da lesão de reperfusão e da qualidade do enxerto em transplante hepático (KLAR *et al.*, 1999).

Foi demonstrado que distúrbios da microcirculação hepática eram consequências da lesão de reperfusão, causada por ativação de células de Kupfer e macrófagos (POST, 1995; WAKABAYASHI, 1992; KAWANO, 1994).

A microcirculação hepática é ímpar por causa de sua circulação dupla por meio da veia hepática e da artéria hepática, sendo que a incorporação da alta tecnologia tornou possível seu estudo, e sua compreensão passou a constituir uma importante área de pesquisa científica (GARCIA, 2001; BLUMGART, 1994).

2.2 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DE PERFUSÃO HEPÁTICA (MICROCIRCULAÇÃO)

Diversos modelos de isquemia-reperfusão foram investigados correlacionando os efeitos nas desordens dos fluxos na microcirculação, incluindo oclusão da veia porta e isquemia completa dos vasos do hilo hepático (CLEMENS *et al.*, 1985; SHEPHERD *et al.*, 1987; WHEATLEY *et al.*, 1993).

Os métodos mais comuns de avaliação de desordens microcirculatórias incluem: clearance de moléculas radiotivas (CHAVEZ-CARTAYA *et al.*, 1994a), medidas de fluxo por técnica eletromagnética (ALMOND; WEATLEY, 1992), vídeo microscopia (CLEMENS *et al.*, 1985), eco-Doppler e termodifusão.

Microscopia IntraVital: A primeira descrição detalhada da microscopia intravital foi realizada por Waller em estudos da diapedese (passagem de leucócitos) pelos tecidos da língua de sapo, na década de 1930.

Knisely, em 1936, foi pioneiro em desenvolver metodologia de iluminação para estruturas vivas para estudo em microscopia. As técnicas modernas de física óptica e de gravação em mídias revolucionaram este campo de interesse científico.

A microscopia intravital permitiu a visualização de tecido vivo ao nível microscópico por iluminação e ampliação da área de interesse.

A iluminação pode ser feita por diversos métodos, entre eles a trans-iluminação e a epi-iluminação, dependendo da posição do microscópio em relação ao tecido.

Em se tratando de microcirculação hepática, tem se preferido o uso de epi-iluminação porque permite o estudo de áreas centrais do lóbulo ao invés de zonas periféricas mais suscetíveis a danos celulares (CLEMENS, 1999).

As imagens geradas podem ser capturadas por fotografia analógica, fotografia digital, vídeo tapes ou filmagem digital e podem ser processadas por

meios eletrônicos computadorizados, conforme (MENGER, 1991; MENGER,1993)

Foi possível por meio de avanços tecnológicos o estudo da microcirculação em parâmetros como percentagem de sinusóides perfundidos, diâmetros sinusoidais, velocidade das células vermelhas, resistência vascular, por meio das leis da física; além da perda da integridade endotelial e vários aspectos da interação celular e do trânsito de leucócitos polimorfonucleares (SHERMAN,1986).

O trânsito e as interações celulares de leucócitos polimorfonucleares foram estudados a partir do desenvolvimento de corantes especializados, conforme Zimmerman (1992).

A necrose celular é associada à perda da integridade da membrana celular e diferenciadas das células viáveis por colorantes vitais.

Uma variante da microscopia *in vivo* é a metodologia da imagem por polarização ortogonal (GRONER,1999) aplicada para avaliação de lesões de isquemia reperfusão em fígados de rato, com bons resultados na visualização de segmentos superficiais por epi-iluminação capsular hepática (MESSMER, 2000; LANGER, 2000).

Muito embora seja promissora esta técnica, ela comporta limitações quanto à necessidade de imobilidade da respiração e avaliar apenas áreas pontuais e superficiais que não necessariamente representam a realidade dos parâmetros hemodinâmicos pesquisados (MESMER, 2000).

2.2.1 Fluxometria por laser Doppler

A fluxometria por laser Doppler remonta à década de 1980 e permitiu avaliações seriadas de várias regiões hepáticas sem o concurso do contato direto com o órgão nem com estruturas vasculares (ARVIDSSON; SVENSSON; HAGLUND, 1988; SHEPHERD,1987).

O fundamento da fluxometria por laser Doppler é a tecnologia de energia a laser combinada com o efeito Doppler do movimento das células

vermelhas na microcirculação, para estimar o fluxo de eritrócitos, tido matematicamente como o produto da velocidade pela concentração em relação à unidade de volume.

Uma fonte de energia constante (definição de laser) de 2mW (hélio-neon) é transmitida ao tecido de interesse. A reflexão da superfície do órgão estudado é captada por um transdutor fotodetector específico para este tipo de frequência, que é resultante tanto de características constantes do próprio tecido quanto do movimento de células vermelhas na microcirculação.

Foi aplicado em monitoração não invasiva da microcirculação hepática em pós-transplante e em estudos que envolviam a pesquisa dos efeitos de vários agentes na gênese de lesão de isquemia-reperfusão (CHEN, 1998).

A fluxometria por laser foi amplamente utilizada em transplante hepático com finalidade de avaliar as alterações microcirculatórias durante o período de revascularização (WHEATLEY, 1993).

Seifalian, em 1988, descreveu o uso da fluxometria a laser como método complementar diagnóstico para avaliação da microcirculação hepática em doadores humanos, encontrando diminuição dos parâmetros microcirculatórios em fígados esteatóticos em relação aos tidos como normais.

Esta metodologia apresentou limitações em seu uso para estudo microcirculação hepática porque não permitiu a determinação de valores absolutos dos parâmetros de perfusão (exemplo: mL/min/100g de tecido), sendo que suas mensurações foram expressas em unidades arbitrárias de perfusão, que dificultou correlação com qualquer outro instrumento de mensuração. Os resultados obtidos foram dependentes de valores de hematócrito, mesmo a fluxos sanguíneos constantes.

Almond, em 1992, correlacionou aumento linear dos valores das unidades de perfusão com alterações nas medidas do hematócrito em um modelo de fluxo de sangue constante.

Dadas essas discrepâncias de valores obtidos por laser fluxometria, ocorridos devido a alterações no hematócrito, este método não poderia ser

aplicado em modelos experimentais que envolvessem choque hemorrágico (WEATLEY, 1995).

Outra dificuldade com uso da tecnologia laser-fluxometria está na inabilidade de avaliação da própria microcirculação hepática como um todo. Esta limitação é de particular importância por causa da natureza não homogênea do fígado, que limita a real interpretação dos resultados obtidos pela avaliação de apenas uma pequena fração da circulação hepática total. (JI,1984).

Outro dado é que a cápsula hepática é extensamente irrigada por ramos da artéria hepática, o que dificultou mais ainda a interpretação dos resultados por laser fluxometria (ARVIDSSON; SVENSSON; HAGLUND, 1988).

2.2.2 Métodos de Clearance

Bradley *et al.*, em 1945, determinaram o fluxo hepático em humanos, por método de *clearance*, fundamentados na injeção de certas substâncias na corrente sanguínea e sua subsequente depuração pelo fígado, estimando assim parâmetros microcirculatórios e metabólicos.

A droga clássica desta metodologia é o verde de indometacina, tida como corante atóxico com alta extração hepática, mais de 96%, conforme Kobayashi (1998).

A metodologia é apropriada para obtenção de resultados em condições fisiológicas, não se prestando para uso em fígados cirróticos, haja vista que a captação do verde de indometacina está prejudicada nestas situações. Resultados não confiáveis foram obtidos por laparoscopia em um modelo porcino (TUNON, 1999).

O uso de moléculas radioativas comportou limitações em função da dificuldade técnica de ser realizada, bem como, dependência exclusiva do metabolismo hepático, que está alterado por ocasião da reperfusão em transplante, não traduzindo resultados adequados em relação ao estado da microcirculação (JENKINS,1985).

Fluxos medidos por eco-Doppler não são específicos para a microcirculação e são limitados para resultados de parâmetros médios de toda circulação hepática.

O uso de probes em superfície hepática, preconizados em estudos de fluxometria por laser Doppler, nem sempre foi adequado para a avaliação da microcirculação por estarem atuando em zonas pontuais e superficiais do parênquima hepático.

2.3 TERMODILUIÇÃO E TERMODIFUSÃO

O uso dos princípios de troca de calor para determinação de fluxo sanguíneo orgânico envolvendo modelos experimentais animais no cão e no carneiro foram desenvolvidos por Fegler na década de 50.

Roberts em 1967 demonstrou o uso da termodifusão como um método alternativo de estudo hemodinâmico em animais com doença hepática induzida, fundamentando-se em princípios similares aos usados nos estudos de *clearance* e na lei de FICK.

Segundo o princípio de FICK, sendo o fluxo sanguíneo inversamente proporcional às trocas térmicas mensuradas por dois termistores intravasculares, então, o fluxo hepático poderia ser calculado indiretamente pela diferença de fluxos na veia cava inferior (cefálico às veias hepáticas e caudal ao átrio direito) com a veia cava intra-abdominal inferior (debaixo das veias hepáticas) (SATO, 1987; BRYANT *et al.*, 1981).

A termodiluição tinha a vantagem de prover em tempo real o fluxo hepático, porém era invasiva e mais facilmente realizável em modelos de grandes animais. Diversas fontes de erros deveriam ser consideradas ao se aplicar este método, dentre elas, durante a mensuração do volume e da temperatura injetados na cava e a calibragem inadequada de qualquer um dos termistores (GARCIA, 2001).

Um recente avanço no uso dos fundamentos do princípio da quantificação da energia térmica foi o emprego da termodifusão.

O princípio da termodifusão é baseado nas propriedades de transferência de calor tissular. No tecido bem perfundido, a transferência de calor é uma função da convecção e condutividade térmica, as quais dependem da perfusão microvascular. A perfusão pode ser quantificada por meio da transferência total de calor e das propriedades intrínsecas da condução térmica tissular, conforme Klar (1995).

O método de termodifusão, aplicado em transplante hepático por Klar (1999), consistia em um sensor implantado em determinada região hepática e que deveria ser aquecido em uma temperatura fixa 2°C acima da média da superfície do órgão, existindo um segundo termistor localizado na região de influência deste primeiro.

A potência para manter esta temperatura acima de 2°C em relação a superfície hepática é denominada “condutividade térmica efetiva” que compõe as características condutivas tanto do tecido quanto da perfusão local que transfere calor (KLAR, 1999).

A potência (energia por unidade de tempo) requerida para manutenção deste diferencial de temperatura é proporcional à dissipação de calor pela perfusão local.

A termodifusão foi primeiramente testada em um modelo porcino e validada com metodologias de *clearance* e microesferas (MARTIN, 2000).

A quantificação da perfusão tecidual em órgãos parenquimatosos como fígado, rins, cérebro foi recentemente validada experimentalmente e introduzida na prática clínica, por meio de diversos trabalhos em que a termodifusão foi utilizada (HOM *et al.*, 2001; ANGELESCU *et al.*, 1997; VAJKOCZY *et al.*, 2000).

Klar, em 1999, aplicou o princípio da termodifusão na monitoração da microcirculação hepática em 43 pacientes, durante a primeira semana pós-operatória. O distúrbio da microcirculação hepática precedeu o aumento das transaminases em 36 horas e a subsequente biopsia em 60 horas. Concluiu que a quantificação da microcirculação hepática facilita o diagnóstico e a instituição do tratamento para a rejeição aguda pós-operatória.

Hom (2001) mensurou o fluxo sanguíneo cerebral regional pelo método da termodifusão por meio invasivo com uso de microprobes intraparenquimatosos, em 22 pacientes com doença severa intracraniana, que foram tratados com xenônio com o intuito de se aumentar o fluxo sanguíneo local.

Klar (2001) estudou a perfusão do parênquima renal por meio de eletrodos de difusão térmica por ocasião do clampeamento aórtico, em porcos, obtendo como resultado que a perfusão renal pode ser continuamente quantificada utilizando-se os probes durante o procedimento cirúrgico experimental de aorta no modelo porcino.

2.4 DO USO MÉDICO DA IMAGEM TÉRMICA DIGITAL INFRAVERMELHA

A era da aplicação para fins de uso civil da termografia infravermelha é descrita por Putley em 1984.

As pesquisas biomédicas se expandiram para a compreensão da fisiopatologia inaugurando a termologia médica como uma nova disciplina diagnóstica na década de 80 (ENGEL, 1985).

Especialmente em Ginecologia, Oncologia, Reumatologia, Angiologia e Dermatologia, a mensuração das temperaturas da superfície corporal ganhou importante significado diagnóstico (ENGEL, 1985).

Por causa da complexidade da regulação fisiológica da temperatura corpórea, a padronização das técnicas de exame foi algo essencial para obtenção da reprodutibilidade dos resultados.

Os melhores tratadistas, dentre eles Ring, em 1983, asseveravam que a formação médica deveria incluir fundamentos da fisiologia da distribuição térmica humana dos fenômenos de transporte de calor, bem como do reconhecimento dos problemas na física da termometria para a interpretação correta dos resultados obtidos pelos métodos termológicos.

A intenção dos autores precursores da nova técnica foi introduzir nos métodos termológicos duas ênfases: a difusão do conhecimento fundamental

requerido para a aplicação da termologia na área médica e os detalhes técnicos envolvidos na implantação termográfica na prática clínica.

2.5 EQUIPAMENTOS E SOFTWARE

O foco é especialmente a obtenção, interpretação e avaliação de termogramas nas mais diversas áreas da medicina, que também se deve aplicar nos estudos de termografia em área cirúrgica.

Com a assistência de tecnologia da informática, os termogramas puderam ser processados quantitativamente para análises mais objetivas. Os microprocessadores poderiam obter e avaliar rapidamente imagens requeridas por termografia dinâmica, o que aumenta a informação para propósitos diagnósticos (BÖSIGER; SCARONI, 1985).

Os equipamentos atuais, diferentemente dos de cinco anos atrás, permitem uma imagem de alta resolução. E são capazes de distinguir diferenças de temperatura menor que $0,1^{\circ}$ C em menos de 0,01 segundo (TEIXEIRA *et al.*, 2001).

A padronização de recursos mínimos para confecção de softwares para análise de termogramas foi proposta por (ENGEL, 1985) e caracterizada por: termografia, controle de qualidade, termograma e análise de imagens, função de listagem, busca no disquete e análise de imagens, possibilidades de análises ópticas e prestação de serviço.

Os parâmetros mínimos quantitativos em que os termogramas podem ser avaliados devem incluir no *software*:

- diferença entre média de temperaturas nos lados esquerdo e direito, na visão frontal;

Hot-Spot: diferença entre áreas das regiões mais quentes;

- Seleção gráfica por meio de linhas ou figuras geométricas como quadrado, círculo, polígonos das áreas de interesse;

- Parâmetros quantitativos em que os termogramas são avaliados e baseados pelo critério da semelhança, entre dimídios.

Com o propósito de permitir uma adaptação fácil para as demandas presentes e futuras para análise termográfica, o sistema THERMOTOM, projeto BMFT 01-050 ZA/NT/MT/294, foi fomentado e desenvolvido pelo Ministério Federal de Pesquisa e Tecnologia da Inglaterra e designado para o uso em Reumatologia, mas também em outras áreas da Medicina.

O projeto original incluía a possibilidade de habilitação para termografia dinâmica para cálculo das mudanças na temperatura relacionadas ao fator tempo para experimentação de transferência de calor local (relaxamento térmico). Haveria vários propósitos, dentre eles filtragem de operações, suavização e gradiente de cores, adição e subtração de imagens e o cálculo de parâmetros quantitativos requeridos para problemas especiais.

Atualmente, programas sofisticados permitiram avaliações funcionais com subtração de imagens, fusão com imagens de ressonância magnética e até mesmo reconstrução tridimensional em se tratando de imagem térmica infravermelha (BRIOSCHI, 2002).

É consenso, entre os tratadistas de melhor nota, em estudos da distribuição térmica cutânea, de que os lados direito e esquerdo, homólogos do corpo (dimídios), são considerados como semelhantes, quase que simétricos, com alguns décimos de graus de diferença ($\pm 0,3^\circ \text{C}$) em ambiente termoneutro (FELDMAN, 1984; UEMATSU, 1988; THOMAS, 1990).

A termografia infravermelha é usada para medir a distribuição de temperatura e para localização de alterações locais de mudança de fluxo na superfície cutânea (RING, 1985).

A temperatura da pele é influenciada pela atividade microcirculatória, controlada pelo sistema neurovegetativo simpático, e pela produção de calor conduzida para a superfície gerada em tecidos mais profundos. Desse modo, é um método diagnóstico totalmente seguro, indolor, sem radiação ionizante, contato ou contraste, que determina, tanto a atividade circulatória cutânea, pela sua perfusão, quanto à do sistema neurovegetativo simpático (RING, 1985; BRIOSCHI, 2006).

A aplicação da teoria das três unidades do tecido conjuntivo estabeleceu um padrão de estudo da morfologia de isothermas para a microcirculação da pele, em unidades denominadas DERMATOMO, TERMATOMO, ANGIOSSOMO.

2.6 APLICAÇÃO DO INFRAVERMELHO EM CIRURGIA

A análise da superfície hepática segue os mesmos padrões da superfície cutânea por meio da técnica de *clearance*.

Vários autores descreveram a técnica de *clearance* (VAN DER STAAK, 1966; PRIEBE 1975; HOLT; MITCHELL 1978; BROWN *et. al.*, 1980).

Em princípio uma pequena área da pele é esquentada por uma resistência elétrica. Parte do calor é transmitida pela perfusão local e é detectada por um sistema de *termocouples* arredondados. Quanto maior a perfusão, menor será o aumento de temperatura local à aplicação de calor.

O aumento de temperatura medido entre os estados antes e depois da aplicação do calor é o indicador da perfusão cutânea, conforme RING, 1985.

A fisiopatologia da transferência de calor em órgãos internos foi explicada por Brioschi (2000), que ensina: o contrário do que ocorre com a superfície corporal e pele, os órgãos internos não são envoltos por um isolante térmico; e prossegue sua fundamentação pela terceira lei de Newton em que a temperatura é determinada basicamente pelo fluxo do sangue que perfunde o órgão, uma vez expostos ao ambiente.

Quando uma rede arterial em determinado órgão é suprida por sangue aquecido o seu padrão anatômico é claramente observado em imagens térmicas deste órgão (MOHR, 1989; MOHR, 1991; FUGIMASA, 2001; SUMA, 2000).

Por essa razão, a viabilidade do músculo cardíaco pode ser avaliada pelo registro contínuo de imagens térmicas do coração (BRIOSCHI, 2002) e também dos rins (GORBACH, 2008).

A rede arterial coronariana existe na superfície cardíaca (epimiocárdio). Quando a pinça hemostática foi liberada após a realização da anastomose, pode-se observar o padrão do sangue aquecido fluindo pelos ramos das artérias coronárias (BRIOSCHI, 2002).

Uma vez que a injeção de solução cardioplégica resfriada e a liberação das pinças hemostáticas no enxerto venoso ou arterial são manobras de rotina na operação de revascularização, a TCA (termocoronário angiografia) apenas necessitou de uma boa exposição do órgão e obtenção de foco pela câmera, não representando qualquer tipo de interferência no ato cirúrgico. A diferença de temperatura entre o líquido da artéria coronária e a superfície epicárdica rendeu imagens que propiciaram o delineamento da anatomia coronariana e do enxerto (BRIOSCHI, 2002).

Em relação a especialidades médicas cirúrgicas, tem-se utilizado termografia na avaliação da perfusão coronariana, isquemia renal, isquemia intestinal (BRIOSCHI,2007) e demarcação da área esplênica (RIBEIRO,2009) para ablação cirúrgica, área de isquemia intestinal, laparoscopias, avaliação da microcirculação do pé diabético (BRIOSCHI, 2007), monitorização da cicatrização de feridas (MALAFAIA,2008) e inclusive em termodifusão hepática.

Gorbach, Wang e Elser (2008) utilizaram uma câmera infravermelha com objetivo de estudar fluxo sanguíneo renal, incluindo áreas contendo nefrons com oscilações quanto ao fluxo sanguíneo individual. A imagem infravermelha foi capaz de detectar as mudanças na perfusão em condições basais e durante a oclusão da artéria renal e por ocasião do uso de drogas vasoativas como a papaverina. As gravações foram correlacionadas com a pressão tubular dos nefrons superficiais. Concluíram que a intensidade e a sincronidade dos sinais térmicos de áreas de locais diferentes do rim permitiram, depois de exposição cirúrgica, correlação com agrupamentos funcionais que envolviam fluxo de sangue cortical renal.

Gorbach *et al.* (2008) hipotetizaram que a detecção de sinais infravermelhos das variações na superfície renal estaria correlacionada com à

isquemia. Para testar a hipótese foram utilizadas as variações de frequência por análise de espectroscopia, tomadas por imagem infravermelha, em um modelo de laparotomia em porcos, para descrever variações na microcirculação. Com uso de uma câmera infravermelha posicionada entre 30 a 60cm acima dos rins expostos, na frequência infravermelha 3-5 μm , imagens foram coletadas a 1Hz durante período de isquemia quente renal e durante reperfusão. A técnica desenvolvida e fundamentada nas imagens infravermelhas imediatamente demonstrou áreas isquêmicas e pôde precocemente demarcar isquemia crítica renal.

Gorbach et al. (2008) utilizaram a termografia infravermelha na avaliação de lesões de isquemia e reperfusão renal, em oito receptores e cinco doadores cadavéricos. Os autores correlacionaram os achados nos termogramas obtidos por filmagem intraoperatória durante os primeiros minutos de reperfusão com parâmetros clínicos, metabólicos (creatinina) e tempo de isquemia fria. Concluíram que a tecnologia da imagem infravermelha permitiu avaliação objetiva dos danos isquêmicos no enxerto renal.

Em 2003, *Ogan et al.* utilizaram os princípios de termodifusão com o objetivo de monitorar a propagação do calor gerado por eletrocautério de rádio-frequência em tempo real por meio de sensores térmicos e de termografia infravermelha no tecido renal durante laparoscopia. Os autores concluíram de que houve correlação entre os achados termográficos e a viabilidade histológica renal, sendo o infravermelho um bom método para monitorar lesões de termo-ablação de tumores em um modelo porcino.

Em 1997, *Roberts et al.* demonstraram um sistema complementar de diagnóstico infravermelho para uso em cirurgias laparoscópicas com o objetivo de localizar estruturas anatômicas e viabilidade de órgãos e tecidos, permitindo a diferenciação entre vasos sanguíneos e outras estruturas anatômicas. Houve sucesso na identificação e localização entre o ducto cístico e as outras estruturas vasculares do hilo hepático. O sistema também

permitiu o acesso a informações da perfusão intestinal durante manobras de oclusão dos vasos mesentéricos.

Watson *et al.*, em 2002, descreveram o uso da termografia infravermelha como método ideal para se estudar a vascularização e o fluxo sanguíneo em órgãos expostos, incluindo o cérebro. Pela importância da oclusão vascular temporária em neurocirurgias de aneurismas, malformações vasculares e exérese de tumores, os autores desenvolveram um modelo de exposição cerebral por extensa craniotomia em macacos, seguindo-se do clampeamento temporário das carótidas. Concluíram que a termografia infravermelha é uma técnica viável para ser adotada em procedimentos neurocirúrgicos que envolvam avaliação de fenômenos vasculares, tais como: influxo arterial, drenagem venosa, embolização, fluxo colateral e perfusão normal e anômala.

Cadeddu, Jackma e Schulam em 2001, obtiveram bons resultados com o uso do infravermelho em cirurgia laparoscópica na identificação de várias estruturas anatômicas e na viabilidade tissular em um modelo porcino. Os autores concluíram que o uso rotineiro do infravermelho em laparoscopias permitiu a distinção de estruturas vasculares de não vasculares, como o ureter, além de fornecer parâmetros fisiológicos como os da perfusão intestinal, não disponíveis nos instrumentos convencionais.

Colman, em 2004, ao estudar o resfriamento hepático durante perfusão do órgão com solução de preservação com fins para transplante intervivos notou padrão perfusão hepática (resfriamento) em gradientes térmicos concêntricos sem interrupção por áreas de diferentes média e desvio padrão, definido como gradiente térmico homogêneo (apêndice 1, publicação no prelo).

Adotando-se o conceito de renomados autores de que em condições fisiológicas, uma perfusão hepática homogênea deve ser assumida, conforme investigações com os mais diversos métodos (BASS *et al.*, 1978; GORESKY, 1984), dentre eles ultrassom, termodifusão, *clearance* e considerando-se a própria natureza da inspeção termográfica sendo método não invasivo e que

se assenta nos princípios da termodifusão, haveria de se esperar que o fígado normal apresentasse padrão termográfico de perfusão homogênea, com gradiente térmico não interrompido por áreas de diferentes média e desvios-padrão (observação prévia de COLMAN,2004).

Uma vez que a termografia infravermelha foi usada para medir a distribuição de temperatura e para localização de alterações locais de mudança de fluxo na superfície cutânea, conforme RING (1985), e também empregada nos estudos da perfusão renal e cardíaca, intestinal, este princípio físico de transferência de calor poderia ser utilizado para estudo da microcirculação hepática contribuindo na compreensão da morfologia da distribuição térmica para cada órgão, levando-se em conta sua rede vascular.

3 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi realizado no Laboratório de Fenômenos de Transporte da Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná.

Utilizou-se a Nômina Anatômica Veterinária de 1994.

O protocolo foi submetido ao Comitê de Ética do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná e seguiu os princípios do Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA).

Aplicaram-se as Normas para Apresentação de Trabalhos da Universidade Federal do Paraná (2007).

Neste estudo foram seguidas as diretrizes adotadas pela Sociedade Americana de Engenharia Mecânica, para análise de incertezas e representação simbólica das variáveis e equações para fins de calibração de equipamentos.

3.1 CONDIÇÕES AMBIENTAIS

O experimento foi conduzido em laboratório em período do início da noite.

A temperatura ambiente foi mantida em 21°C e a umidade relativa do ar em 60% por meio de condicionador de ar, ambas verificadas com termo-higrômetro de bulbo seco e úmido (Incotherm, Br) aferido pelo INMETRO (maio, 2001).

As perdas de calor por convecção forçada foram minimizadas, evitando-se movimentação ao redor dos animais.

Mantiveram-se portas e janelas fechadas, embora elas tivessem frestas para mínima circulação de ar, em face da estabilização da temperatura do ambiente pelo condicionador de ar. Controlou-se a velocidade do ar para que não ultrapassasse 0,2 m/s, com um anemômetro digital de pás rotativas, modelo HHF 300 A (*Omega Engineering, Inc*), a uma distância de 10 cm do animal, verificando-se a presença de corrente de ar nas várias direções.

3.2 AQUISIÇÃO DE DADOS AMBIENTAIS

Após a indução anestésica nas condições ambientais supra descritas, os animais foram alocados em um ambiente de umidade e temperatura controlados, desenvolvido pela Disciplina de Engenharia Termodinâmica da Universidade Federal do Paraná, conforme Figura 1.

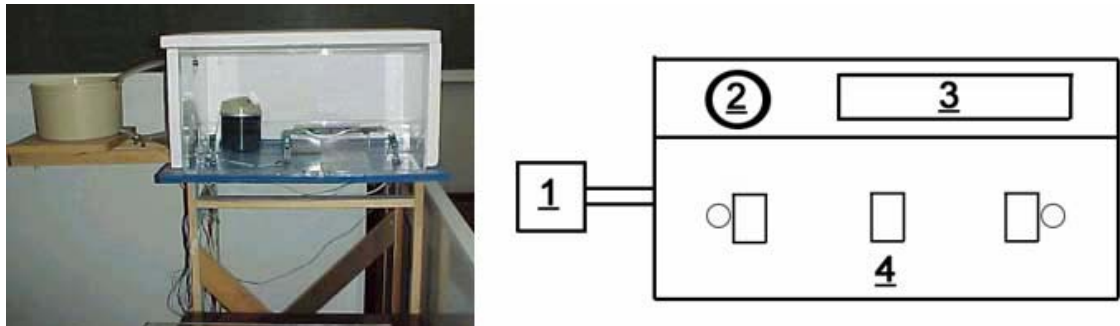


FIGURA 1 – AMBIENTE DE UMIDADE E TEMPERATURA CONTROLADOS

Nota: 1- Condensador, 2- vaporizador de água, 3- fonte irradiante de calor, 4- área experimental

Esse ambiente era constituído de uma caixa de acrílico retangular termicamente isolada por revestimento de isopor. Em seu interior estavam distribuídos sensores térmicos e de umidade para avaliação contínua tanto das condições extrínsecas quanto das intrínsecas do ambiente térmico controlado.

O aparato experimental dispunha de um condensador e vaporizador de água e de fonte irradiante de calor (resistência) caso fosse necessário intervir na estabilização da temperatura e umidade durante o experimento.

O uso de um computador PC, no qual estava instalado o programa computacional Elipse®, conectado a uma placa multiplexadora, permitiu a aquisição de dados de temperatura ambiental, internamente e externamente à caixa de acrílico, bem como serviu de parâmetro para verificação e calibração dos dados no termovisor.

3.3 SENSOR TÉRMICO

Para o registro da temperatura ambiental interna da caixa utilizou-se um termistor (sensor semicondutor) de alta precisão do tipo YSI44004, Bead I (Resistência de 2.250 Ohms a 25° C), com erro intrínseco de 0,05° C, faixa de trabalho de -80° C a 120° C (*Precision Thermistor, USA*).

Esse termistor é constituído por um semicondutor de formato arredondado, composto de manganês, níquel e óxido de cobalto, com diâmetro máximo de 2,4mm, acoplado a dois filamentos de cobre de 76mm de comprimento.

O semicondutor é uma resistência que altera suas propriedades de condução de acordo com a temperatura, por diferencial de potencial elétrico.

A influência física da temperatura na resistência elétrica de determinados condutores pode ser medida com ohmímetro (mede resistência) (Figura 2).



FIGURA 2 – SENSOR DE TEMPERATURA CONECTADO A UM MULTÍMETRO UTILIZADO NA MONITORAÇÃO AMBIENTAL

3.4 CALIBRAÇÃO DO SENSOR TÉRMICO

O termistor utilizado foi calibrado previamente ao experimento com base na seguinte equação:

$$R = R_0 e^{\beta(1/T - 1/T_0)} \quad (1)$$

onde, R - resistência elétrica na temperatura da medida em execução, T [K]

R_0 - resistência elétrica na temperatura de referência, T_0 [K]

β - constante do termistor

e - constante de Euler

O erro intrínseco do termistor, B_T (*Bias limit*), foi determinado por calibração a partir de pontos de temperaturas conhecidas (ponto de fusão da água pura, 0° C e ponto de fusão do n-octadecano, 28° C) e 64 medidas de temperatura foram realizadas.

Os valores determinados por calibração e utilizados como referência para o termistor do experimento foi:

$$R_0 = 1839,83 \, \Omega$$

$$T_0 = 301,15 \, \text{K} \, (28^\circ \text{C})$$

$$\beta = 3682,687$$

Dessa maneira, com os valores de R_0 , T_0 e β a partir da mensuração da resistência R indicada pelo termistor, foi possível determinar o valor da temperatura medida por meio da Equação (1).

O maior desvio padrão encontrado dessas medidas foi de 0,0006° C e o *bias* adotado foi de 0,001° C para o termistor calibrado, pela análise de incertezas.

3.5 ANIMAL DE EXPERIMENTAÇÃO

Foram utilizados 20 ratos machos de linhagem Wistar (*Rattus norvegicus albinus*, *Rodentia*, *mammalia*), com idade entre 120 a 153 dias (média de 135,9 dias), fornecidos pelo Biotério da Universidade Federal do Paraná em gaiolas com, no máximo, cinco animais.

Permaneceram por um período de sete dias de aclimatização com ciclo noite/dia de 12 horas, no período do outono, em ambiente com controle de ruídos, temperatura média de 21° C e 60% de umidade, com fornecimento de ração padronizada e água *ad libitum* até 12 horas antes da anestesia.

Para evitar aumento da atividade física e metabólica antes de serem anestesiados, os animais foram manipulados cuidadosamente, um a um pelo dorso, evitando qualquer manobra intempestiva.

3.6 PROCEDIMENTO ANESTÉSICO

Os vinte animais foram divididos em dois grupos de dez, de acordo com a presença de isquemia quente hepática:

- Grupo I – Sem isquemia hepática
- Grupo II- Isquemia quente por clampeamento temporário da tríade portal, seguido das veias hepáticas, por 60 minutos.

A anestesia foi induzida com Tiopental sódico via intraperitoneal a 50mg.Kg⁻¹.

Os reflexos de flexão em função do estímulo doloroso, a frequência respiratória e a coloração das mucosas foram monitorizados e levados em consideração para eventuais ajustes na dosagem do anestésico.

Os animais foram mantidos em plano de profundidade anestésica nível III, segundo os critérios elaborados por Guedel, citado por Dripps (1977) e Hecker, Lake e Difazio (1983). Neste plano, o animal não apresenta qualquer movimento da cabeça, extremidades ou do corpo; a respiração é normal e as extremidades permanecem rosadas.

Se houvesse necessidade, a anestesia seria complementada utilizando-se vaporizador calibrado para o agente inalatório isoflurano.

O conceito de concentração alveolar mínima (1 C.A.M), ou seja, a concentração em que 50% dos animais anestesiados permanecem imóveis durante o estímulo

doloroso, na pele, foi considerado como a dose padrão na manutenção da anestesia.

O anestésico inalatório complementar seria administrado em cone facial com fluxo de admissão de gases frescos (F.G.F) $1\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$ de oxigênio a 100%.

Após a perda dos reflexos, os animais foram pesados com uma balança eletrônica de precisão de 0,01 g aferida pelo Inmetro.

Cada animal foi imobilizado em decúbito dorsal numa prancha de cortiça de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, por meio de quatro alças elásticas que prenderam as porções distais dos membros anteriores e posteriores, sem estender os membros.

3.7 LAPAROTOMIA

Os animais de ambos os grupos foram submetidos a laparotomia mediana ampla.

A seguir, realizou-se outra via de acesso via incisão transversa oblíqua subcostal bilateral com concavidade ligeiramente caudal (incisão de Kocher bilateral) com aproximadamente 4cm de extensão. Após a abertura da parede abdominal, as alças intestinais foram afastadas, conforme figura 3:

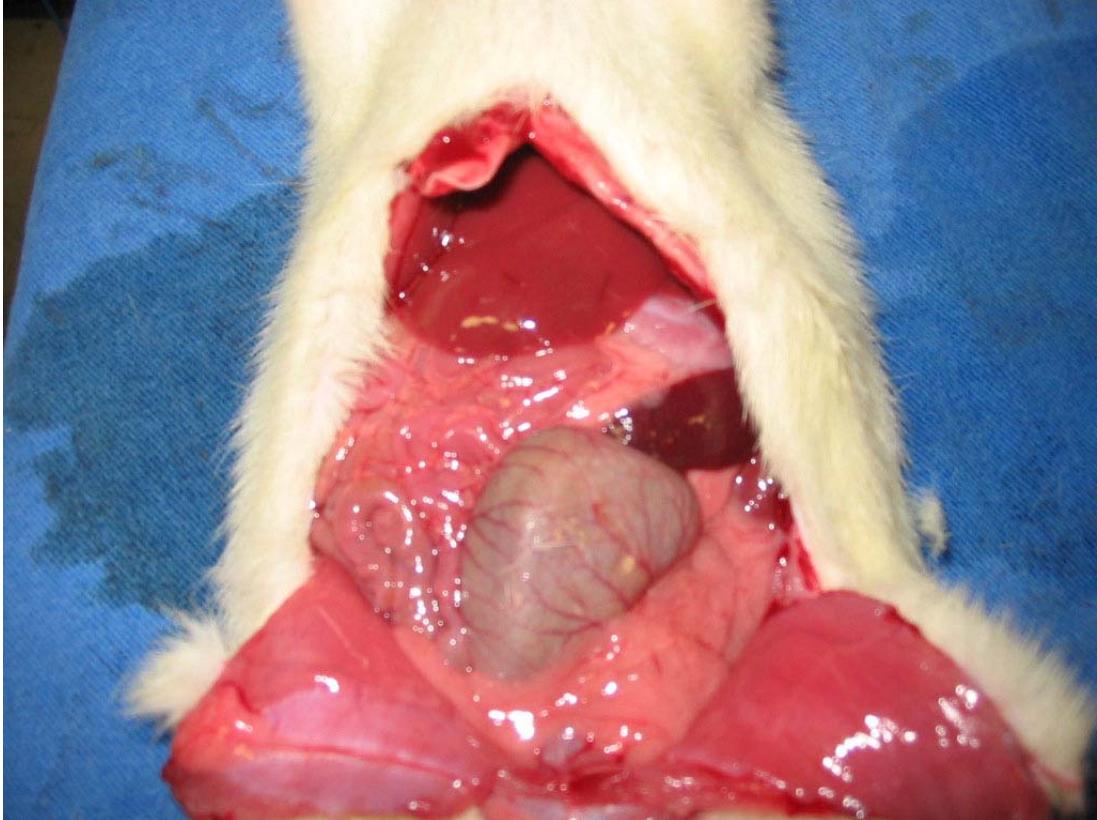


FIGURA 3 - EXPOSIÇÃO DO FÍGADO MEDIANTE LAPAROTOMIA AMPLA

3.8 ISQUEMIA QUENTE

A seguir, o fígado foi exposto e os vasos do hilo acessados, sendo a tríade portal isolada e preparada para oclusão temporária pela tração por fio de algodão reparado por uma pinça Kelly.

O mesmo procedimento se sucedeu quanto à identificação e isolamento das veias hepáticas.

No grupo II, foi realizada a oclusão da tríade portal pela constrição do reparo do fio de algodão, seguindo-se ao mesmo procedimento para as veias hepáticas.

O período de isquemia hepática foi padronizado em 60 minutos, para o grupo II.

Após o término dos 60 minutos de experimento, foi realizada punção da veia porta distalmente ao clampe temporário de reparo com fio de algodão, com uso de cateter de teflon 24G, conforme Figura 4:



FIGURA 4 - CANULAÇÃO E FIXAÇÃO DE CATETER 24 G NA VEIA PORTA DE FÍGADO *IN VIVO*

Após liberação do clampe temporário nas veias hepáticas do grupo II, realizou-se a infusão de 1ml de soro fisiológico a 4°C pela veia porta em ambos os grupos.

A seguir, procedeu-se à hepatectomia total com tração do fio de algodão que circundava as veias hepáticas, com descolamento por manobra digital dos ligamentos hepáticos no sentido crânio-caudal, obtendo-se assim monobloco contendo fígado e seu pedículo, o estômago e duodeno.

Realizou-se exérese com tesoura de Metzbaum obtendo-se o fígado e seu pedículo para estudos da perfusão por meio da termografia infravermelha *ex vivo*.

3.9 INVESTIGAÇÃO PROPRIAMENTE DITA NO FÍGADO EX VIVO

Após hepatectomia total, os órgãos foram submetidos à inspeção termográfica com objetivo de se observar a distribuição de temperatura. Foi adotado como critério de exclusão a presença de áreas assimétricas de temperatura prévias à perfusão, ou seja, de gradiente térmico heterogêneo.

A seguir os órgãos foram perfundidos com solução salina a 4°C, por meio de uma seringa de 10ml conectada ao cateter fixado à veia porta.

Para fins de estudos termodinâmicos, realizou-se filmagem termográfica infravermelha de alta resolução a 25Hz até que houvesse a diferença de 2°C entre a

média de temperatura inicial e final considerando o parênquima hepático, critério adotado nos estudos de Klar (1999) para termodifusão hepática, conforme Figura 5 (observar áreas molhadas no fundo azul provenientes do extravasamento da solução fisiológica pelas veias hepáticas) :

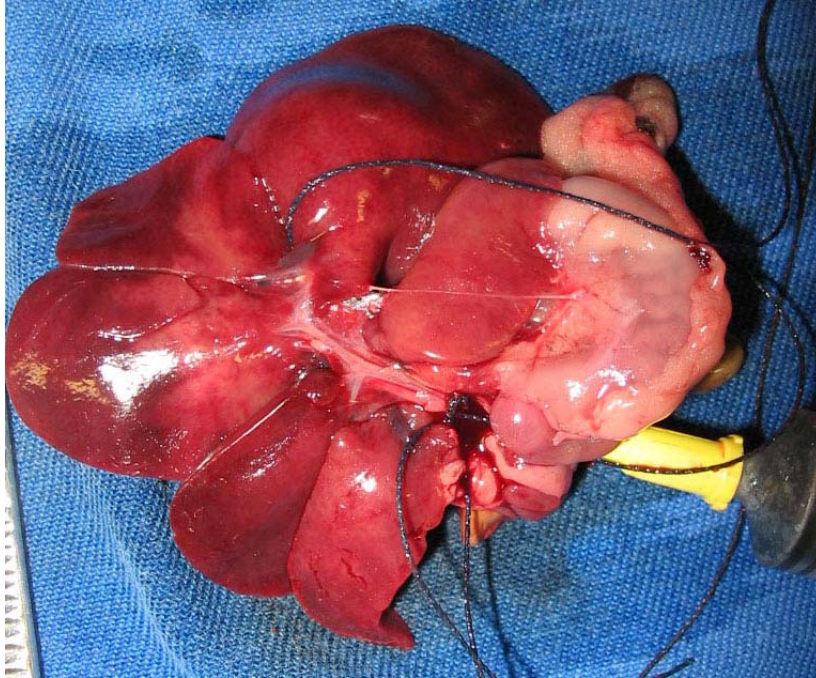


FIGURA 5 - SERINGA CONECTADA AO CATETER 24 G. ASPECTO FINAL DO FÍGADO EX-VIVO PÓS PERFUSÃO DO GRUPO II.

3.10 ESTUDOS - MACROSCOPIA

Após documentação eletrônica da perfusão por meio da filmagem digital infravermelha e em mídia de foto-clipes por câmera digital, os órgãos foram fixados com solução de formaldeído, identificados e encaminhados ao laboratório de anatomia patológica do HOSPITAL UNIVERSITÁRIO EVANGÉLICO DE CURITIBA, aos cuidados da Dra. DANIELLE SAKAMOTO.

Após três dias, os fígados foram fotografados para documentação digital da macroscopia.

A seguir, cada um dos lobos do fígado foi separado, identificado e cortado manualmente em fatias de 2mm por meio de guilhotina específica para tal finalidade, conforme fotografias digitais, tudo documentado por câmera de zoom óptico 5X e 8Mb *pixels* de resolução, conforme figuras 6 e 7.



FIGURA 6 - FÍGADO FIXADO POR FORMALDEÍDO, ANTES DA SEPARAÇÃO DOS LOBOS. GUILHOTINA USADA PARA CORTAR OS LOBOS EM FATIAS DE 2MM



FIGURA 7 - ASPECTO DO LOBO HEPÁTICO ISOLADO E CORTADO EM FATIAS DE 2MM PELA GUILHOTINA

3.11 ESTUDOS - MICROSCOPIA

Cada um dos cortes de 2mm foi preparado e apresentado em lâminas padrão coradas pela técnica de hematoxilina-eosina, conforme fotografia digital abaixo, pelo laboratório de anatomia patológica, para fins de estudo em microscopia óptica padrão, com aumento panorâmico de 40 X e de 400X, conforme figura 8:

Em cada lâmina foram estudados pelo menos 10 campos.

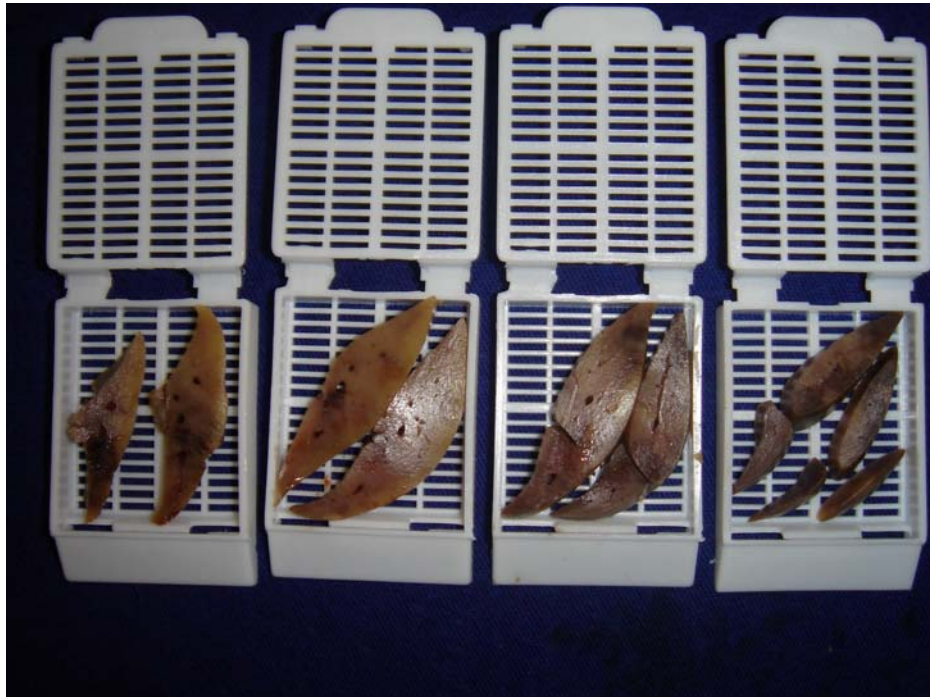


FIGURA 8 - CORTES DE UM DOS LOBOS HEPÁTICOS SENDO PREPARADOS PARA INCLUSÃO EM PARAFINA.

3.12 IMAGEM INFRASVERMELHA

Um termovisor Sat IR Series Camera S160 (China) foi utilizado para captar a faixa espectral das ondas eletromagnéticas emitidas entre 7,5-14 μm , isto é, ondas infravermelhas, da superfície hepática exposta de todos os animais.

A irradiação infravermelha que é emitida naturalmente da superfície estudada é convertida, por meio de um detector celular fotoelétrico, em informação térmica. Este sinal é processado em uma planilha numérica de 19200 pontos de temperatura absoluta calibrados, por quadro, representadas instantaneamente em imagem térmica com resolução de 120x160 *pixels* e sensibilidade térmica maior que

0,1°C.

A câmera foi montada em um suporte vertical, focada diretamente na superfície a ser estudada de modo a formar um ângulo de 60°.

Considerou-se emissividade de 0,98, ou seja, 98% da radiação é emitida ao meio ambiente, não sofrendo reflexão para sua própria superfície.

As planilhas digitais térmicas foram capturadas em computador *INTEL CENTRINO* 2 GHz, 2Gb memória RAM, acoplado a uma placa *USB*, conforme figura 9:



FIGURA 9 - TERMOVISOR E SEU TRIPÉ (2) ACOPLADO AO COMPUTADOR (1) NO CENTRO OBSERVA-SE O AMBIENTE DE UMIDADE E TEMPERATURA CONTROLADOS (3)

Por meio de um programa específico, SAT USBCRM, 2005 (China), as temperaturas irradiadas da superfície estudada foram gravadas a 25 quadros por segundo durante todo o experimento, e nas mesmas condições ambientais já descritas.

Todas as planilhas de temperatura foram representadas por imagens infravermelhas (termogramas) em um monitor de vídeo e gravadas em disco rígido

para posterior análise estatística computacional.

As planilhas eletrônicas obtidas durante as filmagens termográficas foram representadas em imagens digitais térmicas por meio do uso do programa computacional específico SAT REPORT STANDARD 2003.

A interface da representação das planilhas numéricas digitais para a conversão em imagem conhecida por termograma foi preparada pelos programas computacionais SAT USBCRM, 2005 (China) e SAT REPORT STANDARD 2003, gerando arquivos de extensão .IRV e .SAT, sendo a seguir suas respectivas imagens capturas do monitor do computador e convertidas em vídeos de extensão .AVI por meio de programas específicos para tal finalidade, EATCAM WEBCAM RECORDER 2.0.

O conjunto de fotografias que compõem um vídeo-clipe (.AVI) pode ser selecionado e convertido em arquivos digitais fotográficos de extensão .JPG, dentre eles o ADOBE PHOTOSHOP CS2 versão 9.0.2 CS2 e COREL PHOTO PAINT 12, 2003.

Os termogramas foram preparados e padronizados utilizando-se amplitude térmica (*range*), temperatura média (*level*) e escala colorimétrica (*pallette*) contínua contendo linhas que ligam pontos de mesma temperatura (isotermas) nas cores branco, amarelo claro, avermelhado “tijolo”, azul escuro e preto representavam, respectivamente, uma escala decrescente das áreas de temperatura, igualmente distribuídas na escala, da mais quente para mais fria, conforme figura abaixo. Esta foi mantida até o final do experimento, conforme figura 10:

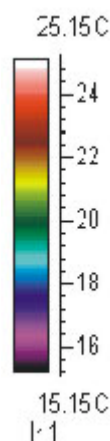


FIGURA 10 - ESCALA COLORIMÉTRICA DE TEMPERATURAS

3.13 MÉTODO DE CLASSIFICAÇÃO E VALIDAÇÃO DO GRADIENTE TÉRMICO

O gradiente térmico foi classificados quanto a sua morfologia:

Homogêneo: sem o concurso de áreas de diferentes temperaturas (média e desvio padrão) dentro da mesma isoterma;

Heterogêneo: com o concurso de áreas de diferentes temperaturas (média e desvio padrão) dentro da mesma isoterma;

No apêndice 2, o presente conceito de classificação do gradiente térmico foi validado por estudos estatísticos.

Para fins de representação e conseqüentemente melhor performance visual, nas isotermas do termograma final após a perfusão com solução fria, foram destacadas:

A) Pela cor branca, partindo-se do gradiente de maior para o de menor temperatura, com objetivo para melhor visibilidade da presença ou não de áreas e de pontos que interrompessem a isoterma que se desloca do parênquima hepático periférico em relação ao hilo (mais frio);

B) Pela cor branca, partindo-se do gradiente de menor para o de maior temperatura, com objetivo para melhor visibilidade da presença ou não de áreas e de pontos que interrompessem a isoterma que se desloca do hilo (mais frio) em relação ao parênquima hepático periférico.

3.14 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para os dados de peso dos animais, da temperatura e umidade ambiente foram testados os atributos gaussianos, independência e homogeneidade das variáveis.

Quando os testes anteriores preenchem os critérios propostos, utilizou-se a análise univariada ANOVA.

Áreas e pontos contendo informações numéricas provindas de um termograma ou fotografia digital foram submetidos a testes de diferenças de média ou do teste t para variáveis independentes.

Em todos os testes fixou-se o intervalo 0,05 ou 5% ($p < 0,05$) como nível de rejeição da hipótese nula.

Para tanto foi utilizado o programa específico STATISTICA 5.1 da STATSOFT, 1995.

4 RESULTADOS

Nenhum rato foi excluído antes do experimento e não ocorreu óbito na indução anestésica. Não houve mortalidade nos animais do grupo I. Houve mortalidade de aproximadamente 60% nos ratos submetidos à isquemia (grupo II), atribuídas à insuficiência respiratória que se instalava, em média, 45 minutos após o clampeamento.

As condições de umidade e temperatura ambientais mantiveram-se durante todo o experimento, não sendo necessário intervir no ambiente termicamente isolado da caixa de acrílico ($p > 0.05$ ANOVA/MANOVA).

Os animais permaneceram em nível III de Guedel durante todo experimento, não havendo necessidade de administração de anestesia geral inalatória.

Não houve diferença estatisticamente significativa no peso dos ratos entre os grupos ($p > 0.05$ ANOVA/MANOVA).

Na inspeção termográfica prévia à infusão no fígado *ex vivo*, não se observou em nenhum órgão estudado a presença de áreas de assimetria térmica que atendessem ao requisito para exclusão.

O conceito da classificação do gradiente térmico homogêneo foi validado porque a hipótese nula (pontos e áreas que pertencem a mesma são iguais do ponto de vista estatístico) não pôde ser rejeitada, haja vista $p > 0,05$ (Apêndice 2).

O conceito da classificação do gradiente térmico heterogêneo foi validado porque a hipótese nula (pontos e áreas que pertencem a mesma são iguais do ponto de vista estatístico) pôde ser rejeitada, haja vista $p < 0,000001$ (Apêndice).

Em todos os fígados *ex vivo do grupo I* ($n=10$ órgãos; $n>30$ lobos) houve correlação anátomo-termográfica, com aceitação da hipótese de que em tecido hepático sem sinais de isquemia macroscópica nem microscópica exhibe padrão de distribuição de temperatura em gradiente térmico homogêneo após reperusão com solução fria ($n=10$ fígados; $n>30$ lobos hepáticos).

Em todos os fígados *ex vivo do grupo II* ($n=10$ órgãos; $n>30$ lobos) houve correlação anátomo-termográfica, com aceitação da hipótese de que em tecido hepático com sinais de isquemia macroscópica (áreas escurecidas) e microscópica (infiltrado inflamatório, cariorrexis, picnólise, degeneração de cordões hepatocíticos, vacuolização citoplasmática) exhibe padrão de distribuição de temperatura em

gradiente térmico heterogêneo após reperfusão com solução fria. (n=10 fígados; n>30 lobos hepáticos).

4.1 CORRELAÇÃO ANATOMOPATOLÓGICA COM IMAGEM DIGITAL TÉRMICA INFRAVERMELHA- GRUPO I (SEM ISQUEMIA)

Macroscopia: Ausência de sinais macroscópicos de áreas escurecidas por congestão visceral, conforme figura 11.



FIGURA 11 - PADRÃO MACROSCÓPICO DO FÍGADO DO GRUPO SEM ISQUEMIA FIXADO COM FORMOL

Macroscopia cortes: ausência de áreas de congestão visceral demonstráveis a visão desarmada, conforme figuras 12 e 13.



FIGURA 12 - CORTES DE UM LOBO HEPÁTICO DO GRUPO I SEM ISQUEMIA

Microscopia: ausência de sinais clássicos de isquemia, arquitetura lobular preservada, não visualizado degeneração nuclear, nem picnólise, nem cariorexis.

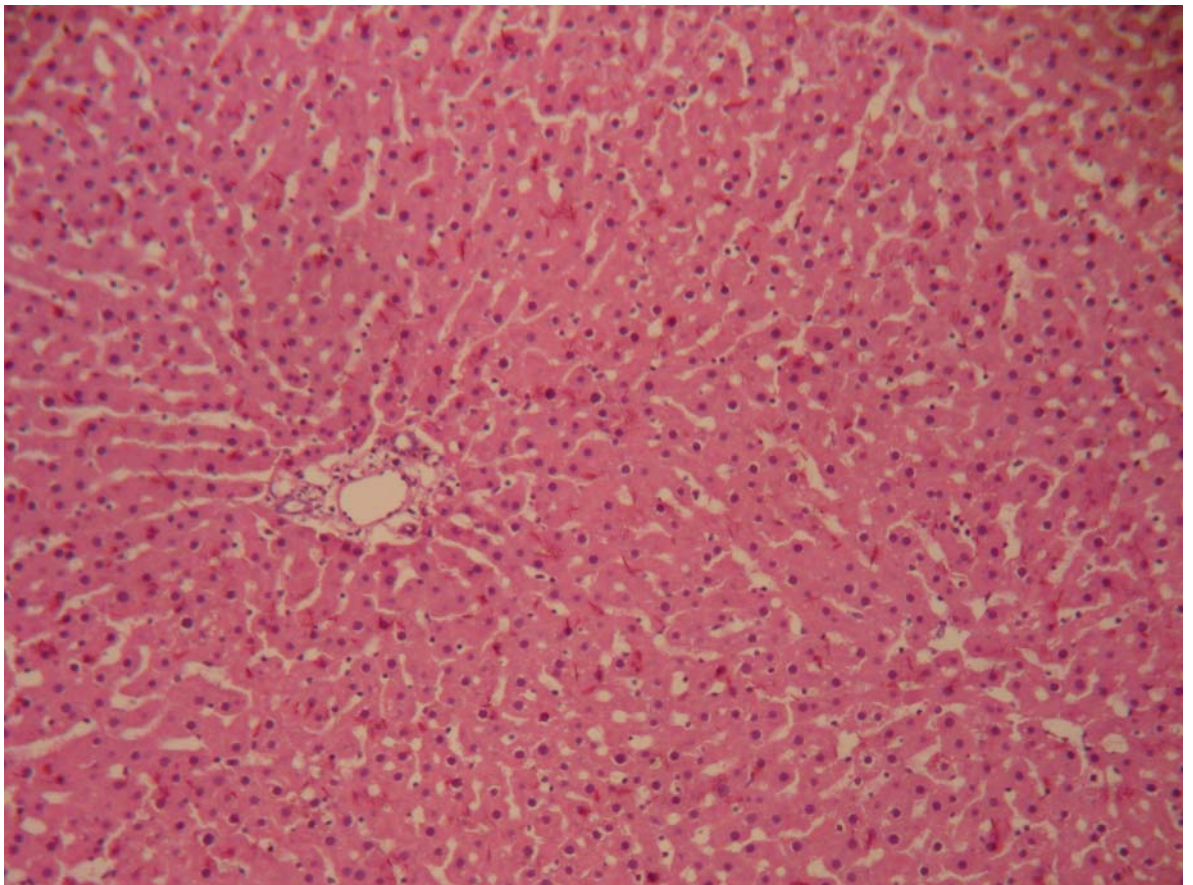


FIGURA 13 - MICROSCOPIA DO FÍGADO DO GRUPO I (SEM ISQUEMIA) COM ARQUITETURA LOBULAR PRESERVADA

IMAGEM TÉRMICA DIGITAL INFRAVERMELHA- GRUPO I (SEM ISQUEMIA)

Apresentada em escala colorimétrica Rainbow em que as temperaturas acima de 15,36 °C são representadas pela cor branca. As menores que 4,94 °C são representadas pela cor negra. Existe um gradiente de cores em escala decrescente de temperatura entre branco e azul escuro na seguinte ordem: vermelho, amarelo, verde, azul claro, azul escuro e magenta.

Entre as isothermas representadas pelas cores vermelho, amarelo, verde, azul claro, azul escuro e magenta observam-se de que não são interrompidas por áreas de diferente média e desvio padrão, conforme figura 14:

As linhas de mesma temperatura (isothermas)-brancas traçadas a partir da escala colorimétrica de cores, deslocando-se do gradiente de maior temperatura para o menor, demonstraram padrão concêntrico homogêneo que partem da periferia do tecido para o hilo (mais frio), na seguinte ordem: vermelho, amarelo, verde, azul claro, azul escuro, sem interrupção de nenhuma isoterma de nenhuma cor por áreas ou pontos de diferentes temperaturas, conforme figura 15:

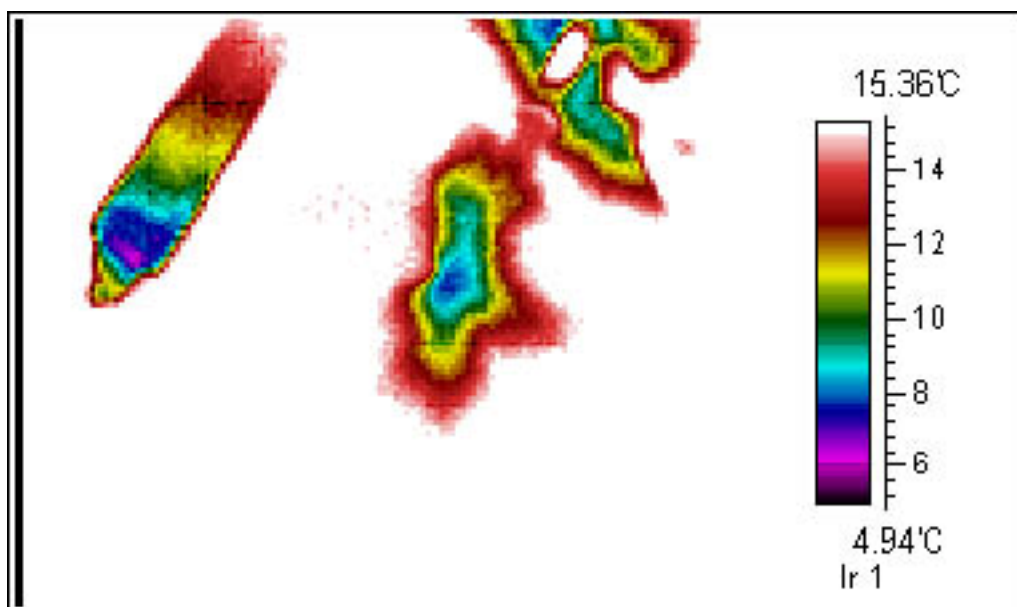


FIGURA 14 - PADRÃO EM GRADIENTE TÉRMICO HOMOGÊNEO NO GRUPO CONTROLE PÓS-PERFUSÃO COM SOLUÇÃO ISOTÔNICA FRIA

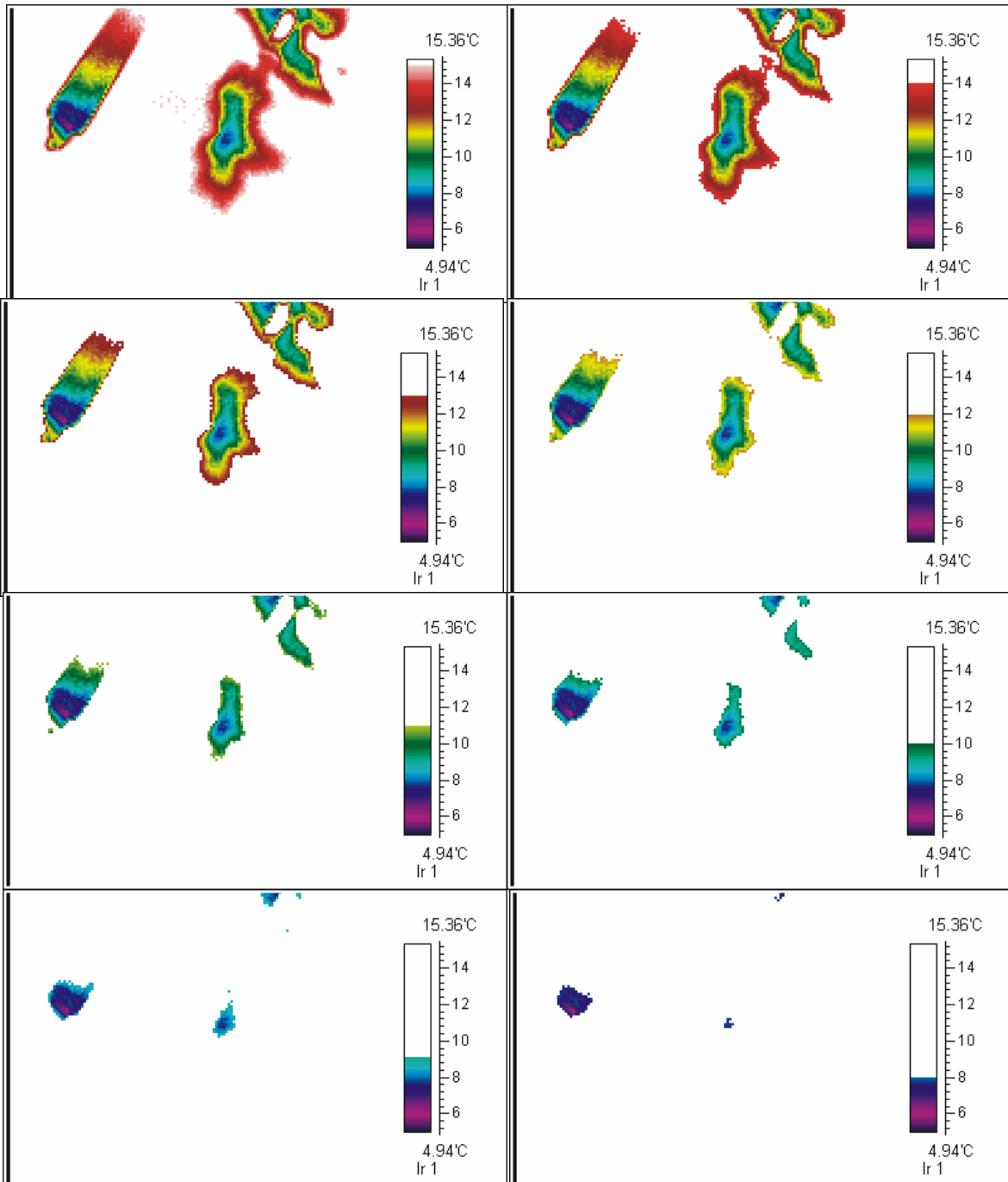


FIGURA15 - TERMOGRAMAS COM ISOTERMAS TRAÇADAS DO MAIOR PARA O MENOR GRADIENTE DE TEMPERATURA EM FÍGADOS DO GRUPO I (SEM ISQUEMIA). OBSERVAR GRADIENTE TÉRMICO HOMOGÊNEO.

As linhas de mesma temperatura (isotermas) traçadas a partir da escala colorimétrica de cores, deslocando-se do gradiente de menor temperatura para o maior, demonstraram padrão concêntrico homogêneo (isotermas brancas) que partem do hilo (mais frio) para a periferia do tecido hepático, sem interrupção de nenhuma isoterma por áreas ou pontos de diferentes temperaturas, na seguinte ordem: azul escuro, azul claro, verde, amarelo e vermelho, conforme figura 16:

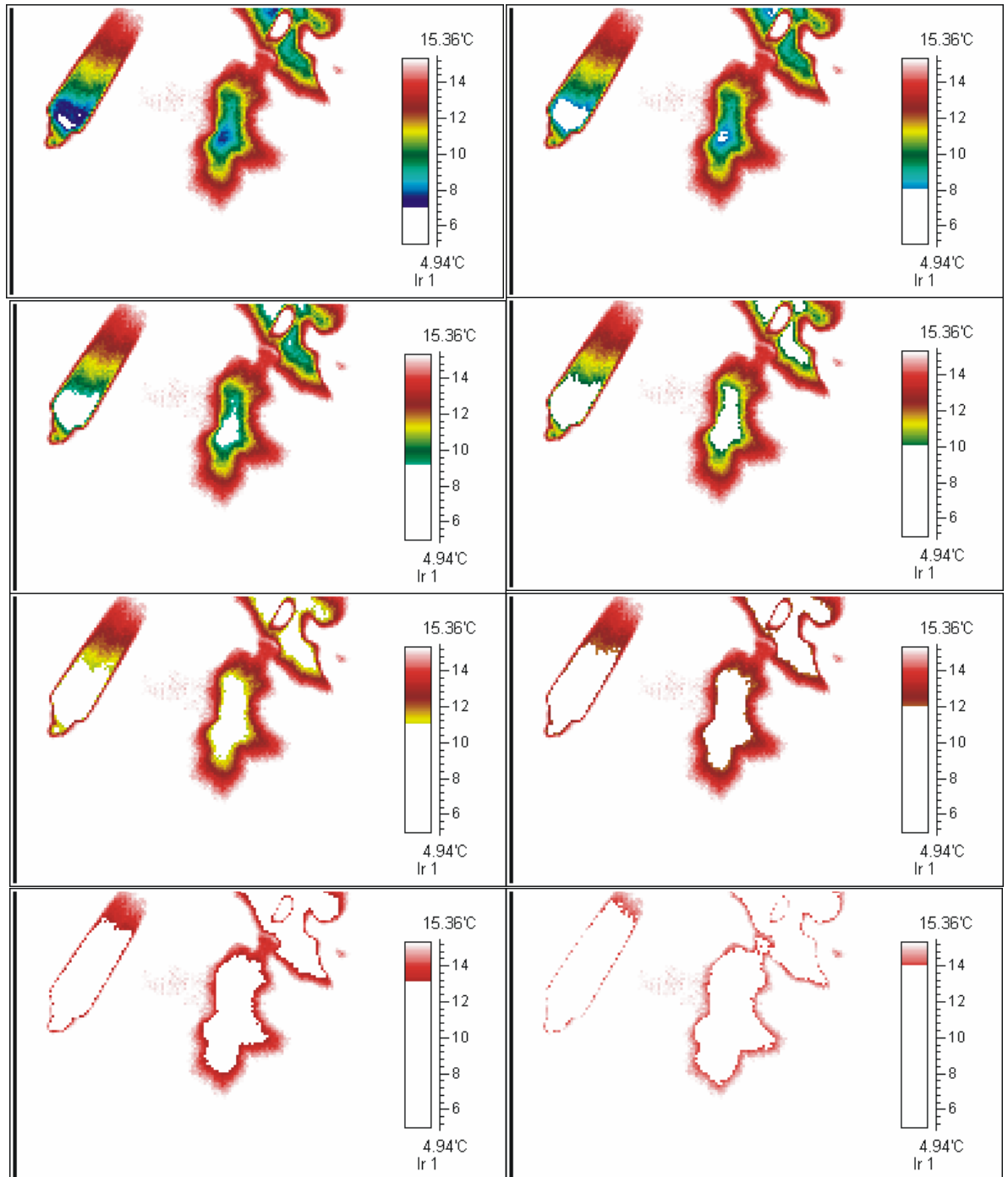


FIGURA 16 - TERMOGRAMAS COM ISOTERMAS TRAÇADAS DO MENOR PARA O MAIOR GRADIENTE DE TEMPERATURA EM FÍGADOS DO GRUPO I (SEM ISQUEMIA). OBSERVAR GRADIENTE TÉRMICO HOMOGÊNEO.

4.2 CORRELAÇÃO ANATOMOPATOLÓGICA COM IMAGEM TÉRMICA DIGITAL INFRAVERMELHA- GRUPO II (COM ISQUEMIA)

MACRO: fígado congesto, ligeiramente aumentado, tenso, com bordas arredondadas, contendo áreas escurecidas, conforme figuras 17 e 18.

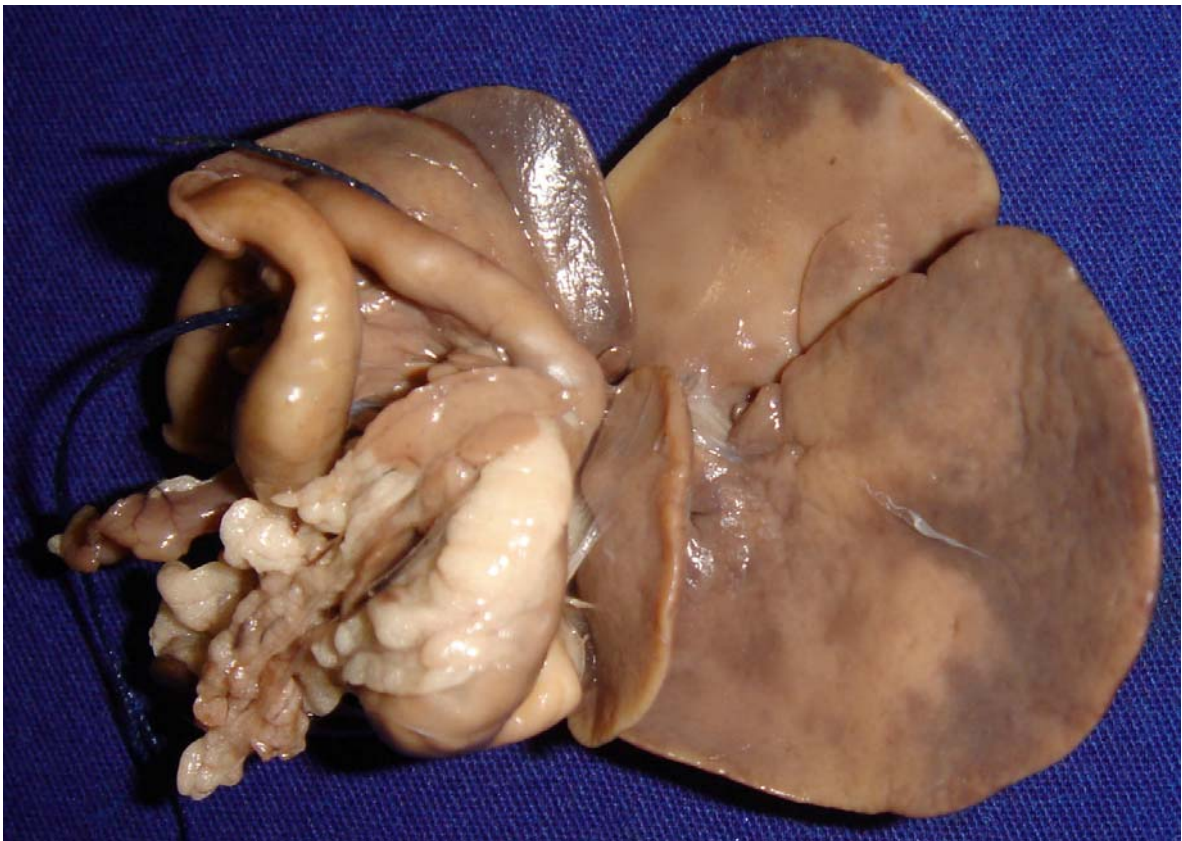


FIGURA 17 – ASPECTO MACROSCÓPICO DO FÍGADO SUBMETIDO À ISQUEMIA QUENTE, CONTENDO ÁREAS DE CONGESTÃO ESCURECIDAS



FIGURA 18 – CORTES DE UM LOBO HEPÁTICO DO GRUPO II COM ISQUEMIA
CONTENDO ÁREAS CONGESTAS ESCURECIDAS

MACRO: Na superfície de corte observam-se áreas escurecidas em predominância de 65% (calculado no ADOBE PHOTOSHOP) em relação às áreas claras. As áreas escurecidas correspondem à congestão passiva por extravasamento de sangue que decorre da diminuição da drenagem venosa, comprovado também na microscopia.

MICRO: sinais de sofrimento celular por hipoperfusão e hipóxia do fígado, com predominância de necrose isquêmica dos hepatócitos na região centro lobular. Demarcação visível dos hepatócitos viáveis e necróticos deslocando-se do espaço porta para região centrolobular. A veia central e os sinusóides vasculares das regiões centro-lobulares ficam distendidos com sangue. Presença de edema celular, picnólise, cariorexis e corpos apoptóticos, conforme figuras 19, 20, 21 e 22.

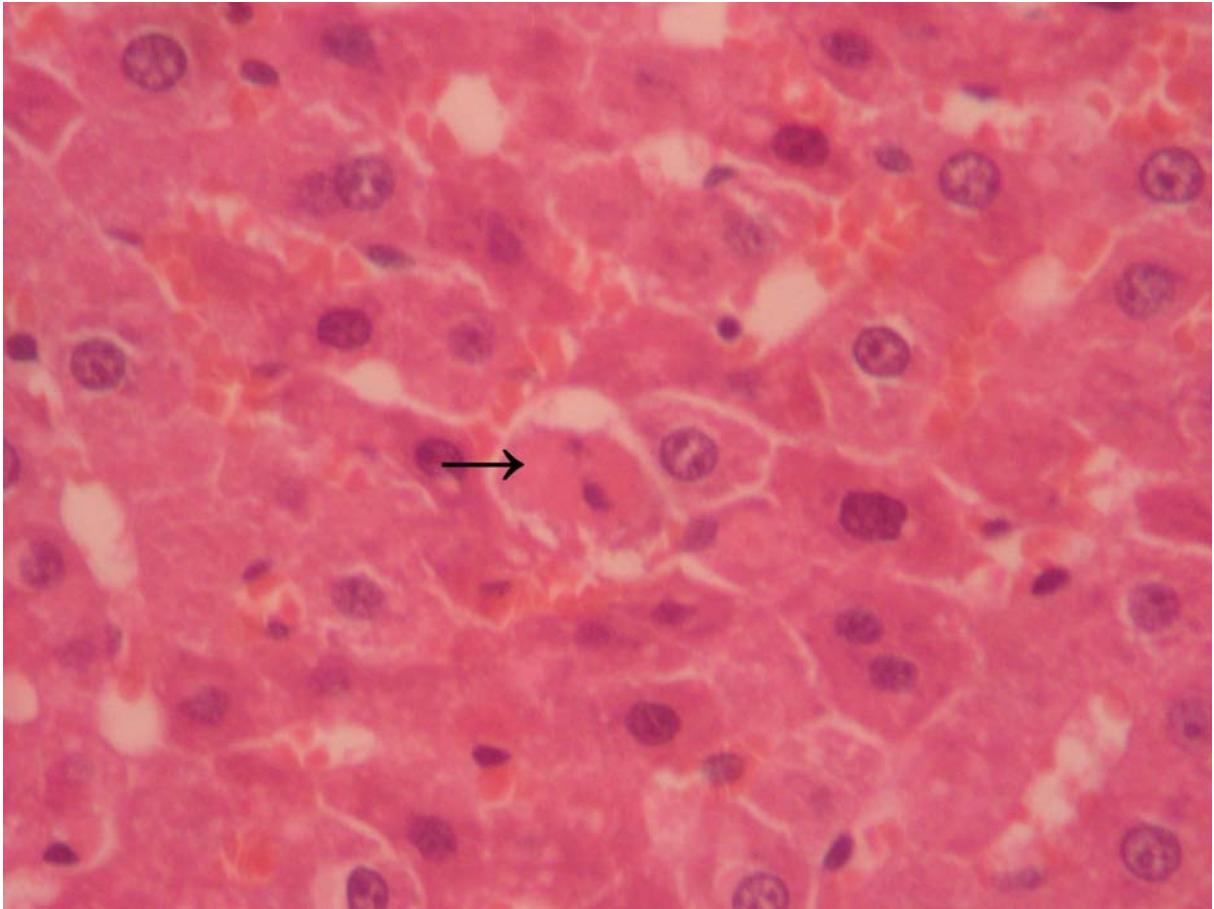


FIGURA 19 - MICROSCOPIA DE CORPO APOPTÓTICO AO CENTRO DA LÂMINA (vide seta)
DECORRENTE DA ISQUEMIA NO GRUPO II

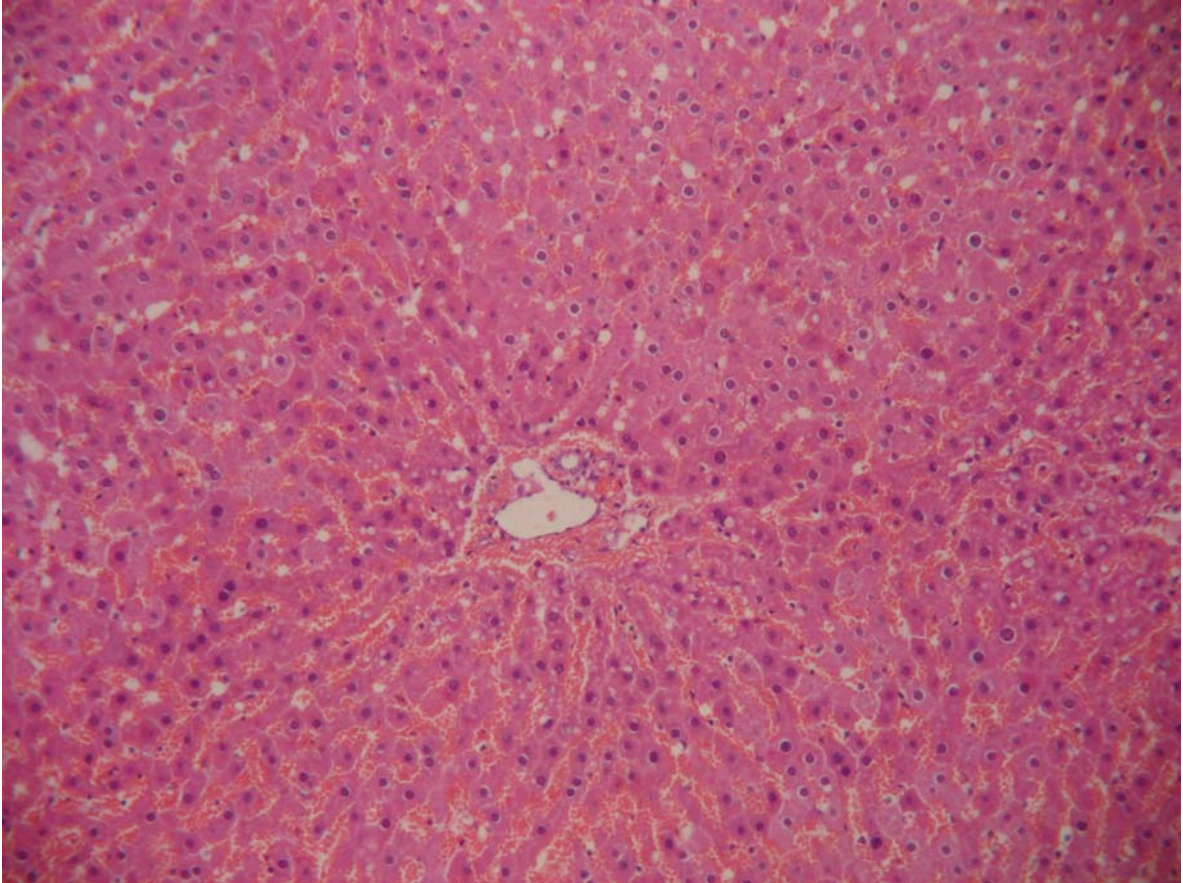


FIGURA 20 - INTENSA CONGESTÃO EM ÁREA CENTROLOBULAR, NO GRUPO II

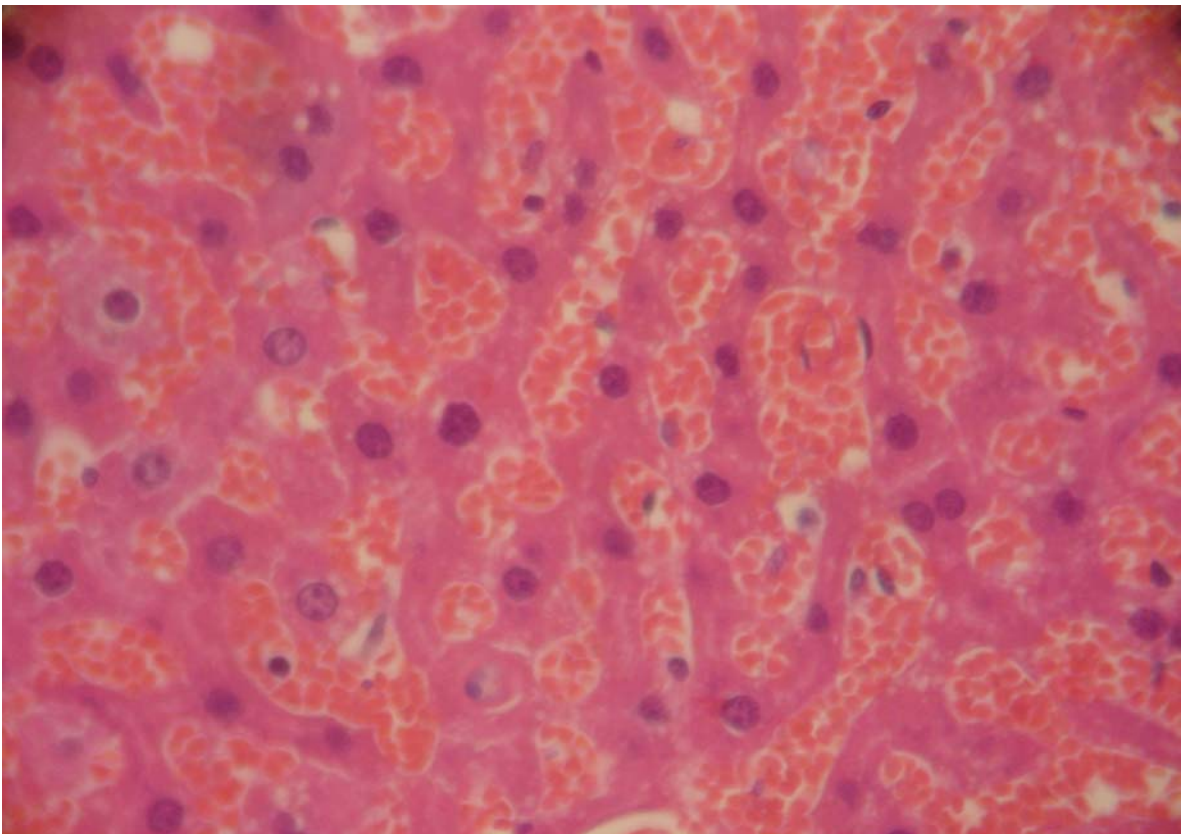


FIGURA 21 - DETALHANDO INTENSA CONGESTÃO HEPÁTICA

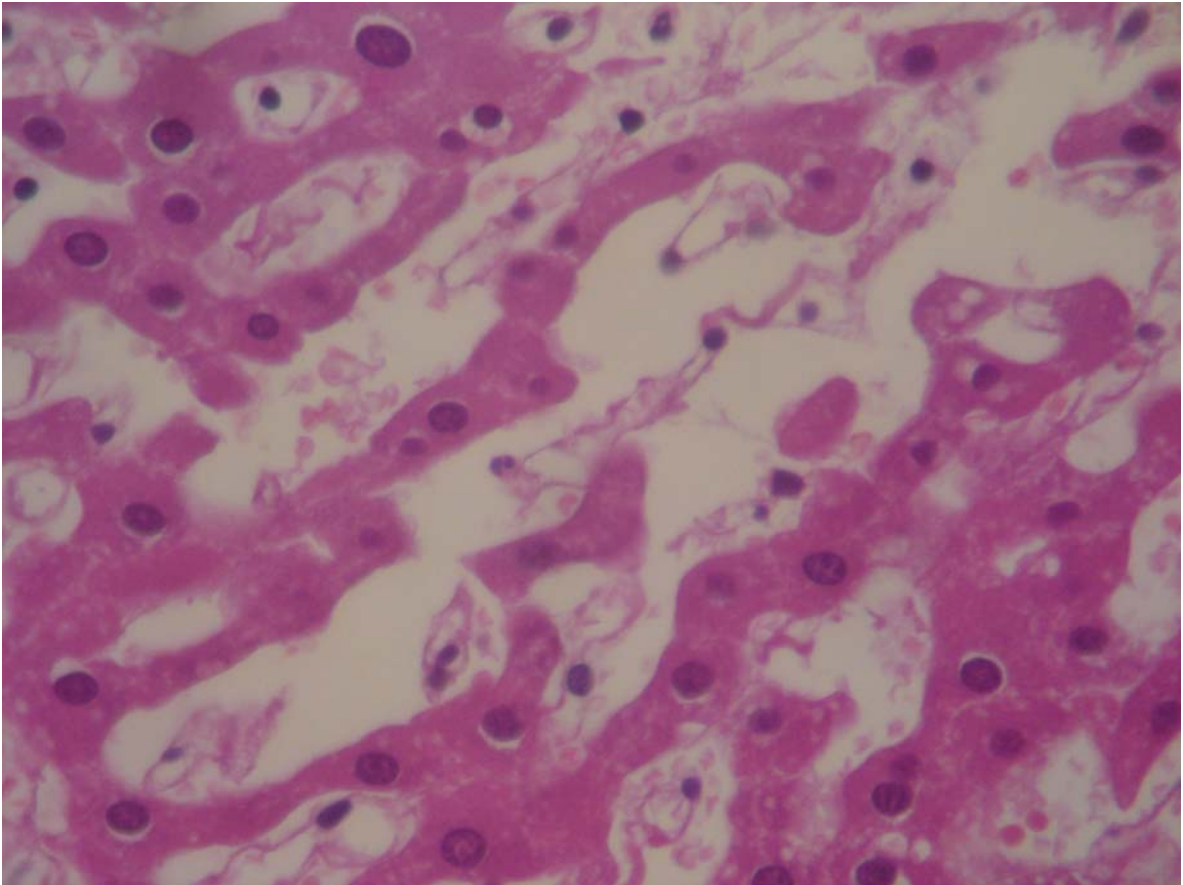


FIGURA 22 - DEGENERAÇÃO DO CORDÃO HEPATOCÍTICO EM DECORRÊNCIA DA ISQUEMIA, GRUPO II

IMAGEM TÉRMICA DIGITAL INFRAVERMELHA- GRUPO II (COM ISQUEMIA)

As linhas de mesma temperatura (isotermas) traçadas a partir da escala colorimétrica de cores, deslocando-se do gradiente de maior temperatura para o menor, demonstraram padrão heterogêneo, com interrupção da isoterma por áreas e pontos de diferentes temperaturas, conforme figura 23:

Isotermas do maior para o menor gradiente, observar áreas brancas (isotermas) interrompidas por áreas vermelhas.

Observar isotermas amareladas interrompidas por isotermas avermelhadas.

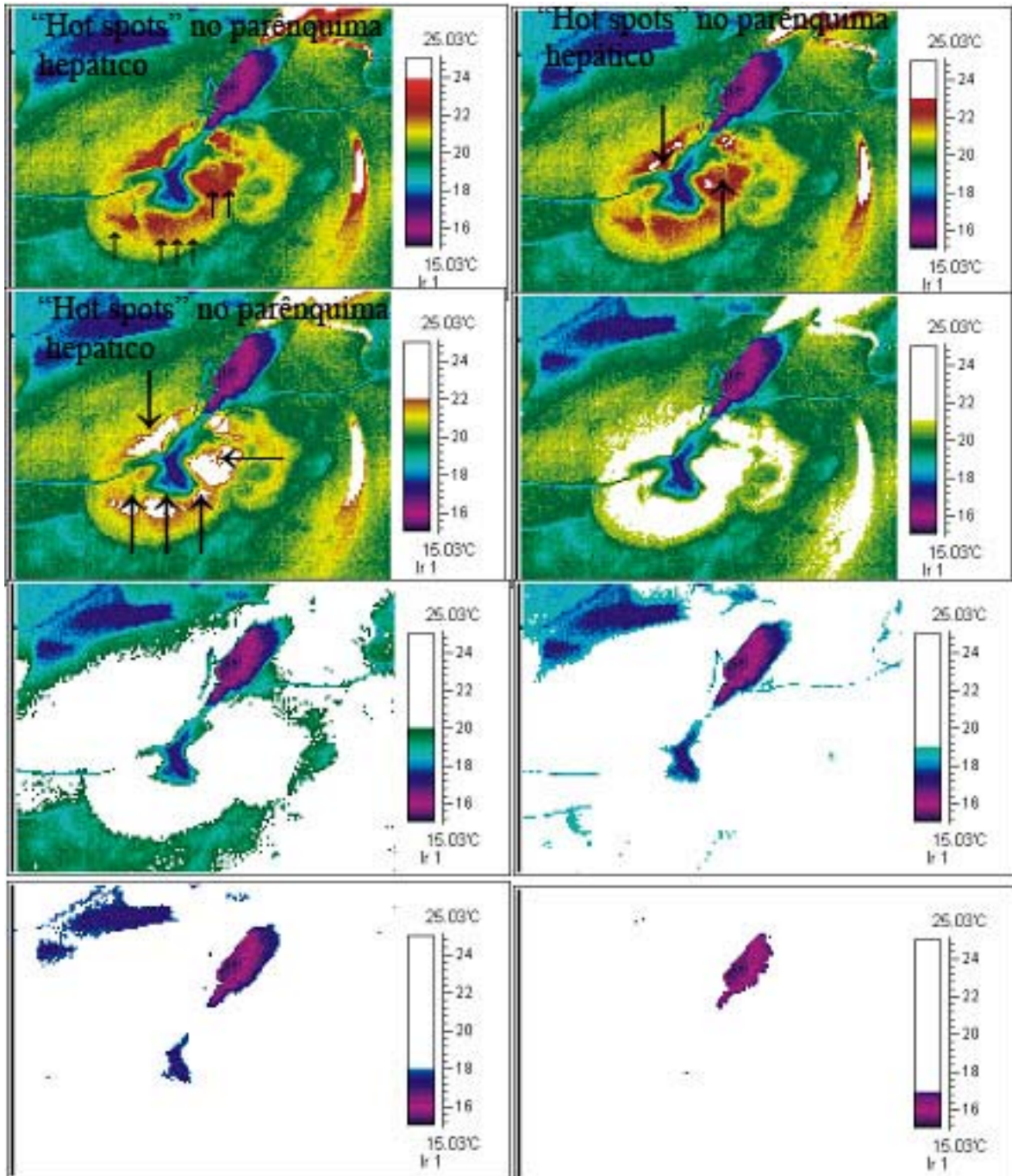


FIGURA 23 – ISOTERMAS DO MAIOR PARA O MENOR GRADIENTE, OBSERVAR GRADIENTE TÉRMICO HETEROGÊNICO DESTACADO POR SETAS.

Isotermas do menor para o maior gradiente, observar áreas brancas (isotermas) interrompidas por áreas vermelhas, conforme figura 24.

Observar isotermas amareladas interrompidas por isotermas avermelhadas.

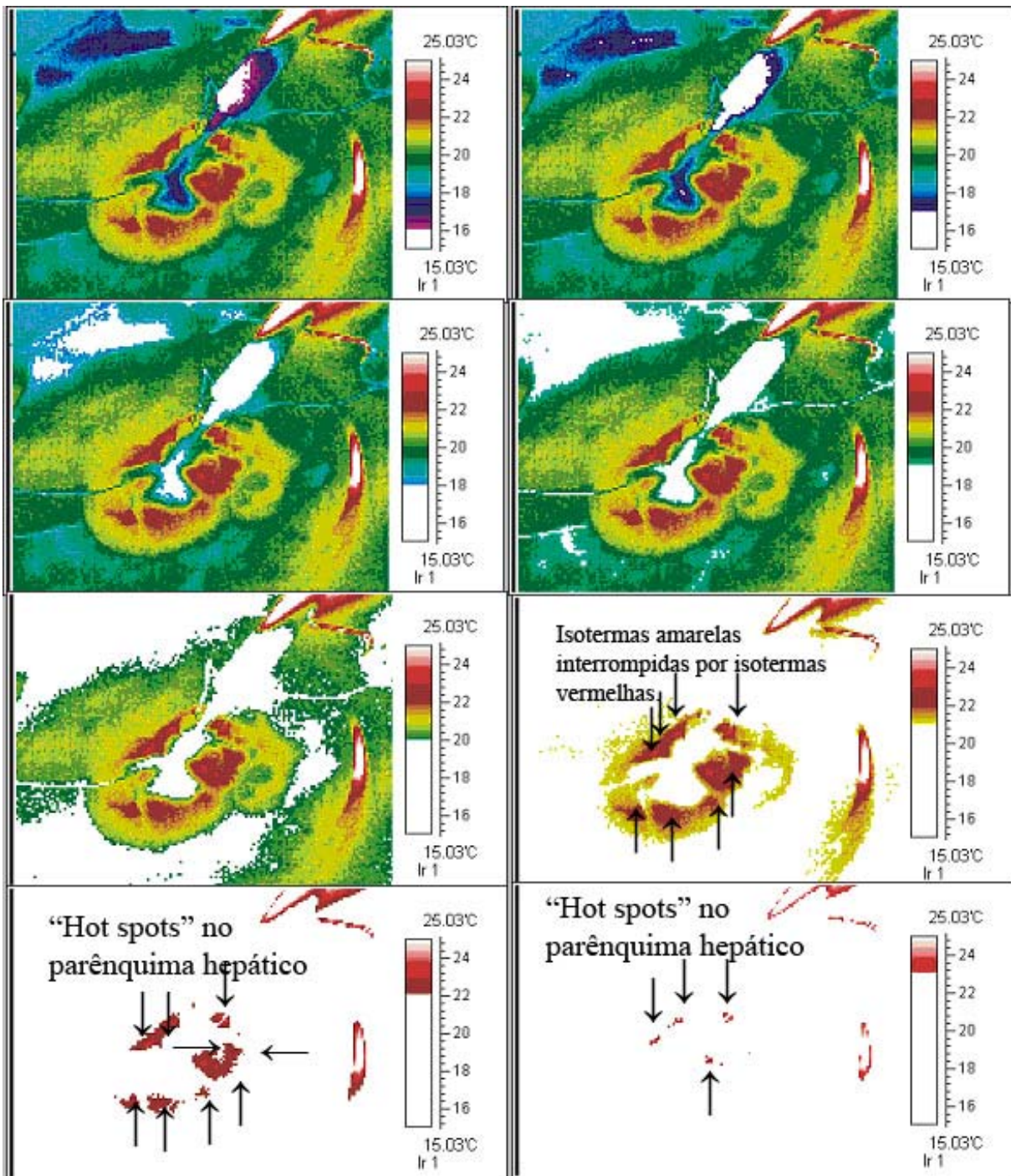


FIGURA 24 - ISOTERMAS DO MENOR PARA O MAIOR GRADIENTE, OBSERVAR GRADIENTE TÉRMICO HETEROGÊNICO DESTACADO POR SETAS.

5 DISCUSSÃO

5.1 DO MÉTODO DE EXPERIMENTAÇÃO

Quando se propõe estudar o comportamento térmico de um ser vivo, deve-se ter um conhecimento técnico da terminologia usada atualmente, do preparo adequado dos animais, do controle dos fenômenos atmosféricos dentro do laboratório experimental e da indicação do uso de equipamentos de alta precisão com padronização da tecnologia de informática utilizada.

Em estudos bio-termodinâmicos, a diferença entre falsos positivos ou falsos negativos é diretamente proporcional ao conhecimento do operador em física do infravermelho, familiaridade com seu equipamento, e conhecimento da anatomia e fisiologia da área a ser examinada. (BRIOSCHI, 2007).

ENGLISH et al., em 1991, doutrinam que a transferência de energia térmica é determinada por leis físicas (evaporação, condução, radiação e convecção) e não por diferença entre as espécies. Fundamenta-se que os resultados obtidos neste trabalho em tecido hepático de ratos são aplicáveis outras espécies, por seguirem princípios físicos de transferência de calor.

5.2 TERMINOLOGIA ATUAL

Brioschi (2007), ao estudar a distribuição sanguínea da pele por meio da filmagem digital infravermelha, recomenda não se utilizar mais os termos empregados no passado, referentes à temperatura como termografia, teletermografia, termometria, hipertermia ou hipotermia.

O autor assevera que por serem as alterações devido a mudanças do fluxo e distribuição sanguínea cutânea, muitas vezes não implicam um aumento significativo da temperatura tornando-se impróprio dizer que há uma hipertermia de membro superior quando não discernível pela sensibilidade humana, por exemplo.

Por isso, neste estudo houve a substituição das antigas expressões por adequada terminologia atual, com emprego de palavras como: imagem infravermelha, hiper ou hiporradiação, área hiper ou hiporradiogênica, apesar de ainda consagrado o uso de certas expressões inglesas, como “*hot spot*” para indicar pontos hiperaquecidos.

De modo óbvio, também foi abandonado o uso das placas de cristal líquido, conhecidas como termografia ou termometria de contato, que têm limitações que tornam as interpretações difíceis, imprecisas e duvidosas.

5.3 DO EXPERIMENTO

Do jejum

Becker (1980); Zahorska-Markiewicz (1980) demonstraram que a energia adquirida dos alimentos é em parte liberada em forma de calor. Após uma refeição, a temperatura corporal superficial pode aumentar 1 a 2°C, sendo seu máximo atingido 30 minutos após o término da refeição. Neste estudo tomou-se o cuidado de manter os animais em jejum por 12 horas antes do experimento.

Do balanço hídrico

Ekblom (1970) demonstrou outro fator importante que afeta a temperatura superficial que é o balanço hídrico. Se o conteúdo de água do organismo for reduzido, sua condutividade térmica também estará diminuída. No estudo os animais foram mantidos hidratados *ad libitum*.

Do ciclo circadiano

Considerou-se neste estudo o efeito do ritmo circadiano, que varia mesmo sob condições ambientais constantes no curso de 24 horas. Sendo então escolhido o horário do início da noite para realizar os experimentos, pois a temperatura central e a superficial dos animais permanecem mais estáveis neste período assim como a do meio ambiente, como estudado por KIRSCH (1985) E OTTO *et al.* (1981).

O uso de ambiente térmico controlado foi desenvolvido por VARGAS (1997) já validado em análise da perda térmica em laparotomia e exposição de alças intestinais; instalação de pneumoperitônio e hipertensão intra-abdominal, efeitos vasodilatadores da intoxicação aguda por anestésicos locais, utilizado em trabalhos publicados por COLMAN *et al.* (2002 e 2004) e VARGAS (2005).

A calibração dos equipamentos utilizados no laboratório foi previamente validada pela análise das incertezas (VARGAS, 1997).

Mesmo com todo rigor conduzido em relação ao controle das condições ambientais laboratoriais, há que se destacar que BRIOSCHI, em 2008, teve bons resultados em ambiente não controlado em traumatologia com uso da tecnologia da imagem infravermelha, tanto em emergências clínicas quanto nas tidas como cirúrgicas (hipóxia, trauma torácico, choque hipovolêmico, lesão medula espinhal, acesso venoso periférico).

O autor concluiu que a sensibilidade térmica e a qualidade do equipamento empregado permitiram a visualização de mínimas alterações térmicas, e via de consequência, melhor performance diagnóstica, permitindo o uso de infravermelho em situações de triagem emergencial no próprio local do acidente (BRIOSCHI, 2008).

O termovisor SAT empregado no presente estudo possui sensibilidade térmica de 0,1°C o que o classifica como de alta performance de resolução térmica, conforme (RING, 1985).

Os recursos em programas computacionais seguiram os parâmetros mínimos estabelecidos por Engels *et al.* (1985).

Do stress

Segundo Guyton (1992), a temperatura do organismo depende de seu fluxo sanguíneo, quando o corpo produz calor excessivo durante exercícios intensos, a temperatura retal pode aumentar temporariamente para 1,3 a 3°C a mais que a temperatura central normal.

Astrand (1970) demonstrou que durante a atividade física a produção de calor pode aumentar em 10 a 20 vezes, aumentando a temperatura muscular mais do que a temperatura central. Além disso, a liberação de hormônios, como a adrenalina, sob estresse podem causar vasoconstrição cutânea e diminuir a temperatura cutânea como estudado por Kirsch (1985).

Evitou-se, assim, que os animais aumentassem sua atividade física e metabólica antes do experimento. Eles foram pegos com cuidado pelo dorso impedindo-os que se afugassem ou tivessem maior estresse antes de serem

anestesiados para evitar alteração microcirculatória desencadeada por vasoconstricção adrenérgica.

5.4 QUANTO A MANIPULAÇÃO HEPÁTICA

Mehrabi (2002) relatou que qualquer manipulação cirúrgica durante ressecção do fígado ou procedimento de transplante potencialmente influencia a microcirculação.

O mesmo autor demonstrou por técnica de microdiálise que é possível a monitoração das alterações metabólicas no parênquima hepático durante procedimentos cirúrgicos.

O preparo hilar causa alterações na glucose intra-hepática, lactato, glutamato, correlacionadas com alterações microcirculatórias. A restituição da microcirculação hepática (diminuição estímulo cirúrgico) foi acompanhada de uma rápida recuperação dos parâmetros fisiológicos e metabólicos, conforme o mesmo autor.

A preparação do hilo hepático *in situ* por instrumental e cautério elétrico usados na prática clínica pode induzir prolongado distúrbio da microcirculação, medidas por termodifusão tanto experimentalmente (KLAR, 1995) quanto em estudos clínicos (KLAR, 1996).

As alterações microcirculatórias durante a preparação hilar potencialmente podem causar relevante isquemia tissular com marcada depleção do conteúdo energético celular, particularmente nas áreas pericentrais dos lóbulos hepáticos, conforme estudos de (LEMASTERS, 1981; SHEMMER, 1996).

Após a preparação cirúrgica, há um decréscimo de 20% nos parâmetros microcirculatórios hepáticos, como documentada nas investigações de Klar (1995).

Todos esses viéses metodológicos acima apontados foram controlados, neste trabalho, por rigorosa metodologia de controle ambiental, uso de equipamentos de alta tecnologia, padronização da técnica cirúrgica e anestesiológica, e comparados com macroscopia e microscopia de tecido hepático controle.

Destaque-se que no grupo I, sem isquemia, a preparação do hilo e das supra-hepáticas não foi causa eficaz para que demonstrasse sinais clássicos de isquemia tissular mediante estudos por macroscopia e microscopia padrão corada com hematoxilina-eosina.

O contraste térmico soro fisiológico a 4°C não causou danos histológicos nem reações inflamatórias no tecido hepático, provado por técnica de microscopia óptica padrão, no grupo I.

5.5 CLASSIFICAÇÃO DO GRADIENTE TÉRMICO

Neste estudo foi justificada a importância da classificação morfológica do gradiente térmico sendo validado por estudos estatísticos.

O resultado da correlação dos achados anátomo-patológicos com os da imagem térmica digital infravermelha no tecido hepático levou ao conceito da classificação do gradiente térmico em homogêneo e heterogêneo, de acordo com a presença ou não de interrupção por áreas ou ilhas de temperatura de diferente médias e desvio padrão.

A prova para classificar o tecido hepático com relação a presença de isquemia foi a histologia padrão com hematoxilina eosina.

Na presente investigação a grande contribuição foi a prova matemática de que áreas com diferentes média e desvio padrão de temperatura foram encontradas em tecidos hepáticos sem isquemia; portanto, tais áreas não refletem necessariamente perfusão orgânica isquêmica, sendo imperativo científico a classificação da morfologia do gradiente térmico quanto à sua homogeneidade.

Áreas de temperatura tomadas em gradientes térmicos homogêneos distintos são diferentes do ponto de vista estatístico, o que fundamenta o imperativo da classificação da morfologia do gradiente térmico em estudos de perfusão hepática; destacando que áreas e pontos de diferente média e desvio padrão tomados isoladamente no parênquima hepático nem sempre correspondem a regiões de alterações isquêmicas, devendo-se atentar sempre para a morfologia do gradiente térmico e não para pontos de média e desvio padrão diferentes, por ocasião da apresentação dos resultados neste tipo de estudo.

O clássico conceito da semelhança entre dimídios, usado para diagnóstico em doenças que alteram o fluxo sanguíneo ou reflexos cutâneos, não é aplicável neste estudo de perfusão orgânica.

Houve, neste estudo, correlação entre tecido hepático normal com gradiente térmico homogêneo, o que corrobora a anotação de Brown (1980) que estudou a

distribuição de fluxos térmicos em camadas cutâneas, e obteve isotermas em padrão hemiesférico.

À inspeção visual dos resultados publicados por Brown (1980), extrai-se o achado de que o gradiente térmico era homogêneo, sem o concurso de interrupção por áreas de diferente média e desvio padrão.

O clássico conceito da semelhança, adotado em estudos da microcirculação cutânea, não pode ser aplicado em estudos de microcirculação hepática, mas tem de ser associado ao novo conceito da classificação morfológica do gradiente térmico.

Existem outros trabalhos na literatura em que o princípio da simetria térmica pôde ser complementado pela metodologia da classificação do gradiente térmico resultou em melhor conhecimento para interpretação de termogramas, em relação a microperfusão da pele, tida como o maior órgão do corpo humano.

Brioschi (2007) descreveu pontos gatilhos da síndrome miofascial e classificou sua morfologia.

Para a referida síndrome, foi descrita imagem hiperradiante de descrição discóide regular, com diâmetro de 5 a 10 mm, disposto diretamente na área cutânea de projeção do ponto gatilho sintomático, em padrão de miótomo (FISCHER,1883; FISCHER,1985; BALBINO,2005). Geralmente 0,5 a 1° C mais elevado se comparado com o lado oposto ou com região circunvizinha. Isotérmicos, homogêneos e bem delimitados, podendo se apresentar de formas isoladas, confluentes ou multifocais.

Da mesma forma, pontos de diferente média e desvio padrão foram encontrados em tecido hepático não isquêmico e isquêmico. O que determinou a correlação anátomo-termográfica foi a classificação do gradiente térmico.

Destaca-se que no presente modelo experimental em ratos foi adotado ambiente controlado de laboratório, sem o concurso de múltiplas variáveis que pudessem influenciar o resultado, portanto, não indicando a realização de testes estatísticos de regressão linear múltipla para correlacionar os achados anatômicos com os termográficos.

No presente estudo, restou padronizada e demonstrada correlação entre tecido hepático não isquêmico com a perfusão em gradiente térmico homogêneo. Ficou demonstrado objetivamente que os tecidos isquêmicos apresentaram padrão perfusão com gradiente térmico heterogêneo.

5.6 PERFUSÃO DE ÓRGÃOS

O uso da filmagem térmica digital infravermelha é instantâneo, ficando os dados gravados para posterior análise, não dependendo de laboratório e nem do fator tempo que pode vir a comprometer os resultados finais da análise (COLMAN, 2002).

Com relação ao tecido hepático, as imagens obtidas no grupo sem isquemia puderam ser explicadas pela macroscopia e microscopia do tecido, em que o fluxo térmico de fluido mais frio se distribui de maneira homogênea pela microcirculação não isquêmica, não obstruída.

A microcirculação obstruída por edema celular, por alterações na microarquitetura hepatocítica, por degeneração dos cordões hepatocelulares, por obstrução de infiltrados inflamatórios prejudica o fluxo térmico do fluido frio nas áreas isquêmicas, explicando o padrão de gradiente térmico heterogêneo interrompido por *hot spots* e áreas hiperradiantes não adequadamente perfundidas.

Durante a perfusão com solução de preservação fria (COLMAN, 2002), foi observado o mesmo padrão de morfologia padronizada e descritas para gradiente térmico homogêneo no fígado de doador para transplante intervivos na superfície de secção do parênquima (vide apêndice 1).

O mesmo padrão de gradiente térmico homogêneo foi obtido em um estudo piloto em que o fígado foi exposto por laparotomia em ratos anestesiados e perfundidos *in vivo* porta por solução de Ringer Lactato pela veia porta.

Gradiente térmico heterogêneo foi obtido no mesmo estudo piloto em fígados isquêmicos por clampeamento temporário da veia porta por 30 minutos, seguida da reperfusão por contraste térmico a 4°C por solução de RINGER Lactato (no prelo).

A classificação do gradiente térmico é inédita e não está descrita nos recentes trabalhos que envolveram perfusão orgânica e nem microcirculação hepática.

5.7 DA ELEIÇÃO DOS RECURSOS DE TERMOGRAFIA

A descrição técnica da interpretação dos termogramas por meio de tabelas e a possibilidade de traçar vários tipos de isotermas sem o concurso de alteração das informações térmicas é preconizado por Bösiger (1985).

Neste estudo todos esses requisitos preconizados por ocasião da idealização do sistema THERMOTOM, citado por RING, foram supridos pelos recursos dos softwares utilizados, sendo o SAT USB 2005 empregado para operação da câmera infravermelha e captura das planilhas termográficas, que neste estudo foi gerada em filmagens a 25 Hz (vinte e cinco quadros por segundo) em arquivos eletrônicos de extensão IRV.

O programa computacional SAT REPORT STANDARD permitiu a conversão das planilhas eletrônicas termográficas em termogramas com sua respectiva paleta (escala colorimétrica calibrada) e por seus recursos foi possível traçar as isotermas dos gradientes de maior temperatura para o menor e vice-versa. Desde já destaca-se que a informação numérica na matriz termográfica não é alterada.

Para captura de imagens, optou-se pelo uso do EAT CAM WEBCAM 2.0, por estar disponível na rede internacional de computadores como de instalação e uso público, sem custos, o que gerou arquivos eletrônicos de vídeo clip .AVI.

O conjunto de fotografias que compõem um vídeo-clipe (AVI) pode ser selecionado e convertido em arquivos digitais fotográficos de extensão .JPG, dentre eles o ADOBE PHOTOSHOP CS2 versão 9.0.2 CS2 e COREL PHOTO PAINT 12, 2003.

Têm sido descritas várias armadilhas para captura de imagens provenientes de monitores de vídeo, em que a distorção é impossível de ser evitada. Além disso, as cores usadas para melhor performance visual são raramente selecionadas para o uso específico em mídia, conforme RING, 1985.

A natureza das imagens digitais fotográficas resulta do agrupamento de pontos (pixels) ou de grades contendo descrições matemáticas que determinam a posição, o comprimento e a direção em que as linhas são desenhadas. Pixel é definido como a menor unidade de um bitmap. Possui informações matemáticas podem ser apresentadas em canais de acordo diferentes "[modos de cor](#)" e ajustar o brilho, a iluminação e o escurecimento das cores (MANUAL ELETRONICO COREL 12).

Por suas propriedades digitais matemáticas, dos pixels podem ser extraídas informações sobre cor, brilho, número (densidade), média e desvio padrão de distribuição de cores dentro de uma matriz colorimétrica ou área de interesse, que podem ser submetidos a cálculos estatísticos e de proporção.

Por sua natureza numérica, as fotografias digitais da macroscopia dos órgãos foram processadas de acordo com os critérios de ENGEL, haja vista que de seus pixels puderam ser extraídos resultados apresentados em histograma pelo ADOBE PHOTOSHOP relacionados com cor, brilho, número de pixels, média e desvio padrão de cores de áreas de interesse, chegando-se à conclusão de que a área de necrose era de 65% nos lobos do grupo II.

O modo de cor no quais as três cores de luz (vermelho, verde e azul) são combinadas com diferentes intensidades para produzir todas as cores denomina-se canal RGB.

Monitores, digitalizadores e o olho humano utilizam RGB para produzir ou destacar cores (MANUAL COREL), motivo pelo qual, neste estudo, todas as imagens digitais foram apresentadas, computadas ou representadas no canal RGB.

Optou-se, para fins de análise das fotografias digitais e cálculo da área de necrose obtidas nos cortes fixados na macroscopia, pelo programa computacional ADOBE PHOTOSHOP por sua facilidade do uso do recurso denominado “varinha mágica” para seleção das áreas e na apresentação dos dados no respectivo histograma, de acordo com os critérios para análise numérica proposto por Engel (1979), que também se aplica para fotografias digitais.

Optou-se pelo uso do programa COREL 12 pela facilidade na conversão de arquivos capturados transferidos em imagens digitais de extensão.JPG .

A metodologia das isotermas contemplou uma melhor performance visual à justa medida que o gradativo avanço da isoterma branca partindo-se da temperatura mais quente para a mais fria e vice-versa permitiu uma melhor visibilidade da presença ou não de áreas e de pontos que interrompessem uma isoterma, critério fundamental da classificação adotada e validada no presente estudo.

A maior dificuldade neste estudo foi a ausência do recuso técnico de fusão entre as imagens digitais termográficas com as digitais fotográficas, gerando a impossibilidade técnica da demarcação de áreas no termograma com a sua exata e respectiva imagem digital fotográfica.

Foi necessário trabalhar com várias janelas com diversos programas computacionais abertos para a realização do processo de filmagem por imagem digital infravermelha, representação por termogramas, análise estatística, captura no vídeo, transferência e gravação final em formato JPG.

Neste processo são gerados excessos de arquivos temporários que demandam grande capacidade de memória do sistema, além de elevados custos na aquisição de programas computacionais.

5.8 NOVOS HORIZONTES

No futuro, ideal seria o desenvolvimento de técnica de fusão de imagem com interface estatística. Algoritmos para análise de padrão do gradiente térmico, tudo de acordo com o padrão vascular do órgão e de sua constituição histológica, inclusive para fins de cálculo de percentagem gordurosa.

A termografia infravermelha poderia contribuir nas pesquisas que visam correlacionar a viabilidade hepática com a dependência de temperatura, em estudos de perfusão contínua.

Foi recentemente aceita no Poder Judiciário como recurso técnico para demonstração objetiva de lesões por COLMAN (2005) (2006) no âmbito do foro trabalhista.

6 CONCLUSÃO

Foi possível avaliar o padrão de transferência de calor em tecido hepático *ex vivo* controle e isquêmico e correlacionar anatomia (macroscopia e microscopia óptica) com a imagem térmica digital infravermelha:

I) A transferência de calor em tecido hepático *ex vivo* não isquêmico de ratos foi detectado por imagem térmica digital infravermelha com descrição de padrão em gradiente térmico homogêneo.

II) Houve correlação entre padrão de imagem térmica digital infravermelha em gradiente térmico homogêneo com histologia descrita como normal.

III) A transferência de calor em tecido hepático *ex vivo* isquêmico de ratos foi detectado por imagem térmica digital infravermelha com descrição de padrão em gradiente térmico heterogêneo.

IV) Houve correlação entre padrão de imagem térmica digital infravermelha em gradiente térmico heterogêneo com a histologia descrita em órgãos submetidas à isquemia: picnólise, cariorrexis, infiltrado inflamatório, edema celular, congestão visceral, degeneração cordão hepatocítico.

REFERÊNCIAS

- ALMOND, N.E.; WHEATLEY, A.M. Measurement of hepatic perfusion in rats by laser Doppler flowmetry. **Am. J. Physiol.**, Bethesda, v.262, p.G203-G209, 1992.
- ANGELESCU, M. *et al.* Perioperative monitoring of the cortical microcirculation in clinical renal transplantation by thermodiffusion. **Transplant. Proc.**, New York, v.29, p.2790–2792, 1997.
- ARVIDSSON, D.; SVENSSON, H.; HAGLUND, U. Laser-Doppler flowmetry for estimating liver blood flow. **Am. J. Physiol.**, Bethesda, v.254, p.G471-G476, 1988.
- ASTRAND, P. O.; RODAHL, K. **Textbook of work physiology**. New York: McGraw-Hill, 1970.
- BALBINO, L.F.; VIEIRA, L.R. Avaliação objetiva da síndrome dolorosa miofascial: uso da termografia antes e após tratamento associando mesoterapia a bloqueio anestésico. **Acta Fisiatr.**, São Paulo, v.12, p.115-117, 2005.
- BASS, L.; ROBINSON, P.; BRACKEN, A.J. Hepatic elimination of flowing substrates: the distributed model. **J. Theor. Biol.**, London, v.72, p.161–184, 1978.
- BECKER, D. P. Ein neues Konzept der Ernährungswissenschaft: Termogenese. **Bild der Wissenschaft**, v. 12, p. 60-65, 1980.
- BLUMGART, L.H.; WHEATLEY, A.M.; MATHIE, R.T. Liver blood flow: physiology, measurement and clinical relevance. In: BLUMGART, L.H. (Ed.). **Surgery of the liver and biliary tract**. 2nd ed. New York: Churchill Livingstone, 1994; p. 95-110.
- BÖSIGER, P.; SCARONI, F. Microprocessor-assisted thermography system for the quantitative on-line analysis of static and dynamic thermogram. In: ENGEL, J.M.; STÜTTGEN, F.U. (Ed.). **Thermological methods**. Wwinheim: Verlagsgesellschaft, 1985. p.127-132.
- BRADLEY, S.J. *et al.* The estimation of hepatic blood flow in man. **J. Clin. Invest.**, New York, v.24, p.890-897, 1945.
- BRIOSCHI, M.L.; CIMBALISTA JR. M.; NAKAGAWA, C.R.; VON BAHTEN, L.C.; BROFMAN, P.S. Avaliação intraoperatória da revascularização cardíaca por angiografia térmica coronária: estudo experimental preliminar. **Arq. Méd. PUCPR**, Curitiba, n.2, 2000.
- BRIOSCHI, M.L.; CIMBALISTA JR. M.; COLMAN, D.; MACHUCA, T.N.; ROCHA LOURES, D.R.L. Termo-coronário-angiografia: padronização do método e primeiras aplicações clínicas no Brasil. **Rev. Bras. Cir. Cardiovasc.**, São Paulo, v.17 n.2 , p.15-19, 2002.

BRIOSCHI, M.L.; COLMAN, D.; MELLO NETO, H. Fusing IR and magnetic resonance (MR) image. **J. Korean Med. Thermol.**, Seoul, v.2, p.57-58, 2002.

BRIOSCHI, M.L. . *et al.* Termo-coronário-angiografia: padronização do método e primeiras aplicações clínicas no Brasil. **Rev. Bras. Cir., Cardiovasc.**, São Paulo, v.17, p.123-127, 2002.

BRIOSCHI, M.L. ; MALAFAIA, O. Infrared imaging and surgery. **ABCD. Arq. Bras. Cir. Digestiva**, São Paulo, v.15, p.99-100, 2002.

BRIOSCHI, M.L. *et al.* Surgery by infrared vision. **Eng. Térmica**, Curitiba, v. 5, p. 33-35, 2004.

BRIOSCHI, M. L. *et al.* Avaliação intra-operatória da viabilidade instestinal por imagem infravermelha. **Rev. Méd. Paraná**, Curitiba, v.65, p.32-36, 2007.

BRIOSCHI, M. L. *et al.* Exame de termometria cutânea infravermelha na avaliação do pé diabético. **Rev. Méd. Paraná**, Curitiba, v.65, p.37-41, 2007.

BRIOSCHI, M.L. ; YENG, L.T. ; TEIXEIRA, M.J. . Diagnóstico avançado em dor por imagem infravermelha e outras aplicações. **Prática Hosp.**, São Paulo, v. 9, p.93-98, 2007.

BRIOSCHI, M.L.; YENG, L.T.; PASTOR, E.H.; COLMAN, D.; SILVA, F.M.R.M.; TEIXEIRA, M. J. Documentação da síndrome dolorosa miofascial por imagem infravermelha **Acta Fisiatr.**, São Paulo, v.14, p.41-48, 2007.

BRYANT, G.H.; CUCINELL, S.A.; GOODWIN, B.S. Measurement of hepatic venous blood flow in shock by thermal dilution. **Proc. West Pharmacol. Soc.**, Seattle, v.24, p.23-25, 1981.

BROWN, C.G.D. *et al.* A critique of the use of a thermal clearance probe for the measurement of skin blood flow. **Clin. Phys. Physiol. Meas.**, Bristol, v.1, p.237-241, 1980.

CADEDDU, J.A.; JACKMAN, S.V.; SCHULAM, P.G. Laparoscopic infrared imaging. **J. Endourol.**, New York, v.15, p.111-116, Feb. 2001.

CALDWELL-KENKEL, J.C. *et al.* Kupffer cell activation and endothelial cell damage after storage of rat livers: effects of reperfusion. **Hepatology**, Baltimore, v.13, p.83-95, 1991.

CHEN, H.M.; CHEN, M.F.; SHYR, M.H. Prostacyclin analogue (OP-2507) attenuates hepatic microcirculatory derangement, energy depletion, and lipid per oxidation in a rat model of reperfusion injury. **J. Surg. Res.**, New York, v.80, p.333-338, 1998.

CLEMENS, M.G.; ZHANG, J.X. Regulation of sinusoidal perfusion: In vivo methodology and control by endothelins. **Semin. Liver Dis.**, New York, v.19, p.383-396, 1999.

COLMAN, D. *et al.* Análise de redistribuição do calor com agentes inalatórios, em ratos submetidos a laparotomia e pneumoperitônio, através da termografia infravermelha. **Rev. Bras. Anesthesiol.**, Rio de Janeiro, v.52, n.3, p. 307-315, 2002.

[COLMAN, D.](#); [VARGAS, J.V.](#); [BRIOSCHI ML.](#); [LORUSSO MI.](#); [DA SILVA, A.K.](#) Thermal response of rats to different types of trauma. **J. Trauma**, v. 57, n.6, p.1287-98, 2004.

COLMAN, J. **Acidente do trabalho:** a caracterização objetiva das lesões por esforço repetitivo (LER). 152 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Sociais Aplicadas) - Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa, 2006.

COLMAN, J.; MANDALAZZO, S.S.N. O valor da prova da termografia infravermelha na responsabilidade civil do empregador na manifestação das lesões por esforço repetitivo. In: **V Encontro da Pesquisa da UEPG**, Ponta Grossa, PR., V Encontro da Pesquisa da UEPG, 2005.

DRIPPS, R. D. Evaluation of the response to anesthetics: the signs and stages. In: **Introduction to anaesthesia:** the principle of safe practice. 5. Ed. Philadelphia: W. B. Sanders, 1977. p. 233.

EKBLOM, B.*et al.* Temperature regulation during exercise dehydration in man. **Acta Physiol. Scand.**, Oxford, v.79, p. 475-483, 1970.

EL-WAHSH, M. Liver graft preservation: an overview. **Hepatobiliary Pancreat Dis. Int.**, China, v.6, p.12-16, 2007.

ENGEL, J.M. Thermotom: a software package for thermografic image analysis in rheumatology. In: ENGEL, J.M.; STÜTTGEN, F.U. (Ed.). **Thermological methods.** Wwinheim: Verlagsgesellschaft, 1985. p.113-120.

ENGLISH, M. J. *et al.* Heat loss in an animal experimental model. **J. Trauma**, Baltimore, v.31 n.1, p.336-338, 1991.

FEGLER, G. Measurements of blood flow and heat production in the splanchnic area. **Arch. Intern. Physiol. Biochem.**, v.65, p.497-501, 1957.

FEGLER, G.; HILL, K.J. Measurement of blood flow and heat production in the splanchnic region of the anesthetized sheep. **Q. J. Exp. Physiol.**, Cambridge, v. 43, p.189-196, 1958.

FELDMAN, F.; NICKOLOFF, E.L. Normal thermographic standards for the cervical spine and upper extremities. **Skeletal Radiol.**, Berlin, v.12, p.235-249, 1984.

FISCHER, A.A. Advances in documentation of pain and soft tissue pathology. **J. Fam. Med.**, New York, p. 24-31, 1983.

FISCHER, A.A. The present status of neuromuscular thermography. In: **Clinical Proceeding of the Academy Of Neuromuscular Thermography.** Dallas: McGray-Hill Book, 1985. p.26-33.

FUJIMASA, I.; NAKAZAWA, H.; KAWADA, S. A new thermal coronary angiography system. **Thermol. Int.**, v.11, p.25-28, 2001.

FURUKAWA, H. *et al.* Effect of cold ischemia time on the early outcome of human hepatic allografts preserved with UW solution. **Transplantation**, Baltimore, v.51, p.1000-1004, 1991.

GAFFEY, M.J. *et al.* Predictive value of intraoperative biopsies and liver biopsies for the development of primary nonfunction in orthotopic liver transplantation. **Hepatology**, Baltimore, v.25, p.184-189, 1997.

GARCIA JR., N.; SANYAL, A.J. Laboratory assessment of hepatic hemodynamics. **Clin. Liver Dis.**, v.5, n.3, p. 591-615, Aug. 2001.

GORBACH, A. *et al.* Objective, real-time, intraoperative assessment of renal perfusion using infrared imaging. **Am. J. Transplant.**, Copenhagen, v.3, p.988-993, Aug. 2003.

GORBACH, A. *et al.* Assessment of critical renal ischemia with real-time infrared imaging. **J. Surg. Res.**, New York, v.149, p.310-318. Oct. 2008.

GORBACH, A.; WANG, H.; ELSTER, E. Thermal oscillations in rat kidneys: an infrared imaging study. **Philos. Transact. A Math. Phys. Eng. Sci.**, v.13, p. 3633-3647, Oct. 2008.

GORESKY, C.A. The modeling of tracer exchange and sequestration in the liver. **Fed. Proc.**, Washington, v.43 p.154–160, 1984.

GUYTON, A. C. Energetics, metabolic rate, and regulation of body temperature. In: _____. **Human physiology and mechanism of disease**. 5. ed. New York: Saunders, 1992. p. 946-961.

GRONER, W. *et al.* Orthogonal polarization spectral imaging: a new method for study of the microcirculation. **Nat. Med.**, Tokyo, v.5, p.1209-1212, 1999.

HOLT, G.; MITCHELL, K.W. Estimation of the nutrient blood flow using a sequential thermal clearance. **Clin. Exp. Dermatol.**, Oxford, v. 3, p.189, 1978.

HOM, P. *et al.* Xenon-induced flow activation in patients with cerebral insult who undergo xenon-enhanced CT blood flow studies. **Am. J. Neuroradiol.**, Baltimore, v.22, p.1543–1549, 2001.

INTERNATIONAL COMMITTEE ON VETERINARY GROSS ANATOMICAL NOMENCLATURE. **Nomina embryologica veterinaria**. Zurich, 1994.; (Nomina anatomica veterinaria, 4. ed. and nomina histologica, 2. ed. rev.).

JI, S.; BECKH, K.; JUNGERMAM, K. Regulation of oxygen consumption and microcirculation by alpha-sympathetic nerves in isolated perfused rat liver. **FEBS Lett.**, Amsterdam, v.167B, p117-122, 1984.

JENKINS, S.A. *et al.* The clearance of Xenon-133 following its parenchymal injection: A rapid method for estimating functional liver blood-flow. **Clin. Physiol.** Oxford, v.5, p.433-442, 1985.

KATO, T. Operative procedures. In: MADDREY, W.C.; SCHIFF, E.R.; SORRELL, M.F. **Transplantation of the liver.** 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. p.47-64.

KAWANO, K. *et al.* Evidence that FK506 alleviates ischemia/reperfusion injury to the rat liver: in vivo demonstration for suppression of TNF- α production in response to endotoxemia. **Eur Surg Res.**, Basel, v.26, p.108-15, 1994.

KIM, W.R.; DICKSON E.R. Prognostic models to assist in timing liver transplantation. In: MADDREY, W.C.; SCHIFF, E.R.; SORRELL, M.F. **Transplantation of the liver.** 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. p.35-46.

KIM, Y.I. *et al.* Predictive value of liver tissue flow in assessment of the viability of liver grafts after extended preservation in pigs. **Transplant. Int.** Heidelberg, v.5, suppl.1, p.S382-S387, 1992.

KIRSCH, K. A. Physiology of skin surface temperature. In: ENGEL, J. M.; RING, E. F. J. (Ed.). **Thermological methods.** Wwinheim: Verlagsgesellschaft, 1985. p. 1-9.

KLAR, E. *et al.* Thermodiffusion as a novel method for continuous monitoring of the hepatic microcirculation after liver transplantation. **Transplant. Proc.**, New York, v.27, p.2610-2612, 1995.

KLAR, E. *et al.* Induction of impaired hepatic microcirculation by in situ hilus preparation in liver explantation. **Zentralbl. Chir.**, v.120, p.482, 1995.

KLAR, E. *et al.* First clinical realization of continuous monitoring of liver microcirculation after transplantation by thermodiffusion. **Transpl. Int.** Heidelberg v.9, suppl. 1, p.S140-S143, 1996.

KLAS, M. Microvascular density in terms of number and length of microvessel segments per unit tissue volume in mammalian angiogenesis, **Microvasc. Res.**, New York, v.55, p. 43–53,1998.

KNISELY, M.H. A method of illuminating living structure for microscopic study. **Anat. Rec.**, Philadelphia, v.73, p.269-270, 1939.

KOBAYASHI, J.; TAKEYOSHI, I.; OHWADA, S. The effects of FR167653 in extended liver resection with ischemia in dogs. **Hepatology**, Baltimore, v.28, p.459-465, 1998.

LAM, P.H. *et al.* A simple technique of measuring liver blood flow-intrasplenic injection of 133Xenon. **Acta Chir. Scand.**, Stockholm, v.145, p.95-100,1979.

LANGER, S. *et al.* Validation of the orthogonal polarization spectral imaging technique on solid organs. **Progr. Appl. Microcirculation**, Basel, v.24, p.32-46, 2000.

LEMASTERS, J.J.; JI, S.; THURMAN, R. G. Centrolobular injury following low-flow hypoxia in isolated, perfused rat liver. **Science**, Washington, v. 213, p.661, 1981.

LEMASTERS, J.J.; BUNZENDAHL, H.; THURMAN, R.G. Preservation of the liver. In: MADDREY, W.C.; SCHIFF, E.R.; SORRELL, M.F. **Transplantation of the liver**. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. p.251-273.

MALAFAIA, O. *et al.* Infrared imaging contribution for intestinal ischemia detection in wound healing. **Acta Cir Bras.**, São Paulo, v.23, p.511-519, 2008.

MANNER, M.; SHULT, W. *et al.* Evaluation of preservation damage after porcine liver transplantation by assessment of hepatic microcirculation. **Transplantation**, Baltimore, v.50, p.940-943, 1990.

MARTIN, G.T.; BOWMAN, H.F. Validation of real-time continuous perfusion measurement. **Med. Biol. Eng. Comput.**, Stevenage, v.38, p.319-325, 2000.

MEHRABI, A. *et al.* Experimental monitoring of hepatic glucose, lactate and glutamate metabolism by microdialysis during surgical preparation of the liver hilus. **J. Surg. Res.**, New York, v.105, n.2, p.128–135, 2002.

MEHRABI, A. *et al.* Characterization of hepatic parenchymous perfusion heterogeneity and regional flow kinetics after porcine liver transplantation. **Microvasc. Res.**, New York, v. 65, p.78–87, 2003.

MENGER, M.D.; MARZI, I.; MESSMER, K. In vivo fluorescence microscopy for quantitative analysis of the hepatic microcirculation in hamsters and rats. **Eur. Surg. Res.**, Basel, v.23, p.158-169, 1991.

MENGER, M.D.; LEHR, H.A. Scope and perspectives of intravital microscopy-bridge over from in vitro to in vivo. **Immunol. Today**, Cambridge, v.14, p.519-522, 1993.

MENGER, M.D.; VOLLMAR, B. Role of microcirculation in transplantation. **Microcirculation**, New York, v.7, p.291–306, 2000.

MENGER, M.D. *et al.* Role of microcirculation in hepatic ischemia/reperfusion injury. **Hepatogastroenterology**, Stuttgart, v.46, p.1452, 1999.

MESSMER, K. Orthogonal polarization spectral imaging: summary of discussion. **Progr. Appl. Microcirculation**, v.24, p.47-49, 2000.

MOHR, F.W. *et al.* Thermal coronary angiography: a method for assessing graft patency and coronary anatomy in coronary bypass surgery. **Ann.Thorac. Surg.** Boston, v.47, p.441-449, 1989.

MOHR, F.W. *et al.* IMA-graft patency control by thermal coronary angiography during coronary bypass surgery. **Eur. J. Cardiothorac. Surg.**, Heidelberg, v.5, p.534-541, 1991.

OGAN K. *et al.* Infrared thermography and thermocouple mapping of radiofrequency renal ablation to assess treatment adequacy and ablation margins. **Urology**, Ridgewood, v.62, p.146-151, July 2003.

OTTO, H. *et al.* Ein tragbarer digitaler Meßwertspeicher mit hoher Auflösung für Körpertemperaturen. **Biomed. Tech.**, Berlin, v. 26, p. 9-12, 1980.

PARDI, R.; INVERARDI, L.; BENDER, J.R. Regulatory mechanisms in leukocyte adhesion: flexible receptors for sophisticated travelers [see comments]. **Immunol. Today**, Cambridge, v.133, p.224- 230, 1992.

POST, S. *et al.* Hepatic reperfusion injury following cold ischemia in the rat: Potentials of quantitative analysis by in vivo fluorescence microscopy. **Progr. Appl. Microcirculation**, Basel, v. 19, p.152–166, 1993.

POST, S. *et al.* Modes of reperfusion in clinical liver transplantation. **Langenbecks Arch. Chir.**, Berlin, v.380, p.53-57, 1995.

PRIEBE, L. Methods of blood flow measurement. **Thermogr. Bibl. Radiol.**, v.6, p. 33-44, 1975.

PUTLEY, E.H. The development of thermal imaging systems. In: RING, E.F.J.; PHILLIPPS, B. (Ed.). **Recent advances in medical thermology**. Plenum, New York: Plenum, 1984. p.151-166.

RIBEIRO, H.D.W. *et al.* Termografia infravermelha em tempo real como método de avaliação da viabilidade do baço em modelo de esplenectomia parcial em porcos. **Rev. Col. Bras. Cir.**, Rio de Janeiro, v.36, p.438-441, 2009.

RING, E.F.G. Criteria for medical thermography. In: BESSON, J, (Ed.). **Advanced infra red sensor technology**. Washington: SPIE Proceedings. p.249-253.

RING, E.F.G.; WATSON, C.; BARKER, J. Infrared thermography and thermal clearance of the skin. In: ENGEL, J.M.; STÜTTGEN, F.U. (Ed.). **Thermological methods**. Wwinheim: Verlagsgesellschaft, 1985. p.133-142.

RING, E.F.G. Video thermal imaging in thermological methods. In: ENGEL, J.M.; STÜTTGEN, F.U. (Ed.). **Thermological methods**. Wwinheim: Verlagsgesellschaft, 1985. p.101-112.

ROBERTS, R.J.; PLAA, G.L. Measurement of hepatic blood flow by a thermodilution method. **J. Appl. Physiol.**, Bethesda, v.23, p.779-783, 1967.

ROBERTS, W.W. *et al.* infrared imaging. **Surg. Endosc.**, New York, v.11, p.1221-1223, Dec. 1997.

SATO, T. New method for measurement of hepatic blood flow in the rat using thermodilution method. **Circ. Shock**, Baltimore, v.21, p.31-37, 1987.

SCHAFER, D.F. Liver transplantation: looking back, looking forward. In: MADDREY, W.C.; SCHIFF, E.R.; SORRELL, M.F. **Transplantation of the liver**. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. p.1-4.

SCHEMMER, P. *et al.* Gentle in situ liver manipulation during organ harvest decreases survival after rat liver transplantation: Role of Kupffer cells. **Transplantation**, Baltimore, v.65, p.1015, 1998.

SEIFALIAN, A.M. *et al.* In vivo demonstration of impaired microcirculation in steatotic human liver grafts. **Liver Transpl. Surg.**, Philadelphia, v.4, p.71-77, 1998.

SHEPHERD, A.P. *et al.* Evaluation of an infrared laser-Doppler blood flowmeter. **Am. J. Physiol.**, Bethesda, v.252, p. 832-G839, 1987.

SHERMAN, I.A.; Fisher, M.M. Hepatic transport of fluorescent molecules: In vivo studies using intravital TV microscopy. **Hepatology**, Baltimore, v.6, p.444-449, 1986.

SKAK, C.; KEIDING, S. Methodological problems in the use of indocyanine green to estimate hepatic blood flow and ICG clearance in man. **Liver**, Copenhagen, v.7, p.155-162, 1987.

STENKEN, J. A. *et al.* Factors that influence microdialysis recovery. Comparison of experimental and theoretical microdialysis recoveries in rat liver. **J. Pharm. Sci.**, Washington, v.86, p. 958, 1997.

SUMA, H. *et al.* Intraoperative coronary artery imaging with infrared camera in off-pump CABG. **Ann. Thorac. Surg.**, Boston, v.70, p.1741-1742, 2000.

THOMAS, D. *et al.* Infrared thermographic imaging, magnetic resonance imaging, CT scan and myelography in low back pain. **Br J Rheumatol.**, London, v.29, p.268-273, 1990.

TUNON, M. J. *et al.* Liver blood flow changes during laparoscopic surgery in pigs. A study of hepatic indocyanine green removal. **Surg. Endosc.**, New York, v. 13, p.668-672, 1999.

UEMATSU, S. *et al.* Quantification of thermal asymmetry. Part 2: Application in low-back pain and sciatica. **J. Neurosurg.**, Baltimore, v.69, p.556-556, 1988.

VAN DER STAACK, W.J.B.M. Experiences with a heated thermo-couple. **Dermatologica**, Basel, v.132, p.192-205, 1966.

VAJKOCZY, P. Continuous monitoring of regional cerebral blood flow: experimental and clinical validation of a novel thermal diffusion microprobe. **J. Neurosurg.**, Baltimore, v.93, p.265-274, 2000.

VARGAS, J. V. C.; GAVIDIA-CEBALLOS, L Temperature distribution in expiratory speaking flow, and early detection of vocal fold pathology. **J. Med. Eng. Technol.**, London, v. 21, p. 190-198, 1997.

[VARGAS, J.V.](#); [VLASSOV, D.](#); [COLMAN, D.](#); [BRIOSCHI, M.L.](#). A thermodynamic model to predict the thermal response of living beings during pneumoperitoneum procedures. [J. Med. Eng. Technol.](#), London, v.29, n.2, p.75-81, 2005.

VOLLMAR, B. *et al.* Hepatic microcirculatory perfusion failure is a determinant of liver dysfunction in warm ischemia-reperfusion. **Am. J. Pathol.**, New York, v.145, p.-1421-1431, 1994

WAKABAYASHI, H. *et al.* Effect of warm ischemia and reperfusion injury on inducing major histocompatibility complex antigens on hepatocytes and nonparenchymal cells in the rat liver. **Transplant. Proc.**, New York, v. 25, p.3205-3207,1993.

[WATSON, J.C.](#) *et al.* Real-time detection of vascular occlusion and reperfusion of the brain during surgery by using infrared imaging. **J. Neurosurg.**, Baltimore, v.96, p.918-923, 2002.

WEISS, G. *et al.* Quantification of hepatic microcirculation and intrahepatic perfusion during experimental liver transplantation. **Transplant. Proc.**, New York, v.30, p794-796, 1998.

WHEATLEY, A.M.; ZHAO, D. Intraoperative assessment by laser Doppler flowmetry of hepatic perfusion during orthotopic liver transplantation in the rat. **Transplantation**, Baltimore, v.56, p.1315-1318, 1993.

WHEATLEY, A.M.; HICKMAN, R. The influence of flow and hematocrit on the laser Doppler flux signal from the surface of the per fused pig liver. **Microcirculation**, New York, v.2, p.19-25, 1995.

ZAHORSKA-MARKIEWICZ, B. Thermic effect of food and exercise in obesity. **Eur. J. Appl. Physiol.**, Berlin, v. 44, p. 231-235, 1980.

ZIMMERMAN, G.A.; PRESCOTT, S.M.; MCINTYRE, T.M. Endothelial cell interactions with granulocytes: tethering and signaling molecules. **Immunol. Today**, Cambridge, v.13, p.93-100, 1992.

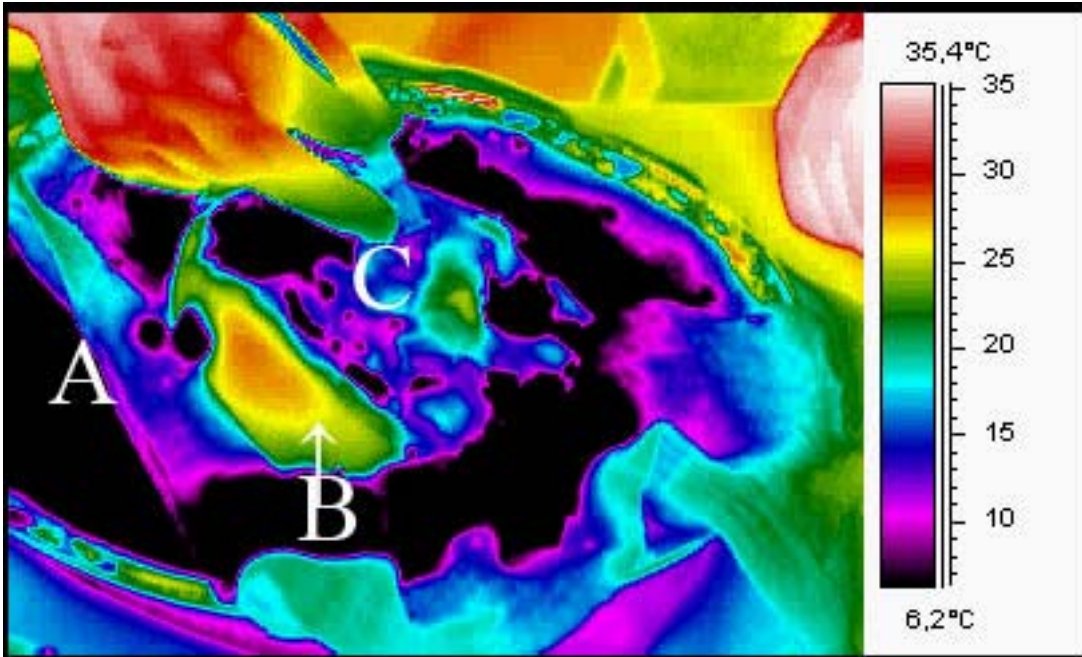
APÊNDICE 1 – ESTUDO TERMOGRÁFICO DA PERFUSÃO DE SOLUÇÃO DE PRESERVAÇÃO EM ENXERTO HEPÁTICO PARA TRANSPLANTE INTERVIVOS – ANÁLISE DO COMPORTAMENTO TÉRMICO NA SUPERFÍCIE DE SECÇÃO DO PARENQUIMA

Colman, em 2004, ao estudar o resfriamento hepático durante perfusão do órgão com solução de preservação com fins para transplante intervivos notou padrão perfusão hepático (resfriamento) em isotermas concêntricas sem interrupção por áreas de diferentes média e desvio padrão, definidas como gradiente térmico homogêneo (apêndice 1, publicação no prelo), conforme termogramas 1, 2, 3 e 4.

No termograma 1 observa-se imagem térmica digital infravermelha do fígado alocado numa bacia contendo solução de preservação gelada ou fragmentos de gelo, representada pela letra “A”, com temperaturas inferiores a 4°C.

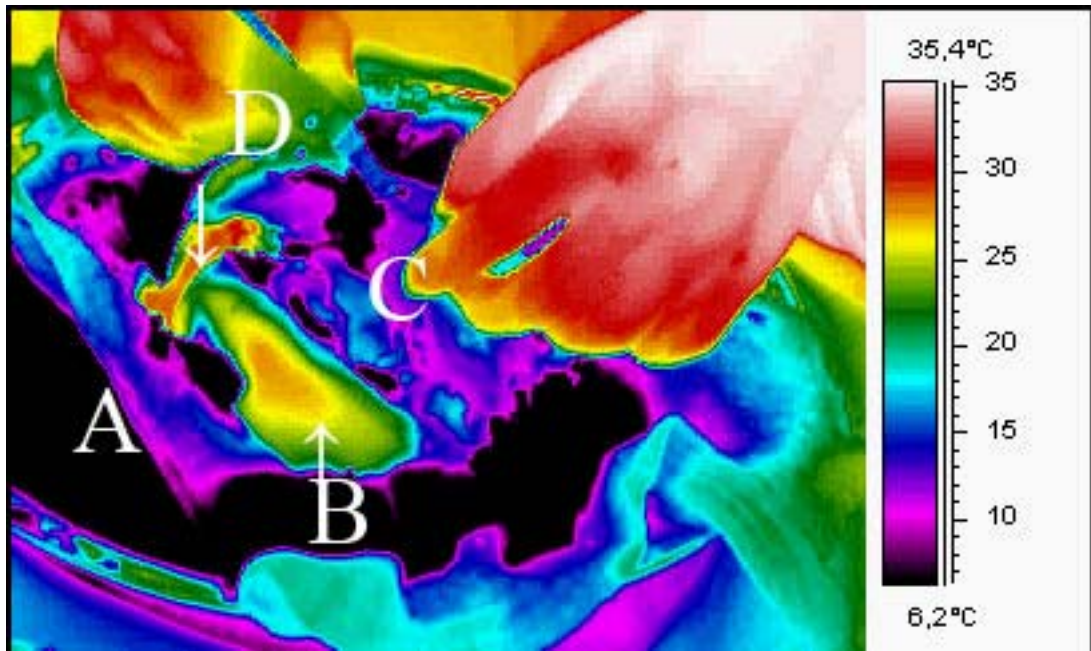
A letra “B” destacada pela seta representa a área de secção do parênquima hepático do enxerto para transplante intervivos, contendo dispostas em faixas concêntricas homogêneas as cores verde, amarelo e laranja com suas respectivas temperaturas imediatamente no fígado retirado do doador, mergulhado na solução de preservação e ao início dos trabalhos de perfusão.

A letra “C” representa a superfície visceral hepática contendo hilo por onde foi instalado o aparato perfusor e instilado solução fria de preservação. Notar áreas de artefato com baixas temperaturas (enegrecidas ou magentas) representadas pelo líquido gelado que escorre do aparato de perfusão pela superfície hepática.



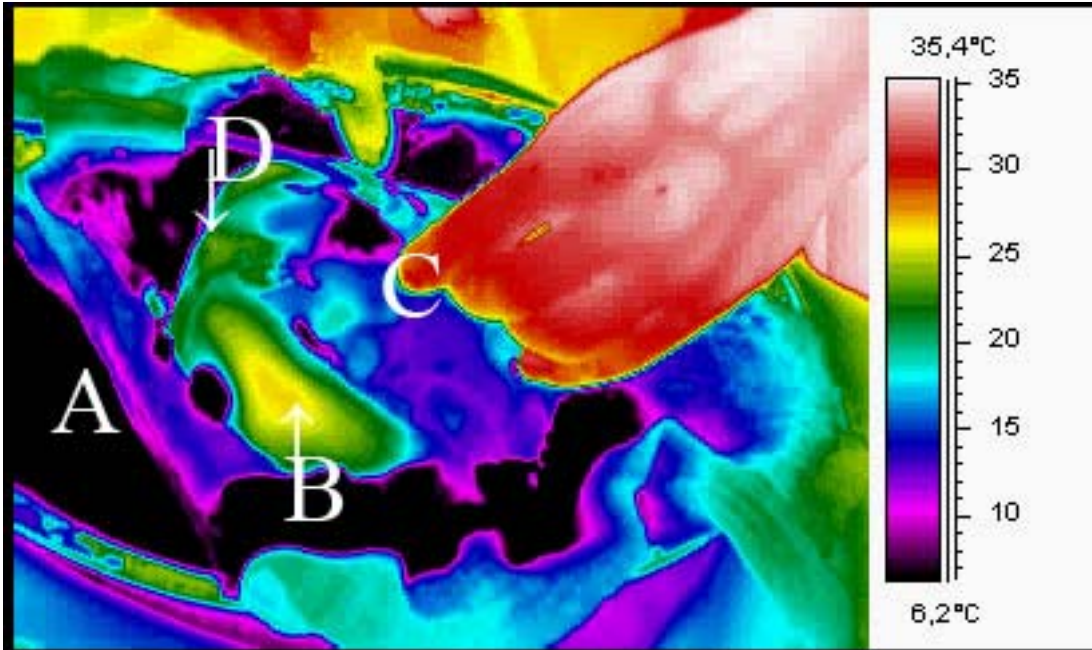
TERMOGRAMA 1 - ASPECTO INICIAL DOS TRABALHOS DE PERFUSÃO E PRESERVAÇÃO DO ÓRGÃO PARA TRANSPLANTE INTERVIVOS. A- SOLUÇÃO FRIA PRESERVAÇÃO LIQUIDA OU GELO, B- ÁREA DE SECÇÃO DO PARÊNQUIMA DO FÍGADO PARA TRANSPLANTE INTERVIVOS, C-FACE VISCERAL HEPÁTICA

À medida que o líquido frio de preservação é instilado pelo hilo do órgão, observa-se a saída de líquido quente pelas veias hepáticas, representada pela "D", conforme termograma 2:



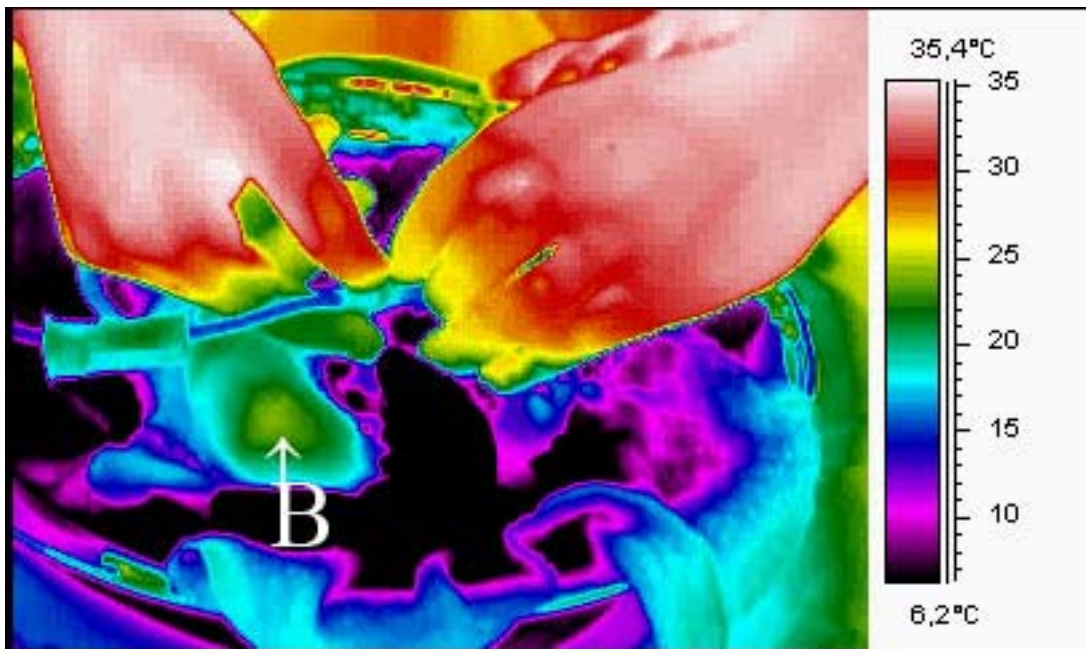
TERMOGRAMA 2 - DESTAQUE DA SAÍDA DE LÍQUIDO QUENTE PELAS VEIAS HEPÁTICAS (SETA DA LETRA D) DURANTE PERFUSÃO HILAR COM SOLUÇÃO FRIA

Aspecto progressivo da perfusão hepática pela solução fria infundida via hilo, apresentando efeito de resfriamento do parênquima em isothermas concêntricas homogêneas, ou seja, sem a interrupção por áreas de diferentes média e desvio padrão. Observar que as áreas verdes não são interrompidas por pontos de diferentes temperaturas, idem para as áreas amarelas e laranjas, conforme termograma 3:



TERMOGRAMA 3 - ASPECTO DO GRADIENTE TÉRMICO HOMOGÊNEO DURANTE RESFRIAMENTO DA SECÇÃO DO PARÊNQUIMA HEPÁTICO

Aspecto final da perfusão do fígado com resfriamento da secção do parênquima do órgão para transplante. Aspecto de gradiente térmico homogêneo, conforme termograma 4.



TERMOGRAMA 4: ASPECTO FINAL DO RESFRIAMENTO DA ÁREA DE SECÇÃO DO PARÊNQUIMA HEPÁTICO EM GRADIENTE TÉRMICO HOMOGÊNEO.

APÊNDICE 2 - VALIDAÇÃO DA CLASSIFICAÇÃO DO GRADIENTE TÉRMICO No Grupo I (SEM ISQUEMIA)

Para validação do conceito da classificação do gradiente térmico homogêneo foi testada a hipótese nula de que pontos e áreas que pertencem a uma isoterma são iguais do ponto de vista estatístico.

O conceito da classificação do gradiente térmico homogêneo foi validado porque a hipótese nula (pontos e áreas que pertencem a mesma são iguais do ponto de vista estatístico) não pôde ser rejeitada, haja vista $p > 0,05$ (Apêndice 2).

Isotermas homogêneas em faixas concêntricas; sendo tomadas para estudo, nas mesmas, áreas denominadas interna (azul), média (amarela) e externa (vermelha) em relação à distribuição vascular, conforme imagem térmica 1 :

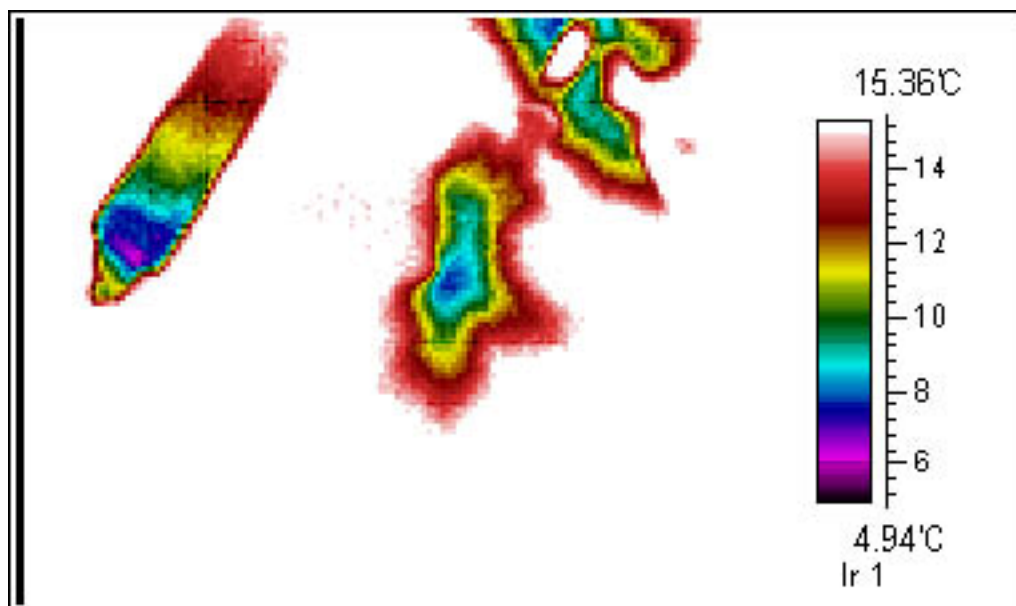


IMAGEM TÉRMICA 1 - ISOTERMAS VERMELHAS, AMARELAS, VERDES E AZUIS EM GRADIENTE TERMICO HOMOGÊNEO

As áreas da isoterma vermelha não apresenta pontos ou áreas de diferente média e desvio padrão em relação a mesma (isotermas vermelhas), sendo mesmo raciocínio para áreas e pontos na isoterma amarela e azul.

Porém, se for comparado a temperatura nos pontos e áreas da isoterma

vermelha com as da amarela, existe diferença estatística entre os mesmos. O mesmo raciocínio é aplicável entre os pontos das isotermas vermelha, amarela e azul quando comparados entre si.

Mais exemplos:

Área Interna:

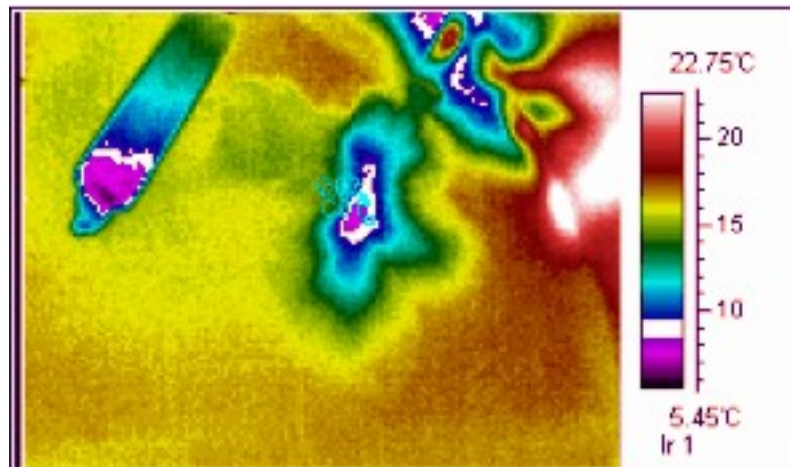


IMAGEM TÉRMICA 2 - SELEÇÃO DE ÁREAS DE ESTUDO NA ISOTERMA HOMOGÊNEA INTERNA

A linha isotérmica é representada pela área branca (Imagem Térmica 2) na escala colorimétrica de cores e se relaciona com uma faixa concêntrica de mesma cor no tecido hepático, de onde foram extraídas três áreas circulares denominadas C1 (VAR1), C2 (VAR2) e C3 (VAR3), calculados as médias e desvio padrão e submetido a teste estatístico, cujo resultado foi sem diferença significativa ($p > 0,05$ teste T para variáveis independentes):

Com relação à isoterma do meio (Imagem Térmica 2) representada pela escala colorimétrica em azul escuro com sua correspondência da mesma cor no tecido hepático, e tomadas três áreas denominadas de S1 (VAR4) e S3 (VAR6) (em forma de quadrado) e C2 (VAR5) (circular).

Classifica-se esta isoterma como não interrompida de forma em faixa elíptica concêntrica.

Não houve diferença de temperatura entre S1, C2 e S3 ($p > 0.05$ Teste T para variáveis dependentes).

Foi traçado uma terceira isoterma em região externa no tecido hepático representada pela escala colorimétrica em branco (Imagem Térmica 3) com sua correspondente área e foram tomadas mais duas áreas quadrangulares denominados S1 e S2:

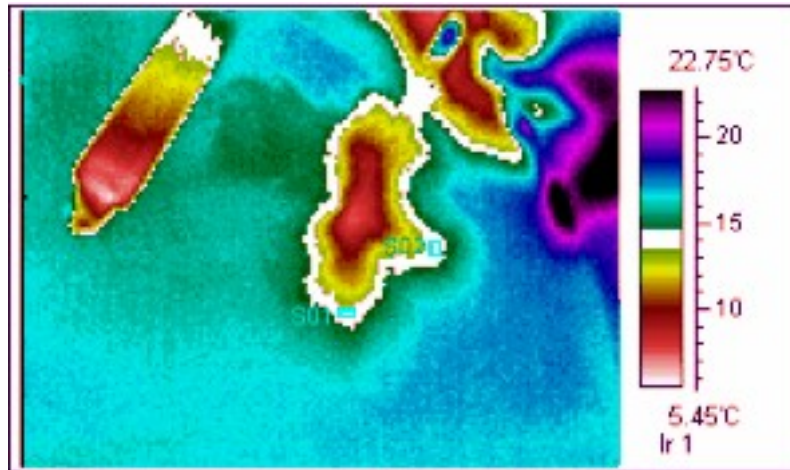


IMAGEM TÉRMICA 3 - SELEÇÃO DE ÁREAS DE ESTUDO NA ISOTERMA HOMOGÊNEA EXTERNA

Não houve diferença de temperatura estatisticamente significativa entre S01(VAR) e S02(VAR) ($p > 0.05$ Teste de Médias e Teste T)

Houve diferença significativa ($p < 0.05$) entre as médias de temperatura das áreas internas com as das áreas do meio ($p < 0.05$) e com as áreas externas ($p < 0,05$).

Houve diferença significativa ($p < 0,05$) entre as médias de temperatura das áreas do meio com as externas.

Áreas de temperatura tomadas em gradiente térmico homogêneo distinto são diferentes do ponto de vista estatístico, o que fundamenta o imperativo da classificação da morfologia das isotermas em estudos de perfusão hepática; destacando que áreas e pontos de diferente média e desvio padrão tomados isoladamente no parênquima hepático nem sempre correspondem a regiões de

alterações isquêmicas, devendo-se atentar sempre para a morfologia das isotermas e não para pontos de média e desvio padrão diferentes, por ocasião da apresentação dos resultados neste tipo de estudo.

GRUPO II COM ISQUEMIA

Para validação do conceito da classificação do gradiente térmico heterogêneo foi testada a hipótese nula de que pontos e áreas que pertencem a uma isoterma heterogênea são iguais do ponto de vista estatístico.

A hipótese nula pôde ser rejeitada com $p < 0,000001$.

A inspeção visual do termograma demonstra que as linhas que compõe as isotermas amarelas estão interrompidas por áreas vermelhas, já caracterizando perfusão heterogênea, conforme imagem térmica 4.

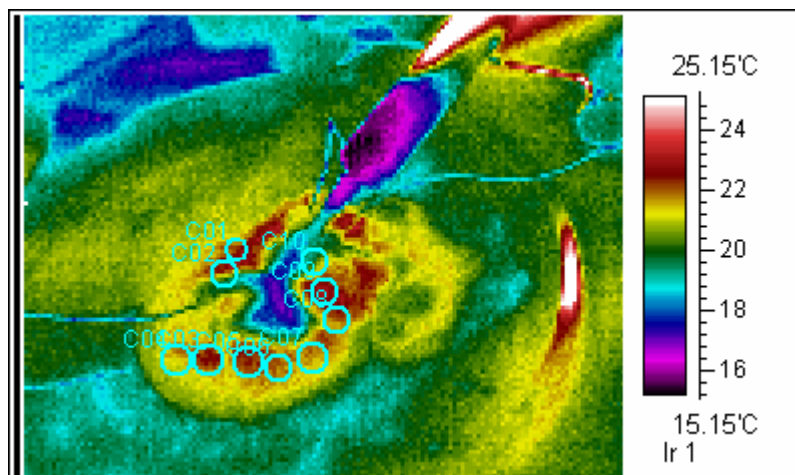


IMAGEM TÉRMICA 4: - COM GRADIENTE TÉRMICO HETEROGÊNEO

Destacado isoterma vista em cor branca na escala colorimétrica com sua respectiva representação no tecido hepático, com interrupção por áreas de cor avermelhada, caracterizando, portanto isoterma heterogênea (morfologia interrompida), conforme imagem térmica 5:

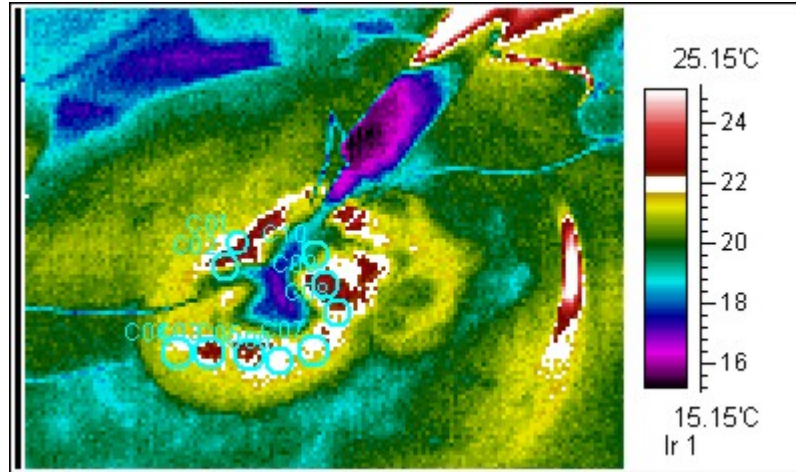


IMAGEM TÉRMICA 5 – GRADIENTE TÉRMICO HETEROGÊNEO COM PONTOS DESTACADOS PARA ESTUDO ESTATÍSTICO

Foram tomadas dez áreas de temperaturas do tecido hepático, denominadas de C1, C2, C3, respectivamente até C10, e submetidas a análise estatística.

Houve diferença estatística entre todas as amostras de áreas de temperatura ($p < 0.005$).