

CARLO GIULIANO
ENGENHEIRO ELETRICISTA - MODALIDADE ELETRÔNICA
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS - USP

Este exemplar corresponde à redação final da tese
defendida por Carlo Giuliano

_____ e aprovada pela Comissão
Julgadora em 21 / 02 / 91.

Maria Adélia Collier Farias
Orientador

DESENVOLVIMENTO DE UM MEDIDOR DE DÉBITO
CARDÍACO PELO MÉTODO DA TERMODILUIÇÃO

Orientadora: PROF^ª DR^ª MARIA ADÉLIA COLLIER FARIAS

Dissertação apresentada à Faculdade
de Engenharia Elétrica da UNICAMP
para obtenção do título de " Mestre
em Engenharia Elétrica."

FEVEREIRO - 1991



A MEUS PAIS

CASTRIZIO E CARMELA

A MINHA ESPOSA E FILHOS

SALETTE,

NATAN E EDUARDO.

AGRADECIMENTOS

- * À Profª Drª Maria Adélia Collier Farias pela orientação e apoio, imprescindíveis à realização deste trabalho.
- * Ao Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp e Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Unicamp pelo suporte técnico e material fornecidos para a execução deste trabalho.
- * Ao Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental da Faculdade de Ciências Médicas da Unicamp pelo suporte material e de pessoal fornecidos para a realização dos ensaios experimentais.
- * Ao Centro de Comunicação da Unicamp e ao seu Diretor Prof. Marcelo Costa Souza pelo apoio material, e liberação sob licença, os quais viabilizaram o término deste trabalho.
- * Ao Conselho Nacional de Pesquisa e Desenvolvimento Tecnológico, CNPq, pela bolsa de estudos.
- * À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP pela bolsa de estudos.
- * À Financiadora de Estudos e Projetos, FINEP, pelo financiamento do projeto.
- * Ao Prof. Dr. Artur Udelsmann pela realização dos ensaios experimentais com animais.

* Aos colegas Sr. Gomes Sarmento Alvim, Ana Cristina de Moraes, Isabel Soares Damião, Miguel Luis Cândido, do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental, Disciplina de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental pelo apoio e realização dos ensaios experimentais.

* Ao Eng. Ícaro Bellentani e Prof. Dr. Eduardo T. Costa, pela colaboração, apoio e amizade.

* Aos colegas do CEB e DEB, Profª Vera, Eng. Alexandre Hermini, Prof. Dr. Bassani, Engª Erica, pelo auxílio na realização deste trabalho.

* Sr. Carlos Bahia e Srtª Cláudia Pavani pela montagem e confecção de placas de circuito impresso.

* Aos colegas do Centro de Comunicação, Francisco de Paolis pela produção de vídeo, Airton Francisco e Nina pela produção gráfica.

* Aos colegas do Centro de Comunicação, Ayrton Antunes e Manoel Gonçalves pelo apoio e amizade.

* A Carlos Bottesi e Marilda Bottesi pela imprescindível amizade.

* Ao Prof. Petronio Pulino do Depto. de Matemática Aplicada pelo fornecimento do programa computacional para Integração Numérica.

Resumo

A medição do Débito Cardíaco (D.C.) é fundamental, pois junto com outros parâmetros fisiológicos, tais como: pressões, frequência cardíaca, etc., permite avaliar o estado funcional do sistema circulatório, possibilitando o diagnóstico de patologias que o acometem.

Optou-se, para medição do D.C., pelo "Método da Termodiluição", amplamente utilizado em Cateterismo e em Unidades de Terapia Intensiva, pois é um procedimento de execução simples e rápida, que possibilita medidas frequentes, e apresenta boa reprodutibilidade e exatidão.

Um instrumento para medir D.C. foi desenvolvido, implementado e testado. O instrumento fornece a temperatura do sangue do paciente e a curva de termodiluição.

O instrumento foi submetido a ensaios experimentais sob duas condições : medição com uma bomba mecânica e "in vivo" em cães. Os resultados obtidos usando-se o instrumento projetado foram registrados e comparados aos obtidos, sob as mesmas condições, com um instrumento comercial da Instrumentation Laboratory Inc., o IL 701. Obteve-se fatores de correlação de 0,97 e 0,96 entre as medidas obtidas pelos dois instrumentos para os ensaios com bomba mecânica e "in vivo", respectivamente.

Os circuitos do instrumento, em contato com o paciente, são alimentados a bateria e a máxima corrente que circula pelo sensor (termistor) é da ordem de 10 micro-amperes, a fim de assegurar máxima proteção ao paciente contra choque elétrico.

Abstract

The measurement of Cardiac Output is of great importance for the functional evaluation of the circulatory system. Together with other physiological parameters, such as pressure, heart rate, etc., it allows us to establish the circulatory system hemodynamic working state. As a consequence, it helps on the adequate diagnosis of the pathologies that affect the circulatory system.

The "Thermodilution method" is used to measure Cardiac Output. This method is widely used in Medical practice, especially in Intensive Care Units. It is used because is simple and quick, allows frequent measurements to be made, has no side effects to the patient and presents good reproducibility and accuracy.

An instrument to measure Cardiac Output was developed, mounted and tested. With this instrument it is possible to obtain the patient's blood temperature and the Thermodilution curve.

The instrument was tested under two different conditions: measurements of Cardiac Output with a mechanical pump and "in vivo" in dogs. The results obtained by the instrument were recorded. They were then compared to the measurements obtained under similar conditions by the IL 701, which is manufactured by Instrumentation Laboratory Inc.. Using the two instruments, correlation factors of 0.97 for the tests with the mechanical pump and 0.96 for the tests "in vivo" were obtained.

The instrument circuits that come in contact with the patient, are powered by batteries and the highest current which pass through the probe (thermistor) is less than 10 micro-amperes, to assure maximum protection for the patient .

índice

Capítulo 1 - Introdução	00
Capítulo 2 - O Débito Cardíaco	00
2.1 - Definições	00
2.1.1 - O Sistema Circulatorio	00
2.1.2 - Fluxo Sangüíneo e Débito Cardíaco	00
2.2 - Valores Normais do Débito Cardíaco e Fatores que o Influenciam	00
2.2.1 - Introdução	00
2.2.2 - Efeito da Idade	00
2.2.3 - Efeito da Postura	00
2.2.4 - Efeito do Metabolismo e do Exercício	00
2.3 - Regulação do Débito Cardíaco	01
2.3.1 - Efeito da Frequência Cardíaca	01
2.3.2 - Efeito do Volume Sistólico	01
2.3.3 - O Coração como Bomba e o Efeito da Circulação Sistêmica	01
2.3.4 - Análise Gráfica da Regulação do D.C.	01
2.4 - Métodos para Medição do Débito Cardíaco	02
2.4.1 - O Método de Fick	02
2.4.2 - O Método da Diluição de Corante	02
2.4.3 - O Método de Termodiluição	02
Capítulo 3 - O Medidor de Débito Cardíaco	05
3.1 - Introdução	05
3.2 - O Transdutor: Cateter de Termodiluição	05
3.2.1 - Descrição	05

3.2.2 - Determinação das Características Técnicas do Transdutor	053
3.2.3 - Levantamento Experimental da Curva Característica do Transdutor AI-07164 e da Associação Equivalente Linearizada	058
3.3 - Sistema de Captação, Condicionamento e Proteção para o Medidor de Débito Cardíaco	062
3.3.1 - Introdução	062
3.3.2 - Características Principais do Sistema	066
3.3.3 - Fonte de Corrente (CFI)	066
3.3.4 - Amplificador de Instrumentação (CAI)	069
3.3.5 - Filtros (CFF)	075
3.3.6 - Circuito Segurador - Amostrador da Temperatura Inicial do Sangue (T_{b0}) e Auto-zero da Linha de Base (CSH)	082
3.3.7 - Amplificadores da Temperatura Inicial do Sangue (CTB0) e Curva de Termodiluição (CCTD) ...	088
3.3.8 - Circuito Multiplex (CM)	094
3.3.9 - Conversor Tensão-Frequência (CVF)	096
3.3.10 - Circuito Isolador de Sinais (CAO)	101
3.3.11 - Circuito Conversor Frequência-Tensão (CFV)	103
3.3.12 - Circuito Amplificador de Saída (CAS)	108
Capítulo 4 - Ensaios para Validação do Instrumento Proposto	111
4.1 - Introdução	111
4.2 - Procedimento Experimental: Materiais e Métodos	112
4.2.1 - Ensaio Experimental com Bomba mecânica	112
4.2.2 - Ensaio Experimental em Cães	116

4.3 - Resultados e Conclusão	125
4.3.1 - Introdução	125
4.3.2 - Procedimento de cálculo do D.C. no instrumento proposto	125
4.3.3 - Resultados: Ensaio com bomba mecânica	127
4.3.4 - Resultados: Ensaio com cães	213
4.3.5 - Conclusão	281
Capítulo 5 - Bibliografia	288
Anexo B - Especificações do Cateter de Termodiluição	297
Anexo C - Levantamento da Característica do cateter de Termodiluição AI-7164	299
Anexo D - Avaliação Experimental do Sistema de Captação, Condicionamento e Proteção do Medidor de Débito Cardíaco	301
Anexo E - Preparação do injetato e Medição com IL 701	312
Anexo F - Relação dos Componentes	316

índice de figuras

Ilustração F2.1 - Representação esquemática do sistema circulatório.	004
Ilustração F2.2 - Diagrama das relações hemodinâmicas entre fluxo sanguíneo, pressão diferencial e resistência vascular.	005
Ilustração F2.3 - Curva de volume ventricular. [Silva Jr., M.R. (1977)]	006
Ilustração F2.4 - Curva do índice cardíaco versus idade. [Guyton, A.C. (1963)]	009
Ilustração F2.5 - Relação entre o Débito Cardíaco e o consumo de O_2 versus trabalho físico sob diferentes níveis de exercício físico. [Guyton, A.C. (1963)]	010
Ilustração F2.6 - Representação Gráfica da Lei de Starling. [Burton, A.C.: (1965)]	012
Ilustração F2.7 - Curvas de função cardíaca para o coração normal, hipo e hiperefetivo. [Guyton, A.C. (1963)]	014
Ilustração F2.8 - Curvas de função cardíaca para pressões atriais direitas elevadas a intervalos crescentes de tempo. [Guyton, A.C. (1963)]	015
Ilustração F2.9 - Efeito da variação da pressão sistêmica média nas curvas de função sistêmica. [Guyton, A.C. (1963)]	016

Ilustração F2.10 - Efeito da variação da resistência ao retorno venoso nas curvas de função sistêmica. [Guyton, A.C. (1963)]	016
Ilustração F2.11 - Representação gráfica única para as curvas de função cardíaca e sistêmica. [Guyton, A.C. (1963)]	017
Ilustração F2.12 - Efeito da estimulação simpática na regulação do Débito Cardíaco. [Guyton, A.C. (1963)]	018
Ilustração F2.13 - Análise gráfica das variações no Débito Cardíaco quando da prática de exercícios físicos. [Guyton, A.C. (1963)]	019
Ilustração F2.14 - Curva típica concentração x tempo (curva de diluição) para o método de Diluição de Corante, onde I = Início da injeção, A = Início da curva, B = Concentração máxima, SH = Extrapolação exponencial da curva, R = Recirculação. [Kettunen, R. et al (1984)]	024
Ilustração F2.15 - Curva de diluição de indicador por infusão constante. [Guyton, A.C. (1963)]	027
Ilustração F2.16 - Curva de termodiluição típica. [Ganz, W. et al, 1972.]	037
Ilustração F2.17 - Curvas normais de termodiluição. Curva A: local de detecção artéria pulmonar. Curva B: local de detecção aorta. Local de injeção átrio direito. [Evonuk, E. et al.(1961)]	038
Ilustração F3.1 - a) Vista de um cateter de termodiluição. b) Diagrama esquemático das partes de um cateter	052

Ilustração F3.2 - Curvas características Resistência x Temperatura de termistores. [Webster, J.G., (1978)]	054
Ilustração F3.3 a) Conexão de um resistor shunt R_p com o termistor b) Característica resistência versus temperatura da associação de $R_t(T)$ e R_p . [Webster, J.G., (1978)]	057
Ilustração F3.4 - Curva característica Resistência x Temperatura para o termistor do cateter AI-7164.	060
Ilustração F3.5 - Curva característica Resistência x Temperatura para a associação paralelo entre o termistor e o resistor de linearização R_p .	061
Ilustração F3.6 - Diagrama de blocos do sistema de captação, condicionamento e proteção para o medidor de Débito Cardíaco.	065
Ilustração F3.7 - Circuito fonte de corrente.	068
Ilustração F3.8 - Circuito amplificador de instrumentação.	072
Ilustração F3.9a - Variação da tensão de saída do amplificador de instrumentação (V_3) com a temperatura, ensaio com década resistiva.	073
Ilustração F3.9b - Variação da tensão de saída do amplificador de instrumentação (V_3) com a temperatura, ensaio com cateter AI-7164.	074
Ilustração F3.10 - Circuito de filtros.	078
Ilustração F3.11a - Característica dos filtros passa-baixa. G_1 = Ganho do 1º estágio (saída V_4) e G_2 = Ganho dos dois estágios (saída V_5)	080

Ilustração F3.11b - Variação da tensão de saída do módulo de Filtros versus temperatura, onde os dados experimentais 1 representam o ensaio com década resistiva e os dados experimentais 2 o ensaio com o cateter AI-7164. 08

Ilustração F3.12 - Circuito amostrador-segurador da temperatura inicial do sangue T_{b0} e auto-zero da linha de base. 08

Ilustração F3.13 - Variação da tensão V_8 decorrente da variação de Temperatura (resistência) à entrada do equipamento para os seguintes ensaios:

- * dados teóricos calculados a partir dos valores teóricos na tabela T3.1
- * dados experimentais 1, medidos para uma década resistiva,
- * dados experimentais 2, medidos para o cateter AI-7164. 08

Ilustração F3.14 - Amplificadores da temperatura inicial do sangue e da curva de termodiluição. 09

Ilustração F3.15a - Amplificador CTB0, Gráfico de variação da tensão V_9 (saída) x V_8 (entrada), ensaio com fonte de alimentação. 09

Ilustração F3.15b - Amplificador CTB0, Gráfico de variação da tensão de saída V_9 (saída) x Temperatura (entrada), ensaio com cateter AI-7164. 09

Ilustração F3.15c - Amplificador CCTD, Gráfico de variação da tensão V_{10} (saída) x V_7 (entrada), ensaio com fonte de alimentação.	093
Ilustração F3.16 - Circuito multiplex.	095
Ilustração F3.17 - Conversor tensão-frequência.	098
Ilustração F3.18a - Gráfico da variação de tensão V_{11} (entrada) x V_{12} (saída), ensaio com fonte de alimentação.	099
Ilustração F3.18b - Gráfico da variação de tensão V_5 (entrada) x V_{12} (saída), ensaio com cateter AI-7164.	100
Ilustração F3.19 - Circuito isolador de sinais.	102
Ilustração F3.20 - Circuito conversor frequência-tensão.	105
Ilustração F3.21a - Gráfico da variação de frequência do sinal V_{14} (entrada) x V_{17} (saída), ensaio com gerador de sinais.	106
Ilustração F3.21b - Gráfico da variação de tensão do sinal V_5 (entrada) x V_{17} (saída), ensaio com cateter AI-7164.	107
Ilustração F3.22 - Circuito Amplificador de Saída.	109
Ilustração F3.23 - Gráfico da variação da tensão V_5 (entrada) x V_{18} (saída), ensaio com cateter AI-7164.	110
Ilustração F4.1 - Diagrama esquemático do ensaio com bomba.	114
Ilustração F4.2 - Diagrama esquemático do ensaio com animais.	117
Ilustração F4.3 - a) Cateter no átrio direito	121
b) Cateter no ventrículo direito	122
c) Cateter na artéria pulmonar	123
d) Cateter na art. pulmonar sob pressão capilar	124

Ilustração F4.4 - Ensaio com bomba mecânica.

 * resultados obtidos com IL701 e com o instru-
 mento desenvolvido. 28

Ilustração F4.5 - Ensaio com cães

 * resultados obtidos com IL701 e com o instru-
 mento desenvolvido. 28

Ilustração FE.1 - Representação esquemática da preparação do
 indicador. 30

Capítulo 1 - Introdução

O progresso feito em cirurgia cardíaca e em farmacologia tem possibilitado a correção satisfatória de inúmeras patologias cardíacas e o prolongamento da vida produtiva de um número cada vez maior de pacientes cardíacos. No entanto, o êxito destas cirurgias depende da avaliação do estado funcional do sistema cardiovascular durante o período pós-operatório.

A monitoração do eletrocardiograma e das pressões sanguíneas é feita rotineiramente em várias unidades de terapia intensiva. Entretanto, o Débito Cardíaco, geralmente não é determinado por falta de instrumentação adequada, apesar de ser um parâmetro tão importante quanto as pressões na caracterização da função cardíaca e na avaliação da adequação de medidas terapêuticas.

Os calculadores de Débito Cardíaco à venda no Brasil são, quase todos, importados, apresentando dificuldades de manutenção e os inconvenientes do processo de importação. Por isto, tem sido freqüente a adoção de medidas alternativas, muitas vezes altamente imprecisas.

Dentro deste contexto, decidiu-se desenvolver um protótipo de instrumento para registro do Débito Cardíaco de pacientes em terapia intensiva, com características de baixo custo, alta confiabilidade, fácil manutenção, feito com componentes facilmente encontráveis no mercado nacional. Optou-se pelo Método da Termodiluição, pois é um procedimento de execução simples e rápida, que possibilita medidas freqüentes, e apresenta boa reprodutibilidade e exatidão. Mais precisamente o instrumento

capta e condiciona os dois sinais básicos para a obtenção do Débito Cardíaco, que são a temperatura inicial do sangue e a curva de termodiluição.

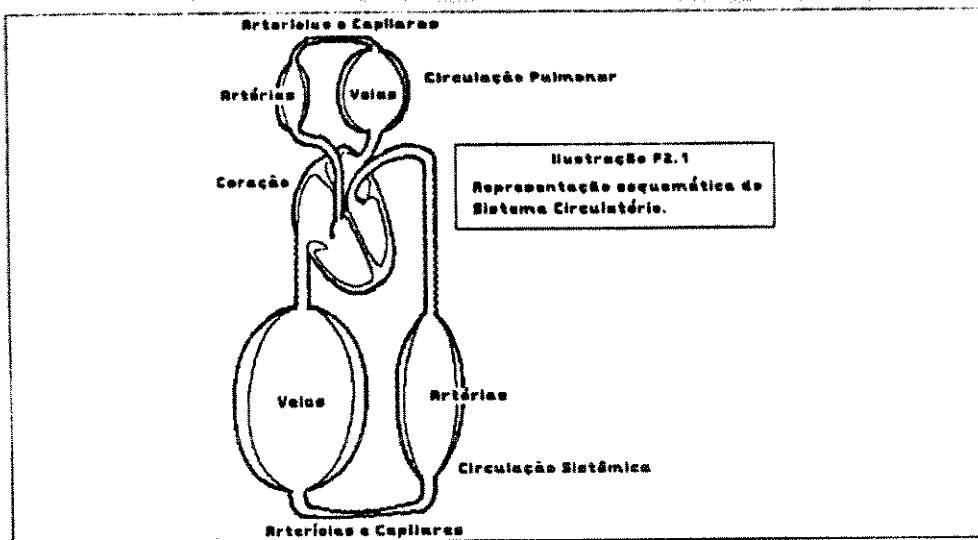
O presente trabalho apresenta primeiramente as definições básicas sobre o sistema circulatório, define Débito Cardíaco (D.C.) e os fatores ou mecanismos que influem em sua regulação, descreve os principais métodos de medida de D.C., em especial o método da termodiluição quanto à sua técnica, fontes de erro e formas de minimizá-los e ainda todos os fatores que influenciam na medida. Posteriormente, descreve-se detalhadamente o projeto do instrumento. Finalmente, apresenta-se os resultados dos ensaios do instrumento completo. Mediu-se o D.C. produzido por uma bomba mecânica e em animais (cães), e compara-se os resultados obtidos com aqueles de um instrumento comercial, IL 701, sob condições semelhantes.

Capítulo 2 - O Débito Cardíaco

2.1 - Definições

2.1.1 - O Sistema Circulatório

O "sistema circulatório" tem por função distribuir a todas as células do corpo humano os materiais necessários para seu funcionamento, assim como transportar também os materiais resultantes de todo o metabolismo. O fluido de transporte nesse sistema é denominado "sangue". O sistema está subdividido em duas partes principais: a "circulação sistêmica" que alimenta os tecidos do corpo, e a "circulação pulmonar", que transporta o sangue através dos pulmões. Uma representação esquemática do sistema é apresentada na ilustração F2.1. O sistema é composto dos seguintes elementos funcionais: o "coração", órgão responsável por impelir o sangue por todo o corpo; as "artérias", vasos que levam o sangue aos tecidos; e as "veias", vasos que devolvem o sangue ao coração. As artérias se ramificam em vasos cada vez menores e cada vez mais numerosos denominados "arteríolas", e ligam-se em sua porção mais distal aos "capilares", que são vasos de paredes finas onde ocorrem as trocas a nível celular e também onde se inicia um conjunto de vasos que se ramificam semelhantemente às artérias, unindo-se a vasos cada vez maiores e menos numerosos (veias) até retornar ao coração.



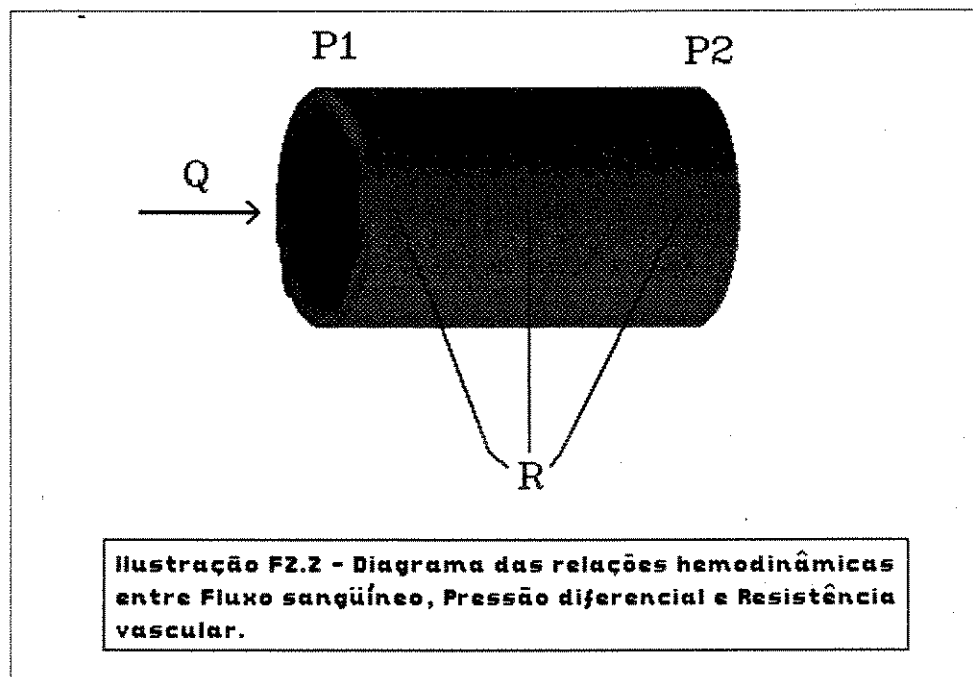
É importante observar na ilustração acima que o sistema circulatório é um "circuito" contínuo. As artérias e veias são câmaras distensíveis, e as arteríolas e capilares conexões estreitas entre as artérias e veias. O coração bombeia o sangue através desse sistema onde artérias e veias quase não apresentam resistência ao fluxo. Ao contrário, nas arteríolas e capilares a resistência ao fluxo é grande requerendo uma elevada pressão de bombeamento nessa região. O estudo da relação entre princípios físicos tais como: pressão, fluxo e resistência na circulação sangüínea, denomina-se "hemodinâmica".

Simplificadamente, o fluxo sanguíneo em um determinado vaso está sujeito à influência de dois fatores principais: a "pressão diferencial" entre dois pontos do vaso, a qual tende a impelir o sangue e a resistência do vaso ao fluxo sanguíneo denominada "resistência vascular" (vide ilustração F2.2). A relação entre estas variáveis pode ser matematicamente expressa pela fórmula:

$$Q = \frac{(P_1 - P_2)}{R} \quad (E2.1) \text{ onde:}$$

Q : é o fluxo sanguíneo.

$P_1 - P_2$: é a pressão diferencial entre os dois pontos do vaso,
 R : é a resistência que o vaso apresenta ao fluxo sanguíneo.
Nota-se que é a diferença de pressão entre as extremidades do vaso que determina a existência do fluxo e não o valor absoluto da pressão em qualquer ponto do vaso. Uma correta avaliação do sistema circulatório depende da monitoração ou medida de pelo menos duas das três variáveis acima descritas. Portanto, é importante medir-se o fluxo sanguíneo. Cabe salientar que a monitoração da pressão já é uma prática amplamente difundida no meio clínico, e que a medida direta da resistência vascular é uma tarefa difícil.



2.1.2 - Fluxo Sangüíneo e Débito Cardíaco

Define-se "fluxo sangüíneo" como a quantidade de sangue que passa em determinado ponto do sistema circulatório em um dado período de tempo. Geralmente o fluxo sangüíneo é expresso em mililitros ou litros por minuto. Particularmente denomina-se "Débito Cardíaco" (D.C.) o fluxo sangüíneo resultante do volume de sangue ejetado por qualquer uma das câmaras do coração num determinado intervalo de tempo. Como o coração possui duas câmaras de ejeção, o ventrículo esquerdo e o direito, pode-se falar em "Débito Cardíaco Esquerdo e Débito Cardíaco Direito".

O coração ainda é formado por outras duas câmaras denominadas "átrios (esquerdo e direito)". Seu funcionamento em cada ciclo cardíaco é simplifadamente descrito a seguir. Os ventrículos recebem uma quantidade de sangue proveniente dos átrios (fase denominada diástole), e em seguida o ejetam para a circulação sistêmica ou pulmonar (fase denominada sístole). Vide a ilustração F2.3.

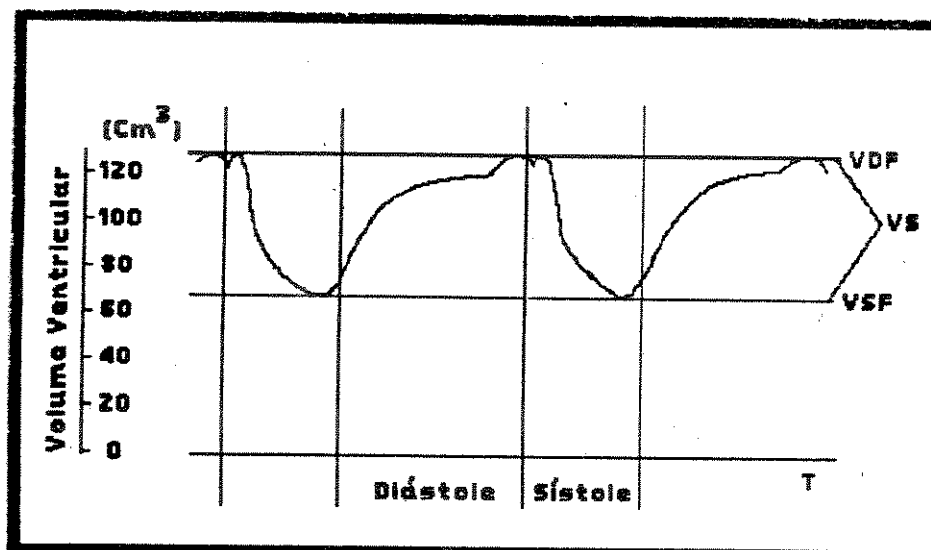


Ilustração F2.3 - Curva de volume ventricular.

Outros conceitos a estabelecer são: "Frequência Cardíaca" (FC), definida como o número de batimentos cardíacos por unidade de tempo; e "Volume Sistólico" (VS), definido como o volume de sangue ejetado por qualquer das câmaras ventriculares por batimento. O exame da curva de volume ventricular mostra que o volume sistólico representa a diferença entre o volume diastólico final (VDF) e o volume sistólico final (VSF). A partir dos conceitos já estabelecidos pode-se definir o Débito Cardíaco como:

$$DC = FC \times VS \quad (E2.2)$$

O volume de sangue que retorna aos ventrículos é denominado "Retorno Venoso". É geralmente expresso em mililitros ou litros por minuto, podendo-se também falar em retorno venoso esquerdo e direito. Normalmente, os valores do retorno venoso e do Débito Cardíaco devem ser os mesmos, no entanto, por pequenos intervalos de tempo ou condições anormais de funcionamento podem assumir valores diferentes.

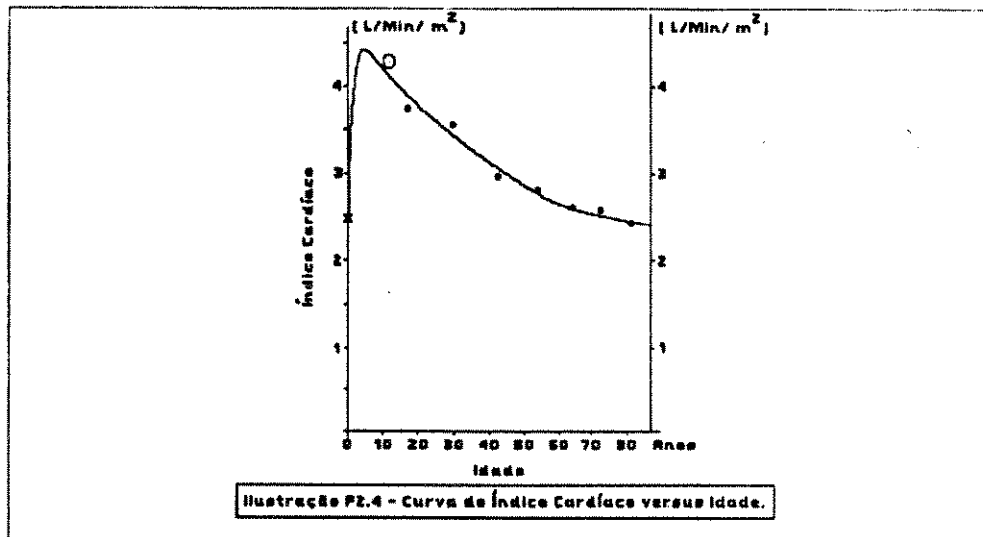
2.2 - Valores Normais do Débito Cardíaco e Fatores que o Influenciam.

2.2.1 - Introdução

O valor normal médio do Débito Cardíaco em humanos adultos é de 5,0 l/min, sendo, em geral, na opinião de vários clínicos e fisiologistas, 10% inferior nas mulheres que em homens, isto para uma mesma área de superfície corpórea [Guyton, A.C. (1963)]. Porém, há quem defenda que os Débitos Cardíacos, em repouso, de homens e mulheres são similares para elementos de idades e tamanhos similares [Gaar, K.A. (1987)]. O Débito Cardíaco varia com as dimensões do corpo, crescendo proporcionalmente com a área de superfície corpórea. Assim, a fim de comparar adequadamente valores de D.C. entre diversos indivíduos, costuma-se utilizar um fator denominado "índice Cardíaco", que equivale ao valor do Débito Cardíaco dividido pela área da superfície corpórea do indivíduo (em m²). O peso médio de um humano adulto é de 70 Kg., a superfície corpórea média é de aproximadamente 1,7 m², assim o índice cardíaco médio para adultos é de aproximadamente 3,0 (l/min) / m².

2.2.2 - Efeito da Idade

O índice Cardíaco varia com a idade, cresce rapidamente até a idade de 10 anos aproximadamente, decresce posteriormente lentamente podendo atingir o nível de aproximadamente 2,0 (l/min)/m² aos 80 anos de idade. A curva de variação do índice Cardíaco versus idade pode ser visualizada na ilustração F2.4.



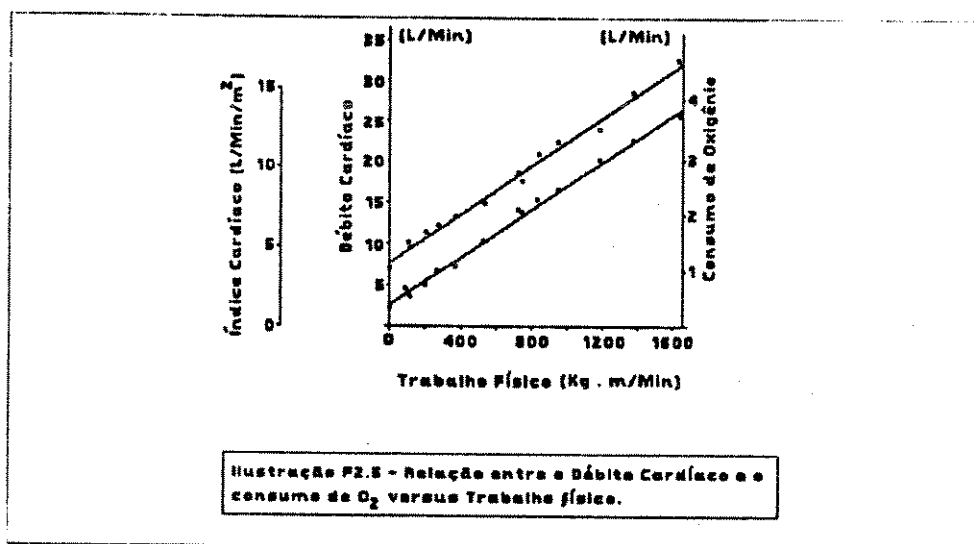
2.2.3 - Efeito da Postura

O Débito Cardíaco deve variar com a postura do indivíduo. Estima-se por exemplo, que há uma variação de cerca de 20% no D.C. quando uma pessoa passa da posição reclinada para a posição ereta [Guyton, A.C. (1963)].

2.2.4 - Efeito do Metabolismo e do Exercício

O Débito Cardíaco mantém uma relação quase proporcional à atividade metabólica do corpo, ou seja, quanto maior o grau de atividade metabólica do corpo, maior o valor do D.C.. Isto pode ser visto na ilustração F2.5, onde observa-se um aumento linear do D.C. com o aumento do trabalho físico durante a realização de

exercícios. O D.C. pode atingir 30-35 l/min em jovens atletas. A ilustração mostra também que o aumento do consumo de oxigênio é proporcional ao aumento do trabalho físico.



2.3 - Regulação do Débito Cardíaco

Como descrito anteriormente o D.C. pode ser formulado como uma função da frequência cardíaca e do volume sistólico, ou seja, $DC = FC \times VS$. Caso uma destas variáveis mantenha-se constante, o D.C. passa a ser determinado pela variação da outra. Na prática o D.C. é controlado por ajustes simultâneos em ambas as variáveis. Primeiramente será descrito o efeito de cada uma delas independentemente.

2.3.1 - Efeito da Frequência Cardíaca

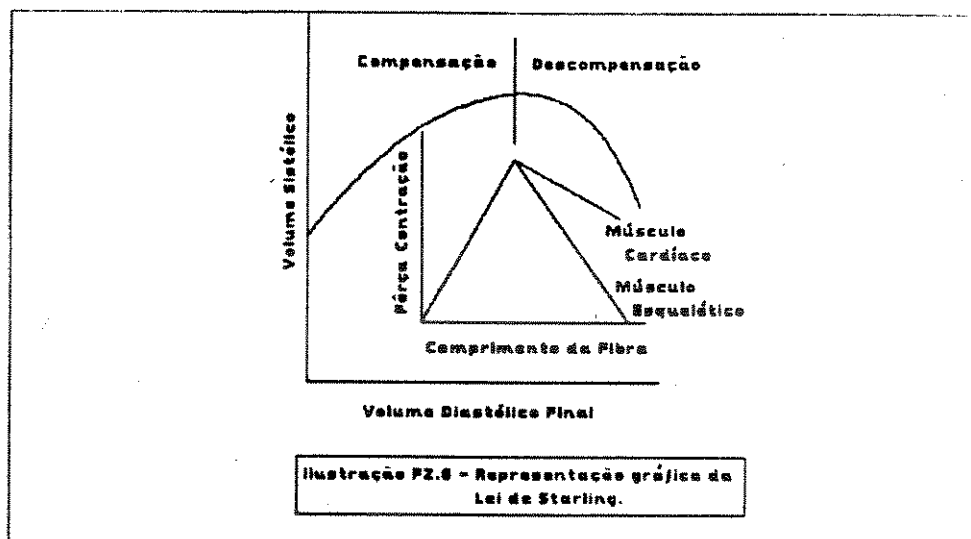
A variação da frequência cardíaca implica numa alteração do ciclo cardíaco, ou de outra forma, em alteração dos intervalos de tempo dispendidos na sístole e diástole cardíacas. Um aumento da frequência cardíaca sem alteração do volume sistólico deve-se dar unicamente pelo encurtamento da diástole, o que pode ocorrer até aproximadamente 120 batimentos/min. em média, ou seja, até esse número de batimentos o D.C. passaria a ser uma função aproximadamente linear da frequência cardíaca. Acima de 120 bat/min haveria uma redução no volume diastólico final e também do volume sistólico final. A F.C. é controlada pelo Sistema Nervoso Autônomo onde a estimulação simpática é cardioaceleradora e a estimulação vagal cardioinibidora. Estas estimulações atuam conjuntamente regulando a Frequência Cardíaca.

2.3.2 - Efeito do Volume Sistólico

A Lei de Starling estabelece que a força de contração ventricular durante a sístole depende do grau de estiramento do coração durante a diástole precedente. Utilizando-se uma preparação fisiológica conhecida como preparação coração-pulmão isolado, ou preparação de Starling, pode-se observar que o D.C. aumenta (por aumento do V.S.), quando a pressão venosa cresce, ou seja, o aumento da pressão venosa implica num aumento do retorno venoso e portanto, num aumento do enchimento ventricular diastólico, o que implica em maior estiramento das fibras cardíacas. Conseqüentemente aumentam o V.S. e o D.C. direito. Pelo princípio da continuidade há um aumento do D.C. esquerdo,

subseqüentemente. O fenômeno inverso ocorre quando do abaixamento da pressão de retorno venoso. A Curva de Volume Diastólico Final versus Volume Sistólico proposta por Starling é apresentada na ilustração F2.6 e mostra um aumento do V.S. proporcional ao aumento da Volume Diastólico Final até um ponto crítico, quando o estiramento se torna excessivo e a resposta do coração fica prejudicada (coração distendido).

Outro fator que tem influência no V.S. é a estimulação nervosa simpática, a qual aumenta o V.S. e, conseqüentemente, o D.C., quando tem sua atividade aumentada, independentemente do grau de estiramento das fibras cardíacas na diástole. Isto se dá pelo aumento da força de contração miocárdica. Já o aumento da estimulação parassimpática causa o efeito contrário.



Outro fator a influenciar o V.S. é a pressão arterial contra a qual o sangue deve ser bombeado. No início da sístole, a pressão arterial encontra-se em seu valor mínimo ou diastólico. Há uma relação inversa entre o V.S. e essa pressão diastólica,

que pode ser uma medida da carga resistiva ao fluxo sanguíneo, ou seja, observa-se uma diminuição do D.C. com o aumento da carga resistiva ao fluxo sanguíneo.

2.3.3 - O Coração como Bomba e o Efeito da Circulação Sistêmica

São dois os principais fatores que regulam o D.C. [Guyton, A.C. (1963)], a saber :

- 1) A capacidade efetiva de bombeamento do coração,
- 2) A circulação sistêmica.

Mais precisamente, o coração não é o agente principal no controle do D.C., quem responde por esse papel é a circulação sistêmica. O papel do coração é simplesmente permissivo, ou seja, permite o fluxo sanguíneo necessário, desde que esteja dentro de sua capacidade. Por exemplo, o coração, num paciente normal em repouso, tem a capacidade de fornecer um D.C. de até 13 a 15 l/min. No entanto, o D.C. médio em repouso é de apenas 5 l/min. O limite de permissibilidade (capacidade) do coração pode ser alterado, pode ser aumentado como observado em atletas bem treinados, que possuem coração hipertrofiados ou então diminuído como em indivíduos com infarto do miocárdio, doenças valvulares, miocardites, etc..

Resumindo, os fatores que tem influência na capacidade de bombeamento do coração são :

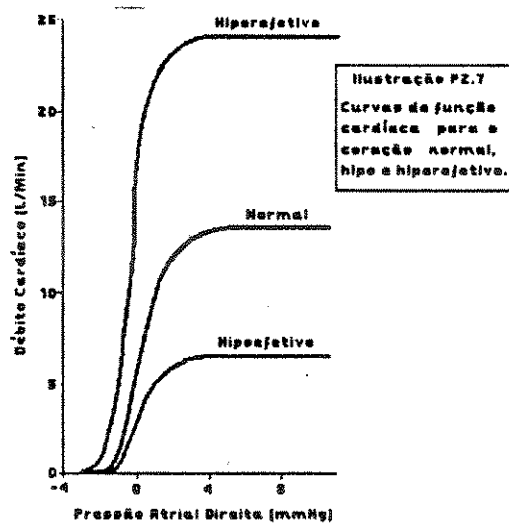
a) aumento de capacidade

- a.1 - aumento da estimulação simpática
- a.2 - hipertrofia do coração
- a.3 - decréscimo da estimulação parassimpática.

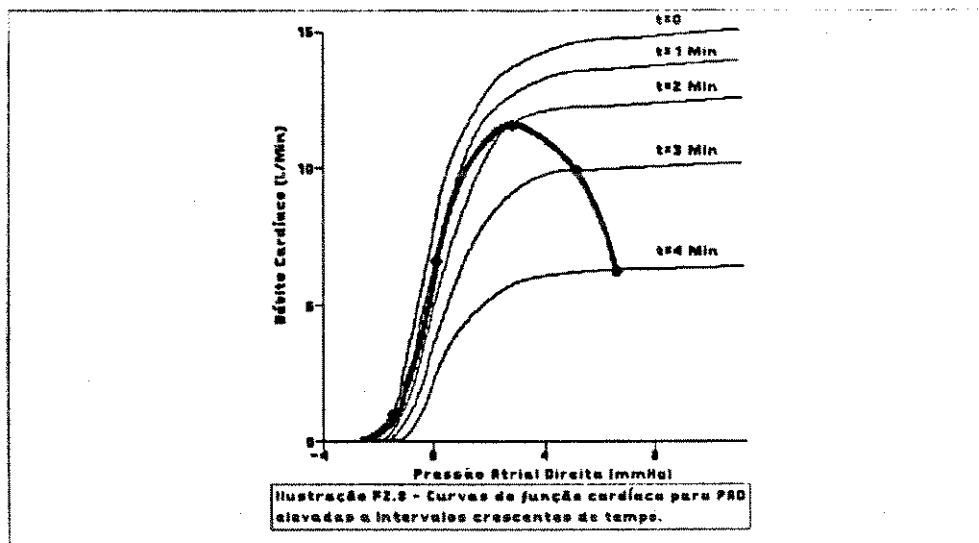
b) diminuição de capacidade

- b.1 - diminuição da estimulação simpática
- b.2 - aumento da estimulação parassimpática
- b.3 - doenças cardíacas tais como: infartos do miocárdio, problemas valvulares, miocardites, etc.

A capacidade de bombeamento do coração pode ser analisada a partir das curvas de função cardíaca, onde representa-se graficamente as medidas do D.C. para diversos níveis de pressão atrial direita. Na ilustração F2.7 algumas curvas de função cardíaca são mostradas.



Guyton também reestudou o experimento de Starling observando a variação do D.C. contra aumentos da pressão venosa aplicados em intervalos curtos de tempo. Os resultados mostraram um aumento do D.C. em decorrência do aumento da pressão venosa, até a estabilização em um nível de "plateau". Porém, o nível máximo do D.C. atingido é tanto menor quanto maior o tempo ou intervalo em que a pressão venosa é aplicada (mantida), ou seja, quanto maior o tempo de aplicação da pressão venosa, maior a carga no coração e menor a resposta em termos de D.C.. Tal efeito pode ser observado na ilustração F2.8.

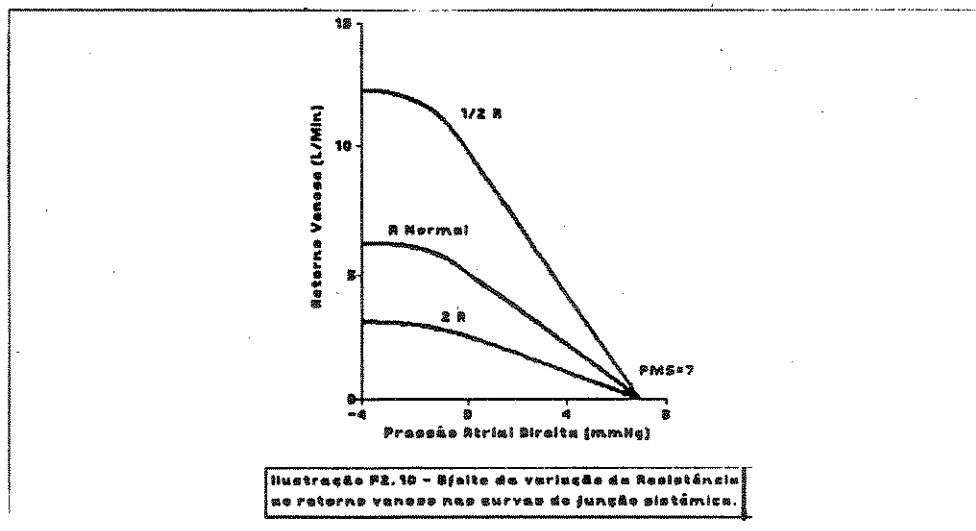
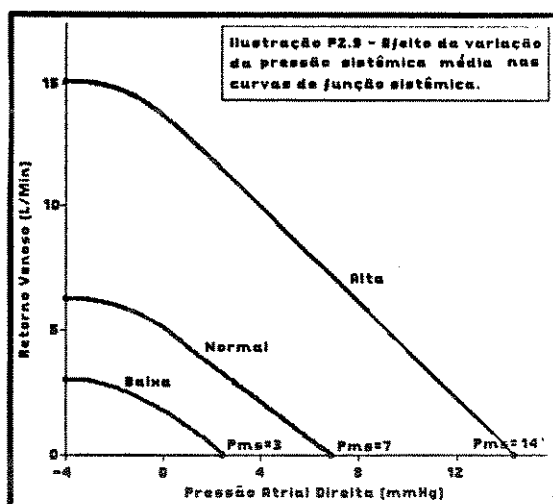


Os fatores que influenciam a regulação do D.C. devido à circulação sistêmica são :

- 1) Grau de enchimento da circulação sistêmica medida pela Pressão Sistêmica Média (PMS) que é afetada principalmente pelo volume sanguíneo, nível de estimulação simpática e estado de contração da musculatura esquelética em torno dos vasos sanguíneos.

2) Resistência total do corpo ao fluxo sanguíneo ou Resistência Vascular Periférica (RPT). Uma dilatação dos vasos sanguíneos no corpo, determina um decréscimo na RPT e conseqüente aumento no D.C.. Efeito inverso ocorre quando da constrição dos vasos sanguíneos.

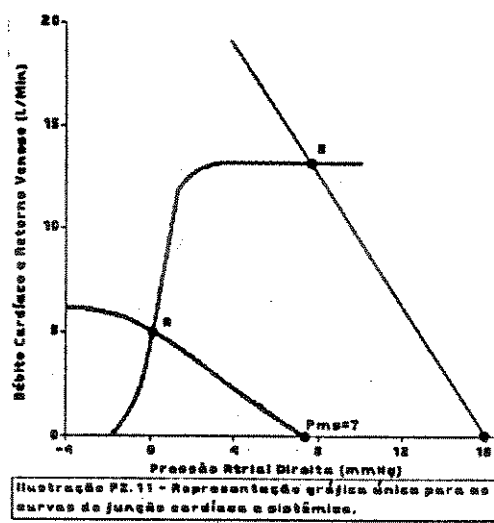
A representação do efeito da circulação sistêmica na regulação do D.C. é feita graficamente a partir da curva de função sistêmica que mostra o retorno venoso para diversos níveis de pressão atrial direita. As ilustrações F2.9 e F2.10 mostram o efeito da variação da pressão sistêmica média e da variação da resistência vascular periférica na curva de função sistêmica.



2.3.4 - Análise Gráfica da Regulação do D.C.

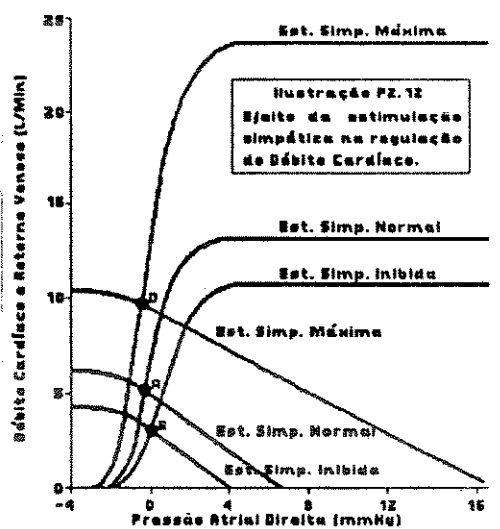
Descreveu-se anteriormente e isoladamente os fatores que influenciam a capacidade de bombeamento do coração, representados graficamente pelas curvas de função cardíaca, e os fatores que influenciam a circulação sistêmica, representados graficamente pelas curvas de função sistêmica. Porém, o D.C. deve ser igual ao retorno venoso e a pressão atrial direita é a mesma para o coração e para a circulação sistêmica. "Plotando-se" as duas representações em um único gráfico, pode-se obter o ponto de funcionamento do sistema.

Como mostrado na ilustração F2.11, o ponto de equilíbrio ou ponto de operação do sistema é o designado por "A", pois é o único que atende às condições estabelecidas no parágrafo anterior.



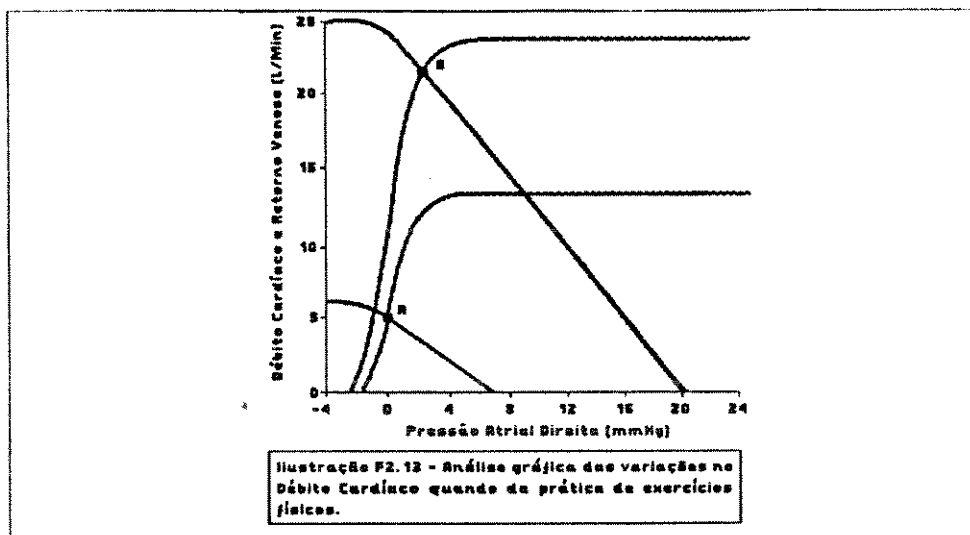
Um aumento súbito de volume sanguíneo, da ordem de 20 %, acarreta um aumento do D.C. que passa a ser igual a 2,5 a 3 vezes o valor normal. O que acontece é que a pressão sistêmica média cresce subitamente e a curva de função sistêmica desloca-se para a direita, como mostrado na ilustração F2.11. Assim, tem-se um novo ponto de equilíbrio (ponto B). Entretanto, após alguns minutos iniciam-se efeitos compensatórios, que tendem a retornar a pressão sistêmica média e o D.C. aos valores normais.

A estimulação ou inibição do sistema nervoso simpático tem influência marcante no D.C. e nas curvas de função cardíaca e função sistêmica (vide ilustração F2.12).



O ponto A representa o ponto de equilíbrio em situação normal, D no caso de estimulação simpática aumentada e B no caso de estimulação simpática inibida. A ação da estimulação simpática pode ser percebida principalmente no caso de indivíduos praticando exercícios. Neste caso ocorre principalmente intensa estimulação simpática, a qual intensifica a força de contração do coração e aumenta a Pressão Sistêmica Média. Observa-se também

aumento da contração dos músculos em torno dos vasos e intensa diminuição da resistência vascular. A combinação destes fatores modificam o ponto de equilíbrio como pode ser visto na ilustração F2.13. Observa-se que o ponto de equilíbrio passa de "A" para "B", com um aumento da Pressão Sistêmica Média, do Retorno Venoso e do D.C..



2.4 - Métodos para Medição do Débito Cardíaco

2.4.1 - O Método de Fick

O princípio do método foi proposto por Fick, A. (1870) e estabelece que a vazão de um líquido em um dado período de tempo é igual à quantidade de uma substância, dita indicadora, que penetra na corrente líquida (ou é retirada), no mesmo período de tempo, dividida pela diferença de concentração dessa substância depois e antes do ponto de entrada (ou saída). O princípio pode ser expresso matematicamente através da fórmula:

$$V = \frac{(DS/Dt)}{|C_2(S) - C_1(S)|} \quad (E2.3)$$

onde V significa vazão, t tempo, S substância indicadora ou indicador, DS/Dt consumo da substância indicadora, $C_2(S)$ concentração do indicador obtida em um segmento distal ao ponto de entrada (ou saída) e $C_1(S)$ concentração do indicador em um segmento proximal ao ponto de entrada (ou saída). As concentrações do indicador são medidas a partir de amostras. Portanto, um requisito básico do método é que a substância indicadora misture-se adequadamente com a corrente líquida nos pontos de amostragem, para que as concentrações obtidas a partir das amostras sejam representativas das concentrações reais.

Para medir-se o Débito Cardíaco o indicador deve entrar na circulação, ou ser retirado, em um ponto onde passe todo o sangue circulante e que permita sua mistura adequada. Há somente dois locais no sistema cardiovascular que satisfazem estes requisitos,

que são: o coração direito e o esquerdo. Nesse método a principal substância indicadora utilizada é o oxigênio (O_2), sendo o D.C. calculado pela fórmula:

$$DC(l/min) = \frac{\text{Consumo de } O_2 \text{ (ml/min)}}{(\text{Conc. art. } O_2 \text{ (ml/l)}) - (\text{Conc. ven. } O_2 \text{ (ml/l)})} \quad (E2.4)$$

O consumo de oxigênio e sua concentração arterial são quantidades de determinação relativamente fácil porém laboriosa. A primeira pode ser obtida através da análise de todo o ar expirado durante um período de vários minutos e a segunda, através da determinação da concentração de oxigênio em uma amostra de sangue de uma artéria periférica. Contudo, face à diversidade do conteúdo de oxigênio do sangue proveniente dos diferentes tecidos do corpo, a amostra representativa de mistura do sangue venoso sistêmico deve ser obtida diretamente da artéria pulmonar ou do ventrículo direito, o que requer o cateterismo das cavidades cardíacas.

Procedimento pouco cauteloso na obtenção do D.C. pelo método direto de Fick pode acarretar erros superiores a 100%. A assertiva fundamental do método é baseada no fato de que o volume de oxigênio tomado pela respiração é igual ao volume de oxigênio usado pelos tecidos. Infelizmente estas quantidades não podem ser medidas instantaneamente. Para obter maior constância das condições fisiológicas, o período de medida deve ser suficientemente longo antes que as amostras representativas do sangue arterial e venoso sejam colhidas. Além do mais, como já foi dito anteriormente, é essencial que a amostra venosa seja

representativa da completa mistura do sangue do retorno venoso sistêmico. Para minimizar o efeito da flutuação de concentração no local de amostragem, que se deve ao fato do fluxo sanguíneo ser pulsátil, as amostras devem ser colhidas lentamente. O método só produz resultados válidos se não ocorrerem variações significativas, durante o período da medida, do volume pulmonar, da ventilação pulmonar, da pressão parcial de oxigênio nos alvéolos, bem como do Débito Cardíaco. Variações deste tipo podem ocorrer no início de um período de exercício físico, durante transfusão de sangue ou hemorragia, etc. Entretanto, as influências do ciclo cardíaco e respiratório, são em geral pouco importantes, sobretudo em condições de repouso.

Conclui-se portanto, que o método direto de Fick requer condições fisiológicas relativamente constantes. Porém, dentro destes limites, é considerado um dos métodos mais exatos para obtenção do D.C. em pacientes. Já foi intensamente utilizado em Clínica Médica. Entretanto é certamente inadequado para monitoração de pacientes. Além do oxigênio, o dióxido de carbono (CO_2) e o ácido para-aminohipúrico (PAH) foram também usados como indicadores.

Uma variação deste método recebe o nome de Fick contínuo, uma vez que o equipamento de medida utilizado avalia constantemente as concentrações arterial e venosa de oxigênio e seu consumo. O método modificado possibilita a medida contínua do D.C., mas não a determinação instantânea do fluxo sanguíneo, devido à lentidão das variações da concentração de oxigênio.

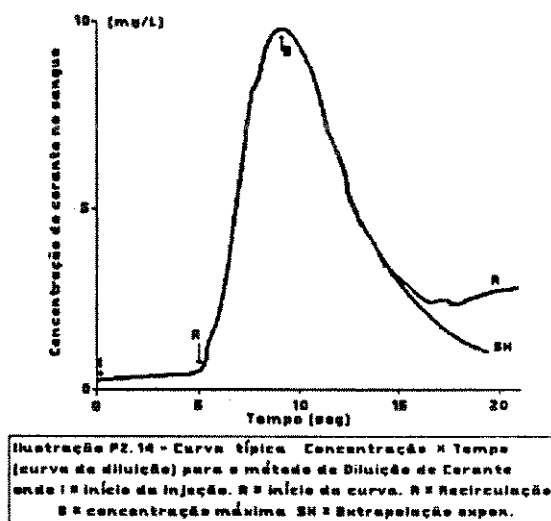
2.4.2 - O Método da Diluição de Corante

2.4.2.1. - Considerações gerais

Proposto por Stewart, G.N. (1897), o método é uma variação do método direto de Fick e, como este, não se presta a determinações instantâneas do fluxo sanguíneo. Na variação mais simples do método, que permite ilustrar seu princípio básico, uma quantidade conhecida de uma substância indicadora é injetada no sangue venoso e sua concentração no sangue é continuamente medida em um ponto do sistema arterial (local de amostragem). A curva que expressa a variação da concentração do indicador em função do tempo chama-se curva de diluição. A partir desta curva pode-se calcular a concentração média do indicador e o D.C.. Para que uma substância possa ser utilizada como indicador é necessário que apresente as seguintes características: seja inócua para o paciente, não altere a dinâmica circulatória, sua concentração no sangue possa ser medida e não deixe a circulação sanguínea entre os locais de injeção e amostragem. Existe duas variações deste método: 1) o método da injeção única no qual uma quantidade do indicador é rapidamente injetada na circulação sanguínea, e 2) o método da infusão contínua no qual é feita uma infusão contínua do indicador durante um intervalo definido de tempo. Como no método direto de Fick, a mistura adequada do indicador com o sangue é um requisito básico para evitar cálculo incorreto do D.C..

2.4.2.2 - O Método da Injeção Única

Uma curva de diluição típica obtida por injeção única do indicador é mostrada na ilustração F2.14.



Observa-se que a concentração no segmento arterial sobe abruptamente para um máximo, para em seguida declinar. Durante a fase de declínio da concentração ocorre nova subida, quando a chegada das partículas do indicador que se movem mais lentamente, coincide com a chegada daquelas que se movem mais rapidamente e que estão passando pelo ponto de amostragem pela segunda vez. Portanto, ocorre recirculação das partículas do indicador injetado antes que se complete a curva primária. Como a concentração média do indicador é calculada pela integração da curva primária no tempo, é necessário eliminar da curva de diluição a parte correspondente à recirculação. Kinsman, J.M. et al. (1929) e Hamilton, W.F. et al. (1932) propuseram um procedimento para a correção, baseados no fato de que quando o logaritmo da concentração do indicador é projetado contra o tempo, o ramo descendente da concentração é uma linha reta até o início da recirculação. Portanto, a extrapolação do ramo

descendente permite definir a curva primária que seria obtida se não houvesse recirculação. Esse procedimento não será possível se a recirculação iniciar-se antes da fase de decaimento exponencial da curva de diluição (recirculação precoce). A partir da curva corrigida pode-se calcular o D.C. pelas seguintes fórmulas:

$$DC = \frac{I}{\int C dt} \quad (E2.5) \text{ ou}$$

$$DC [l/min] = \frac{60 I [mg]}{\bar{C}[mg/l] \times t [seg]} \quad (E2.6)$$

onde na equação E2.5, I significa quantidade do indicador injetado, C é a concentração do indicador no sangue arterial e t tempo, e na equação E2.6, I significa quantidade de indicador injetado, $\bar{C}$ concentração média do indicador injetado obtida pela integração da curva primária durante o tempo t.

A curva de diluição pode ser obtida a partir da amostragem do sangue em qualquer ponto do sistema arterial. Entretanto, em Clínica Médica, ela é geralmente feita nas artérias femoral ou radial, e ocasionalmente na artéria pulmonar quando o local de injeção é uma veia periférica [Fritts, H.W. et al.(1957)]. Já o local de injeção tem grande influência na forma da curva de diluição. Os locais mais comumente usados são: veias periféricas, átrio direito, ventrículo direito, artéria pulmonar e ventrículo esquerdo. Entre o ponto de injeção e o de amostragem é preciso que o sangue circulante atravessasse o coração direito ou o esquerdo, para garantir mistura adequada do indicador. Outra

consideração relevante diz respeito à distância entre os locais de injeção e amostragem, uma vez que quanto maior for essa distância, mais prolongada será a curva de diluição e maior a probabilidade de surgirem dificuldades na correção da curva devido à recirculação. Os indicadores mais usados são os corantes "cardiogreen" e "Evans blue". No entanto, outras substâncias como glucose, solução salina hipertônica, plasma, e substâncias radioativas também são empregadas.

Para medir a concentração do indicador na amostra, os equipamentos mais comumente usados são: 1) se o indicador é um corante, usa-se o densitômetro óptico que registra a curva de diluição por meio de uma foto-célula; 2) célula de condutividade, quando o indicador é uma solução salina ou plasma; e 3) o contador de cintilação, no caso de indicador radioativo.

2.4.2.3 - O Método da Infusão Constante

Este método foi proposto por Stewart, G.N. (1897). Entretanto, devido a dificuldades técnicas que requeria foi praticamente esquecido, tendo sido substituído pelo método da injeção única, de execução mais simples. No método da infusão constante ao invés de injetar-se o indicador rapidamente, ele é injetado a uma taxa constante até que uma curva de diluição apropriada seja obtida para o cálculo do D.C.. A ilustração F2.15 mostra uma curva de diluição característica.

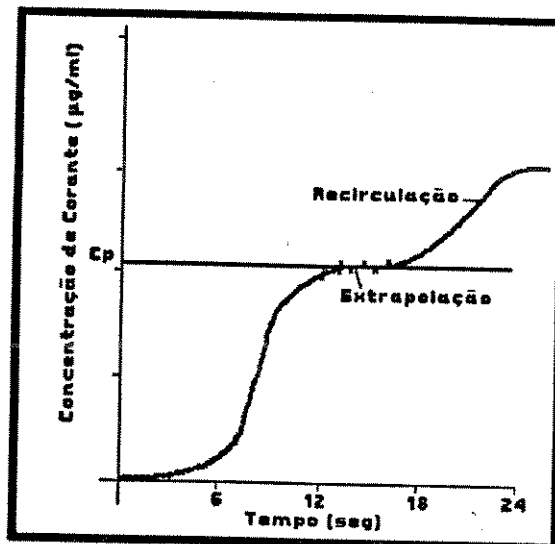


Ilustração P2.15 - Curva de diluição de indicador por infusão constante.

Observa-se que, inicialmente, a concentração no segmento arterial sobe continuamente até atingir um valor constante, e em seguida torna a crescer devido à presença de recirculação de partículas do indicador. A grande vantagem deste método é a simplicidade da fórmula usada para o cálculo do D.C., a saber:

$$DC = \frac{Ir}{Cp} \quad (E2.7)$$

onde Ir significa a taxa de infusão do indicador e Cp a concentração do indicador no "plateau" da curva. Apesar desta vantagem e de ser tão exato quanto o método da injeção única, este último foi preferido por não requerer controle da taxa de injeção, ser de execução mais rápida e utilizar uma quantidade menor de substância indicadora.

2.4.2.4 - Fontes de Erro e Comparação com o Método Direto de Fick

Respeitados todos os requisitos técnicos do método de diluição do indicador, existem ainda duas fontes de erro, que são: 1) recirculação e 2) variação de fluxo sanguíneo no local de amostragem. A recirculação pode ser corrigida se não ocorrer precocemente. O segundo fator se faz sentir quando há variações do D.C., bem como quando a taxa de retirada de sangue no local de amostragem não é constante. Neste último caso, se não houver recirculação precoce, o D.C. poderá ser calculado pelo método da infusão constante, pois a curva de diluição atingirá o mesmo valor de "plateau", a despeito de variações na escala de tempo.

Foram realizados inúmeros estudos comparativos entre os dois métodos de diluição de corante e o método direto de Fick [Hamilton, W.F. et al. (1948); Doyle, J.T. et al. (1953); Eliasch, H. et al. (1955)]. Como foi observada uma excelente concordância entre eles, estes métodos são considerados igualmente válidos. Entretanto, o método de diluição de indicador por injeção única é o mais comumente utilizado dos três, por ser de execução mais simples.

2.4.3 - O Método de Termodiluição

2.4.3.1 - Teoria

O método da termodiluição é uma variante do método diluição de corante por injeção única, e foi descrito pela primeira vez por Fegler, G. (1954). Nesta técnica, o D.C. é obtido a partir da variação da temperatura do sangue circulante ocasionada pela injeção rápida de uma quantidade conhecida de uma solução fria, num ponto específico da circulação (local de injeção). A solução fria (injetato), se mistura com o sangue, provocando seu resfriamento. Em um outro ponto, que deve ser distal ao local de injeção, a variação da temperatura do sangue é detectada. A curva que expressa esta variação em função do tempo recebe o nome de "curva de termodiluição" e é equivalente a curva de diluição de corante obtida pela execução do método da injeção única, descrito anteriormente. O D.C. é calculado a partir da Equação de Stewart - Hamilton modificada para um indicador térmico. Portanto, em vez de volume do injetato e sua concentração no sangue, os parâmetros a serem medidos são a temperatura inicial do sangue e sua variação no tempo. Assim:

$$DC = \frac{60 V_i K_1 (T_{b0} - T_i) K}{\int DT_b(t) dt} \quad (E2.8)$$

onde: DC = Débito Cardíaco em ml/min,

V_i = volume do indicador (o injetato), em ml,

K_1 = fator densidade, adimensional, a ser descrito mais adiante,

T_{b0} = temperatura inicial do sangue no local de detecção,
em $^{\circ}\text{C}$,

T_i = temperatura inicial do injetato no local de entrada
na circulação, em $^{\circ}\text{C}$,

60 = fator de conversão de segundo em minuto,

K = constante de correção, adimensional, descrita no
item 2.4.3.9

$\int DT_b(t)$ = variação da temperatura do sangue ($^{\circ}\text{C}$) em função
do tempo(seg).

O fator densidade é por sua vez igual a:

$$K_1 = \frac{SG_i \times SH_i}{SG_b \times SH_b} \quad (E2.9)$$

onde SG_i , SH_i , SG_b e SH_b significam respectivamente: peso e calor
específicos do injetato, peso e calor específicos do sangue.

Alguns requisitos do princípio de Fick são transgredidos ao se aplicar o método da termodiluição, pois o princípio de Fick pressupõe volume e fluxo constantes, completa mistura da substância indicadora com o sangue, ausência de perdas do indicador e ausência de recirculação. No entanto, Nitzan M. et al. (1980) estabeleceram que o método de termodiluição pode ser aplicado a fluxos pulsáteis quando tem-se situação hemodinâmica estável (frequência cardíaca e volume sistólico constantes) e completa mistura do injetato com o sangue. Entretanto, para tal é necessário seguir o procedimento clínico adequado (procedimento padrão).

Como optou-se pela técnica de termodiluição para calcular o D.C. no instrumento proposto, passa-se a analisar em detalhe a técnica, bem como as fontes específicas de erro e a maneira de minimizá-las.

2.4.3.2 - Locais de Injeção, Detecção e Tempo de Injeção

Como um requisito básico do método é a mistura adequada do indicador com o sangue, a exatidão dos resultados vai depender da escolha dos locais de injeção e detecção. Inúmeros locais foram usados em estudos experimentais. Os átrios esquerdo e direito, as veias cavas superior e inferior, os ventrículos direito e esquerdo e a veia jugular foram utilizados como locais de injeção, enquanto que a detecção foi feita nas artérias carótida, femoral e pulmonar, no ventrículo direito e na aorta.

Mohammed, S. et al. (1963) demonstraram experimentalmente que a veia jugular externa é um local indesejável para a injeção do indicador e que o D.C. é superestimado quando os locais de detecção são as artérias carótida ou femoral. Já Branthwaite, M.A. et al. (1968) mostraram que a veia jugular interna é um local apropriado para injeção, enquanto que a veia jugular externa é imprópria, confirmando assim os resultados de Mohammed, S. et al. (1963). Silove, E.D. et al. (1971) demonstraram através de experimentos em cães que o ventrículo direito (local de injeção) e a artéria pulmonar (local de detecção), bem como o ventrículo esquerdo (local de injeção) e a aorta (local de detecção) são locais apropriados para a obtenção do Débito Cardíaco direito e

esquerdo, respectivamente. Wessel, H.U. et al. (1971) mostraram que quando a detecção é feita na aorta ou na artéria pulmonar obtém-se resultados satisfatórios que se correlacionam de maneira significativa com aqueles obtidos pela técnica de diluição de corante.

A grande maioria dos pesquisadores tem usado o átrio direito como local de injeção e a artéria pulmonar ou aorta como local de detecção. Entretanto, em Clínica Médica é a artéria pulmonar o local de detecção mais comumente utilizado.

O método da termodiluição no entanto não pode ser aplicado em pacientes com "shunts" intracardíacos (pacientes com mau funcionamento das válvulas tricúspide e pulmonar), pois ocorreria perda do indicador e os resultados seriam incorretos.

Segundo Enghoff, E. et al. (1973) medidas com boa precisão são obtidas quando o tempo de injeção é inferior a 4 segundos, e não há confiabilidade nas medidas obtidas com tempos de injeção superiores a 8 segundos, devido ao aquecimento do indicador, resultando em medidas incorretas do D.C.. O uso de injetores automáticos melhora a reprodutibilidade do método [Nelson, L.D. et al. (1982) e Dizon, C.T. et al. (1977)] particularmente no caso de medidas sequenciais. Porém tal uso não representou melhoria significativa de resultados que justificasse a substituição da injeção manual, que permanece até hoje como a prática mais utilizada em Clínica Médica.

2.4.3.3 - Substância Indicadora, Fator Densidade e Volume do Injetato

O injetato mais utilizado em clínica médica é a solução de dextrose 5%. Alternativamente emprega-se também a solução salina 0,9%.

O fator densidade, já definido anteriormente, é a razão entre o produto do peso e calor específicos do injetato, e o produto do peso e calor específicos do sangue. Portanto, depende da solução a ser injetada. No entanto, pouco difere quando se utiliza uma solução salina ou de dextrose.

Os pesos específicos do sangue, da dextrose 5% e da solução salina 0,9% são 1,045; 1,018 e 1,005 respectivamente. Os calores específicos dessas mesmas substâncias são: 0,87; 0,965 e 0,997 [Ganz, W. et al.(1972)]. Ao utilizar-se dextrose 5% como indicador obtém-se um fator densidade (K_1) de 1,08. No caso da solução salina 0,9%, o fator passa a ser de 1,10.

O peso específico do sangue varia com o hematócrito e a concentração de proteínas no plasma, porém o produto peso por calor específico do sangue permanece virtualmente constante [Ganz, W. et al.(1972)]. O fator densidade varia de 1,13 para 1,07 quando o hematócrito decresce de 52% para 30%; portanto seu efeito é desprezível [Meisner, H. et al.(1974)].

O volume real do injetato deve ser medido com exatidão. Para tal é necessário que o volume do espaço morto introduzido pelo cateter seja determinado. Seu desconhecimento pode acarretar uma

superestimação do D.C., com erros da ordem de 2% [Reininger, E.J. et al. (1976)].

Costuma-se injetar volumes iguais a 5 ou 10 ml, em adultos, e 2 ou 3 ml em crianças. Para uma mesma temperatura, quanto menor for o volume do injetato maior terá que ser a sensibilidade do transdutor. Além disto a relação sinal/ruído aumenta com esse volume.

Ganz, W. et al. (1971) recomendam a retirada do injetato residual do cateter, evitando assim seu resfriamento. Alguns pesquisadores estudaram a aspiração do indicador antes e após a injeção do indicador ou ambos. Maruschak, G.F. et al. (1982) concluíram que a aspiração é desnecessária no caso de cateteres pediátricos. A maior parte dos estudos [Forrester, J.S. et al. (1972) e Swan, H.J.C. (1982)] indicam a aspiração do injetato no cateter como necessária. No entanto, na prática da Clínica Médica, isto não é efetuado regularmente.

2.4.3.4 - Temperatura Inicial do Sangue e Linha de Base da Curva de Termodiluição

Para calcular o D.C. pela técnica de termodiluição é necessário que se conheça a temperatura inicial do sangue e que se tenha uma curva de termodiluição com linha de base estável. Quando se considera a temperatura inicial do sangue igual à temperatura retal, como era feito nos primeiros instrumentos comerciais, subestima-se o D.C.. Um erro de 1 °C na determinação da temperatura inicial introduz um erro no cálculo do D.C. igual a 2,7%, quando a temperatura do injetato é de 0 °C, e um erro

igual a 7,7% quando o injetato está a 24 °C, isto para uma temperatura corpórea de 37 °C.

Atualmente a temperatura inicial é medida através de um termistor localizado no ponto de detecção. Esta medida, no entanto, está sujeita a erros que decorrem de variações cíclicas da temperatura do sangue. Estas variações produzem oscilações na linha de base e distorção da curva de termodiluição. Vários pesquisadores estudaram estas variações, como Fegler, G. (1957), Afonso, S. et al. (1962), Wessel, H.U. et al. (1966) e Woods, M. et al. (1976). Destes estudos, pode-se concluir que elas são provocadas principalmente pela respiração. Foi observado que as amplitudes são maiores na artéria pulmonar do que na aorta e que dependem do padrão respiratório, sendo pequenas durante a respiração espontânea normal. Entretanto, padrões anormais de respiração podem acarretar oscilações consideráveis da linha de base. Para minimizar os erros introduzidos pelas oscilações, vários calculadores do D.C. determinam a linha de base por média eletrônica das temperaturas do sangue venoso central durante um pequeno intervalo de tempo imediatamente anterior à injeção.

2.4.3.5 - Temperatura Inicial do Injetato

Além da temperatura inicial do sangue, a temperatura inicial do injetato deve ser determinada com exatidão. Medidas de D.C. superestimadas são obtidas se a temperatura do injetato for maior que a pré-estabelecida. Em Clínica Médica, são comumente utilizados indicadores a 0°C e à temperatura ambiente. O segundo caso requer injeção de um volume maior de solução e um detetor com maior sensibilidade. Wessel, H.U. et al. (1971) mostraram que o uso de solução fria a 0°C reduz, pelo menos para metade, o efeito de erros introduzidos no cálculo do D.C. pelas variações cíclicas da temperatura sanguínea, pois melhora a relação sinal/ruído. No entanto, estudos demonstraram que as medidas obtidas com injetato à temperatura ambiente possuem alto fator de correlação (0,962) com o método de diluição de corante e também com o próprio método da termodiluição usando-se injetato a 0°C (0,912 a 0,99), segundo Elkayam, U. et al. (1981); Killpack, A.K. et al. (1981); Shellock, F. et al. (1983); Swinney, R.S. et al. (1981); Hruby, I.M. et al. (1982); Larson, C.A. et al. (1982).

Entretanto, a utilização de injetato a 0°C requer cuidados especiais. Para que a solução contida em seringas atinja uma temperatura de equilíbrio com o banho a 0°C , que a rodeia, é necessário esperar um tempo que pode atingir até uma hora, dependendo dos volumes envolvidos e das condições do banho [Levett, J.M. et al. (1979)]. Além disto, o injetato pode se aquecer durante a fase de manuseio, se esta não for executada com rapidez.

2.4.3.6 - Curva de Termodiluição

O resfriamento do sangue circulante, provocado pela injeção de um determinado volume do indicador, é detectado através de um termistor inserido em um vaso sanguíneo, no local de detecção. O termistor, geralmente usado em configuração Ponte de Wheatstone, é essencialmente um resistor com alto coeficiente negativo de temperatura. Sua resistência varia com a temperatura de maneira exponencial. Entretanto, para pequenos intervalos de variação de temperatura, como os que ocorrem durante a execução do método da termodiluição, a curva característica resistência x temperatura pode ser considerada linear. Além disto, para garantir a segurança do paciente, a corrente que atravessa o termistor é da ordem de algumas dezenas de microamperes. Assim, o aquecimento do sangue, produzido pela corrente elétrica, pode ser negligenciado.

Uma curva de termodiluição típica é mostrada na ilustração F2.16.

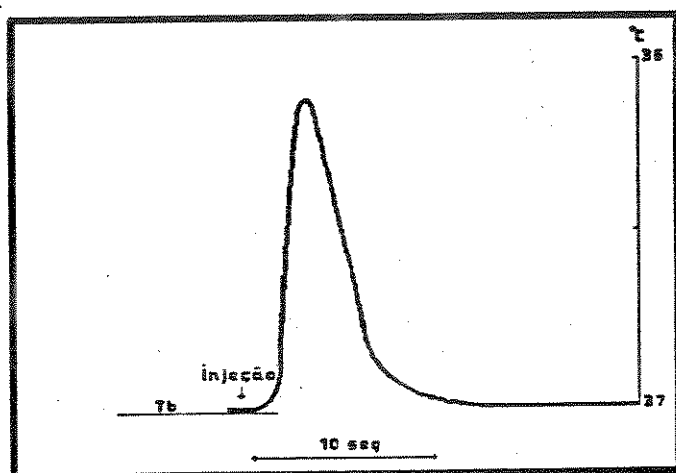
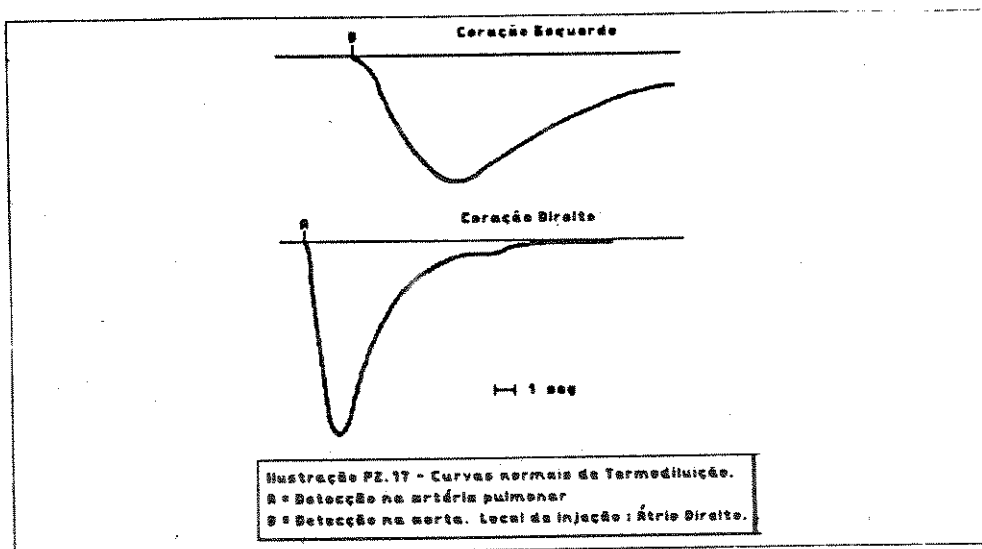


Ilustração F2.16 - Curva de Termodiluição típica.

Observa-se uma subida rápida até atingir o valor de pico, seguida por uma fase descendente mais prolongada. O retorno à linha de base é exponencial, exceto na sua fase final. A curva normal de termodiluição é semelhante à curva normal de diluição de corante, porém difere desta por não apresentar um segundo pico, observável na curva de diluição de corante na sua fase descendente, e que se deve ao fenômeno da recirculação.

O aspecto da curva de termodiluição depende dos locais de injeção e detecção. A Ilustração F2.17 mostra duas curvas normais, que por conveniência são apresentadas invertidas.



A solução fria foi injetada no átrio direito, e a conseqüente variação da temperatura do sangue circulante foi detectada na artéria pulmonar (curva A) e na aorta (curva B). Observa-se que apesar de apresentarem as mesmas características essenciais, a curva B se inicia com atraso em relação à curva A, cresce e decresce mais lentamente e apresenta menor amplitude, como era de se esperar, uma vez que a distância entre os pontos de injeção e detecção é maior.

A forma típica da curva de termodiluição pode ser alterada por inúmeros fatores, tais como: mistura inadequada do indicador com o sangue, mudanças bruscas da frequência cardíaca e da pressão sanguínea, contato entre as paredes do vaso sanguíneo e o termistor, padrões anormais de respiração, diferença inadequada entre a temperatura do sangue e a do indicador e pequeno volume de injetato [Pavek, K. et al. (1964); Ellis, R. et al. (1972)]. Como curvas irregulares podem invalidar o cálculo do D.C., o registro da curva de termodiluição, para inspeção visual, torna-se desejável.

Vários métodos e algoritmos para integrar a curva de termodiluição foram desenvolvidos e testados. Eles diferem sobretudo na extrapolação da parte descendente, e o melhor método ainda não está estabelecido, pois o processamento mais adequado da curva descendente está intrinsecamente ligado à importância da recirculação. Phillips, C.M. et al. (1970) determinaram experimentalmente que a utilização de parte da área da curva de termodiluição possibilita o cálculo do D.C. sem erro, assumindo-se recirculação de 4 %. Eles desprezaram a parte final da curva, a partir do ponto onde a variação da temperatura atinge 10% do valor de pico. Já Meisner, H. et al. (1974) mostraram que pela integração da curva inteira, obtém-se valores de D.C. que se correlacionam melhor com aqueles obtidos através de fluxômetros eletromagnéticos. Nesse caso a estabilidade da linha de base é requisito indispensável. Por outro lado, inúmeros instrumentos comerciais desprezam a parte final da curva e multiplicam a área

calculada por uma constante de compensação, pois este procedimento é simples de implementar e leva a resultados satisfatórios.

2.4.3.7 - Recirculação do Indicador

Recirculação ocorre quando as trocas de calor entre a solução fria e as paredes do cateter durante a injeção retornam à circulação através dos tecidos provocando resfriamento adicional do sangue [Meisner, H. et al. (1973)]. Trocas de calor entre a mistura sangue-indicador e os tecidos adjacentes também podem provocar recirculação [Goodyer, A.V.N. et al. (1959)]. A recirculação do indicador tem como efeito o prolongamento da passagem do injetato pelo ponto de detecção, retardando o retorno à linha de base da curva de termodiluição [Sanmarco, M.E. et al. (1971)]. Ganz, W. et al. (1971) minimizaram o erro devido à recirculação injetando o indicador na veia cava superior ou também no átrio direito e detectando a variação de temperatura na artéria pulmonar. O problema da recirculação é mais pronunciado em pacientes com baixo Débito Cardíaco, "shunts" intracardíacos e insuficiências valvulares [Carey, J.S. et al. (1969); Olsson, B. et al. (1970); Yang, S.S. et al. (1978); Rahimtoola, S.H. et al. (1975)]. Ainda não existe uma concordância sobre o grau de importância da recirculação na técnica de termodiluição, embora o assunto venha sendo cuidadosamente estudado. De qualquer forma, a área sob a curva, resultante da recirculação, parece ser pequena (desprezível).

2.4.3.8 - Perda do Indicador (Perdas térmicas)

A preservação do indicador entre os locais de injeção e detecção é requisito básico para a exatidão do método. Relembrando que na técnica da termodiluição uma solução fria é usada como indicador, as perdas térmicas começam quando se retira a seringa do banho térmico, a que está submetida, e ocorrem também devido ao gradiente de temperatura existente entre a mistura sangue - indicador e as paredes dos vasos sanguíneos e os tecidos adjacentes, onde as trocas de calor são inevitáveis. A magnitude destas trocas vai depender do diâmetro do vaso e da velocidade do fluxo sanguíneo. Portanto, haverá maior troca de calor quando o sangue flui em vasos de pequeno calibre e com fluxo lento [Hosie, K.F. (1962)]. Sorensen, M.B. et al. (1976) observaram uma perda de 17% do indicador (10ml, dextrose 5% a 0°C), o correspondente a um aumento médio de 6-7 °C na temperatura do injetato do local da injeção (seringa) até o orifício de injeção(átrio). Meisner, H. et al. (1973) comprovaram a existência dessas perdas. Entretanto Pavsek, K. et al. (1964) constataram perdas insignificantes de indicador na circulação central quando a detecção ocorre na artéria pulmonar.

Estas perdas térmicas são, pelo menos, parcialmente reversíveis, pois o sangue mais quente que, na sua essência, não contém o indicador, é resfriado pelas paredes dos vasos. É por isso que a curva de termodiluição apresenta um pico menos pronunciado que o observado na curva de diluição de corante, e uma fase descendente mais prolongada. A questão se as trocas são reversíveis ou não, ainda é polêmica. Fegler, G. (1957) observou

que a magnitude das trocas de calor depende da distância entre os locais de injeção e detecção e concluiu que quanto maior for esta distância, mais acentuadas serão as trocas, que, no entanto, são reversíveis. Vários outros pesquisadores também observaram trocas reversíveis [Goodyer, A.V.N. et al. (1959); Evonuk, E. et al. (1961); Arfors, K. et al. (1972); Silove, E.D. et al. (1972); Berger, R.L. et al. (1976)]. Já Mohammed, S. et al. (1963) observaram que existe perda irreversível de indicador quando se utiliza locais periféricos. Enquanto que, Hosie, K.F. (1962) apresentou evidência experimental de perdas irreversíveis de indicador nos vasos de pequeno diâmetro como os capilares pulmonares. O uso do átrio direito como local de injeção e da artéria pulmonar como local de detecção evita a possível perda na circulação pulmonar.

Técnicas de medida adequadas devem ser utilizadas para minimizar as perdas térmicas na manipulação do injetato. As seringas com injetato devem ser mantidas previamente em um banho com temperatura controlada, preferencialmente, até atingirem a temperatura de equilíbrio pretendida. O injetato deve ser inoculado na circulação decorridos no máximo 30 segundos após a retirada da seringa com indicador do banho com temperatura controlada [Levett, J.M. et al. (1979)], pois ocorre um erro de 2,86% a cada grau Celsius de aumento na temperatura do injetato [Powner, D.J. (1975)]. Experimentos demonstraram que evita-se medidas de D.C. superestimadas, quando não há ou é mínima a manipulação do corpo da seringa contendo o injetato [Levett, J.M. et al. (1979); Powner, D.J. (1975)].

2.4.3.9 - Constante de Correção

Esta constante é necessária sobretudo para compensar o espaço morto introduzido pelo cateter. Ela depende das dimensões do cateter, e do volume e temperatura do indicador. É específica para cada instrumento e cateter, tendo assim, seus valores e método de determinação especificados pelos fabricantes.

2.4.3.10 - Medidas Sequenciais e Múltiplas Infusões

Millar, S. et al. (1980) estabeleceram que, devido à dinâmica do sistema circulatório e às limitações do método de termodiluição, deve-se realizar três medidas de D.C. sequenciais a cada procedimento de medida, tomando-se a média das leituras como a medida de D.C. mais confiável. A variação entre médias pode ser da ordem de 4 a 10% [Singh, R. et al. (1970), Weil, M.H. (1977) e Swan, H.J.C. (1982)]. Variações percentuais superiores (mínimo de 10%), com procedimentos corretos, indicam alteração estatisticamente significativa do D.C. [Swan, H.J.C. (1982), Stetz, C.W. et al. (1982)]. Wong, M. et al. (1978), no entanto, sugere descartar a primeira leitura, pois a maior parte das perdas térmicas do indicador, ocorre aí. Não é recomendável realizar apenas uma leitura do D.C. para analisar tendências na variação do fluxo sanguíneo do paciente. Nesse caso um mínimo de 15 a 25% de alteração entre as medidas é necessário para justificar uma alteração estatística significativa na determinação do D.C. [Bilfinger, T.V. et al. (1982), Stetz, C.W. et al. (1982)]. Duas ou três medidas sequenciais são os

procedimentos mais utilizados em Clínica Médica. Quatro medições reduzem o erro, mas é um procedimento utilizado apenas em pesquisa [Rubin, S.A. et al. (1982)] e que deve ser evitado nos casos de pacientes onde o volume de indicador injetado pode influenciar no estado dos mesmos.

O intervalo de tempo entre as medidas influencia a medida do D.C. devido à ocorrência do resfriamento do cateter. Medições confiáveis foram obtidas com intervalos entre 20 e 180 segundos, [Fegler, G. (1954); Ganz, W. et al. (1971); Vliers, A.C.A.P. et al. (1973)]. A influência no resfriamento do cateter diminui quanto maior for o intervalo entre as medidas. Entretanto quanto maior for esse período podem ocorrer variações reais do D.C. invalidando a realização da média das medições. Outro fator que influencia no resfriamento do cateter são as infusões múltiplas concorrentes no sistema circulatório central. Recomenda-se que tais infusões sejam momentaneamente interrompidas durante o procedimento de medida do D.C..

2.4.3.11 - Influência da Posição do Paciente

Não existem ainda dados suficientes para determinar se a variação dos parâmetros hemodinâmicos podem ser monitorados corretamente quando se mede o D.C. em pacientes nas posições lateral e sentado, ao invés da posição supino (convencional). Estudos preliminares [Grose, B.L. et al. (1981); Whitman, G.R. et al. (1982)] observaram variações clínicas significativas, nos parâmetros circulatórios, em alguns porém não todos os pacientes sujeitos ao estudo.

2.4.3.12 - Influência do Ciclo Respiratório

Ainda há controvérsia entre os pesquisadores quanto a necessidade de injetar o indicador em um período específico do ciclo respiratório. Jansen, J.R.C. et al.(1981) concluíram que o final da expiração é o período mais adequado para efetuar-se a infusão do lado esquerdo do coração, porém os resultados não foram conclusivos para o lado direito do coração. Armengol, J. et al.(1982) descrevem que o erro padrão nas medidas do D.C. realizadas aleatoriamente no ciclo respiratório são de 9,8% contra 5,1% quando realizadas no final da expiração do ciclo respiratório.

2.4.3.13 - Termodiluição Local

É definida como a técnica de termodiluição, na qual os locais de injeção e detecção são muito próximos, possibilitando a medida do fluxo sanguíneo em vasos isolados. Para se obter uma mistura adequada entre o indicador e o sangue, a solução fria deve ser injetada muito rapidamente e contra a corrente sanguínea. Esta técnica é certamente adequada para medir fluxo médio arterial. Porém, para medir fluxo venoso inferior a 60 ml/minuto, cuidados especiais devem ser considerados [Fronek, A. et al.(1960)].

4.3.14 - Comparação do Método de Termodiluição com outros

Métodos

Inúmeros estudos experimentais de comparação entre o método de termodiluição com os métodos mais conhecidos para determinação do Débito Cardíaco tem sido realizados. Estudos comparativos entre os métodos de termodiluição e de diluição de corantes mostraram coeficientes de correlação variando entre 0.890 e 0.971 [Goodyer, A.V.N. et al. (1959); Evonuk, E. et al. (1961); Solomon, H.A. et al. (1969); Kay, J.C. et al. (1973); Warren, D.J. et al. (1974); Sorensen, M.B. et al. (1976)]. Goodyer, A.V.N. et al. (1959), bem como Pavek, K. et al. (1973) compararam a termodiluição com o método de Fick para determinar o D.C.. Os dois grupos acharam um coeficiente de correlação de 0.96. Por outro lado, vários pesquisadores mediram o D.C. através do uso do fluxômetro eletromagnético e pela técnica de termodiluição e encontraram um coeficiente de correlação igual ou superior a 0.973 [Sanmarco, M.E. et al. (1971); Meisner, H. et al. (1974)].

Inúmeros estudos clínicos comparativos também mostraram boa correlação entre os Débitos Cardíacos obtidos pela aplicação da termodiluição com aqueles obtidos pelo método de Fick ou de diluição de corante. Os coeficientes de correlação encontrados foram iguais ou superiores a 0.90 [Olsson, B. et al. (1970); Ganz, W. et al. (1971); Weisel, R.D. et al. (1975); Wyse, S.D. et al. (1975); Berger, R.L. et al. (1976); Mathur, M. et al. (1976); Kohanna, F.H. et al. (1977)].

Nos últimos anos, a técnica da termodiluição vem substituindo as técnicas mais clássicas para obtenção do Débito Cardíaco, por oferecer inúmeras vantagens, tais como:

- não requer retirada de sangue, uma vez que o detector é inserido no sistema circulatório,
- possibilitar medidas simultâneas dos débitos esquerdo e direito,
- permitir medidas mais frequentes, pois o indicador é inócuo, não havendo limitações de dosagens,
- apresentar reprodutibilidade e exatidão comparáveis aos métodos de Fick e diluição de corante,
- apresentar recirculação negligenciável,
- ser de execução simples e rápida,
- requerer um procedimento de calibração fácil e permanente,
- necessitar de um instrumento de medida relativamente simples,
- não introduzir substâncias estranhas na circulação sanguínea, tais como: corantes, substâncias radioativas (o injetato é soro fisiológico),
- possibilitar repetição da medida em intervalos bastante curtos (cerca de 90 segundos).

Por estas razões optou-se pela técnica da termodiluição para calcular o Débito Cardíaco no período pós-operatório de pacientes cardíacos.

2.4.3.15 - Procedimento Padrão

O procedimento padrão em Clínica Médica para medida do D.C. pelo Método da Termodiluição é descrito a seguir.

Aplicabilidade: Em todos os pacientes exceto os que possuem "shunts" intracardíacos e insuficiência valvular (precisão comprometida).

Posição do paciente : Supino (deitado de costas).

Indicador : Dextrose 5% ou Solução salina 0,9%.

Temperatura do indicador : 0 a 4 °C ou 19 a 25 °C.

Volume do indicador : 5 a 10 ml em adultos e 1 a 5ml em jovens e crianças.

Curva de pressão e termodiluição: devem ser monitoradas de forma a verificar a posição do cateter.

Recomenda-se:

- se possível, remover todas as infusões concorrentes no sistema central venoso durante as medições.

- Injetar o indicador num intervalo máximo de 30 seg. a partir da retirada da seringa do banho termostático que a contém.
- Não tocar o corpo da seringa contendo o indicador.
- Iniciar a injeção no início da fase final da expiração do ciclo respiratório.
- Injetar todo o indicador num intervalo de tempo máximo de 4 segundos.
- Realizar medidas triplas para obtenção do D.C., com intervalos de tempo entre 20 a 180 seg.. Descartar a primeira medida e obter a média das duas medidas remanescentes.

Capítulo 3 - O Medidor de Débito Cardíaco

3.1 - Introdução

Foi projetado, implementado e testado um sistema condicionador de sinal para medida do Débito Cardíaco. Tal equipamento compõe-se dos seguintes módulos funcionais:

- transdutor;
- fonte de corrente;
- amplificador de instrumentação;
- filtros;
- circuito amostrador-segurador da temperatura inicial do sangue e auto-zero da linha de base;
- amplificadores da temperatura inicial do sangue e da curva de termodiluição;
- circuito multiplex;
- conversor tensão-frequência;
- circuito de isolamento dos sinais;
- conversor frequência-tensão;
- amplificador de saída;
- fonte de alimentação a bateria e fonte alimentada pela rede AC.

Foram levantadas as características estáticas do cateter de termodiluição e foram efetuados testes de bancada nos módulos que compõem o equipamento.

3.2 - O Transdutor: Cateter de Termodiluição

3.2.1 - Descrição

O cateter de termodiluição é um transdutor a partir do qual é possível monitorar pressões no sistema circulatório e determinar o Débito Cardíaco. Tais transdutores são comercializados em dois tamanhos padrões denominados: 7F (7French), utilizado em pacientes adultos, e 5F (5French) de uso pediátrico.

O cateter de termodiluição é constituído por um corpo composto de quatro lúmens e um balão inflável ("balloon") em sua porção distal. As partes que compõem o cateter recebem as denominações e possuem funções como descritas a seguir:

1- Lúmen PA distal : este lúmen termina na ponta do cateter e é utilizado para monitorar as pressões arterial e capilar pulmonar podendo ainda coletar amostras de sangue.

2- Lúmen proximal - injetato : O lúmen proximal termina a 30 cm (7F) ou 15 cm (5F) da ponta do cateter, posicionando-se no interior do átrio direito (local de injeção) quando o lúmen distal está na artéria pulmonar. Este lúmen é utilizado para injetar o indicador (solução fria) utilizado no método de termodiluição. Tal lúmen, acoplado ao transdutor adequado, permite monitorar a pressão atrial direita (venosa central).

3- Lúmen termistor : Este lúmen contém os terminais condutores do termistor, o qual está posicionado na superfície do cateter, isolado eletricamente do paciente, e a 4 cm da ponta do mesmo.

4- Lúmen de inflação: Este lúmen é utilizado para inflar ou desinflar o balloon, com capacidade para 1,5 cc (7F) ou 0,75cc (5F), localizado na ponta do cateter.

5- Balloon : O balloon de inflação serve a dois propósitos no procedimento de inserção do cateter:

- auxilia a passagem do cateter no interior dos vasos sanguíneos até atingir as câmaras cardíacas,

- o balloon inflado cobre a ponta do cateter distribuindo a força de inserção sobre uma área mais ampla, reduzindo a ocorrência de contração ventricular prematura durante a inserção.

Uma visualização das partes de um cateter pode ser observada na ilustração F3.1.

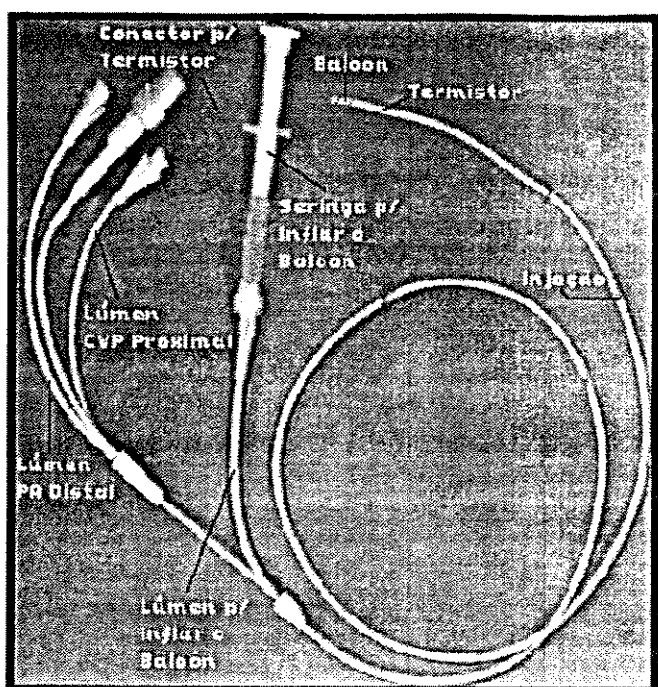


Ilustração F3.1a - Vista de um cateter de Termodiluição.

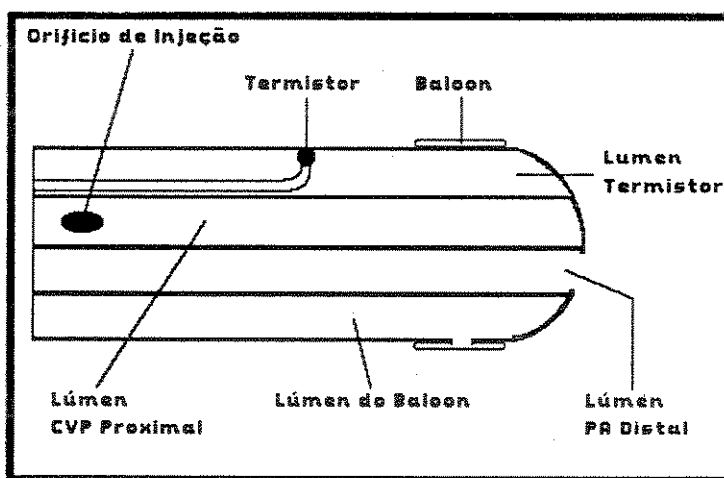


Ilustração F3.1b - Diagrama esquemático das partes de um cateter de Termodiluição.

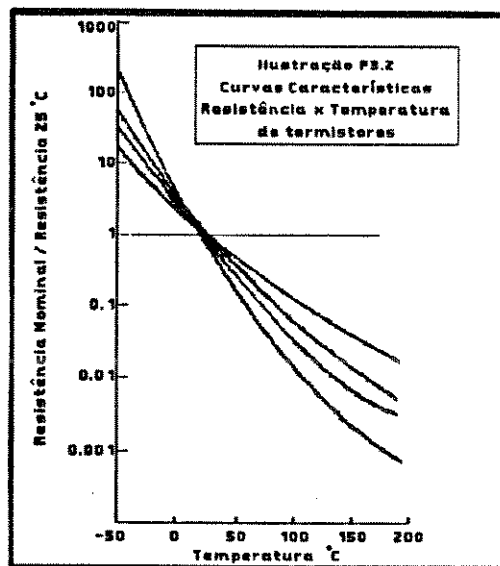
Optou-se pela utilização do cateter fabricado pela Arrow International Inc., modelo AI-07164 (cuja características são apresentadas no Anexo B), pois é o mesmo empregado no equipamento comercial, IL 701 da Instrumentation Laboratory Inc., que foi utilizado nos testes para validação do equipamento desenvolvido. Tal escolha possibilita medições comparativas nos dois instrumentos em intervalos de tempo subsequentes e dispensando procedimento adicional de inserção do cateter, o qual seria necessário caso se empregassem transdutores diferentes. Tal procedimento dispende muito tempo podendo, durante este período, alterarem-se as condições hemodinâmicas do animal sob teste, o que conseqüentemente invalidaria as comparações das medidas do Débito Cardíaco (D.C.).

3.2.2 - Determinação das Características Técnicas do Transdutor

Para projetar-se o sistema de captação e condicionamento para o medidor de Débito Cardíaco é necessário que sejam conhecidas as características do transdutor a ser empregado; neste caso, são cateteres para o método da termodiluição que possuem em sua extremidade, como elemento sensível à temperatura, um termistor. Os termistores são semicondutores feitos de material cerâmico que funcionam como resistores térmicos com um alto coeficiente negativo de temperatura, ou seja, a resistência de um termistor apresenta variação inversamente proporcional à variação de temperatura. Os termistores utilizados em aplicações biomédicas apresentam geralmente as seguintes características:

- Resistividade : 0.1 a 100 Ohms x metro;
- Tamanho : menores que 0,5mm de diâmetro;
- Sensibilidade : -3 a -5%/ °C;
- Estabilidade : $\pm 0,2\%$ da resistência nominal/ano.

A ilustração F3.2 mostra curvas características de termistores de materiais diferentes.



As propriedades de um termistor são medidas com este operando de tal forma que seu auto aquecimento seja desprezível. A relação empírica entre a resistência de um termistor R_t e a temperatura absoluta T , em graus Kelvin, é a seguinte:

$$R_t(T) = R_0 e^{(\beta/T)} \quad (E3.1)$$

onde β (constante do material do termistor em graus K) geralmente varia no intervalo de 2500-5000 °K. O coeficiente de temperatura α pode ser obtido diferenciando-se a equação 3.1 com respeito a T e dividindo-se por $R_t(T)$. Assim,

$$\alpha = - \frac{\beta}{T^2} \quad (\%/^{\circ}\text{K}) \quad (\text{E3.2})$$

3.2.2.1 - Determinação da Curva Característica Resistência x Temperatura para o Transdutor de Termodiluição Utilizado

O cateter utilizado foi o AI-07164 da Arrow, que apresenta os seguintes dados característicos (teóricos):

TABELA T3.1

R_t (KOhms)	I	T ($^{\circ}\text{C}$)
71,424	I	30
68,674	I	31
66,048	I	32
63,537	I	33
61,138	I	34
58,844	I	35
56,650	I	36
54,551	I	37
52,543	I	38
50,621	I	39
48,781	I	40
47,018	I	41
45,330	I	42

Aplicando-se a equação E3.1 para as temperaturas 32 e 36 °C (305 e 309 °K respectivamente) obtém-se:

$$56,650 = R_0 e^{\beta/309} \quad (E3.3)$$

$$66,048 = R_0 e^{\beta/305} \quad (E3.4)$$

De (E3.3) obtém-se:

$$R_0 = \frac{56,650}{e^{\beta/309}} \quad (E3.5)$$

Substituindo-se (E3.5) em E3.4) tem-se :

$$\frac{66,048}{56,650} = e^{(\beta/305 - \beta/309)} \quad (E3.6) \quad \text{ou}$$

$$1,16589 = e^{4\beta/94245} \quad (E3.7)$$

Aplicando-se logaritmo neperiano em ambos os lados da expressão (E3.7) obtém-se:

$$\beta = \frac{\ln 1,16589 \times 10^4}{0,42442} \quad (E3.8)$$

$$\text{Logo,} \quad \beta = 3616,229 \text{ } ^\circ\text{K} \quad (E3.9)$$

Substituindo-se (E3.9) em (E3.5) obtém-se:

$$R_0 = 4,684 \times 10^{-4} \text{ Ohms} \quad (E3.10)$$

Portanto, a equação característica para o termistor do transdutor utilizado é:

$$R_t(T) = 4,6484 \times 10^{-4} e^{(3616,229/T)} \quad (E3.11)$$

3.2.2.2 - Linearização da Característica Resistência versus Temperatura de um Termistor

A não-linearidade da característica resistência versus temperatura de um termistor pode ser reduzida conectando-se um resistor em paralelo (shunt) com o termistor. Este tipo de linearização é empregado principalmente quando uma fonte de corrente constante alimenta o termistor, enquanto a tensão sobre este é medida. A ilustração F3.3 mostra a conexão do resistor shunt com o termistor e a curva característica da resistência equivalente à associação.

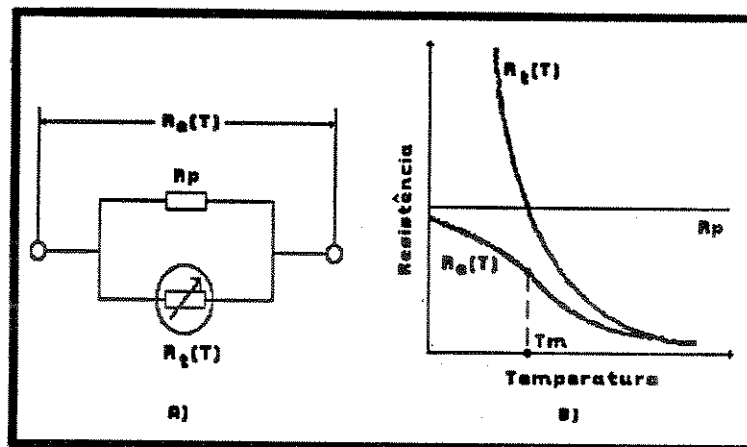


Ilustração F3.3
A - Conexão de um resistor Shunt \$R_p\$ com o termistor.
B - Característica Res. x Temp. da associação \$R_p\$ e \$R_t(T)\$.

A resistência equivalente da associação vale:

$$R_e(T) = \frac{R_p \cdot R_t(T)}{R_p + R_t(T)} \quad (E3.12)$$

O valor ótimo de R_p é obtido igualando-se o resultado da segunda derivada de $R_e(T)$, com relação à temperatura, a zero. Aplicando-se isso à equação (3.12) e utilizando-se também a equação (3.1) obtém-se:

$$R_p = R_t(T_m) \frac{\beta - 2T_m}{\beta + 2T_m} \quad (E3.13)$$

onde T_m é a temperatura em torno da qual se quer linearizar a curva característica do termistor.

Para o cateter AI-07164 e linearizando-se a curva característica em torno de 36°C (309°K) obtém-se:

$$R_p = 40,11 \text{ KOhm} \quad (E3.14)$$

3.2.3 - Levantamento Experimental da Curva Característica do Transdutor AI-07164 e da Associação Equivalente Linearizada

Foram levantadas experimentalmente as curvas características do termistor, para o cateter AI-07164, assim como a curva característica da associação em paralelo.

3.2.3.1 - Procedimento Experimental

O procedimento experimental utilizado é descrito a seguir. O cateter foi imerso em água num banho termostático (Banho maria Fanen modelo 100) com temperatura controlada. Estabilizava-se a

água no banho em uma determinada temperatura medida por um termômetro digital (Philips PM 2718, cujo sensor foi posicionado próximo ao termistor do cateter) e media-se a resistência do termistor do cateter através de um multímetro digital (Keithley modelo 130). O mesmo procedimento foi utilizado para a obtenção da curva característica da associação do termistor do cateter em paralelo com um resistor (shunt) de 40,1 KOhm.

3.2.3.2 - Resultados

Os dados experimentais obtidos e os valores teóricos calculados podem ser observados e comparados nas ilustrações F3.4 e F3.5 e tabelas TC.1 e TC.2 contidas no Anexo C.

Observa-se que os dados experimentais são muito próximos dos dados teóricos calculados.

Curva Característica do Cateter Al-7164

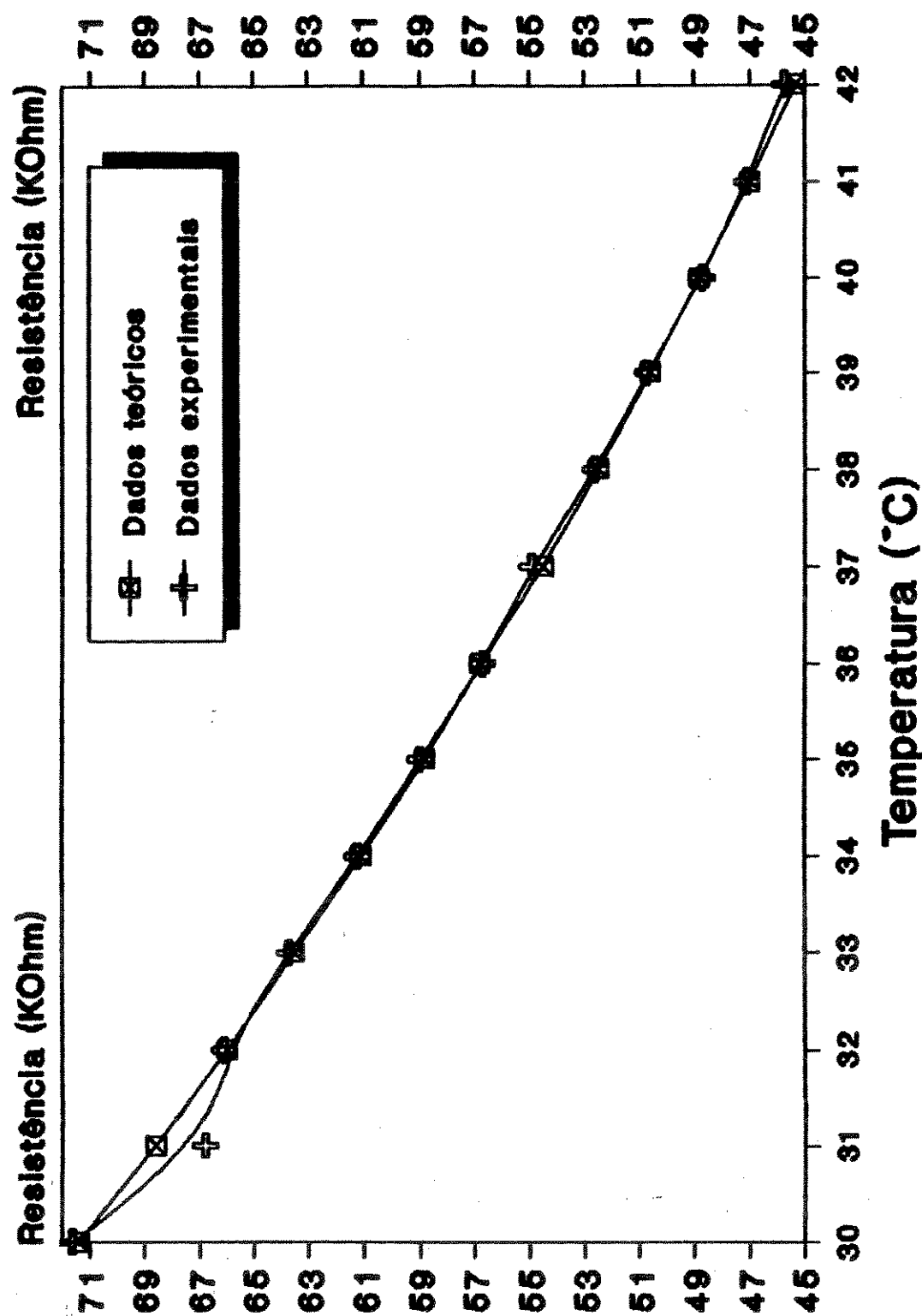


Ilustração F3.4

Característica Linearizada

Cateter AI-7164

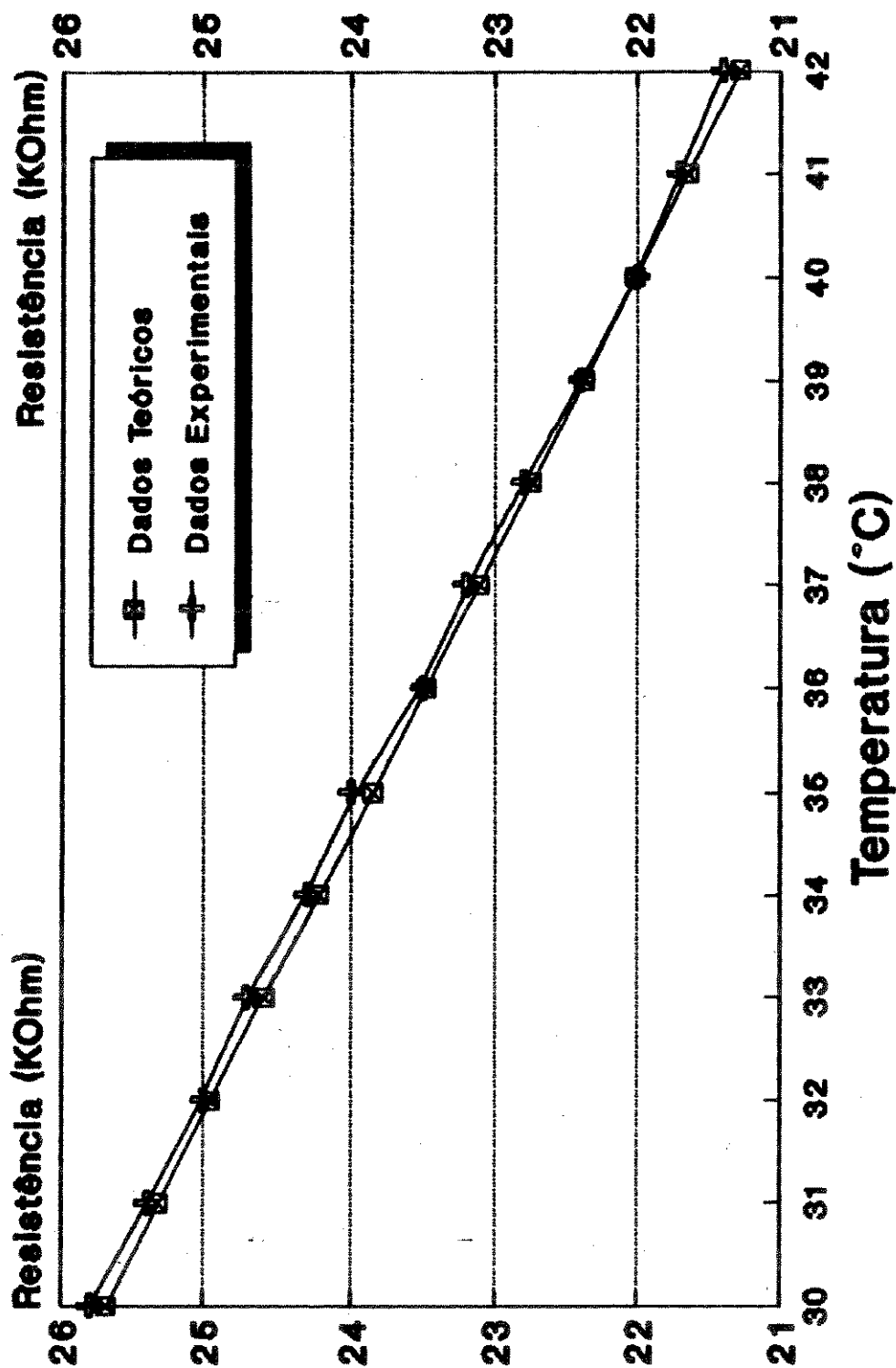


Ilustração F3.6

3.3 - Sistema de Captação, Condicionamento e Proteção para o Medidor de Débito Cardíaco

3.3.1 - Introdução

O diagrama de blocos do sistema é apresentado na ilustração F3.6 e seu funcionamento é descrito a seguir.

O sistema tem por objetivo obter as tensões correspondentes à Temperatura Inicial do Sangue (T_{b0}) e à Curva de Termodiluição. Esta corresponde à variação da temperatura do sangue após a injeção do indicador.

Uma fonte de corrente constante (CFI) é aplicada ao termistor do cateter de termodiluição, o qual junto com o resistor de linearização está conectado à entrada de um circuito amplificador de instrumentação (CAI), obtendo-se na saída deste um sinal de tensão proporcional à temperatura (resistência) captada pelo sensor. O sinal de saída do CAI é aplicado a um circuito de filtros que atenua as componentes de frequência superiores a 10 Hz. O sinal filtrado é aplicado ao circuito Amostrador - Segurador da temperatura inicial do sangue (CSH) que retém na sua saída (V8) uma tensão proporcional à temperatura inicial do sangue (T_{b0}), pois inicialmente a chave CH1, situada no painel frontal do sistema, deve estar na posição T_{b0} . Após a leitura (registro) do valor da temperatura inicial do sangue (V9), CH1 é colocada na posição CTD. Em seguida é realizada a injeção do indicador e obtém-se na saída V_{10} um sinal correspondente à variação da temperatura no termistor, provocada

pela passagem do indicador frio. Para tal, do sinal que corresponde à temperatura do sangue é subtraído aquele que é equivalente à temperatura inicial do sangue (T_{b0}), resultando então o sinal que corresponde à curva de termodiluição (CTD).

O sinal $V8$ (T_{b0}) é aplicado ao circuito amplificador da temperatura inicial do sangue (CTB0), enquanto o sinal $V7$ (CTD) é aplicado ao circuito amplificador da curva de termodiluição (CCTD). Tais circuitos amplificam os sinais de suas entradas e também os condicionam adequadamente para aplicá-los aos módulos subsequentes.

O circuito multiplex (CM) é responsável pelo chaveamento, isto é :

1. No circuito CSH pela transição para obtenção das medidas de T_{b0} e CTD (chave CH2 sob controle da chave do painel frontal CH1).
2. Aplica ora o sinal de saída do amplificador de T_{b0} , ora o sinal de saída do amplificador da curva de termodiluição CTD ao módulo subsequente, funcionando sob controle da chave do painel frontal CH1 (posições T_{b0} e CTD respectivamente).

O circuito conversor tensão - frequência (CVF) recebe os sinais de tensão provenientes do circuito multiplex e transforma-os em sinais de frequência com o fim de aplicá-los ao módulo posterior, o circuito de isolamento (CAO). Este isola os circuitos em contato com o paciente dos circuitos de processamento, empregando acopladores óticos.

No lado não isolado do sistema o sinal de frequência, após passar pelo circuito de isolamento, é reconvertido em tensão pelo circuito conversor frequência - tensão (CFV), sendo então

amplificado pelo circuito amplificador de saída (CAS).

Todos os blocos funcionais foram projetados, implementados e testados e os resultados são apresentados nos itens subseqüentes.

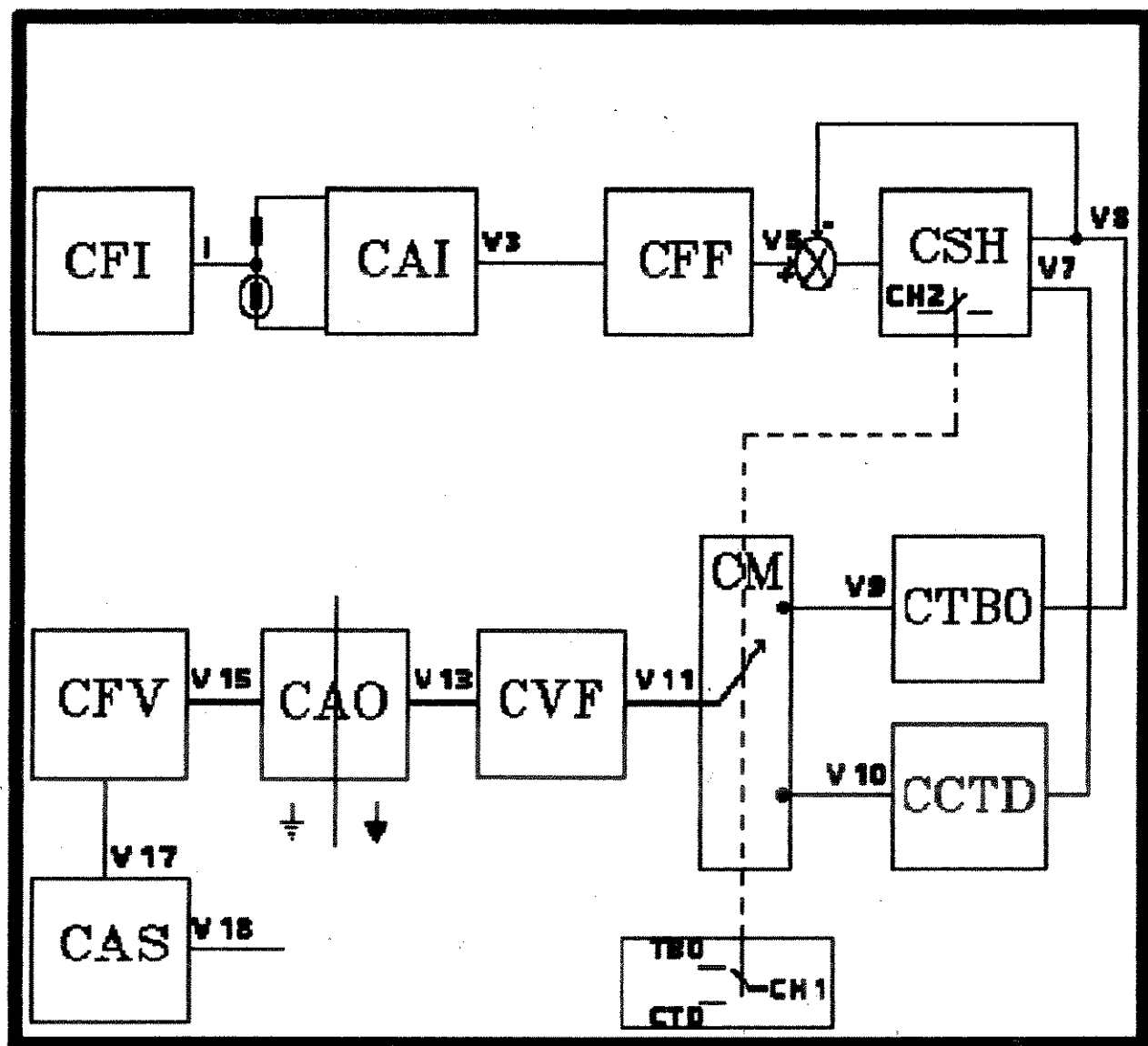


Ilustração F3.6 - Diagrama de blocos do instrumento.

3.3.2 - Características Principais do Sistema

O sistema apresenta as seguintes características:

Alimentação: Bateria +6V, 15 mA; -6V, 14.5 mA

Transdutor : Arrow AI-7164 @ 56,65 KOhms a 36 °C.

Faixa de medida: Temperatura inicial do sangue: 34 a 42 °C

Curva de termodiluição : 0 a 1.0 °C

Amplificadores Operacionais: CA 3078 de baixo consumo.

3.3.3 - Fonte de Corrente (CFI)

Geralmente, o termistor do cateter de termodiluição, elemento sensível do sistema de medição, é configurado num circuito em ponte de Wheatstone. Preferiu-se no entanto, um circuito equivalente composto pelo termistor $[R_t(T)]$, por um resistor fixo de linearização (R_p), e uma fonte de corrente que excita esta associação. A vantagem deste sistema é a possibilidade de estabelecer-se uma corrente que passa pelo termistor, de valor conhecido e seguro, abaixo do limite máximo permissível. Adotou-se uma fonte de corrente com valor nominal de 10 micro-Ampéres. O circuito da fonte é apresentado na ilustração F3.7.

O circuito compõe-se de um divisor da tensão de alimentação negativa (-6V), fornecendo uma tensão de referência ($-V_f$) de -0,1 Volts à entrada não inversora de U_3 . Esta é transferida à entrada

inversora (operação linear dos amp. op.) e é aplicada ao resistor R_{15} , onde se estabelece a corrente nominal da fonte (I). Assim sendo, I é igual a:

$$I = \frac{V - V_f}{R_{15}} \quad (\text{E3.15}) \text{ ou}$$

$$I = \frac{6 - 0,1}{590 \times 10^3} = 10 \text{ microA} \quad (\text{E3.16})$$

O fet Q_1 configurado em fonte de corrente controla a passagem da corrente I. Qualquer tendência de variação de I se reproduz em $-V_f$. Assim, a variação é realimentada por meio de R_{16} ao operacional U_3 , resultando em uma correção que restaura $-V_f$ e I aos valores originais.

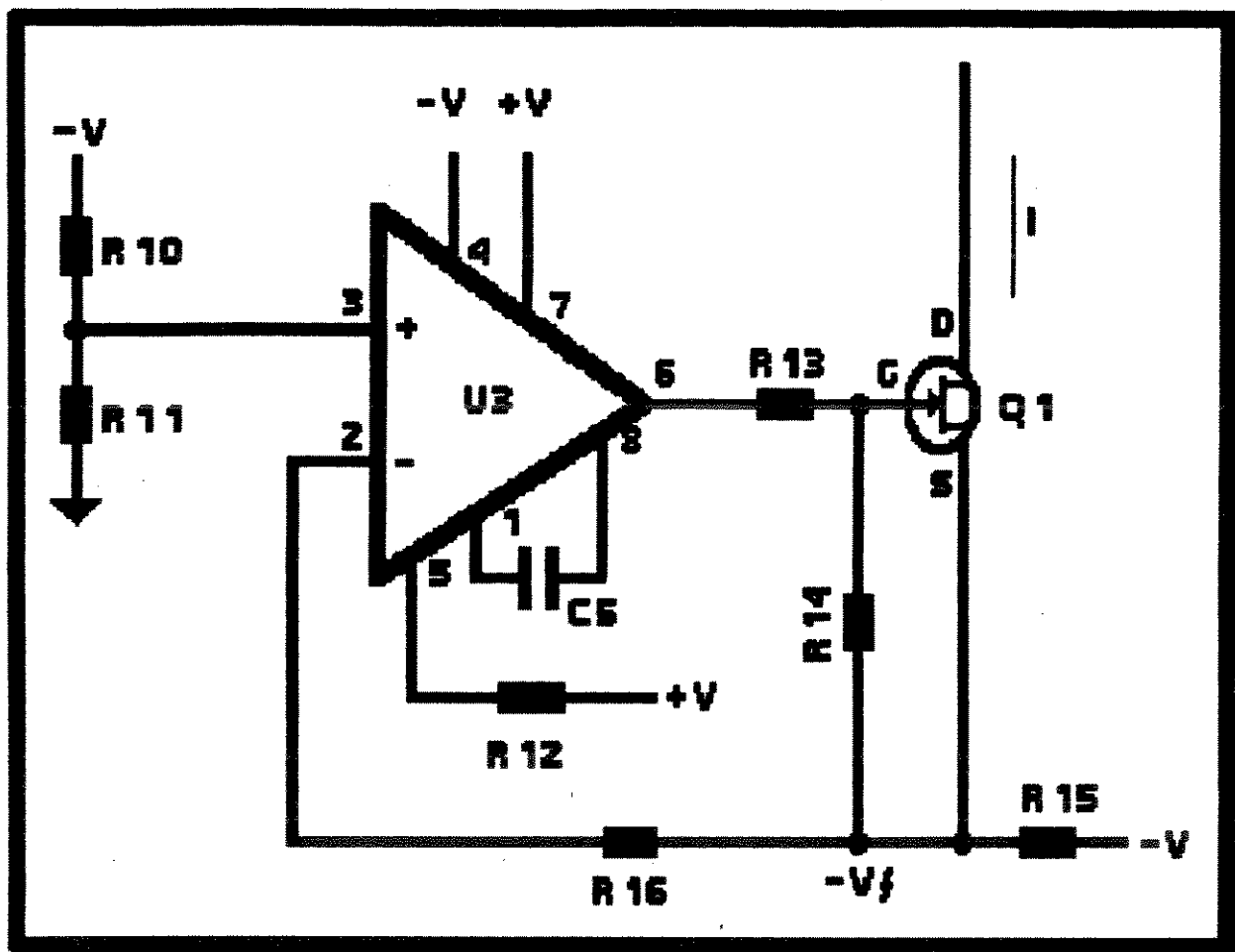


Ilustração F3.7 - FONTE DE CORRENTE (CFI)

3.3.4 - Amplificador de Instrumentação (CAI)

O circuito denominado amplificador de instrumentação é composto pelo termistor $[R_t(T)]$, pelo resistor R_p , e pelo circuito amplificador na configuração clássica. É apresentado na ilustração F3.8.

Os resistores $R_t(T)$ e R_p formam um divisor de corrente para I_e . As tensões geradas pelo divisor sobre estes resistores são amplificadas por U_1 e U_2 , na razão R_7/R_p em U_2 , e $R_1/R_t(T)$ em U_1 , onde $R_p = R_6 + P_1$. A diferença entre as tensões é amplificada e obtida na saída de U_4 .

Um sinal de tensão DC, positivo, é adicionado à entrada de U_2 pelo circuito composto por R_4 , R_5 , R_6 e P_1 , possibilitando o ajuste de zero à saída de U_4 . Calibra-se o sistema de forma que a uma determinada temperatura se estabeleça a linha de referência (zero) das medições.

Analisando-se teoricamente o circuito, e levando-se em conta que $R_{17} = R_{18} = R_{19} = R_{20} + R_{p2}$, tem-se:

$$V_1 = \left(-I \frac{R_p}{R_t(T) + R_p} \right) R_t(T) \left(- \frac{R_1}{R_t(T)} \right) \quad (E3.17)$$

$$V_2 = \left(-I \frac{R_t(T)}{R_t(T) + R_p} \right) R_p \left(- \frac{R_7}{R_p} \right) + V_{dc} \quad (E3.18)$$

$$V_3 = (V_2 - V_1) \quad (E3.19)$$

Substituindo-se (E3.17) e (E3.18) em (E3.19) e sabendo-se que $I = 10$ micro-A, e que R_1 e R_7 são iguais a 1 MOhm tem-se:

$$V_3 = 10 \times \frac{R_t(T) - R_p}{R_t(T) + R_p} + V_{dc} \quad (E3.20)$$

Para o cateter da Arrow (AI-7164), e estabelecendo-se a linha de referência à temperatura de 34 °C onde o cateter possui resistência nominal de 61.138 Ohms, tem-se:

$$V_3 = 2,076 + V_{dc} \quad (E3.21)$$

Assim, os componentes que produzem V_{dc} são calculados de forma a gerarem uma tensão de -2,076 Volts e podem ser expressos por:

$$V_{dc} = V \frac{R_5}{R_4 + R_5} \left(- \frac{R_7}{R_{p1}} \right) \quad (E3.22)$$

Assumindo-se $R_5 = 10 \text{ KOhm}$, $R_4 = 14,7 \text{ KOhm}$ e $R_7 = 1 \text{ MOhm}$ tem-se:

$$R_{p1} = 1,17 \text{ MOhm} \quad (E3.23)$$

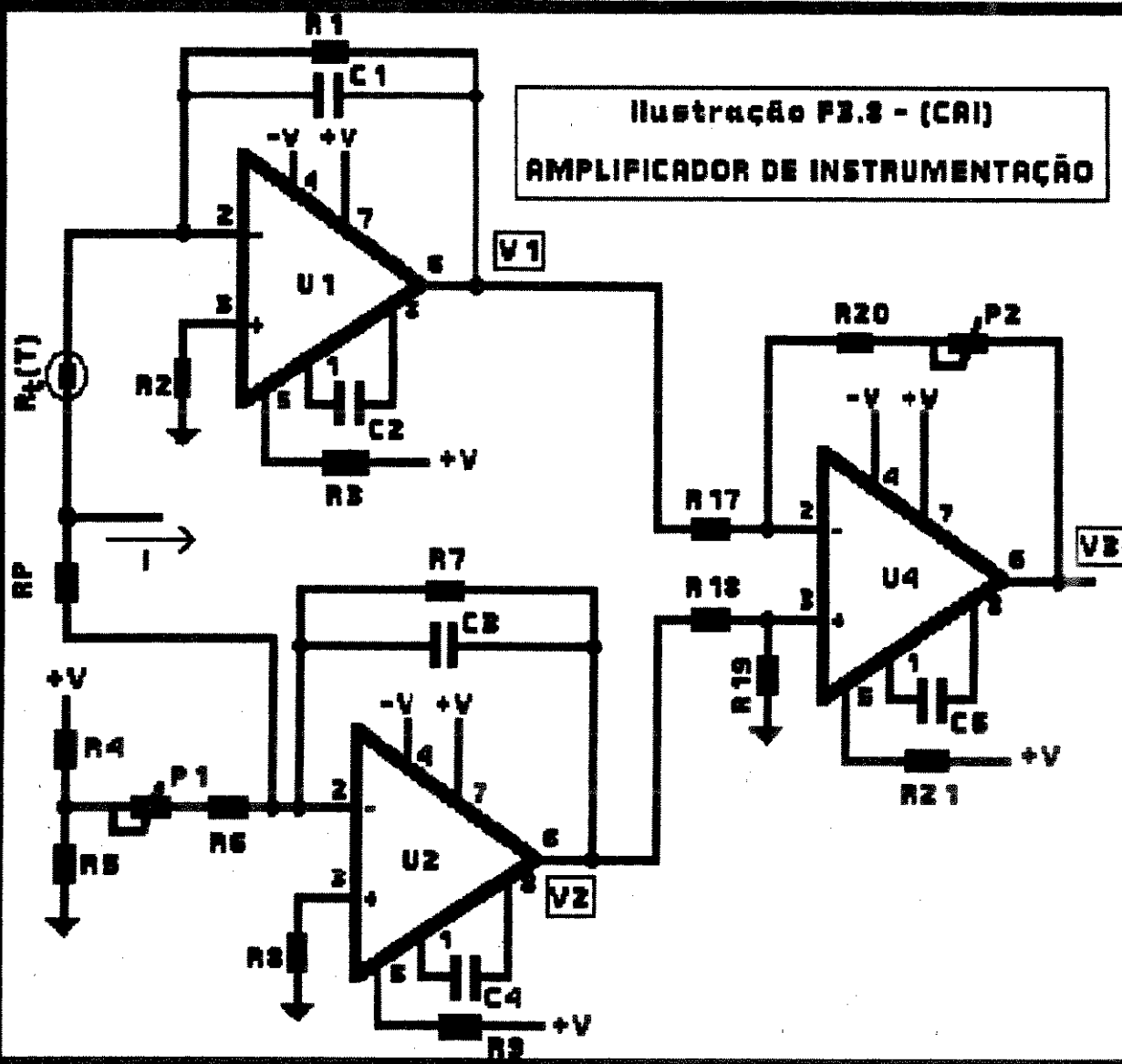
Escolheu-se então um resistor fixo $R_6 = 1,1 \text{ MOhm}$ e um potenciômetro $P_1 = 200 \text{ KOhm}$. Utilizou-se o divisor da tensão de alimentação composto por R_4 e R_5 para que a resistência R_{p1} não fosse mais elevada.

Os capacitores C_1 e C_3 formam com os resistores da malha de realimentação dos amplificadores U_1 e U_2 , filtros passa-baixa para os sinais de entrada e ruído, sendo dimensionados para uma frequência de corte em 20 Hz.

O circuito da ilustração F3.8 foi implementado e testado, primeiramente empregando-se uma década resistiva GenRad 1433-G,

simulando as resistências de $R_t(T)$ para as diversas temperaturas, e posteriormente utilizando-se o transdutor AI-7164, imerso em um banho com temperatura controlada (Fanen mod. 100) e temperatura monitorada por um multímetro Philips mod. PM 2718. A tensão de saída foi monitorada por um multímetro Keithley mod. 179A. Os resultados obtidos são apresentados nas tabelas TD.1 e TD.2 do Anexo D e "plotados" na ilustração F3.9 (a e b).

Ilustração PB.8 - (CAI)
AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO



Amplificador de Instrumentação (CAI)

Ensaio com década resistiva

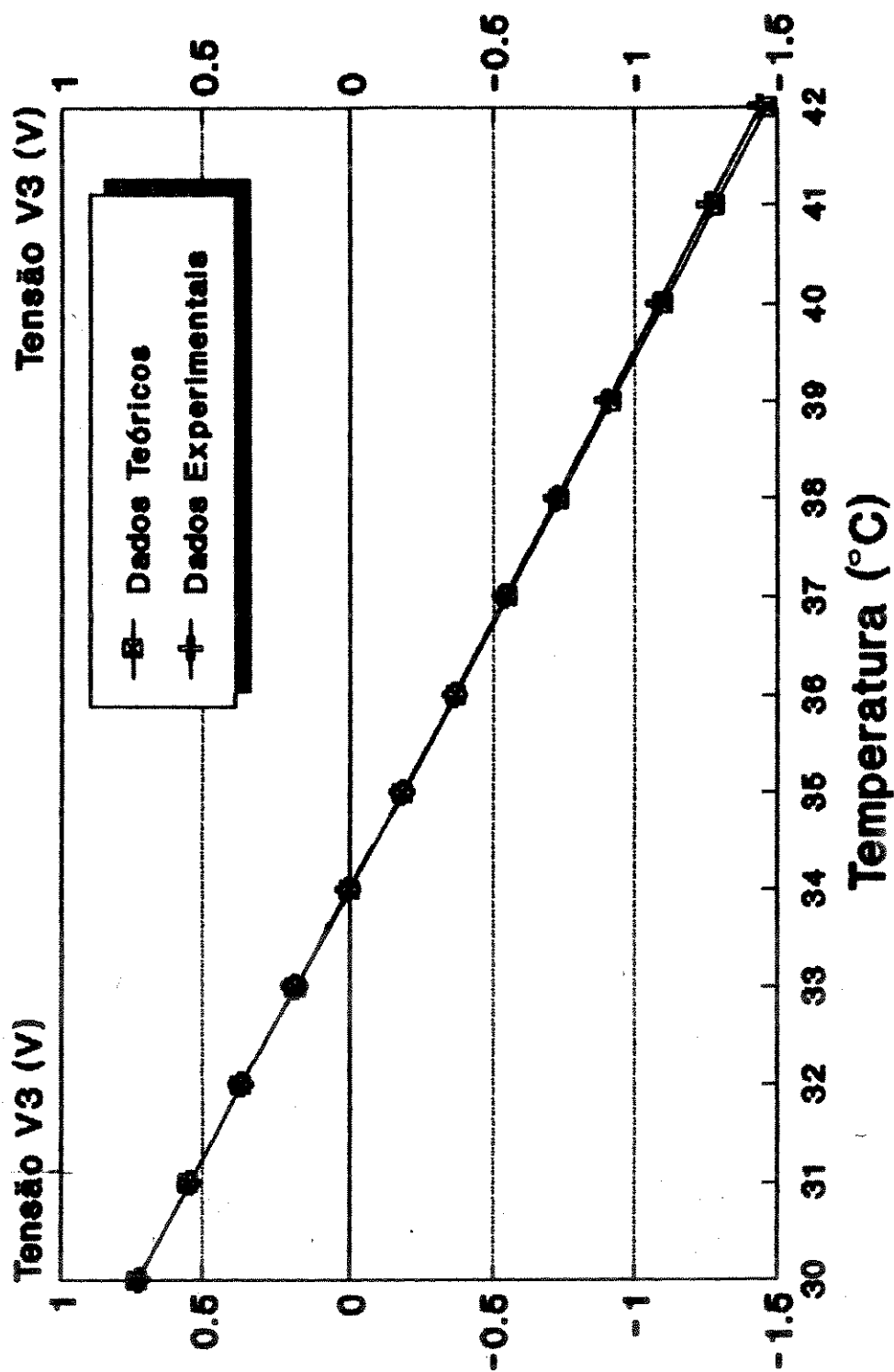


Ilustração F3.9a

Amplificador de Instrumentação (CAI)

Ensaio com Cateter AI-7164

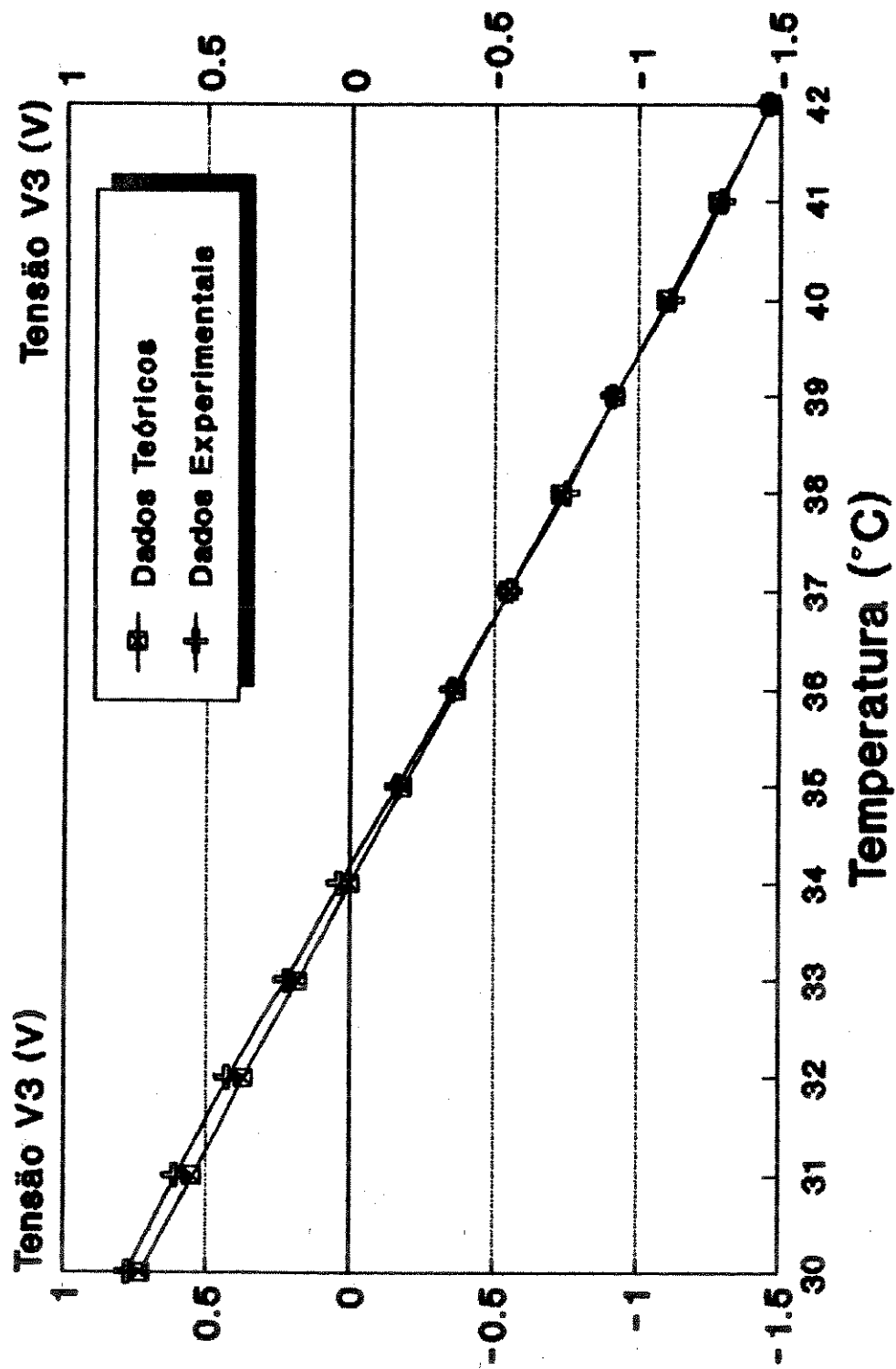


Ilustração F3.9b

3.3.5 - Filtros (CFF)

Além da pré-filtragem utilizada no amplificador de instrumentação implementou-se um filtro passa-baixas para atenuar componentes de frequência fora da faixa de interesse, bem como o ruído. Dado que o sinal da curva de termodiluição apresenta componentes de frequência até 5Hz, segundo Webster, J.G. (1980), recomenda-se uma faixa segura de 10 Hz. Estabeleceu-se assim a frequência de corte do filtro para 10 Hz e ganho unitário.

Um dos requisitos do filtro é que este possua banda de passagem o mais plana possível, sendo então o filtro tipo Butterworth o mais recomendado. Porém, como este tipo apresenta característica de roll-off inferior aos de outros tipos, para compensar, optou-se pelo uso de um filtro de quarta ordem. O filtro tipo Butterworth apresenta a seguinte equação característica:

$$H(j\omega) = \frac{G}{(1 + \omega/\omega_c)^{2n}} \quad (E3.24)$$

onde: G = ganho do filtro

n = ordem do filtro

ω_c = frequência angular de corte

A configuração que melhor atendeu aos requisitos propostos denomina-se filtro passa-baixas com realimentação múltipla - ganho infinito, e é uma variação da configuração tradicional proposta por Salen, R.P. e Key, E.L. (1955) denominada fonte de tensão controlada à tensão (VCVS). Difere desta por apresentar um

resistor a menos e ter ganho inversor. A configuração adotada possui boa estabilidade, baixa impedância de saída e é apresentada na ilustração F3.10.

Um filtro VCVS de segunda ordem tem por equação característica:

$$\frac{V_{saída}}{V_{entrada}} = \frac{Gb_0}{s^2 + b_1s + b_0} \quad (E3.25)$$

Para a configuração múltipla realimentação - ganho infinito tem-se:

Primeiro estágio

$$G = - R_{29}/R_{28} \quad (E3.26)$$

$$b_0 = 1 / (R_{29} \times R_{76} \times C_9 \times C_{10}) \quad (E3.27)$$

$$b_1 = 1 / C_9 \times ((1/ R_{28}) + (1/ R_{29}) + (1/R_{76})) \quad (E3.28)$$

Segundo estágio

$$G = - R_{33}/R_{32} \quad (E3.29)$$

$$b_0 = 1 / (R_{33} \times R_{34} \times C_{12} \times C_{13}) \quad (E3.30)$$

$$b_1 = 1 / C_{12} \times ((1/ R_{32}) + (1/ R_{33}) + (1/R_{34})) \quad (E3.31)$$

Sabendo-se que cada estágio respeita a equação (E3.25), com os parâmetros definidos pelas equações (E3.26) a (E3.31), calculam-se os valores dos resistores e capacitores de forma que o conjunto de estágios respeite à equação (E3.24).

Para $f_c = 10 \text{ Hz}$, $n = 4$, $G = 1$ e adotando-se $C_9 = C_{12} = 1000 \text{ nF}$ obtém-se:

1º Estágio

$$R_{28} = 53,21 \text{ K}\Omega$$

$$R_{29} = 53,21 \text{ K}\Omega$$

$$R_{76} = 95,21 \text{ K}\Omega$$

$$C_9 = 1000 \text{ nF}$$

$$C_{10} = 50 \text{ nF}$$

2º Estágio

$$R_{32} = 23,33 \text{ K}\Omega$$

$$R_{33} = 23,33 \text{ K}\Omega$$

$$R_{34} = 32,89 \text{ K}\Omega$$

$$C_{12} = 1000 \text{ nF}$$

$$C_{13} = 330 \text{ nF}$$

Os resistores para compensação do off-set de saída nos amplificadores operacionais devido à corrente de polarização, R_{30} e R_{35} são calculados pelas expressões:

$$R_{30} = R_{76} \frac{R_{28} \times R_{29}}{R_{28} + R_{29}} \quad (\text{E3.32})$$

$$R_{35} = R_{34} \frac{R_{32} \times R_{33}}{R_{32} + R_{33}} \quad (\text{E3.33})$$

e valem :

$$R_{30} = 121,8 \text{ K}\Omega, \text{ valor comercial } 120 \text{ K}\Omega$$

$$R_{35} = 44,5 \text{ K}\Omega, \text{ valor comercial } 43 \text{ K}\Omega.$$

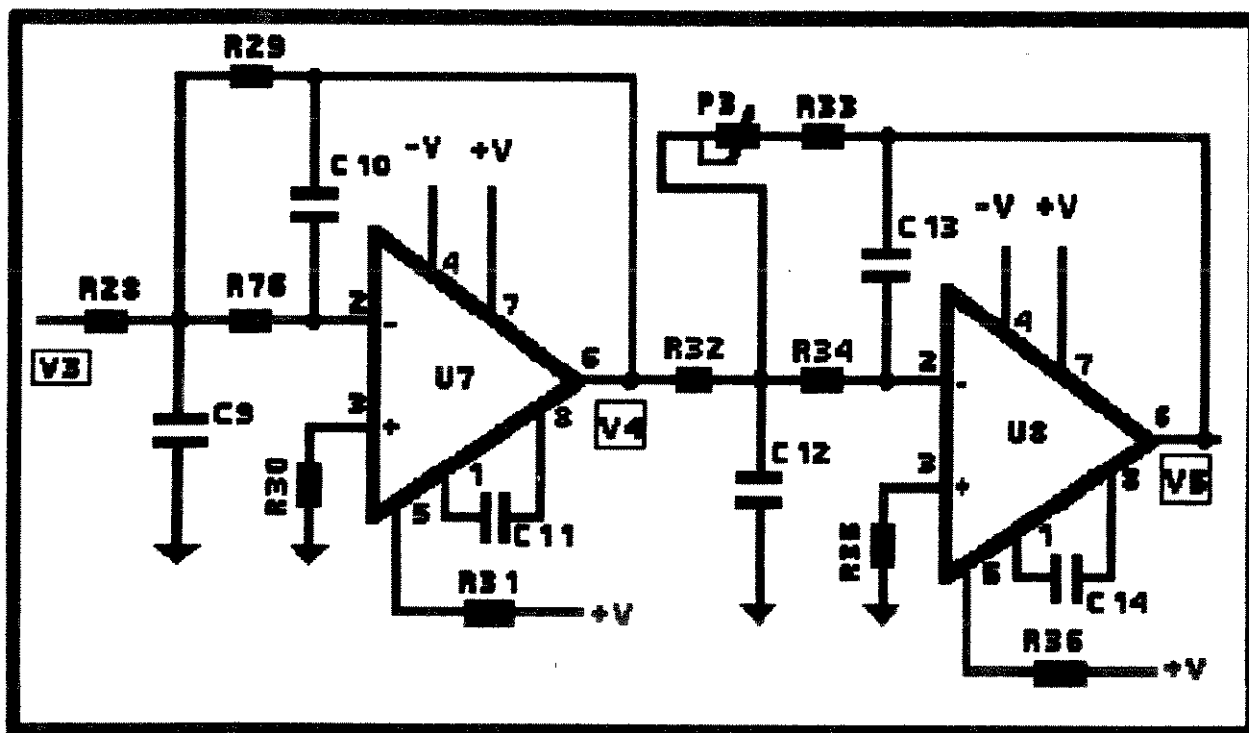


Ilustração F3.10 - CIRCUITO DE FILTROS (CFF)

O circuito da ilustração F3.10 foi montado. Testes de bancada foram realizados aplicando-se um sinal senoidal à entrada V_3 do filtro e medindo-se suas saídas V_4 e V_5 através de um osciloscópio Hewlett Packard modelo 182A. Ensaiou-se também o modulo conectando-se uma década resistiva (GenRad 1433-G) à entrada do sistema e posteriormente o cateter de termodiluição em um banho com temperatura controlada (Temperatura medida por um multímetro Philips PM 2718, tensões medidas por um multímetro Keithley mod. 179A e banho com temperatura controlada Fanen mod. 100). Os resultados são apresentados nas tabelas TD.3 e TD.4 do Anexo D e nas ilustrações F3.11 (a e b).

Estágio de Filtros (CFF)

Resposta em Frequência (Ganho)

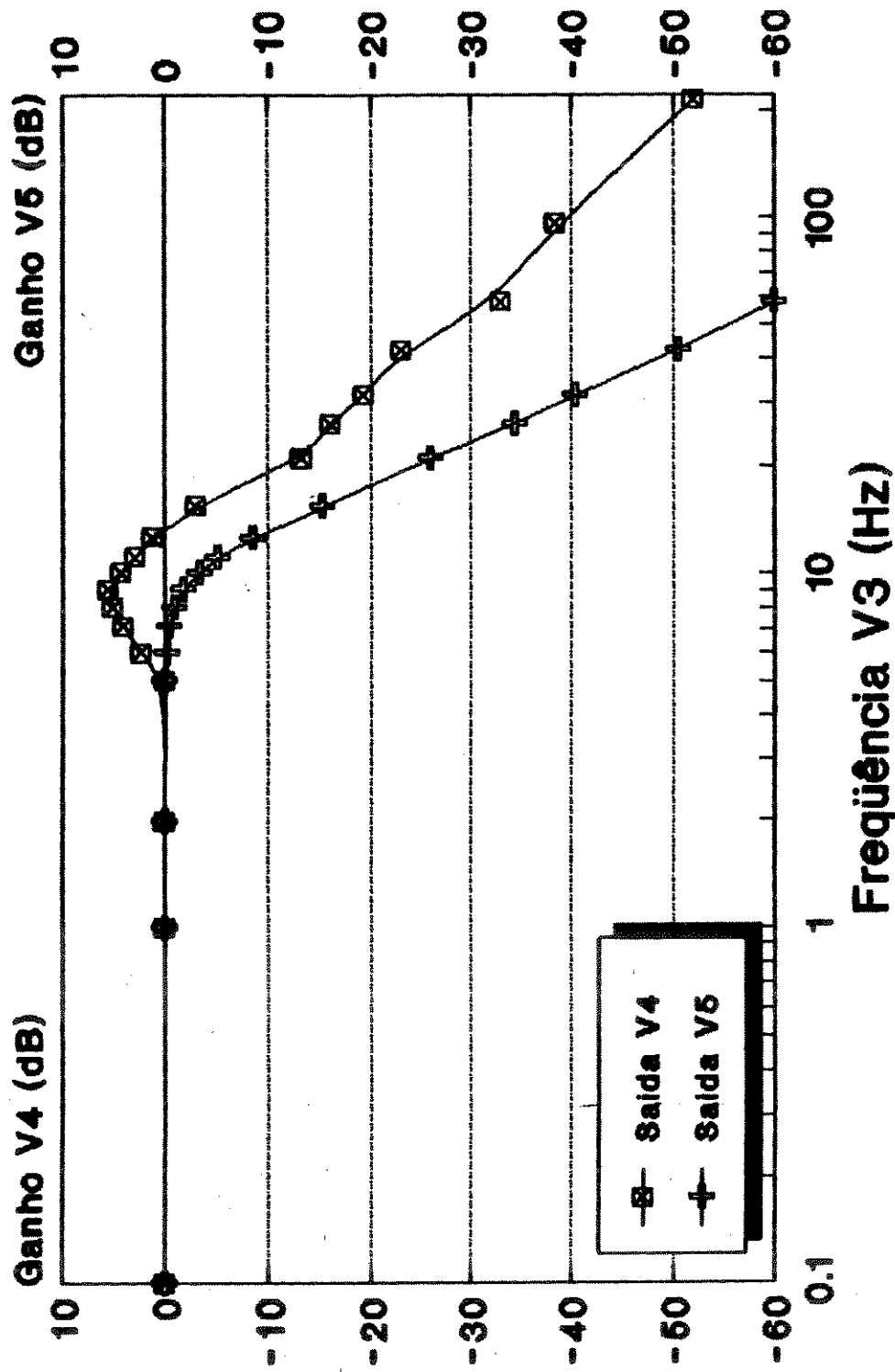


Ilustração F3.11a

Estágio de Filtros (CFF)

Ensaio experimental

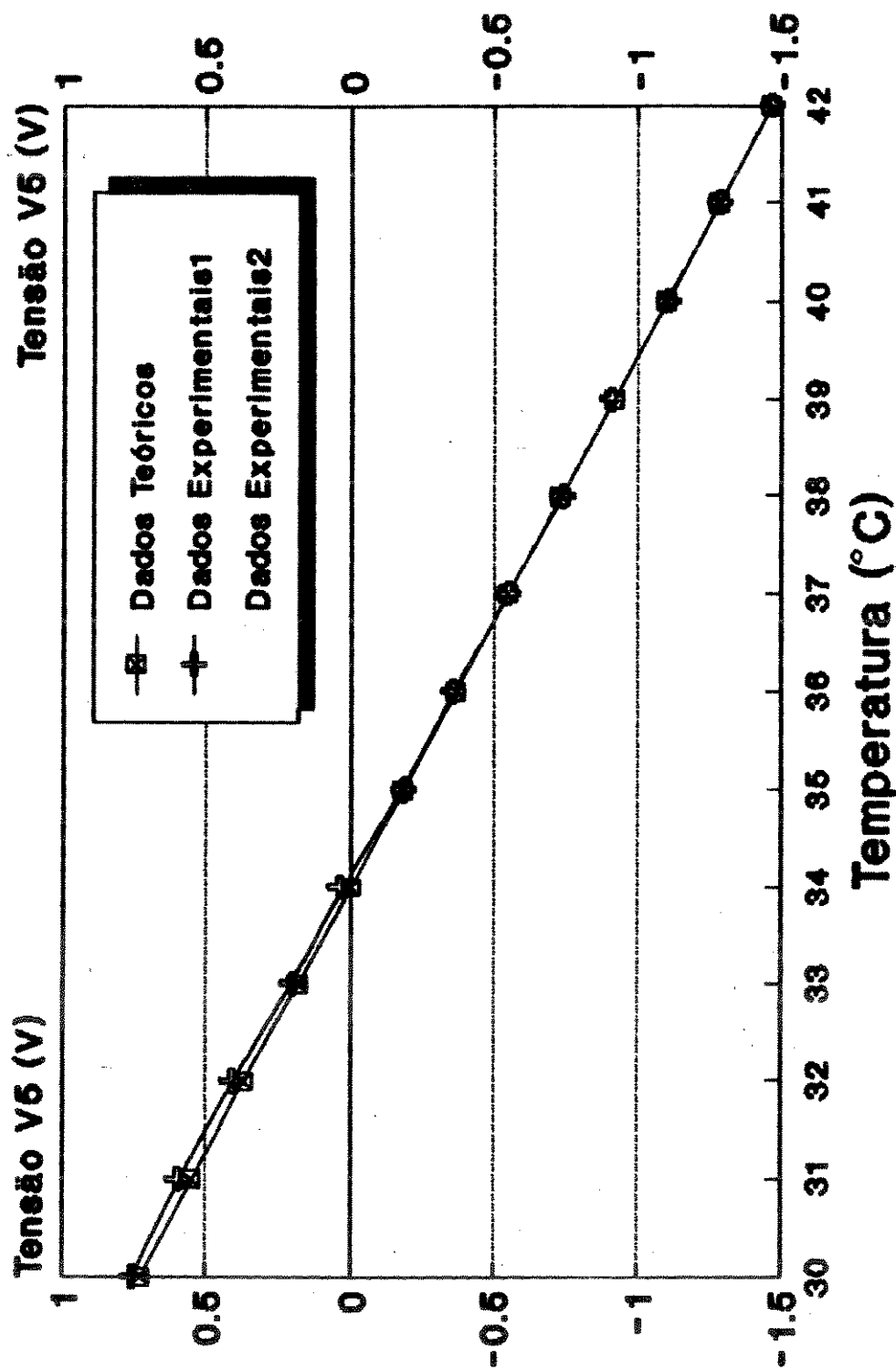
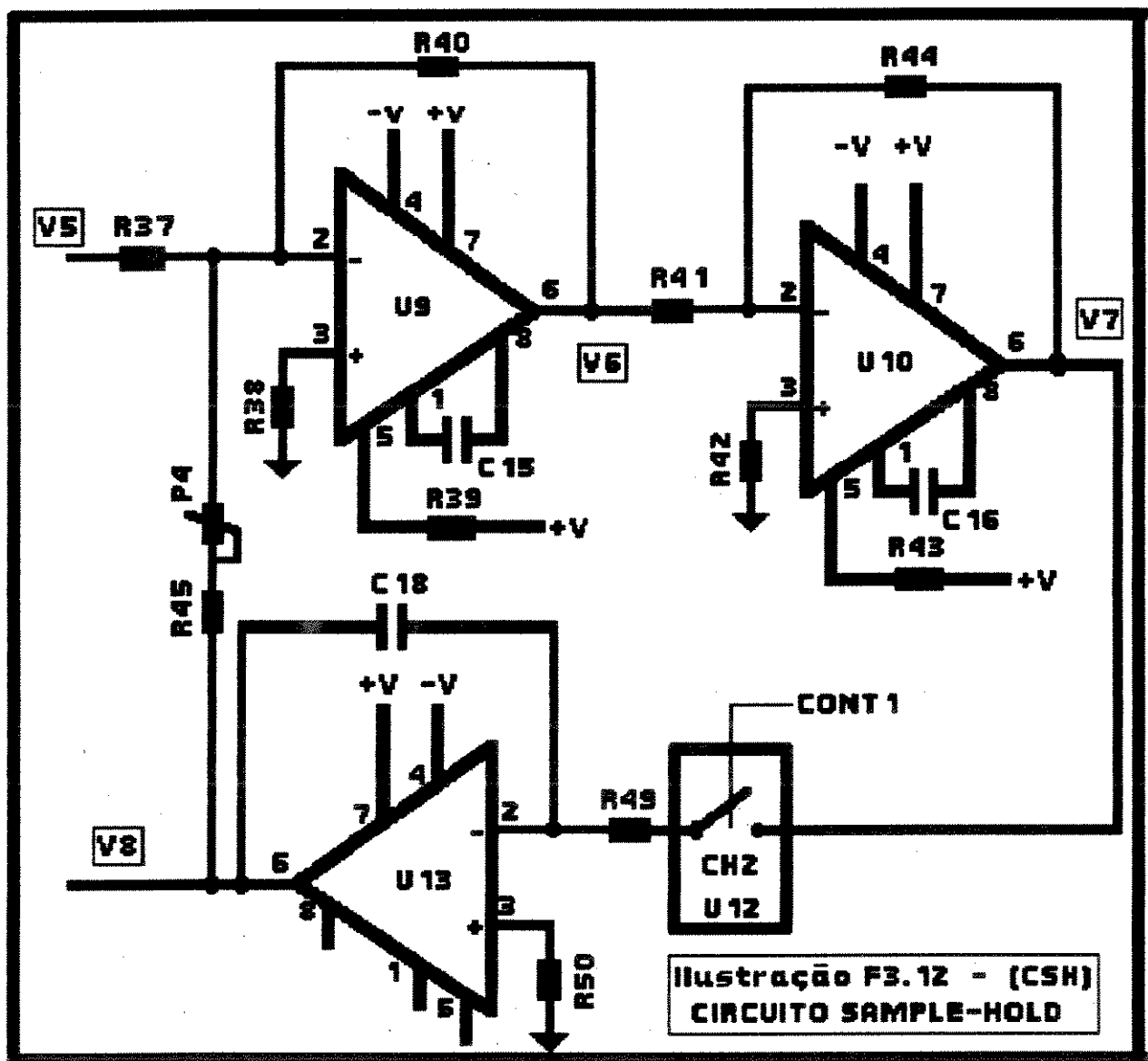


Ilustração F3.11b

3.3.6 - Circuito Amostrador - Segurador da Temperatura Inicial do Sangue (T_{b0}) e Auto-zero da Linha de Base (CSH)

Para calcular-se o Débito Cardíaco é necessário que se conheça a temperatura do sangue antes da injeção do indicador (frio), bem como a curva de termodiluição, que representa a variação no tempo da temperatura do sangue provocada pelo indicador. O circuito que realiza estas funções é apresentado na ilustração F3.12.



Quando a chave CH₂ está fechada a tensão de saída do filtro (V₅) passa pelos amplificadores inversores U₉ e U₁₀, sendo então integrada em U₁₃, obtendo-se à saída deste, um sinal de mesma amplitude e fase contrária ao da entrada. Este sinal é realimentado para U₉ tornando nulas as saídas de U₉ e U₁₀ e conseqüentemente a entrada do amplificador da curva de termodiluição. A tensão de saída de U₁₃ é a medida da temperatura inicial do sangue T_{b0} a ser amplificada.

Quando CH₂ é aberta a tensão de saída em U₁₃ se mantém com o último valor amostrado antes da abertura da chave mantendo nulas as saídas de U₉ e U₁₀. As variações na tensão de entrada V₅, provocadas pela injeção do indicador frio, são então transferidas com ganho unitário por U₉ e U₁₀ e constituem a curva de termodiluição.

O controle da chave CH₁ é realizado pelo operador. Ele está localizado no painel frontal do equipamento e apresenta o sinal de "start", denominado "CONT1", para o processamento da curva de termodiluição.

Analisando matematicamente o circuito tem-se :

$$V_6 = - \frac{R_{40}}{R_{37}} V_5 - \frac{R_{40}}{R_{p1}} V_8 = - (V_5 + V_8) \quad (E3.34)$$

$$\text{onde } R_{p1} = R_{45} + P_4$$

$$V_7 = - \frac{R_{44}}{R_{41}} V_6 = - V_6 \quad (E3.35)$$

$$V_8 = - \frac{1}{R_{49} \times C_{18}} \int V_7(t) dt \quad \text{ou} \quad (E3.36)$$

$$\frac{dV_8}{dt} = - \frac{1}{R_{49} \times C_{18}} V_7(t) \quad (E3.37)$$

Substituindo-se (E3.34) e (E3.35) em (E3.37) tem-se:

$$\frac{dV_8}{dt} = - \frac{1}{R_{49} \times C_{18}} (V_5 + V_8) \quad \text{ou} \quad (E3.38)$$

$$\frac{dV_8}{dt} + \frac{1}{R_{49} \times C_{18}} V_8 = \frac{-V_5}{R_{49} \times C_{18}} u(t) \quad (E3.39)$$

Aplicando-se a transformada de Laplace à equação (E3.39) tem-se:

$$V_8(s) \times \left(s + \frac{1}{R_{49} \times C_{18}} \right) = \frac{-1}{R_{49} \times C_{18}} \frac{V_5(s)}{s} \quad (E3.40) \quad \text{ou}$$

$$\frac{V_8(s)}{V_5(s)} = \frac{-1 / (R_{49} \times C_{18})}{s \left\{ s + [1 / (R_{49} \times C_{18})] \right\}} \quad (E3.41)$$

Desenvolvendo-se a expressão (E3.41) em frações parciais tem-se:

$$\frac{V_8(s)}{V_5(s)} = - \frac{1}{s} + \frac{1}{s + [1 / (R_{49} \times C_{18})]} \quad (E3.42)$$

Portanto:

$$V_8(t) = - V_5 + V_5 \cdot e^{(-t/R_{49} \times C_{18})} \quad (E3.43)$$

E, em regime, quando o tempo tende para infinito, tem-se:

$$V_8(t) = - V_5 \quad (E3.44)$$

O circuito da ilustração F3.12 foi montado e testado utilizando-se uma década resistiva (GenRad 1433-G) simulando as resistências do termistor do cateter de termodiluição, bem como com o transdutor AI-7164 imerso em banho com temperatura controlada (Temperatura medida por um multímetro Philips PM 2718, tensões medidas por um multímetro Keithley mod. 179A e banho com temperatura controlada Fanen mod. 100). Os resultados obtidos são apresentados na tabela TD.5 do Anexo D e na ilustração F3.13.

Quando a chave CH_2 é aberta, a tensão V_B deve manter-se inalterada até detectar-se toda a curva de termodiluição. Requer-se assim que o capacitor C_{18} apresente corrente de fuga muito baixa. Utilizou-se capacitores de poliestireno ou policarbonato para tal fim. É necessário também que o amplificador operacional U_{13} apresente corrente de polarização baixa. Utilizou-se o integrado ICL7611 da Intersil que apresenta corrente de polarização de 1 pico-ampére. A chave CH_2 também deve apresentar baixa corrente de fuga. A chave eletrônica CD4066 apresenta desempenho satisfatório. Observou-se a variação da saída de U_{13} com o tempo, para a temperatura de $36^{\circ}C$, (equivalente a uma tensão de saída $V_B = 363$ mV, antes da abertura da chave). Monitorou-se a tensão V_B após a abertura da chave CH_2 e obteve-se os seguintes resultados:

após 60 segundos - $V_B = 363$ mV

após 120 segundos - $V_B = 363$ mV

após 180 segundos - $V_B = 363$ mV

Circuito Amostrador-Segurador (CSH)

Ensaio Experimental

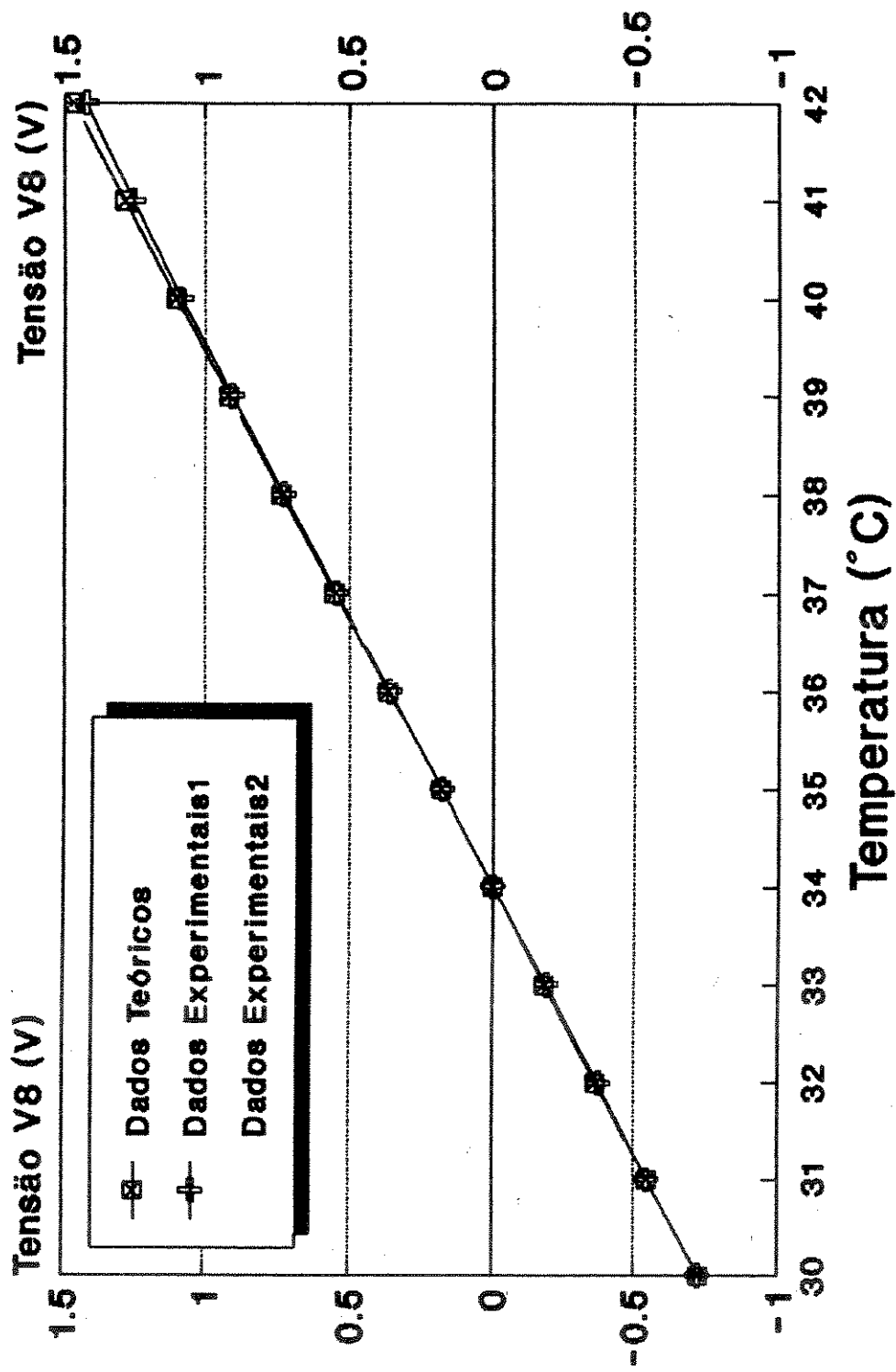


Ilustração F3.13

3.3.7 - Amplificadores da Temperatura Inicial do Sangue (CTB0) e da Curva de Termodiluição (CCTD)

Os amplificadores da curva de termodiluição e da temperatura inicial do sangue amplificam as amplitudes desses sinais, e também os compatibilizam para o processamento posterior no circuito conversor tensão-frequência.

O ganho do amplificador foi selecionado de forma a permitir a máxima excursão do sinal, sem saturação da saída V_9 em toda a faixa de temperatura (30 a 42 °C). Para o transdutor AI-7164 o sinal excursiona entre +0,7V e -1.47V, com uma tensão de saturação dos amplificadores operacionais em torno de 5,2 Volts. Adotou-se assim um ganho de -3.

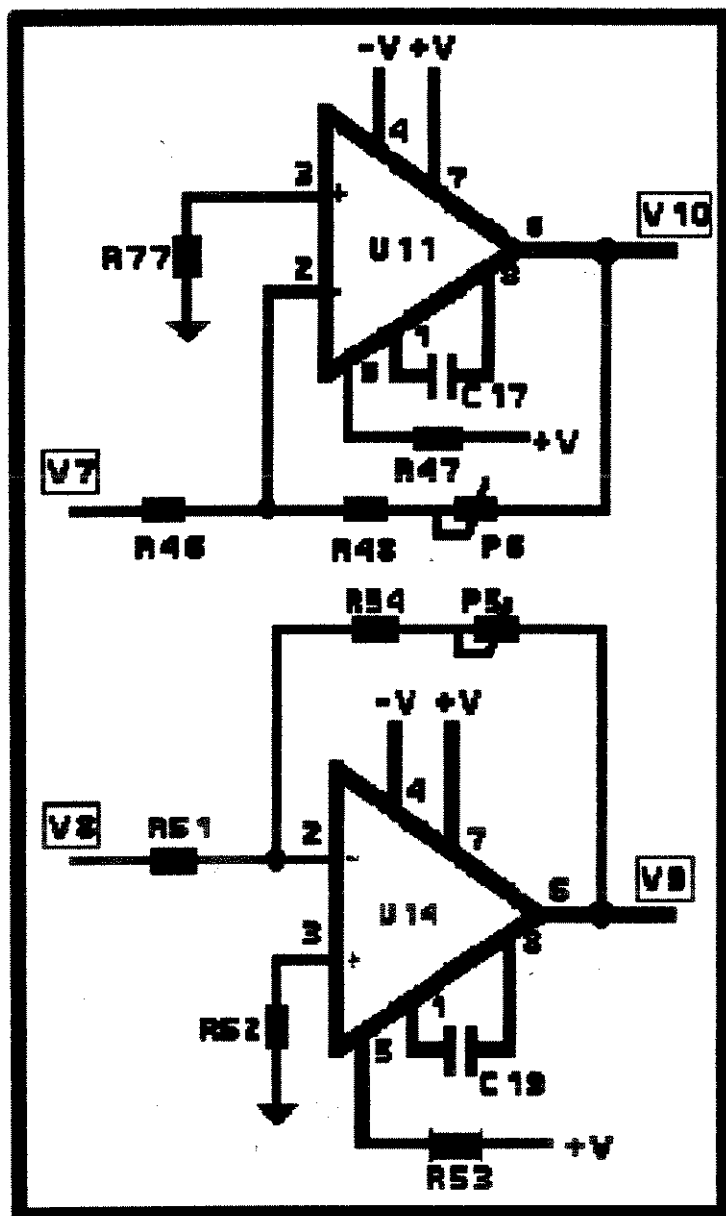
O amplificador para a temperatura inicial do sangue tem como características:

- amplificador DC
- baixa tensão de off-set
- baixa corrente de polarização
- baixo consumo
- ganho igual a -3

Na curva de termodiluição a excursão da temperatura inicial do sangue é de até 1 °C. Como o sinal de entrada para o amplificador da curva de termodiluição possui uma sensibilidade média de 183 mV/°C, optou-se por um ganho igual a 20. O amplificador da curva de termodiluição deve apresentar as seguintes características:

- faixa de passagem até 10 Hz
- baixa tensão de off-set
- baixa corrente de polarização
- baixo consumo
- ganho igual a -20.

A ilustração F3.14 apresenta os circuitos dos amplificadores. Estes foram montados e testados utilizando-se uma fonte de alimentação, bem como com o transdutor AI-7164, imerso em um banho com temperatura controlada (Temperatura medida por um multímetro Philips PM 2718, tensões medidas por um multímetro Keithley mod. 179A e banho com temperatura controlada Fanen mod. 100). Os resultados são apresentados nas tabelas TD.6 a TD.9 do Anexo D e nas ilustrações F3.15 (a, b e c).



AMPLIFICADOR DA CURVA
DE TERMODILUIÇÃO (CCTD)

Ilustração F3.14

AMPLIFICADOR DA TEMP.
INICIAL DO SANGUE (CTBO)

Amplif. da Temp. Inicial do Sangue(CTB0)

Ensaio com Fonte de Alimentação

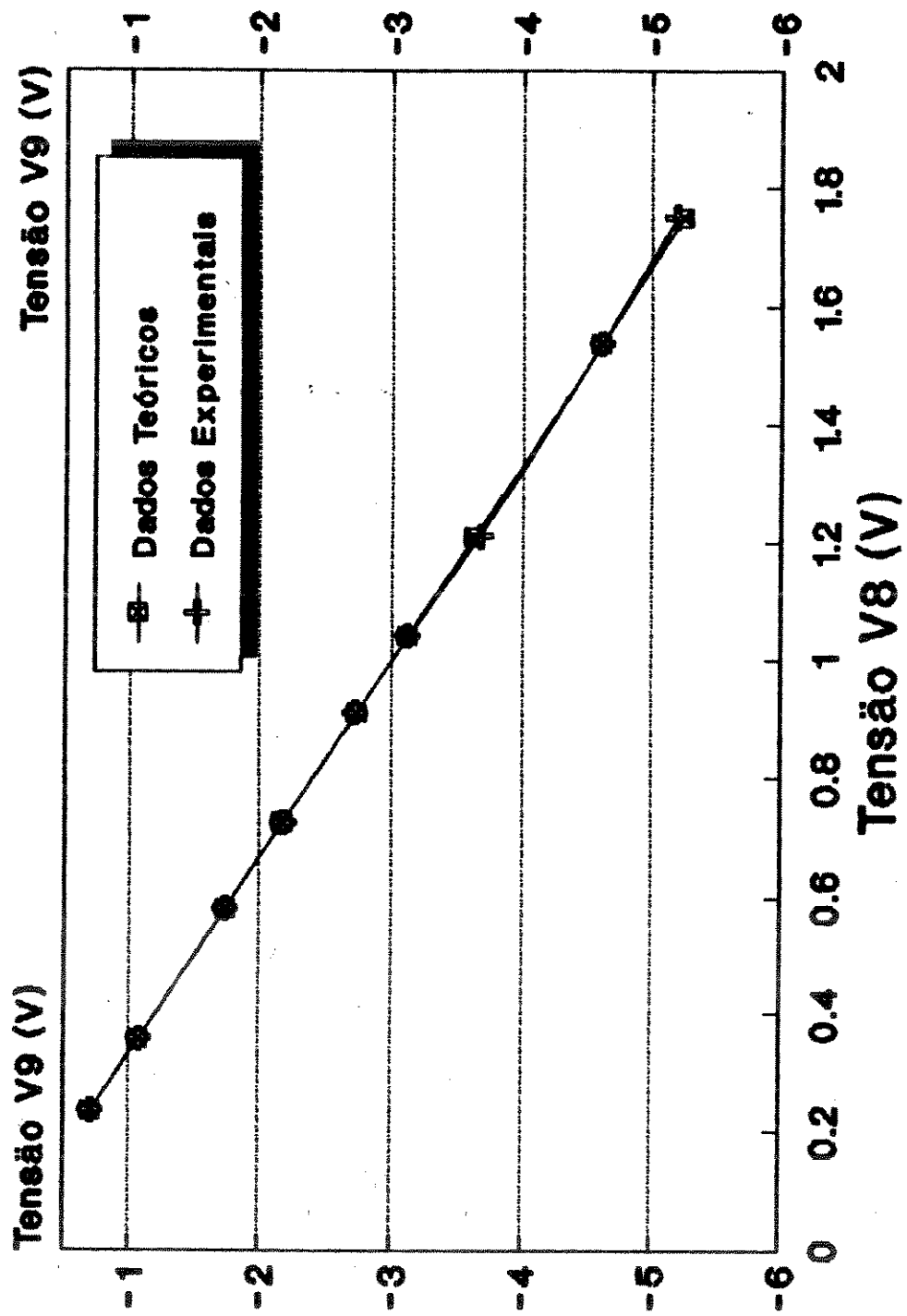


Ilustração F3.15a

Amplif. da Temp. Inicial do Sangue(CTB0)

Ensaio com Cateter AL-7164

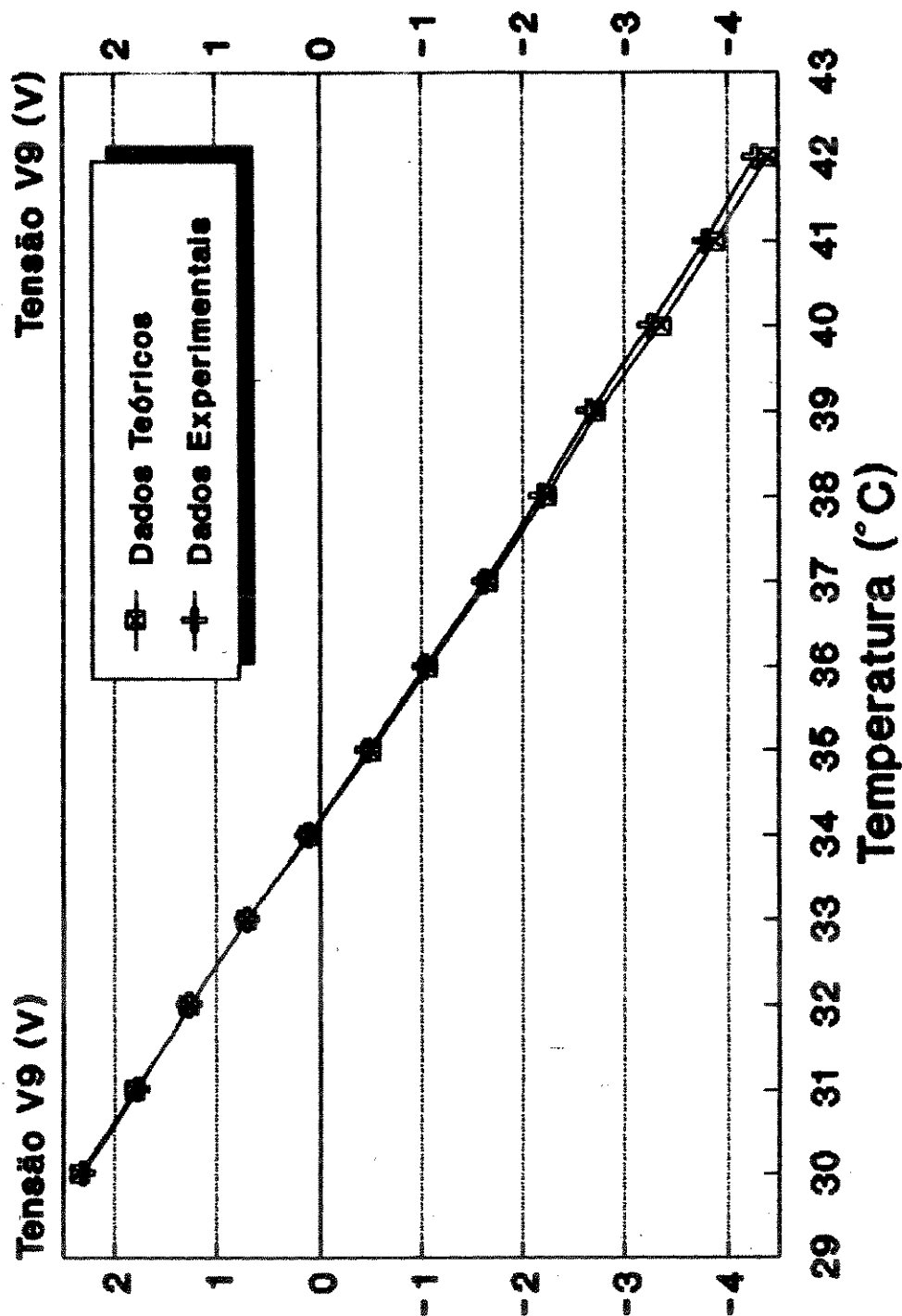


Ilustração F3.15b

Amplif. da Curva de Termodiluição (CCTD)

Ensaio com Fonte de Alimentação

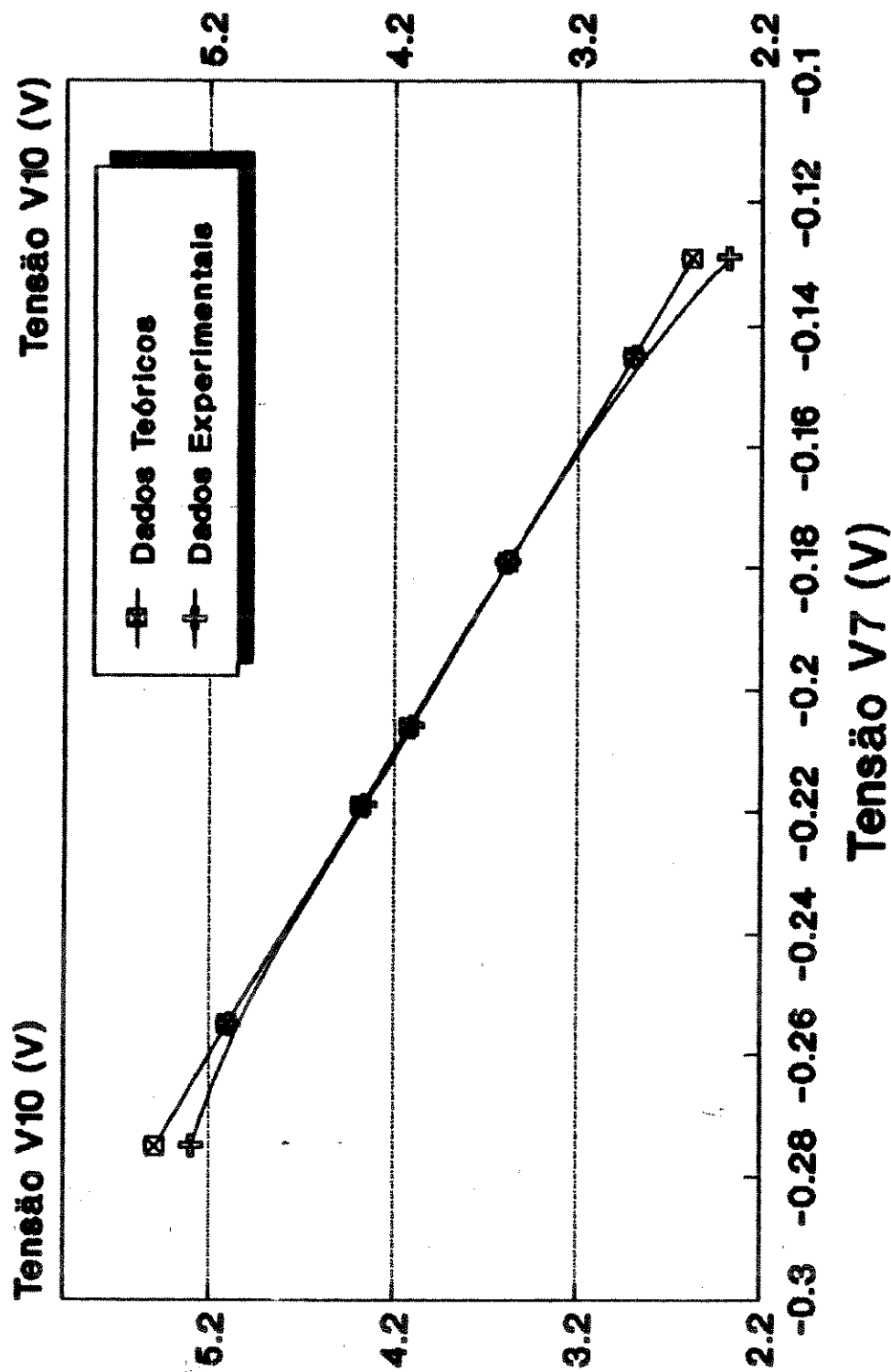


Ilustração F3.15c

3.3.8 - Circuito Multiplex (CM)

O circuito multiplex é empregado para possibilitar o uso de um único conversor tensão-frequência na conversão dos sinais de temperatura inicial do sangue e curva de termodiluição, bem como para permitir a obtenção da curva de termodiluição pela eliminação da realimentação do Circuito amostrador-segurador da temperatura inicial do sangue e auto-zero da linha de base (chave CH2). Os sinais de controle para o multiplex são comandados pelo operador através da chave CH₁ situada no painel frontal do equipamento.

O circuito multiplex é apresentado na ilustração F3.16, e os sinais de controle na ilustração F3.19.

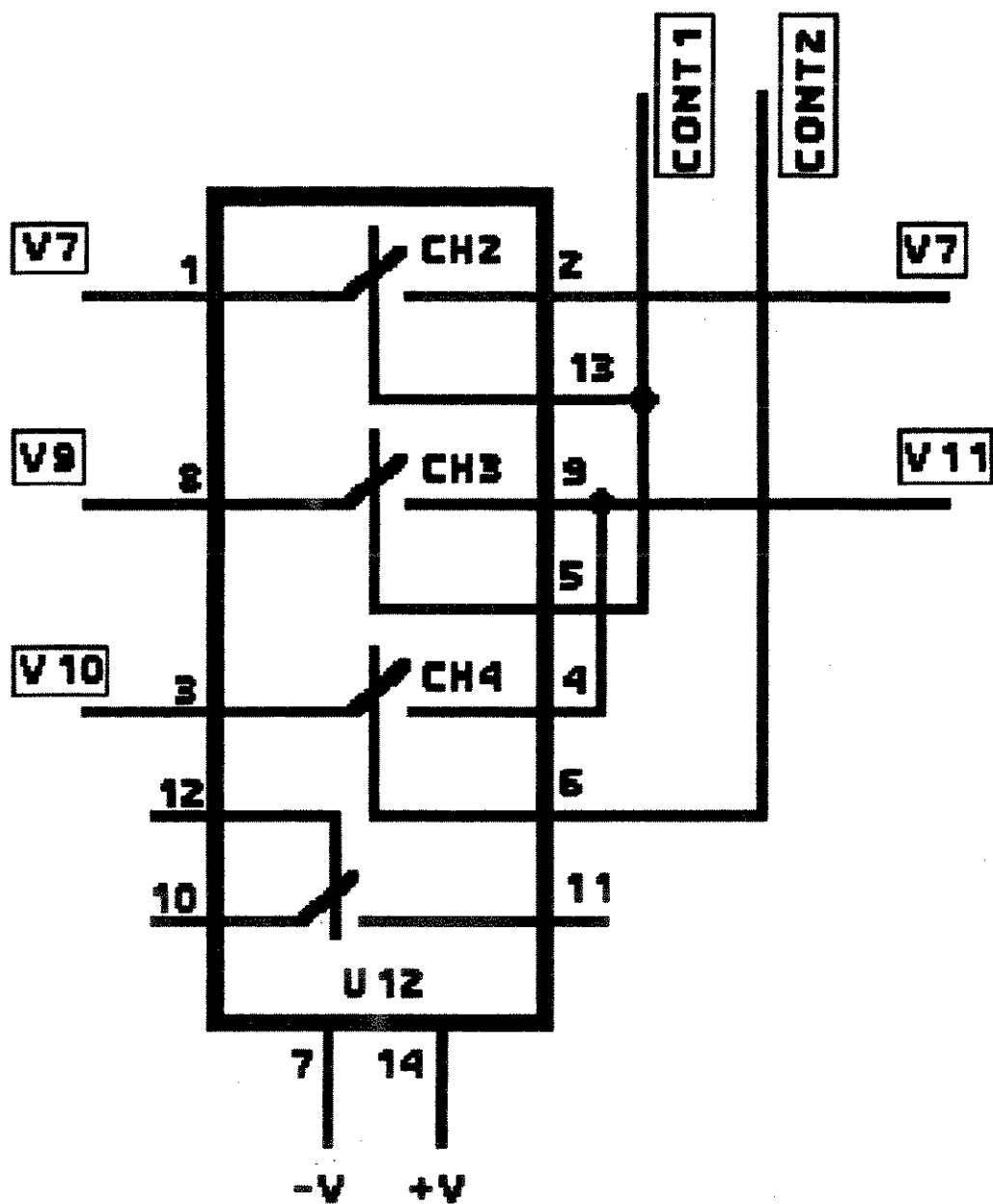


Ilustração F3.16 - CIRCUITO MULTIPLEX (CM)

3.3.9 - Conversor Tensão-Frequência (CVF)

Para maior segurança do paciente optou-se pela divisão do instrumento em duas partes. Uma delas é o sistema condicionador de sinal, alimentado a bateria denominada "parte isolada" do instrumento; os circuitos restantes são alimentados por fontes de alimentação geradas a partir da rede alternada e constituem a parte não-isolada do instrumento. Foram utilizados acopladores óticos para a passagem dos sinais da parte isolada para a não-isolada do sistema. A fim de evitar problemas de linearidade na passagem dos sinais DC e de baixa frequência pelos acopladores óticos, adotou-se a estratégia de converter as informações de tensão em informações de frequência.

Utilizou-se para tal o circuito integrado conversor V/F AD537 da Analog Devices. O AD537 apresenta internamente um conversor tensão-corrente, um conversor corrente-frequência e um driver de saída. As suas principais vantagens são: simplicidade de uso, uma vez que requer apenas um capacitor externo para determinar sua faixa de frequência de operação; saída com forma de onda quadrada ao invés de pulsos com largura estreita; e boa linearidade ($\pm 0,07\%$ para o fundo de escala de 10 KHz).

O conversor foi utilizado no modo tensão de entrada negativa e a configuração é apresentada na ilustração F3.17.

A frequência de saída do conversor em função da tensão de entrada é descrita pela seguinte expressão:

$$f_0 = \frac{|V_{11}|}{10} \times \frac{1}{C_{20} \times (R_{57} + P_7)} \quad (E3.45)$$

Com os componentes utilizados tem-se: $f_0 = 1$ KHz para $V_{11} = - 1$ Volt.

O integrado U16 é um amplificador operacional configurado como amplificador não-inversor e ganho unitário e tem por função única ser um driver de corrente do sinal de tensão convertido em frequência a ser aplicado ao acoplador ótico.

Implementado o circuito do conversor tensão-frequência, este foi ensaiado isoladamente aplicando-se à sua entrada (V_{11}) uma fonte DC, e um freqüencímetro à sua saída (V_{12}, f_0). O circuito também foi testado no sistema, com o cateter de termodiluição AI-7164 imerso em um banho com temperatura controlada (Temperatura medida por um multímetro Philips PM 2718, tensões medidas por um multímetro Keithley mod. 179A e banho com temperatura controlada Fanen mod. 100). Os resultados obtidos são apresentados nas tabelas TD.10 e TD.11 do Anexo D e nas ilustrações F3.18 (a e b).

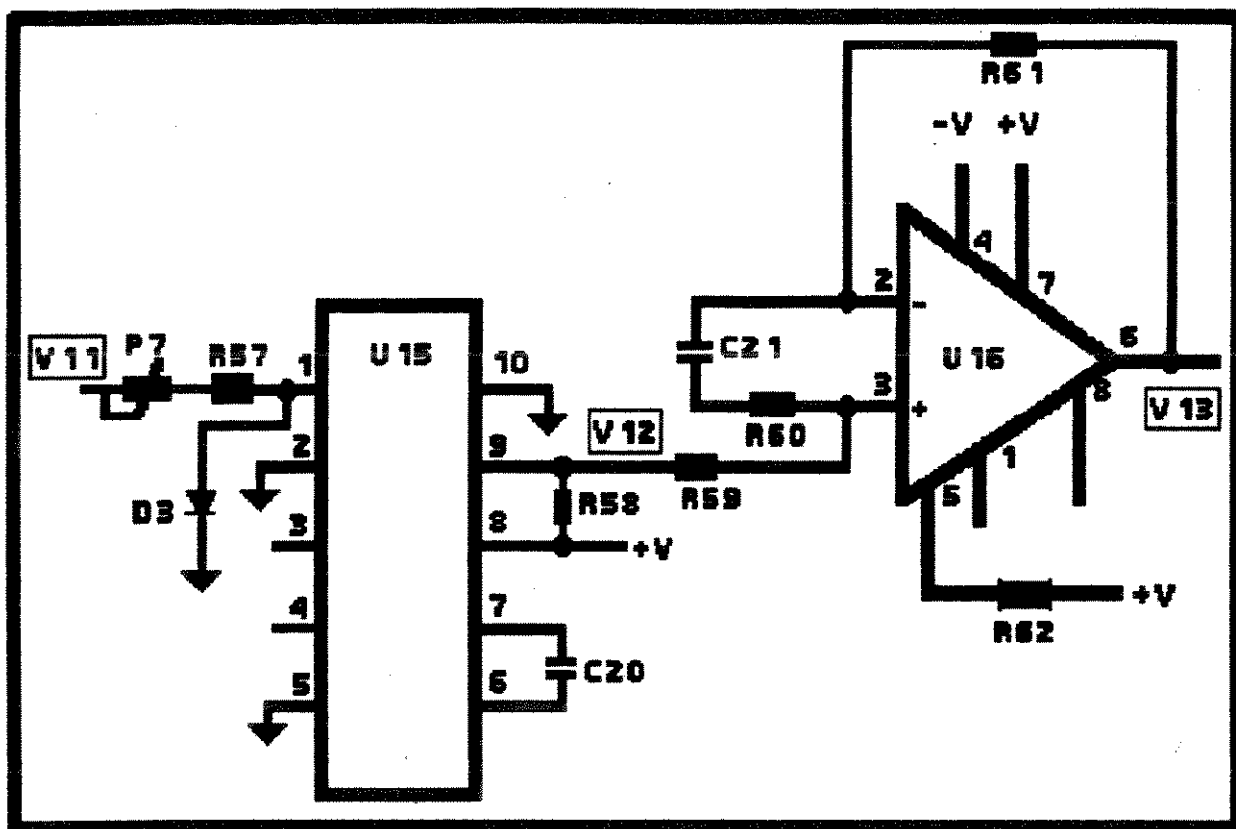


Ilustração F3.17 - CIRCUITO CONVERSOR TENSÃO X FREQUÊNCIA (CVF)

Conversor Tensão-Frequência (CVF)

Ensaio com Fonte de Alimentação

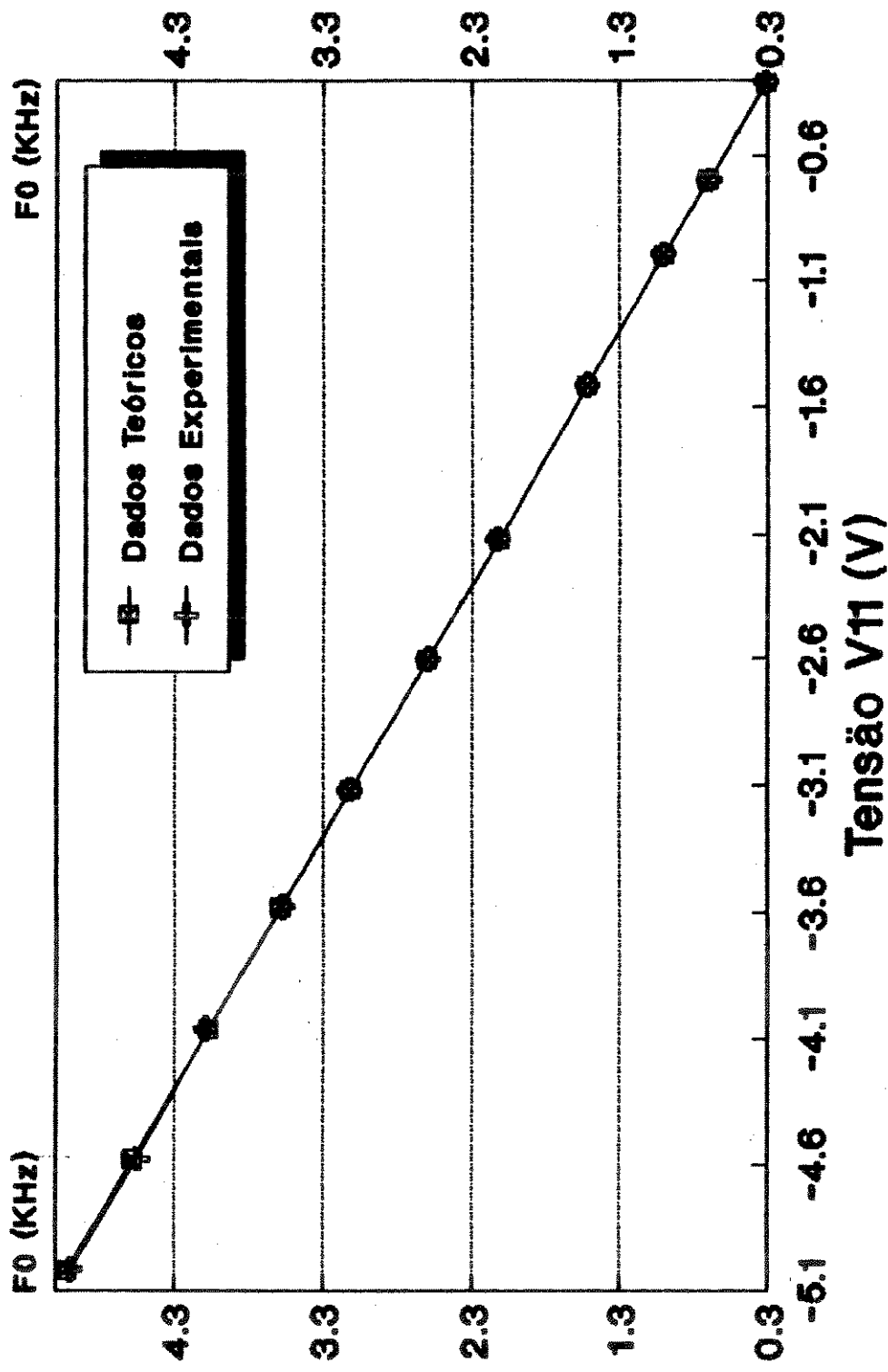


Ilustração F3.18a

Conversor Tensão-Frequência (CVF)

Ensaio com Cateter AI-7164

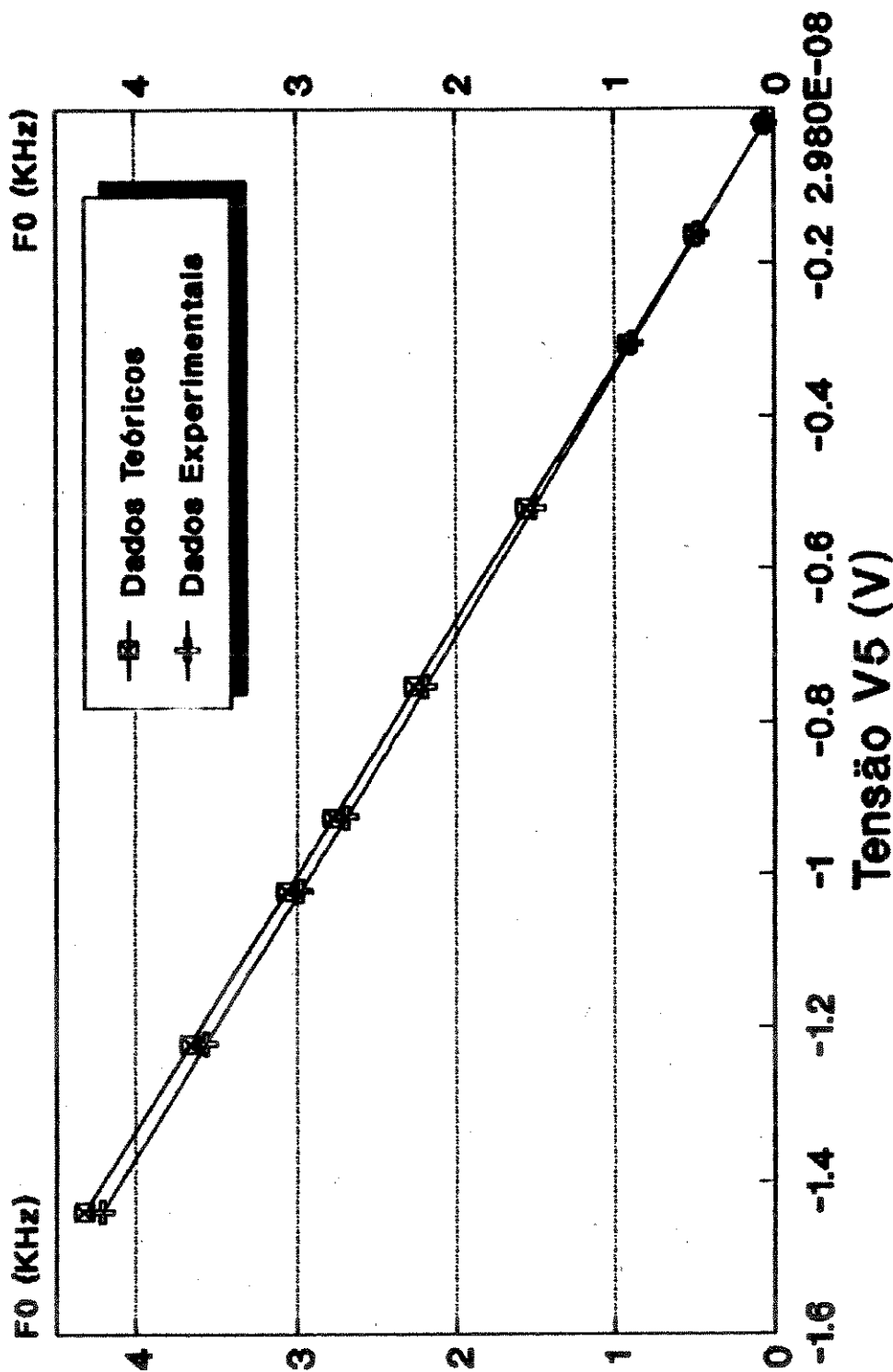


Ilustração F3.18b

3.3.10 - Circuito Isolador de Sinais (CAO)

Os sinais de controle (CONT1 E CONT2), que são acionados pelo operador, devem ser transferidos da parte não-isolada para a parte isolada. Para tal, foi usado um acoplador ótico (4N25). Outro acoplador ótico (HP-6N139, de baixa corrente de polarização) foi utilizado para transferir os sinais que correspondem à temperatura inicial do sangue e sua variação provocada pela injeção do indicador, da parte em contato com o paciente para a parte alimentada pela rede. Os circuitos isoladores são mostrados na ilustração F3.19.

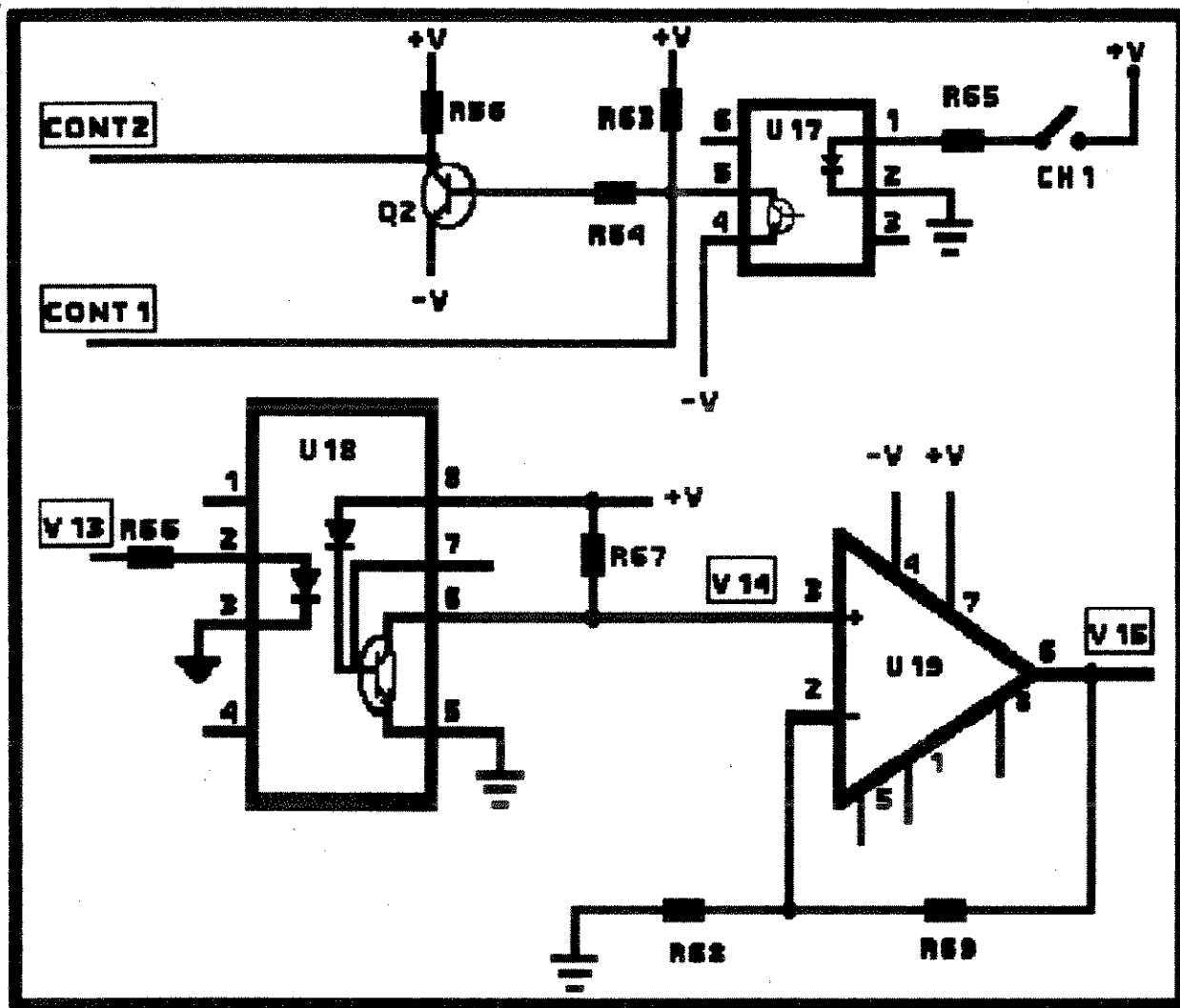


Ilustração F3.19 - CIRCUITO ISOLADOR DE SINAIS (CRO)

3.3.11 - Circuito Conversor Freqüência-Tensão (CFV)

Após converter as informações de temperatura em freqüência, e submetê-las ao circuito isolador de sinais, tranferindo-as à parte não isolada do circuito sem desvios de linearidade, é preciso retornar tais informações para tensão a fim de poder registrá-las e possibilitar o cálculo do Débito Cardíaco. Para isto emprega-se o circuito conversor Freqüência-Tensão apresentado na ilustração F3.20.

O conversor montado funciona como um circuito PLL (Phase-Locked Loop), onde o circuito TTL 7403N, quatro portas NAND open-collector, serve como comparador de fase. O sinal de entrada é um trem de pulsos quadrados. A saída do comparador passa por um filtro passa-baixas de primeira ordem o qual gera um nível DC que, aplicado ao circuito integrado AD537 (conversor Tensão-Freqüência), gera uma freqüência à sua saída. Tal nível DC é ajustado até que as freqüências, à entrada do comparador de fase e à saída do conversor V-F, sejam iguais. Este ajuste deve ocorrer em três ou quatro ciclos do sinal de entrada do comparador. V_{17} corresponde ao sinal convertido de Freqüência em Tensão.

O sinal de entrada excursionsa entre 0-5Khz obtendo-se na saída do conversor F-V, um sinal linearmente proporcional que varia na faixa de 0,00 a 1,00 Volt.

O circuito foi testado conectando-se um gerador de onda quadrada na entrada do comparador de fase e medindo-se o nível DC na saída, e também com o cateter transdutor de termodiluição, AI-7164, imerso em um banho com temperatura controlada medindo-se

a tensão na saída do modulo Filtro (V_5) e a tensão de saída do conversor F-V (Temperatura medida por um multímetro Philips PM 2718, tensões medidas por um multímetro Keithley mod. 179A e banho com temperatura controlada Fanen mod. 100). Assim, foram obtidos os dados apresentados nas tabelas TD.12 e TD.13 (Anexo D) e nas ilustrações F3.21 (a e b).

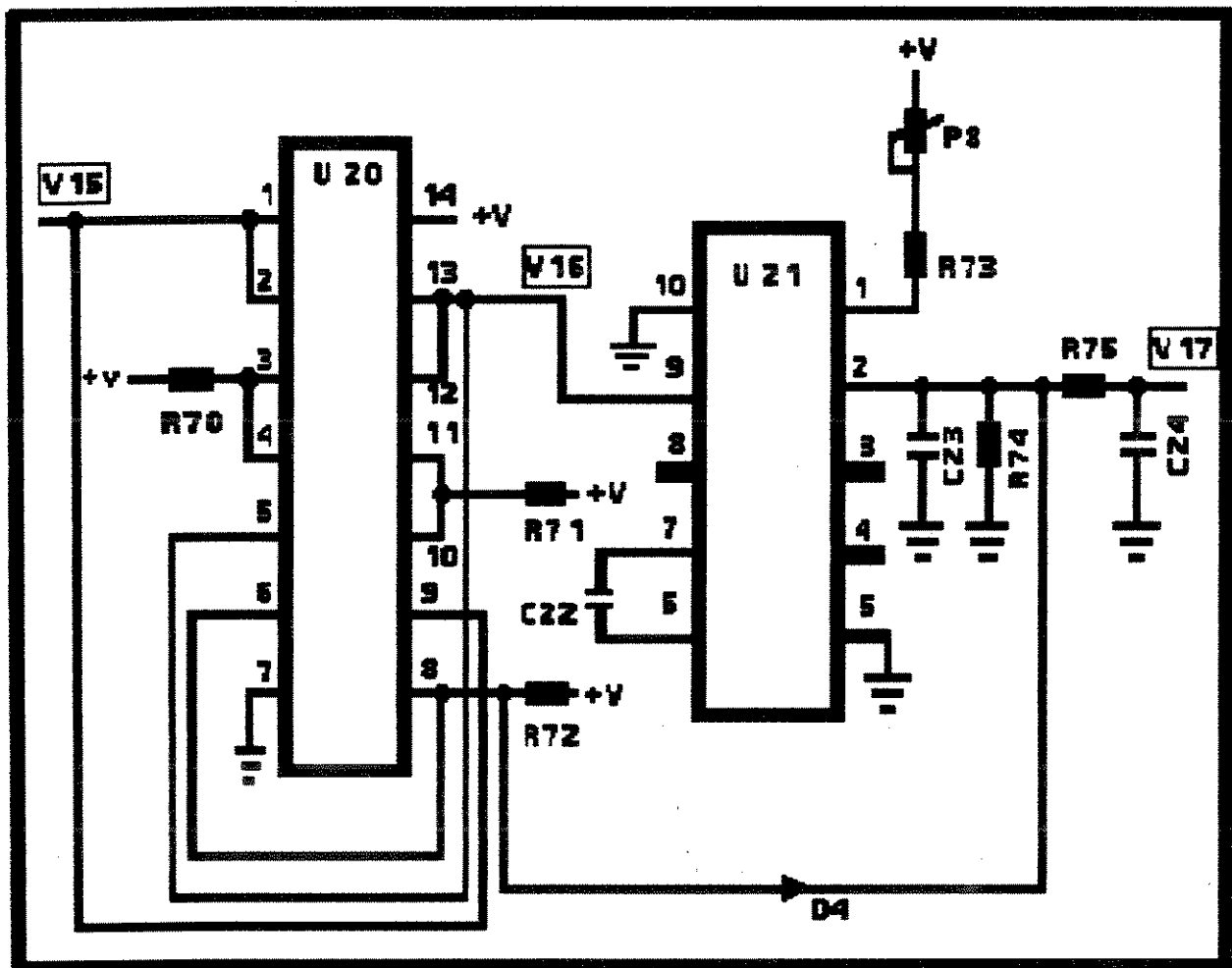


Ilustração F3.20 - CIRCUITO CONVERSOR FREQUÊNCIA X TENSÃO (CPV)

Conversor Frequência-Tensão (CFV)

Ensaio com Gerador de Sinais

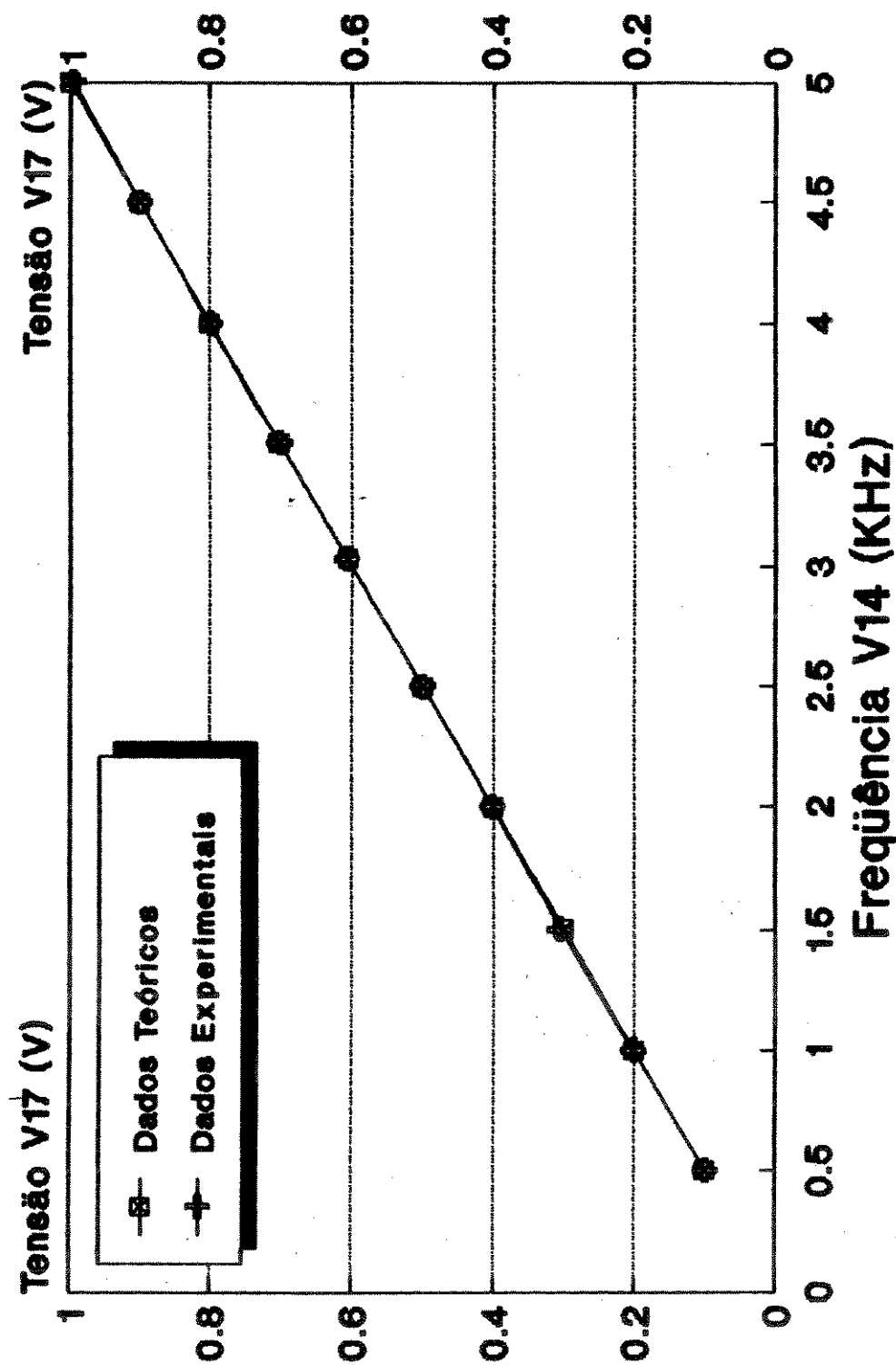


Ilustração F3.21a

Conversor Frequência-Tensão (CFV)

Ensaio com Cateter AL-7164

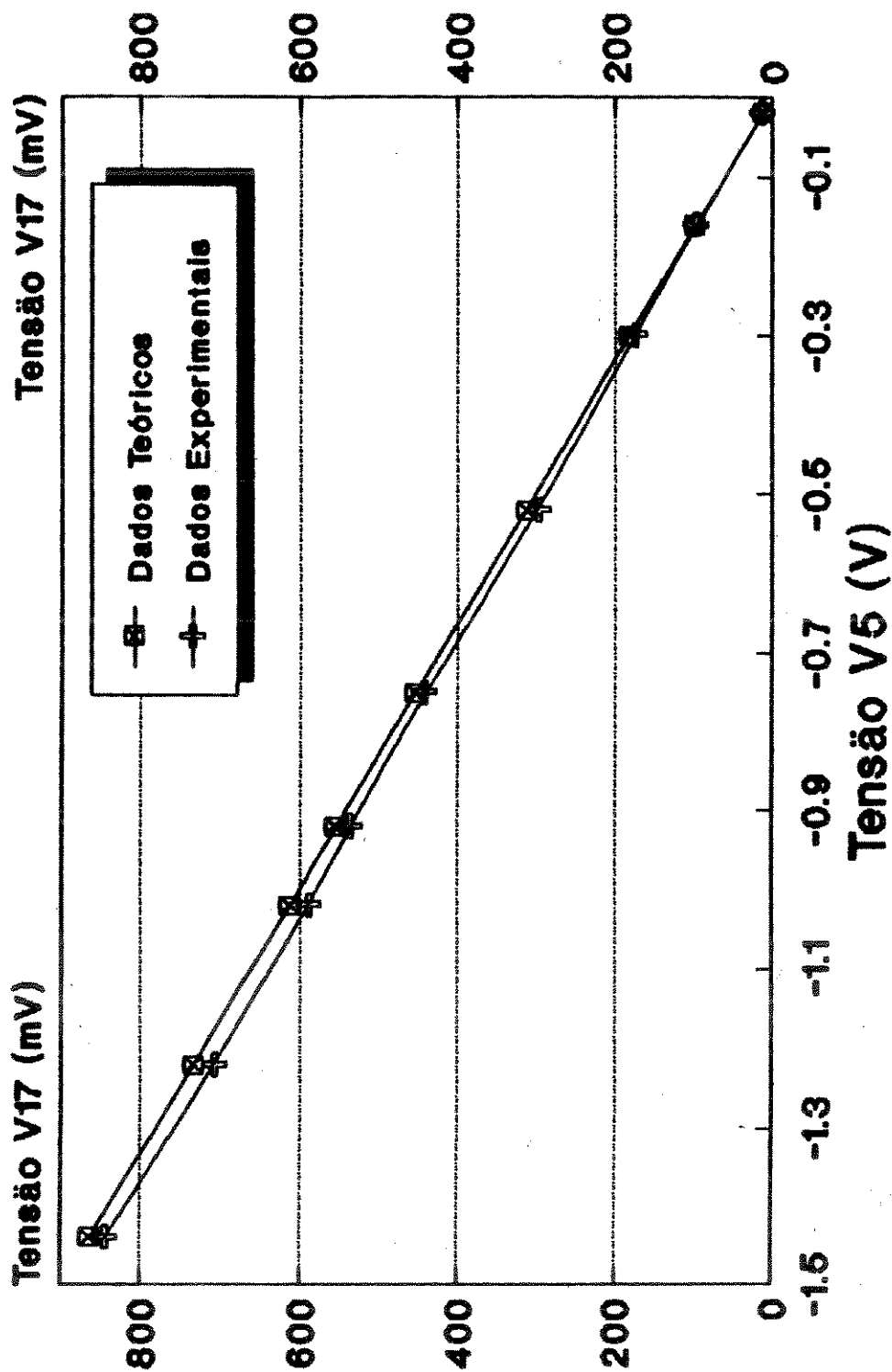


Ilustração F3.21b

3.3.12 - Circuito Amplificador de Saída (CAS)

A excursão do sinal à saída do circuito conversor F-V é ampliada por um amplificador DC, não inversor, com ganho 2. Assim a excursão do sinal de temperatura à saída do sistema está entre 0 e 2 Volts. O circuito é apresentado na ilustração F3.22.

O circuito foi testado com o cateter de termodiluição, AI-7164, imerso em um banho com temperatura controlada, medindo-se a tensão na saída do modulo Filtro (V_5) e a tensão de saída do amplificador (Temperatura medida por um multímetro Philips PM 2718, tensões medidas por um multímetro Keithley mod. 179A e banho com temperatura controlada Fanen mod. 100). Assim, foram obtidos os dados apresentados na tabela TD.14 do Anexo D e na ilustração F3.23.

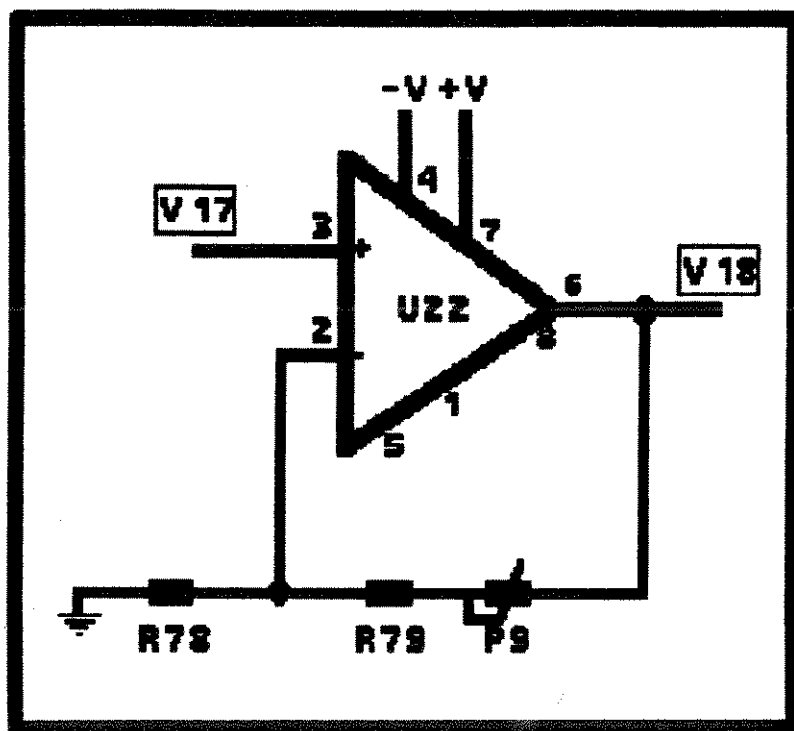


Ilustração F3.22 - Circuito Amplificador de Saída (CAS)

Amplificador de Saída (CAS)

Ensaio com Cateter AL-7164

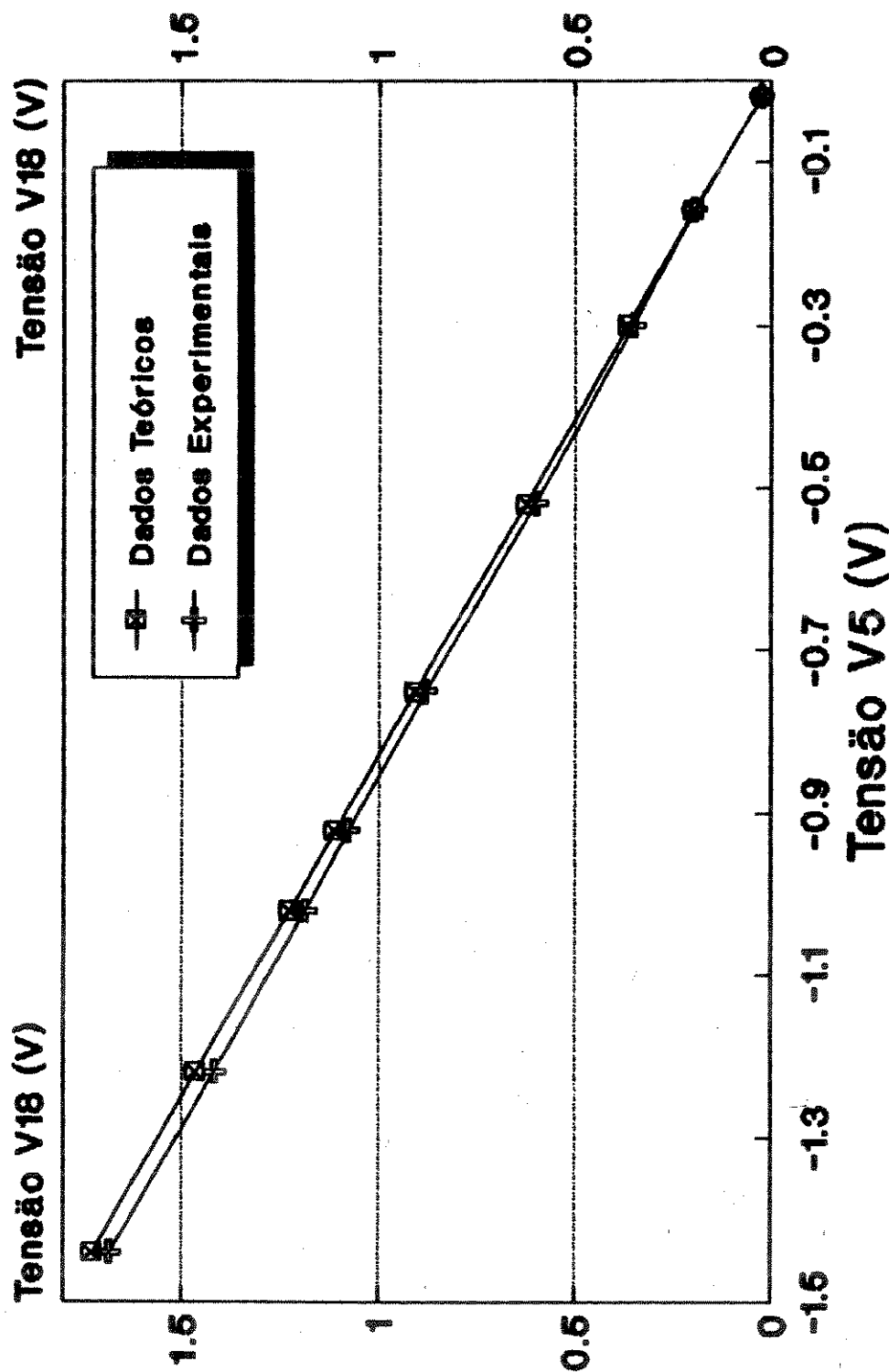


Ilustração F3.23

Capítulo 4 - Ensaios para Validação do Instrumento Proposto

4.1 - Introdução

Para avaliar o desempenho do instrumento proposto e implementado, foram realizados ensaios ou experimentos, e medidas foram obtidas utilizando-se o instrumento proposto e um instrumento comercial fabricado pela Instrumentation Laboratories, modelo IL701. Tais ensaios foram realizados em duas situações particulares, quais sejam:

- 1) D.C. equivalente medido com uma bomba mecânica
- 2) D.C. medido em animais (cães)

A motivação para a realização de ensaios sob essas duas situações deve-se ao fato de que no ensaio com bomba mecânica, relativamente mais estável, buscava-se obter maior reprodutibilidade, contava-se com a ausência de uma série de interferências e possibilidade de realização de um número maior de medidas. Já o ensaio em animal representa a situação real, apresentando, no entanto, diversas interferências particularmente as de origem fisiológica.

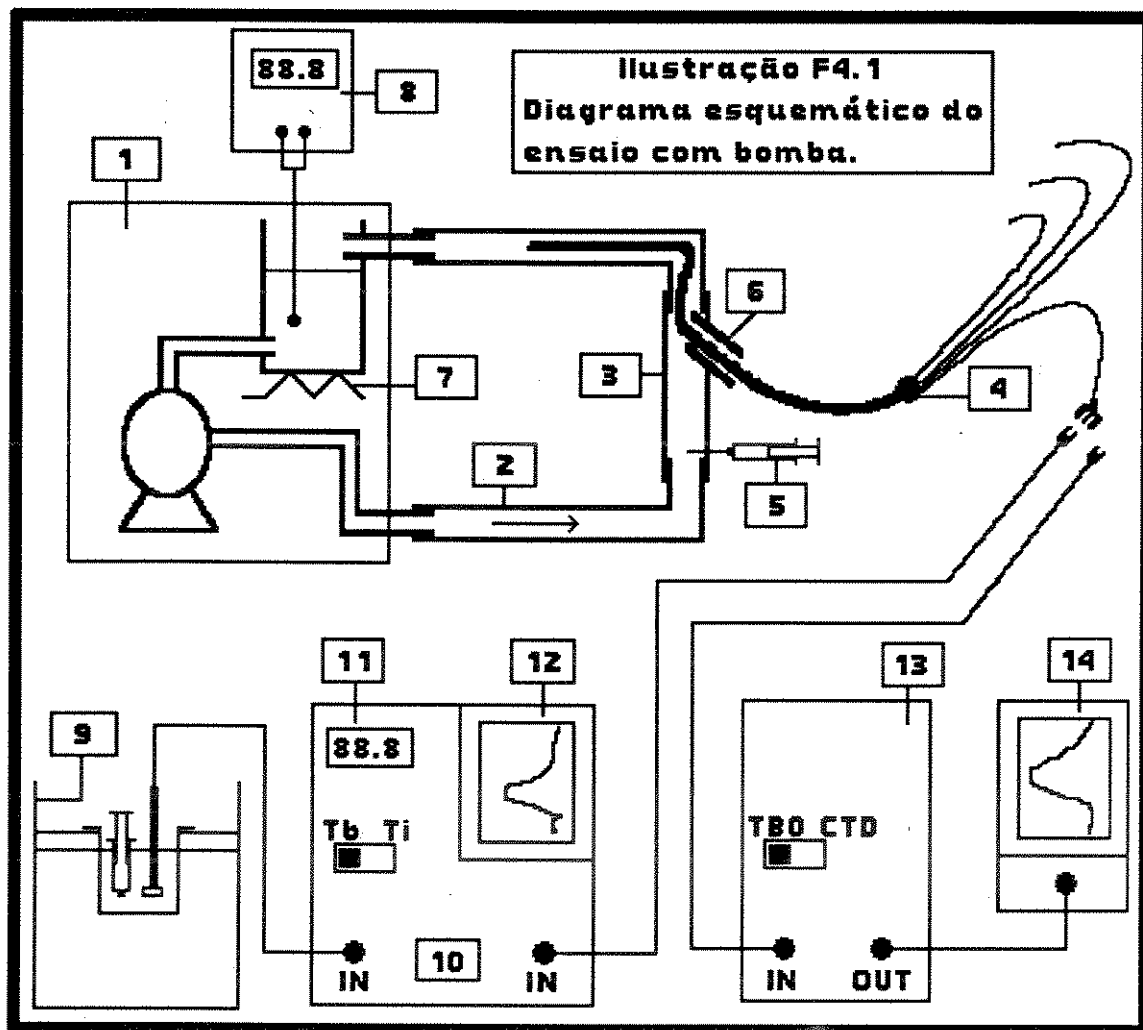
4.2 - Procedimento Experimental : Materiais e Métodos

4.2.1 - Ensaio Experimental com Bomba mecânica

4.2.1.1 - Materiais

Um diagrama esquemático do ensaio é apresentado na ilustração F4.1. Empregou-se uma bomba (1) de circulação extracorpórea fabricada pelo Instituto de Cardiologia, modelo IC110V. Conectou-se a saída de fluxo da bomba com a entrada da mesma por meio de uma mangueira (2), a fim de obter-se um circuito fechado. Em um trecho externo e central da mangueira conectou-se (intercalou-se) uma outra mangueira elástica (latex)(3). Neste local inseriu-se o cateter de termodiluição (4). Para tal, perfurou-se o latex com um Abbocath-T nº 14 (6), retirou-se a agulha, deixando-se o cateter intravenoso cardiopaco de teflon para servir de guia de inserção do cateter de termodiluição (Arrow AI-7164). Este foi inserido no sentido do fluxo do fluido circulante. Uma agulha com seringa (5) foi colocada perfurando-se a mangueira de latex na extremidade oposta à do cateter e com sentido de injeção contrário ao fluxo do fluido circulante, e tinha a função de injetar o indicador frio (princípio da termodiluição local). A bomba de circulação extracorpórea possui um sistema de aquecimento (7) para o fluido circulante, neste caso água normal, cuja temperatura foi medida por um multímetro Philips PM2718 (8). Já a temperatura do injetato, neste caso água gelada, mantida em um recipiente especial (9), foi medida no instrumento IL701 (10), que possui um

sistema específico (sensor + circuito eletrônico) destinado para este fim. O resultado (D.C. equivalente) medido no instrumento IL701 aparecia em um "display" digital (11) e a curva de termodiluição foi desenhada em papel por um registrador gráfico, IL702 (12), que estava acoplado ao medidor de D.C.. A curva de termodiluição para o instrumento proposto (13) foi desenhada em papel milimetrado por um registrador gráfico do sistema Siemens Mingograf 804 (14), módulo SIEREG - unit 836.



4.2.1.2 - Procedimento Experimental para Medida do D.C. com o Instrumento IL701

Preparou-se o injetato de forma a que este atingisse uma temperatura próxima a 0°C . Ligou-se o sistema de circulação e aquecimento da bomba mecânica até que o fluido circulante atingisse a temperatura de 36°C . Inseriu-se o cateter dentro da mangueira de latex (40 cm a partir do ponto de inserção), conectando-o ao instrumento IL701. Procedeu-se à leitura da temperatura do fluido circulante (T_{b0}), no multímetro PM2718, e do injetato (T_i), no IL701 e aplicou-se o procedimento de medida do D.C. para o instrumento IL701 (descrito no anexo E). Obteve-se as leituras do D.C. equivalente no "display" digital do instrumento e as curvas de termodiluição no registrador (IL702). A injeção do indicador foi realizada contrária ao fluxo circulante respeitando-se os princípios da técnica de termodiluição local. Foram obtidas diversas medidas seqüenciais agrupadas.

4.2.1.3 - Procedimento Experimental para o Instrumento Proposto

Preparou-se a bomba mecânica e o injetato conforme descrito no item anterior. Procedeu-se à leitura da temperatura do fluido circulante (T_{b0}) no multímetro PM2718 e da temperatura do injetato (T_i) no IL701. Conectou-se o cateter de termodiluição ao instrumento proposto, cuja saída foi conectada ao registrador Siemens SIEREG - unit 836. Registrou-se a temperatura inicial do fluido circulante e, então, posicionou-se a chave CH1, situada no painel frontal do instrumento (inicialmente na posição T_{b0}) na posição CTD (obtenção da curva de termodiluição). Injetou-se o

indicador frio contra a corrente do fluido circulante e obteve-se o registro da curva de termodiluição no registrador gráfico. Calculou-se posteriormente o D.C.. Foram realizadas diversas medidas sequenciais agrupadas.

4.2.2 - Ensaio Experimental em Cães

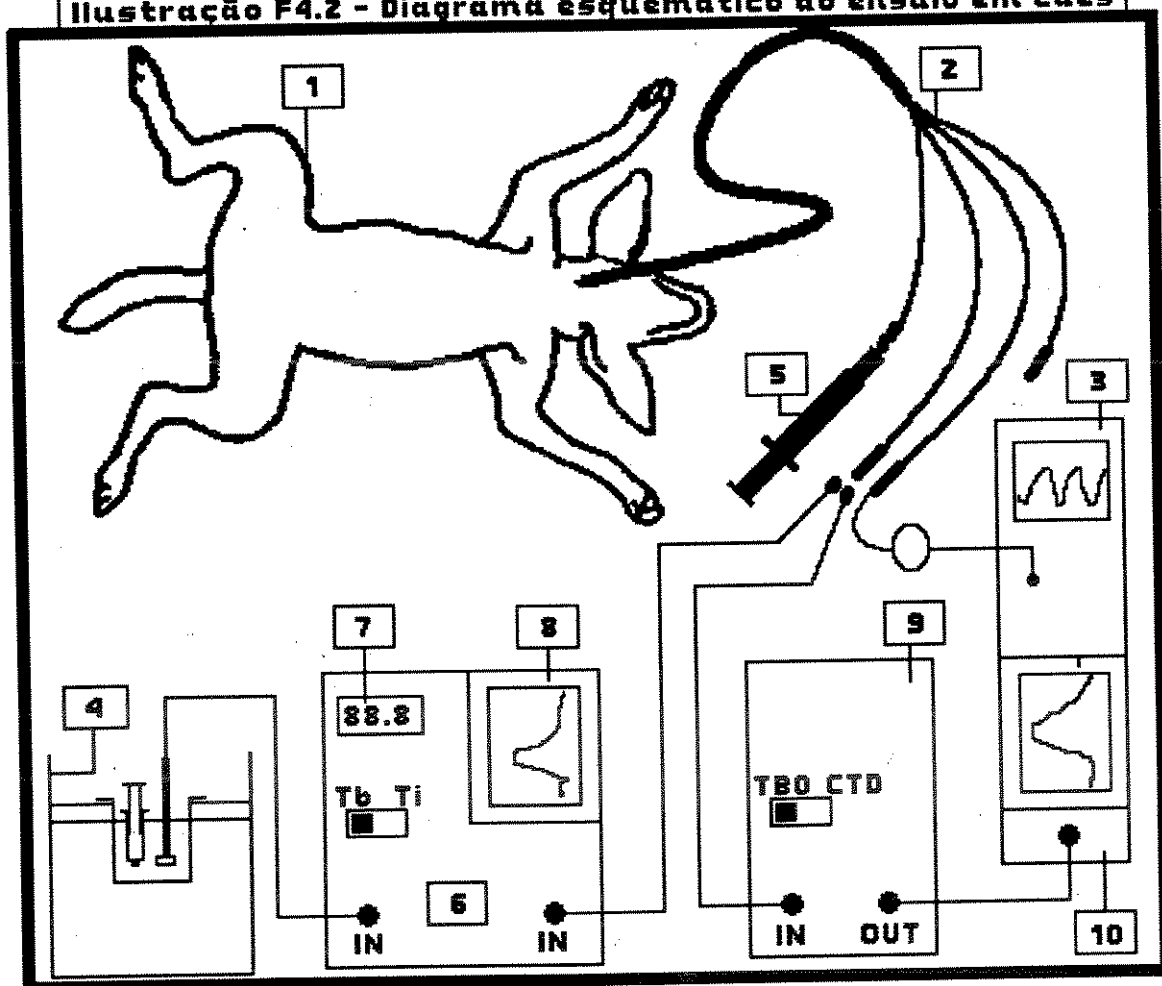
4.2.2.1 - Materiais

Para este ensaio fez-se uso de :

- * cães com peso superior a 10 Kg. (tamanho mínimo adequado para utilização do cateter 5F), animais utilizados para a obtenção do D.C.
- * sistema de monitoração de pressões sanguíneas Siemens Mingograf 804 (composto de sensor de pressão e registrador gráfico), utilizado no procedimento de inserção do cateter de termodiluição e registro da curva de termodiluição gerada pelo instrumento proposto
- * medidor de D.C. IL701, para monitoração da temperatura do injetato, da temperatura do animal e padrão de medida do D.C.
- * recipiente para as seringas contendo o injetato
- * solução de dextrose 5%, usada como injetato
- * estativa para suportar os transdutores de pressão e o sistema para limpeza do lúmen PA Distal com heparina
- * material cirúrgico
- * drogas anestésicas e soro heparinizado

Um diagrama esquemático do ensaio é apresentado na ilustração F4.2.

Ilustração F4.2 - Diagrama esquemático do ensaio em cães



4.2.2.2 - Procedimento de medida

O cão (1) (vide ilustração F4.2) é pesado, anestesiado com Inoval (2ml) e Tionembatal 25 a 30mg) e atado à mesa cirúrgica. Mediante técnicas cirúrgicas teve-se acesso à veia jugular. Ocluiu-se a mesma e fez-se uma incisão transversal nesta, a fim de inserir-se o cateter de termodiluição (2) no seu interior. Antes da inserção o cateter foi testado quanto à continuidade do termistor, integridade do "balloon" inflável e desobstrução dos lúmens. Posteriormente ao teste do cateter conectou-se o lúmen PA Distal deste ao sistema de monitoração de pressão arterial (3), composto do transdutor de pressão Siemens E033E (preenchido com soro fisiológico e fixado em uma estativa) e Amplificador de pressão Siemens unit 863. Certificou-se que a linha estava livre de bolhas de ar preenchendo o lúmen PA Distal com soro heparinizado. Tal operação foi realizada periodicamente com o objetivo de desobstruí-lo. Inseriu-se o cateter avançando sua posição no interior da veia até que o sinal de pressão indicava que a ponta do cateter se encontrava no átrio direito (curva conforme a ilustração F4.3a). Inflou-se o "balloon" a fim de que o cateter pudesse atravessar a válvula tricúspide situando-se no interior do ventrículo direito conforme onda de pressão apresentada na ilustração F4.3b. Continuou-se a inserção de forma a atravessar a válvula pulmonar adentrando à artéria pulmonar, onde se deve observar a forma de onda de pressão conforme ilustração F4.3c. Continuou-se a avançar o cateter até se obter a forma de onda da pressão capilar observada na ilustração F4.3d, o "balloon" foi desinflado. Neste ponto o cateter estava na posição

correta para aplicação do método da termodiluição, com o lúmen CVP Proximal (local de injeção) no átrio direito e o termistor na artéria pulmonar. Os seguintes cuidados devem e foram tomados:

1) Certificar-se de que o termistor não está posicionado contra a parede da artéria pulmonar. Se isto ocorrer medições incorretas, serão obtidas, pois as curvas de termodiluição serão distorcidas e atenuadas.

2) O "balloon" deve ser inflado somente quando do procedimento de inserção. Se inflado quando o cateter está na artéria pulmonar e por um período prolongado pode resultar em um infarto pulmonar.

3) Deve-se utilizar dióxido de carbono para inflar o "balloon".

4) O cateter, após a inserção, deve ser fixado para evitar-se seu deslocamento e conseqüente posicionamento incorreto.

5) O injetato é mantido a zero °C em um recipiente especial (4) e é injetado no lúmen proximal do cateter por meio de uma seringa calibrada (5).

Após a inserção do cateter, conectou-se o mesmo ao equipamento da IL (IL701) (6) e mediu-se o D.C. (conforme procedimento descrito no anexo E). Foram feitas medidas seqüenciais obtendo-se as leituras no "display" digital do equipamento (7), e as curvas de termodiluição respectivas no registrador gráfico acoplado (IL702) (8). Posteriormente, procedeu-se ao registro da curva de termodiluição para o instrumento proposto (9), tendo sido obtida previamente a temperatura inicial do sangue no medidor IL701 (T_{b0}). Mediu-se também a temperatura do injetato no IL701. Conectou-se o cateter ao instrumento proposto, e a saída deste ao registrador gráfico

Siemens SIEREG - unit 836 (10). Neste registrou-se a temperatura inicial do sangue e, em seguida posicionou-se a chave CH1, situada no painel frontal do instrumento (inicialmente na posição Tb0) na posição CTD (obtenção da curva de termodiluição). Injetou-se o indicador frio no lúmen CVP Proximal e obteve-se o registro da curva de termodiluição no registrador gráfico. Posteriormente calculou-se o D.C.. Foram realizadas diversas medidas seqüenciais agrupadas.

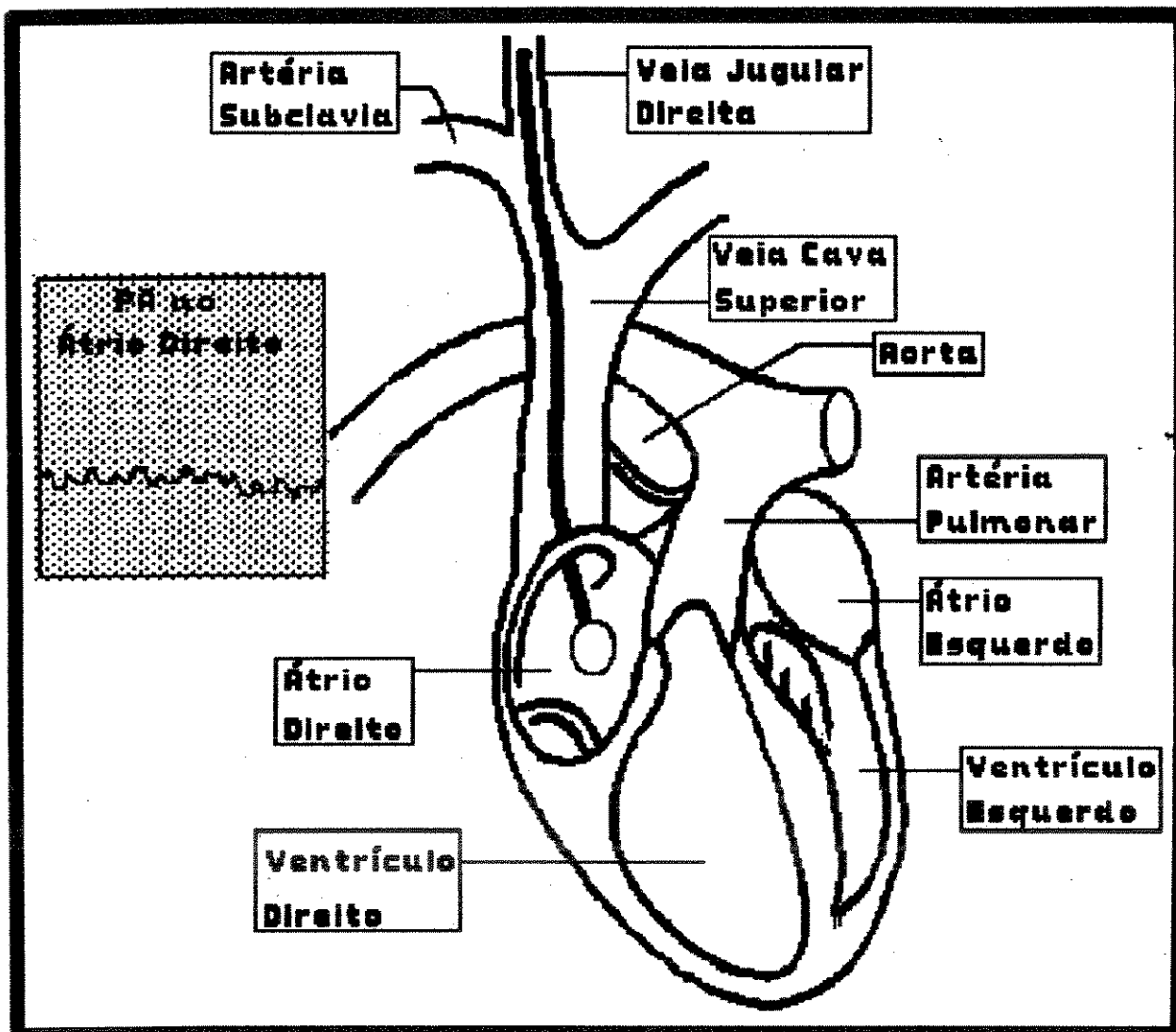


Ilustração F4.3a - Cateter de Term. no Átrio Direito.

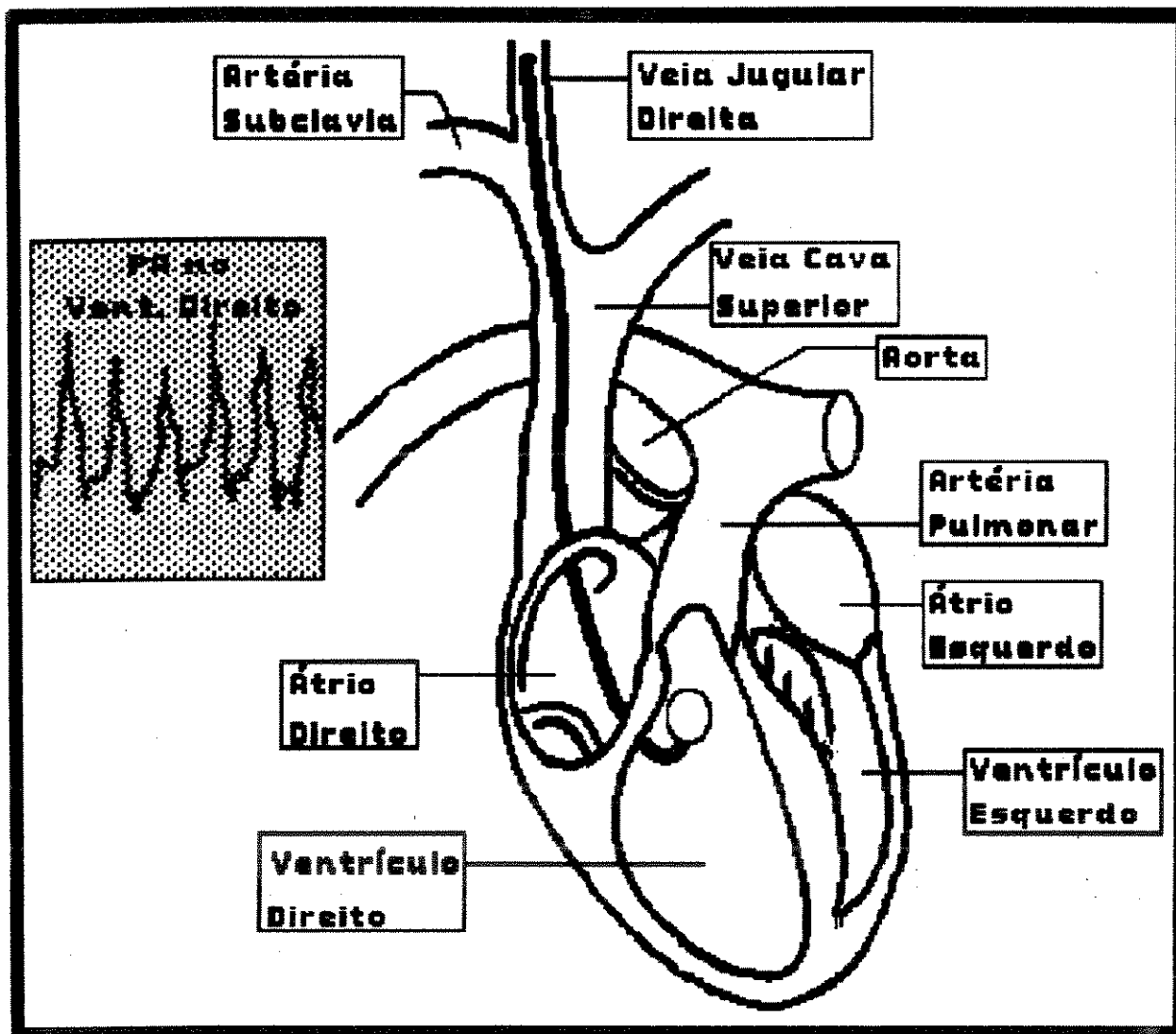


Ilustração F4.3b - Cateter de Term. no Ventrículo Direito.

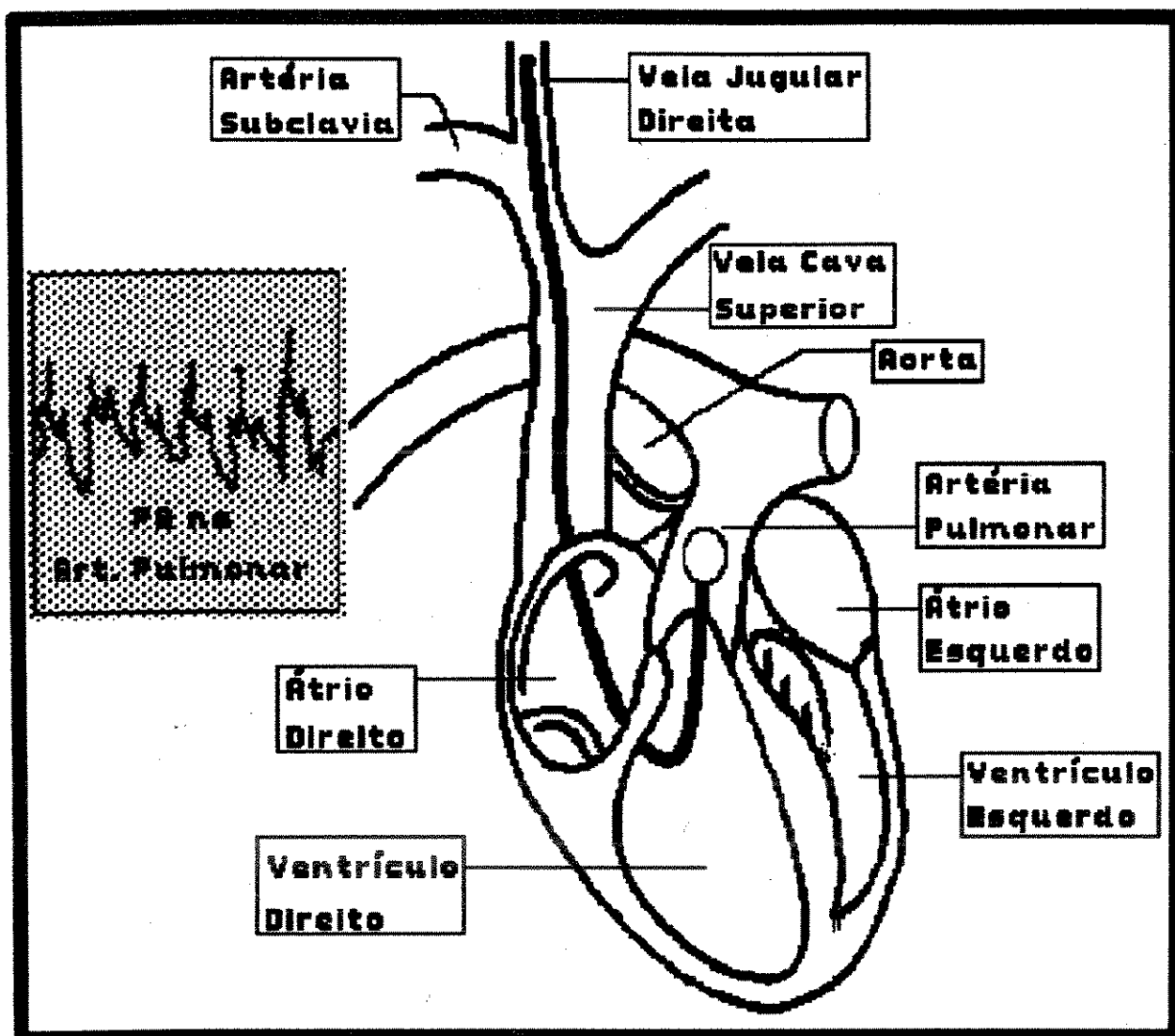


Ilustração F4.3c - Cateter de Term. na Artéria Pulmonar.

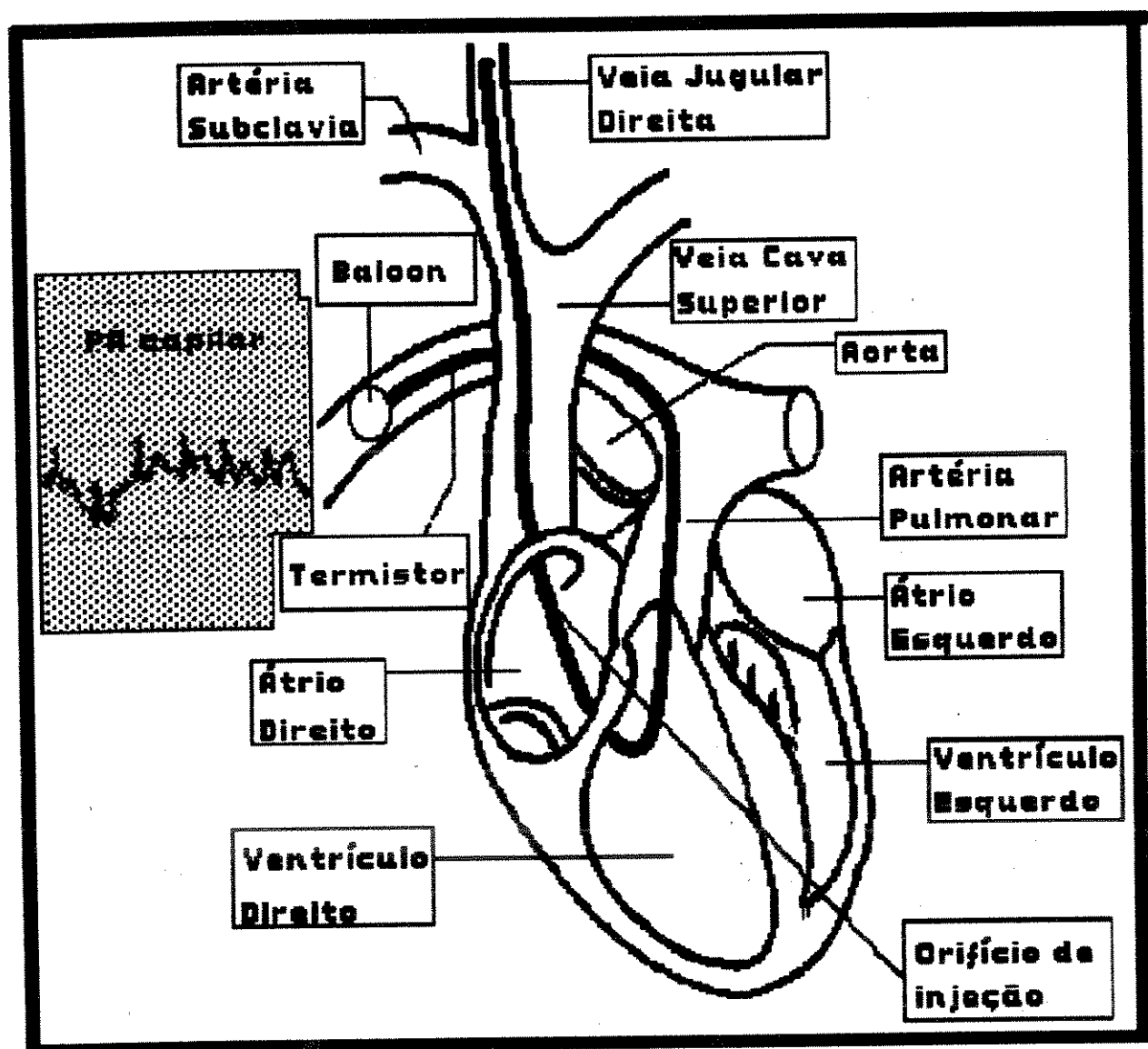


Ilustração F4.d - Cateter de Term. na posição final.

4.3 - Resultados e Conclusão

4.3.1 - Introdução

A partir dos ensaios descritos na secção anterior obteve-se os valores de D.C. e curvas de termodiluição para os experimentos com bomba mecânica e cães. Em ambos os casos, o valor do D.C. obtido pelo instrumento comercial IL701, foi comparado ao valor do D.C. calculado a partir das curvas de termodiluição obtidas pelo instrumento proposto, servindo de critério para validação das mesmas.

4.3.2 - Procedimento de cálculo do D.C. no instrumento proposto

Para calcular o D.C. utilizando o instrumento proposto fez-se uso da equação apresentada no Cap. 2, E2.8, reapresentada a seguir:

$$DC = \frac{60 V_i K_1 (T_{b0} - T_i) K}{\int DT_b(t) dt} \quad (E4.1)$$

Onde:

DC é o Débito Cardíaco em ml/min

60 é um fator de escala das unidades

V_i é o volume do injetato em ml, padronizado em 10 ml e corrigido pelo fator K

K_1 é o fator densidade (corresponde a 1.08 para indicador dextrose 5%)

T_{b0} é a temperatura inicial do sangue ou do fluido circulante no caso do ensaio com bomba, obtida pelo multímetro PM2718 ou pelo IL701

T_i é a temperatura do indicador medida antes da injeção pelo IL701

K é uma constante de correção que considera o espaço morto do cateter, as perdas do indicador durante a injeção, e o volume do injetato. Por exemplo : para $V_i = 5$ ml, a partir das tabelas características do cateter, tem-se $K = 0,418$. Assim, $V_i K = 10 (0,418) = 4,18$ ml.

$\int DT_b(t) dt$ é a área (calculada) sob a curva de termodiluição obtida no registrador.

As áreas sob as curvas de termodiluição foram calculadas observando-se o seguinte procedimento:

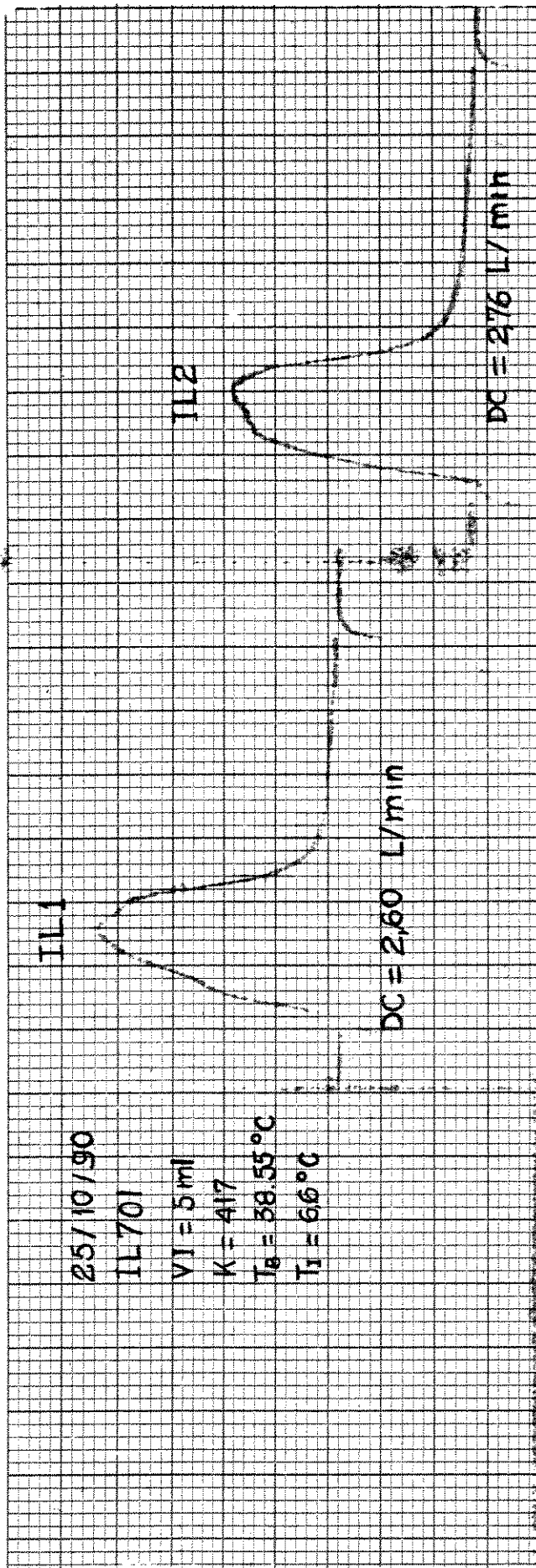
- 1) A partir do registro gráfico, obtém-se manual e visualmente os pontos da curva escalados em milímetros (mm).
- 2) Cálculo da área submetendo os pontos selecionados no item 1 a um programa de computador que calcula a área sob uma curva através de seus pontos segundo o método de Simpson. O programa apresenta os pontos da curva e a área calculada (mm^2).
- 3) A área em mm^2 obtida no item 2, é multiplicada pelos fatores de escala. O horizontal (seg/mm) é obtido a partir da velocidade do papel do registrador e o vertical, a partir de um sinal de tensão registrado no início do experimento. Assim, obtém-se um fator de referência em tensão (Volts) por unidade de registro do papel (milímetro) e, sabendo-se que 1,46V corresponde à variação

de 1 °C, pode-se facilmente obter o fator de escala vertical em °C/mm. Com os dois fatores de escala obtém-se a área sob a curva de termodiluição em °C x seg.

Os registros das curvas de termodiluição obtidos com o instrumento proposto apresentam, cada um, além do registro da curva, os pontos escolhidos, a área calculada pelo programa computacional, os fatores das escalas, as constantes utilizadas no cálculo e o valor do Débito Cardíaco.

4.3.3 - Resultados: Ensaio com bomba mecânica

São apresentados a seguir os valores do D.C. e as curvas de termodiluição obtidos com o medidor IL701 e com o instrumento proposto, para os ensaios realizados com bomba mecânica.



83 65

Made in U.S.A.

Part No. 44356

$$\dot{A} = 3.104 \text{ } ^\circ\text{C. sec}$$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 16

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 5,2
X(3)		F(3) ==> 10,7
X(4)		F(4) ==> 15,10.5
X(5)		F(5) ==> 20,12
X(6)		F(6) ==> 25,12.5
X(7)		F(7) ==> 30,13
X(8)		F(8) ==> 35,14
X(9)		F(9) ==> 40,14.5
X(10)		F(10) ==> 45,14.5
X(11)		F(11) ==> 50,14
X(12)		F(12) ==> 55,13
X(13)		F(13) ==> 60,12
X(14)		F(14) ==> 65,11
X(15)		F(15) ==> 70,7

X(16)

F(16) ==> 75,4

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

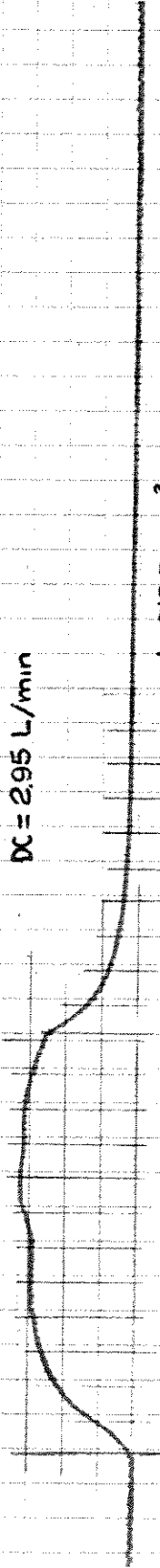
VALOR DA INTEGRAL DE F(X) 795.0000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

IP 2

$\alpha = 2.95 \text{ L/min}$

$A = 919.9 \text{ mm}^2$
 $A' = 2,504 \text{ }^\circ\text{C. sec}$



DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N) S

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 21

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 5,5.2

X(3) F(3) ==> 10,10.5

X(4) F(4) ==> 15,13

X(5) F(5) ==> 20,14

X(6) F(6) ==> 25,14.5

X(7) F(7) ==> 30,14.5

X(8) F(8) ==> 35,15.5

X(9) F(9) ==> 40,16.2

X(10) F(10) ==> 45,16

X(11) F(11) ==> 50,15.5

X(12) F(12) ==> 55,14.5

X(13) F(13) ==> 60,13

X(14)	F(14)	==>	65,7
X(15)	F(15)	==>	70,4
X(16)	F(16)	==>	75,3.5
X(17)	F(17)	==>	80,2
X(18)	F(18)	==>	85,1.7
X(19)	F(19)	==>	90,1.5
X(20)	F(20)	==>	95,1.2
X(21)	F(21)	==>	100,1.2

ERIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

uarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DE SIMPSON

VALOR DA INTEGRAL DE F(X) 919.9999000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

01/11/90

IL 701

VI = 2 ml

K = 151

T_b = 37.9°C

T_r = 3.9°C

IL 3

DC = 6.36 L/min

IL 4

DC = 6.34 L/min

IL 5

DC = 5.94 L/min

IL 6

DC = 6.32 L/min

IL 7

DC = 6.38 L/min

Instrumentation Laboratory Inc.

Lexington, Ma.

Part No. 44356

Made in U.S.A.

83 65

IL 8

DC = 6.66 L/min

IL 9

DC = 6.59 L/min

IL 10

DC = 6.21 L/min

IL 11

DC = 6.47 L/min

Instrumentation Laboratory Inc.

Lexington, Ma.

Part No. 44356

Made in U.S.A.

83 65

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 11

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 3,16

X(3) F(3) ==> 5,29

X(4) F(4) ==> 8,42

X(5) F(5) ==> 10,32

X(6) F(6) ==> 13,21.5

X(7) F(7) ==> 15,15.5

X(8) F(8) ==> 20,8.5

X(9) F(9) ==> 25,5.5

X(10) F(10) ==> 30,3

X(11) F(11) ==> 35,2.5

CRIAR UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

guarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 496.7500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

01/11/90

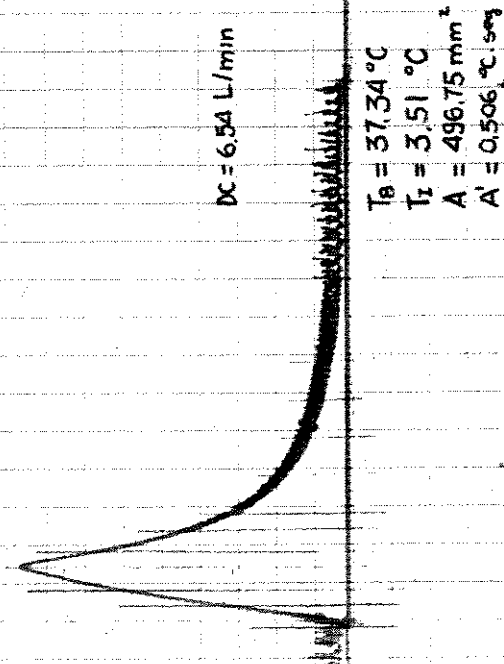
V1 = 2 ml

K = 151

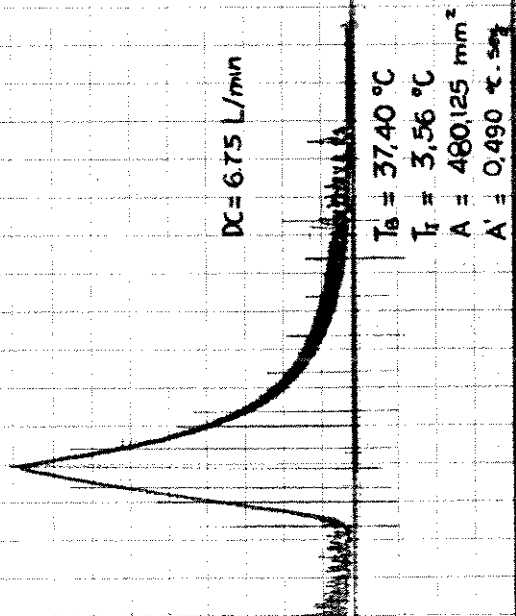
ESCALA X = 0.1 seg/min

ESCALA Y = 0.0102 °C/mm

IP3



IP4



ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 11

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 3,17

X(3) F(3) ==> 5,30.5

X(4) F(4) ==> 7.5,42.5

X(5) F(5) ==> 10,30

X(6) F(6) ==> 13,19.5

X(7) F(7) ==> 15,14

X(8) F(8) ==> 20,7.5

X(9) F(9) ==> 25,5

X(10) F(10) ==> 30,3

X(11) F(11) ==> 35,2

CRIAR UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

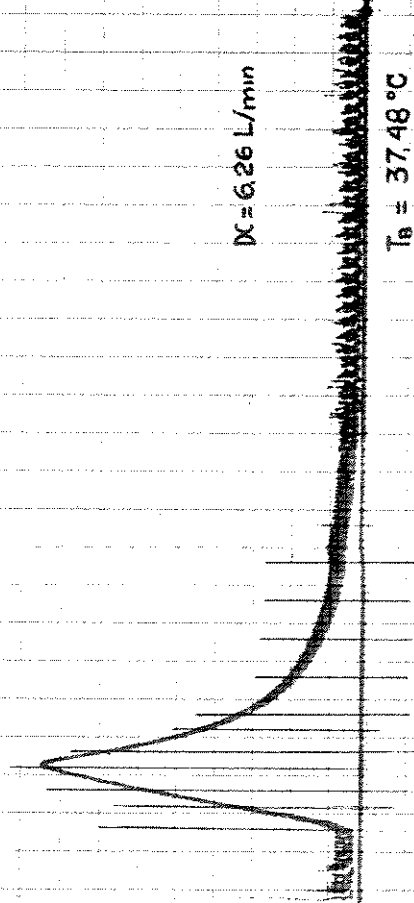
INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 480.1250000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

810

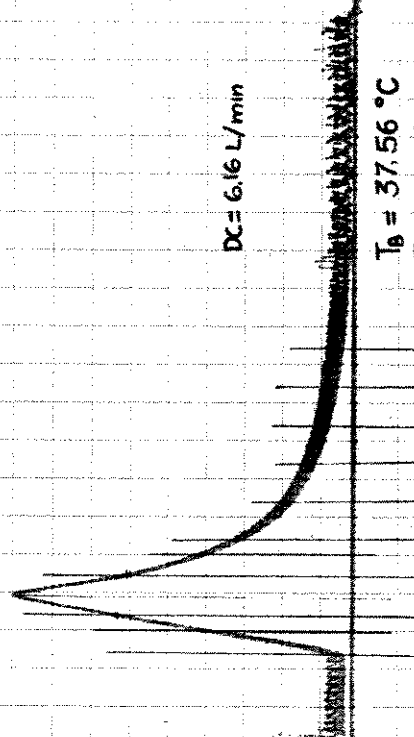
IP5



DC = 6.26 L/min

$T_B = 37.48^\circ\text{C}$
 $T_I = 3.64^\circ\text{C}$
 $A = 518.625\text{ mm}^2$
 $A' = 0.529^\circ\text{C} \cdot \text{mg}$

IP6



DC = 6.16 L/min

$T_B = 37.56^\circ\text{C}$
 $T_I = 3.75^\circ\text{C}$
 $A = 526.525\text{ mm}^2$
 $A' = 0.537^\circ\text{C} \cdot \text{mg}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 12

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 3,16

X(3) F(3) ==> 5,28.5

X(4) F(4) ==> 8.5,41.5

X(5) F(5) ==> 10,33

X(6) F(6) ==> 13,20.5

X(7) F(7) ==> 15,16

X(8) F(8) ==> 20,9

X(9) F(9) ==> 25,6

X(10) F(10) ==> 30,4

X(11) F(11) ==> 35,3

X(12) F(12) ==> 40,2

guarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$: 518.6250000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 12

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 3,19.5

X(3) F(3) ==> 5,31

X(4) F(4) ==> 7.7,43.7

X(5) F(5) ==> 10,29.5

X(6) F(6) ==> 13,20

X(7) F(7) ==> 15,15

X(8) F(8) ==> 20,8.5

X(9) F(9) ==> 25,6.5

X(10) F(10) ==> 30,4

X(11) F(11) ==> 35,3

X(12) F(12) ==> 40,2

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

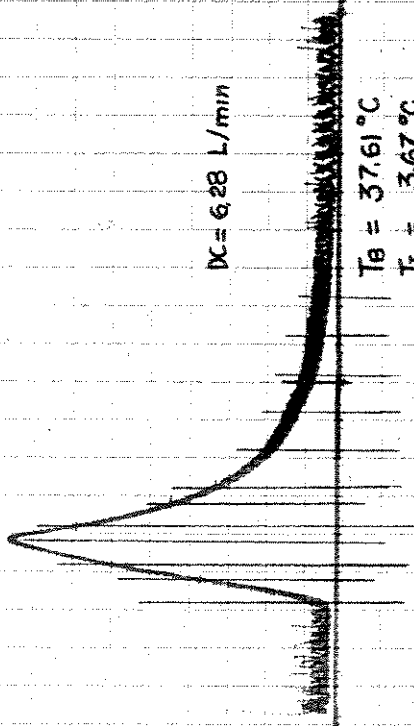
VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 526.5250000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

017



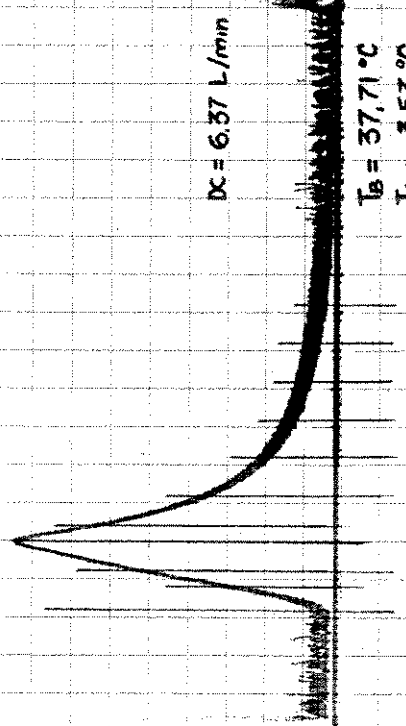
IP7



DC = 6.28 L/min

$T_B = 37.61^\circ\text{C}$
 $T_I = 3.67^\circ\text{C}$
 $A = 519.25 \text{ mm}^2$
 $A' = 0.529^\circ\text{C} \cdot \text{sec}$

IP8



DC = 6.37 L/min

$T_B = 37.71^\circ\text{C}$
 $T_I = 3.53^\circ\text{C}$
 $A = 515 \text{ mm}^2$
 $A' = 0.525^\circ\text{C} \cdot \text{sec}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 12

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 3,17.5

X(3) F(3) ==> 5,29

X(4) F(4) ==> 8,42

X(5) F(5) ==> 10,33.5

X(6) F(6) ==> 13,21.5

X(7) F(7) ==> 15,15.5

X(8) F(8) ==> 20,9.5

X(9) F(9) ==> 25,5.5

X(10) F(10) ==> 30,3

X(11) F(11) ==> 35,2.5

X(12) F(12) ==> 40,1.5

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 519.2500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO C (= 1025) 11

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 3,14

X(3) F(3) ==> 5,25

X(4) F(4) ==> 9,41

X(5) F(5) ==> 11,31

X(6) F(6) ==> 15,17

X(7) F(7) ==> 20,9

X(8) F(8) ==> 25,5.5

X(9) F(9) ==> 30,4

X(10) F(10) ==> 35,3

X(11) F(11) ==> 40,2

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 515.0000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

37/11/90

IL 701

V1 = 3 ml

K = 232

IL 12

DC = 6.56 L/min

IL 13

DC = 6.05 L/min

IL 14

DC = 6.14 L/min

IL 15

DC = 6.03 L/min

$T_b = 35.99^\circ\text{C}$
 $T_r = 3.36^\circ\text{C}$

$T_b = 36.02^\circ\text{C}$
 $T_r = 3.34^\circ\text{C}$

$T_b = 36.08^\circ\text{C}$
 $T_r = 3.34^\circ\text{C}$

Instrumentation Laboratory Inc.

Lexington, Ma.

Part No. 44356

Made in U.S.A.

83 65

$T_b = 36.14^\circ\text{C}$
 $T_r = 3.34^\circ\text{C}$

$T_b = 36.21^\circ\text{C}$
 $T_r = 3.32^\circ\text{C}$

$T_b = 36.32^\circ\text{C}$
 $T_r = 3.29^\circ\text{C}$

$T_b = 36.44^\circ\text{C}$
 $T_r = 3.26^\circ\text{C}$

IL 16

DC = 5.81 L/min

IL 17

DC = 5.87 L/min

IL 18

DC = 5.99 L/min

IL 19

DC = 5.65 L/min

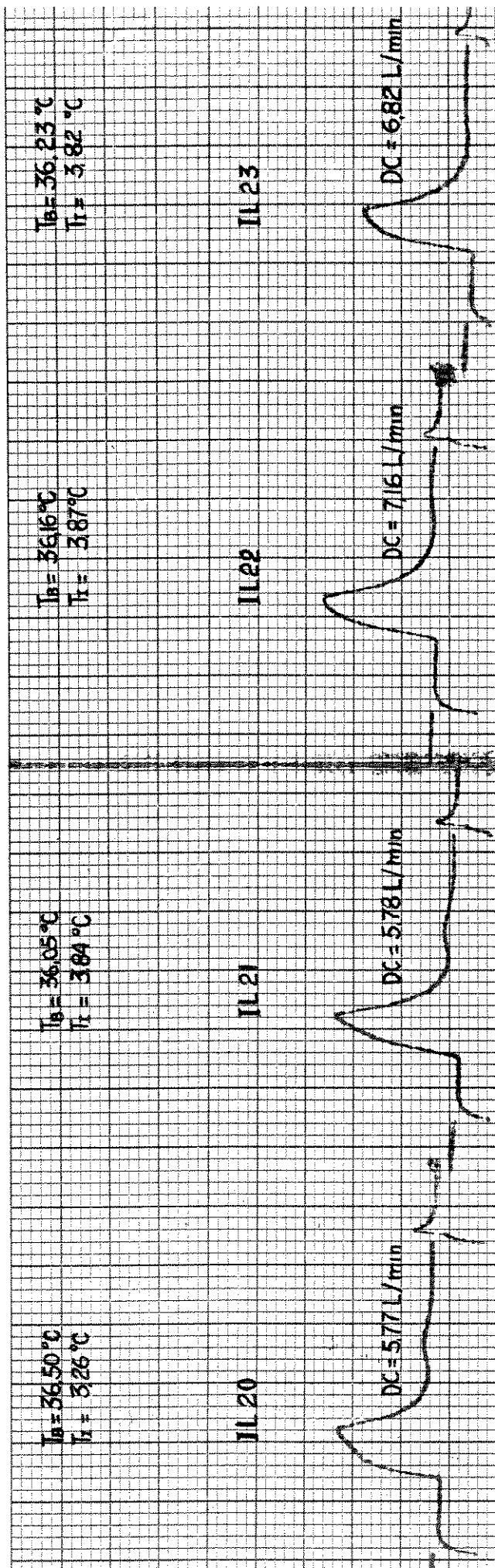
Instrumentation Laboratory Inc.

Lexington, Ma.

Part No. 44356

Made in U.S.A.

83 65



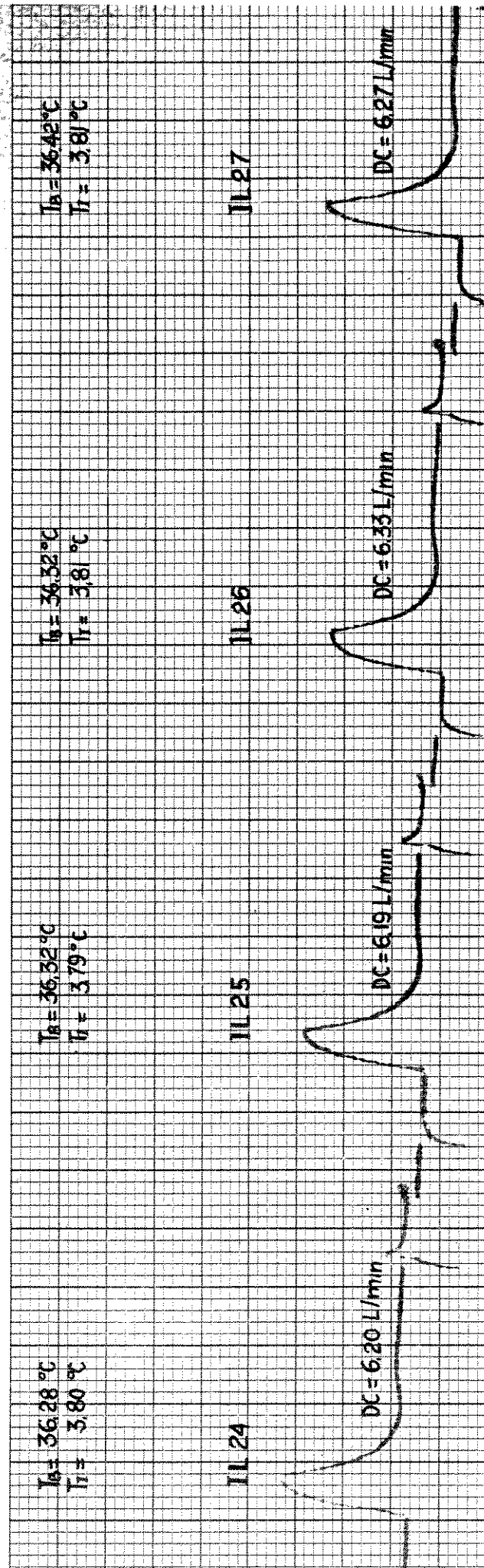
Instrumentation Laboratory Inc.

Lexington, Ma.

Part No. 44356

Made in U.S.A.

83 65



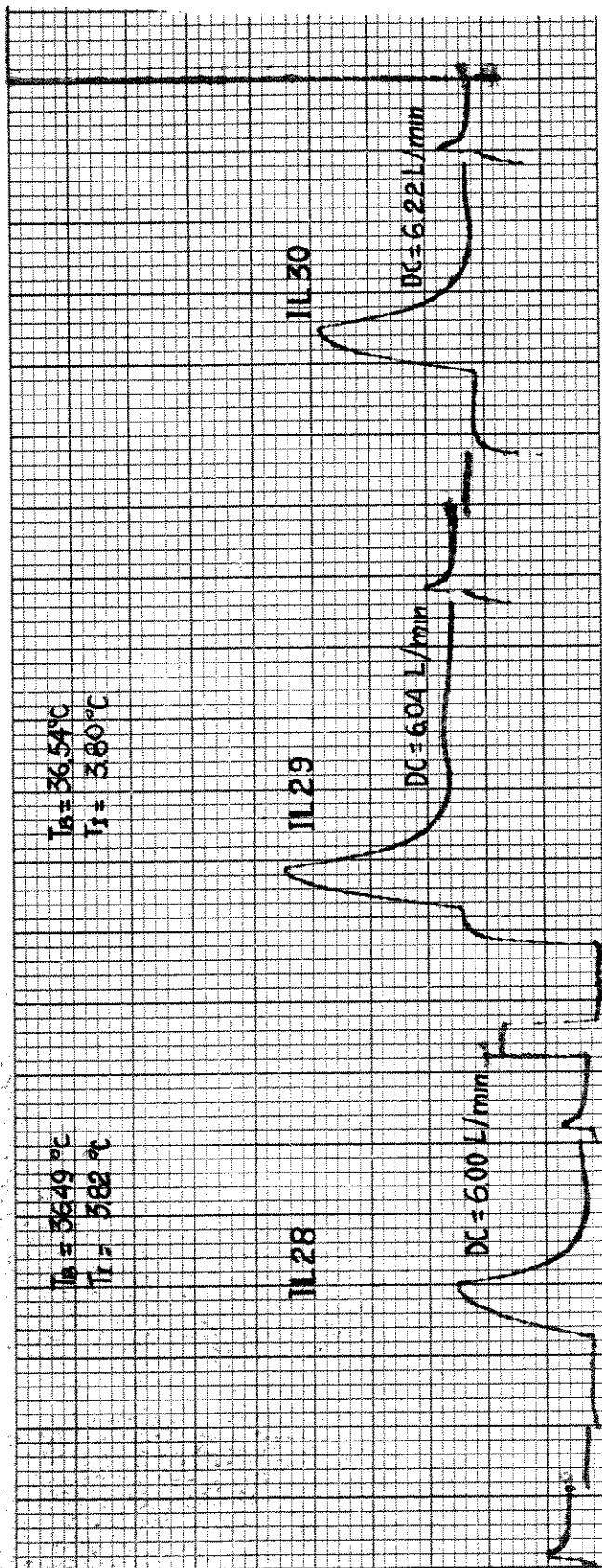
Instrumentation Laboratory Inc.

Lexington, Ma.

Part No. 44356

Made in U.S.A.

83 65



Instrumentation Laboratory Inc. Lexington, Ma. Part No. 44356 Mt

07/11/90

VI = 3 ml

K = 232

ESCALA X = 0.1 seg/mm

ESCALA Y = 0.01212 μ /mm

IP9

DC = 6.24 L/min

$T_B = 36.2^\circ\text{C}$

$T_L = 3.3^\circ\text{C}$

A = 653.875 mm²

A' = 0.792 μ .seg

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 10

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 2,8.5

X(3) F(3) ==> 5,21

X(4) F(4) ==> 10,29

X(5) F(5) ==> 15,31

X(6) F(6) ==> 18.5,33

X(7) F(7) ==> 20,27.5

X(8) F(8) ==> 25,13

X(9) F(9) ==> 30,6

X(10) F(10) ==> 35,2

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 653.8750000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

1P10

DC = 6.21 L/min

$T_B = 36.43^{\circ}\text{C}$

$T_L = 3.34^{\circ}\text{C}$

$A = 660.50 \text{ mm}^2$

$A' = 0.80^{\circ}\text{C} \cdot \text{deg}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 9

ENTRE COM X F(X)

X(1)	F(1) ==>	0,0
X(2)	F(2) ==>	2,11
X(3)	F(3) ==>	5,22
X(4)	F(4) ==>	10,28
X(5)	F(5) ==>	15,30
X(6)	F(6) ==>	20,30
X(7)	F(7) ==>	25,14
X(8)	F(8) ==>	30,6
X(9)	F(9) ==>	35,2

ERIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

guarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 660.5000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

IPIII

DC = 6.44 L/min

$T_b = 36.43^\circ\text{C}$

$T_r = 3.39^\circ\text{C}$

$A = 638.125 \text{ mm}^2$

$A' = 0.772^\circ\text{C}\cdot\text{seg}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 10

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 3,11
X(3)		F(3) ==> 5,19
X(4)		F(4) ==> 10,29
X(5)		F(5) ==> 15,32.5
X(6)		F(6) ==> 18.5,32
X(7)		F(7) ==> 20,28
X(8)		F(8) ==> 25,12
X(9)		F(9) ==> 30,5
X(10)		F(10) ==> 35,2

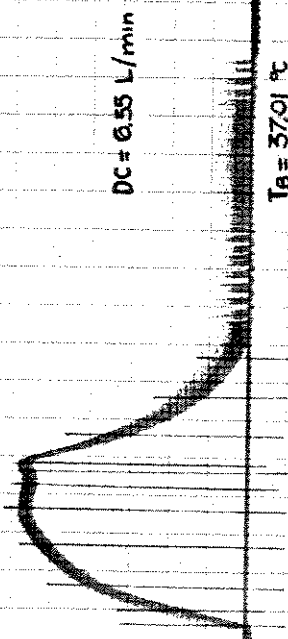
CRIAR UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

VALOR DA INTEGRAL DE F(X) 638.1250000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

IPI2



ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 11

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 2,9
X(3)		F(3) ==> 5,19
X(4)		F(4) ==> 10,26
X(5)		F(5) ==> 15,28
X(6)		F(6) ==> 18,27.5
X(7)		F(7) ==> 20,28
X(8)		F(8) ==> 21,28
X(9)		F(9) ==> 25,16.5
X(10)		F(10) ==> 30,7
X(11)		F(11) ==> 35,2

RIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

guarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 635.5000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

1P13

DC = 570 L/min

$T_B = 57,15^\circ\text{C}$

$T_I = 3,52^\circ\text{C}$

$A = 732 \text{ mm}^2$

$A' = 0,886^\circ\text{C}\cdot\text{seg}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 11

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 3,12

X(3) F(3) ==> 5,18.5

X(4) F(4) ==> 10,27.5

X(5) F(5) ==> 15,31.5

X(6) F(6) ==> 20,31.5

X(7) F(7) ==> 21,31.5

X(8) F(8) ==> 25,19.5

X(9) F(9) ==> 30,10

X(10) F(10) ==> 35,5

X(11) F(11) ==> 40,2.5

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 732.0000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

1P/4

DC = 7,07 L/min

$T_e = 35,26 ^\circ\text{C}$
 $T_i = 3,82 ^\circ\text{C}$
 $A = 551,25 \text{ mm}^2$
 $A' = 0,668 ^\circ\text{C seg}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NÚMERO DE PONTOS DE INTEGRAÇÃO [<= 1025] 10

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 3,11

X(3) F(3) ==> 5,16

X(4) F(4) ==> 10,23

X(5) F(5) ==> 15,25

X(6) F(6) ==> 20,24

X(7) F(7) ==> 22,22.5

X(8) F(8) ==> 25,15

X(9) F(9) ==> 30,5

X(10) F(10) ==> 35,1

CRIAR UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 551.2500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

1P15

DC = 628 U/min



$T_B = 35.44\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $T_I = 3.81\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $A = 624.25\text{ mm}$
 $A' = 0.756\text{ }^{\circ}\text{C. seg}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 10

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 2,9
X(3)		F(3) ==> 5,18
X(4)		F(4) ==> 10,26.5
X(5)		F(5) ==> 15,29.5
X(6)		F(6) ==> 19,31
X(7)		F(7) ==> 20,29
X(8)		F(8) ==> 25,13
X(9)		F(9) ==> 30,6
X(10)		F(10) ==> 35,2

CRIAR UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 624.2500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

IP16

DC = 5.97 L/min

$T_B = 35.55^\circ\text{C}$

$T_I = 3.84^\circ\text{C}$

$A = 659.50\text{ mm}^2$

$A' = 0.798^\circ\text{C}\cdot\text{seg}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO C <= 1025] 11

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 3,11.5
X(3)		F(3) ==> 5,18.5
X(4)		F(4) ==> 10,30.5
X(5)		F(5) ==> 15,33.5
X(6)		F(6) ==> 18,33
X(7)		F(7) ==> 20,27
X(8)		F(8) ==> 25,12
X(9)		F(9) ==> 30,6
X(10)		F(10) ==> 35,2.5
X(11)		F(11) ==> 40,0

CRIAR UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

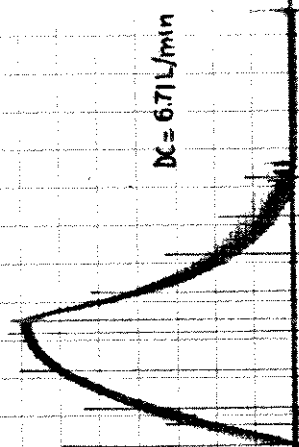
Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 659.5000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

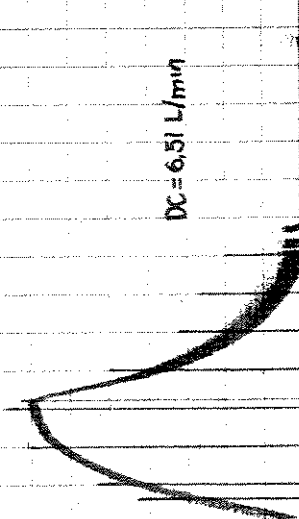
IP18



DC = 6.71 L/min

$T_B = 35.73\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $T_I = 3.92\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $A = 586.25\text{ mm}^2$
 $A' = 0.712\text{ }^{\circ}\text{C}\cdot\text{seg}$

IP17



DC = 6.51 L/min

$T_B = 35.63\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $T_I = 3.89\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $A = 604.75\text{ mm}^2$
 $A' = 0.732\text{ }^{\circ}\text{C}\cdot\text{seg}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 10

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 3,14
X(3)		F(3) ==> 5,21
X(4)		F(4) ==> 10,32
X(5)		F(5) ==> 15,34.5
X(6)		F(6) ==> 16,35
X(7)		F(7) ==> 20,19.5
X(8)		F(8) ==> 25,8
X(9)		F(9) ==> 30,3
X(10)		F(10) ==> 35,1

ERIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $f(x)$ 604.7500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

UMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 10

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 3,12
X(3)		F(3) ==> 5,19
X(4)		F(4) ==> 10,30
X(5)		F(5) ==> 15,34
X(6)		F(6) ==> 16,5,34,5
X(7)		F(7) ==> 20,20
X(8)		F(8) ==> 25,9
X(9)		F(9) ==> 30,3
X(10)		F(10) ==> 35,0

ARIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

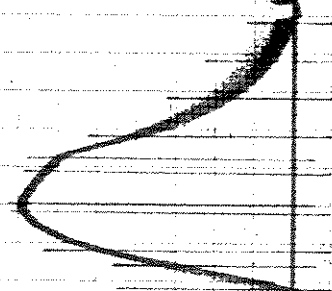
VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 588.2500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

IP19

DC = 6.31 L/min

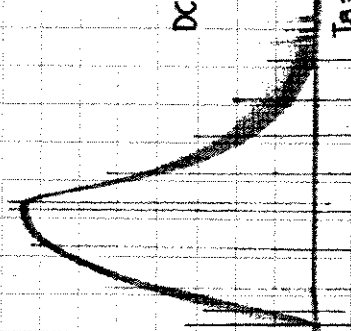
$T_B = 35.81^\circ\text{C}$
 $T_I = 3.97^\circ\text{C}$
 $A = 625.75 \text{ mm}^2$
 $A' = 0.758^\circ\text{C}\cdot\text{seg}$



IP20

DC = 6.27 L/min

$T_B = 35.90^\circ\text{C}$
 $T_I = 4.03^\circ\text{C}$
 $A = 631.75 \text{ mm}^2$
 $A' = 0.764^\circ\text{C}\cdot\text{seg}$



ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 11

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 3,15.5

X(3) F(3) ==> 5,23.5

X(4) F(4) ==> 10,34

X(5) F(5) ==> 11,34.5

X(6) F(6) ==> 15,31.5

X(7) F(7) ==> 17,30

X(8) F(8) ==> 20,20.5

X(9) F(9) ==> 25,9

X(10) F(10) ==> 30,3.5

X(11) F(11) ==> 35,1

CRIAR UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguardar o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 625.7500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

UMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 10

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 2,8
X(3)		F(3) ==> 5,20
X(4)		F(4) ==> 10,34
X(5)		F(5) ==> 15,37
X(6)		F(6) ==> 16,36.5
X(7)		F(7) ==> 20,21
X(8)		F(8) ==> 25,9
X(9)		F(9) ==> 30,3.5
X(10)		F(10) ==> 35,1

RIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

guarde o Proximo Comando

VALOR DA INTEGRAL DE F(X) 631.7500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

14/12/90

IL 701

K = 1151

VI = 2 ml

$T_B = 36.51^\circ\text{C}$

$T_I = 3.92^\circ\text{C}$

$T_B = 36.4^\circ\text{C}$

$T_I = 3.92^\circ\text{C}$

$T_B = 36.50^\circ\text{C}$

$T_I = 3.87^\circ\text{C}$

$T_B = 36.50^\circ\text{C}$

$T_I = 3.79^\circ\text{C}$

IL 31

IL 32

IL 33

IL 34

DC = 506 L/min

DC = 514 L/min

DC = 514 L/min

DC = 551 L/min

Instrumentation Laboratory Inc.

Lexington, Ma.

Part No. 44356

Made in U.S.A.

83 65

$T_B =$

$T_I =$

IL 35

DC = 532 L/min

$T_B = 36.02^\circ\text{C}$

$T_I = 2.59^\circ\text{C}$

IL 36

DC = 4.26 L/min

$T_B = 36.05^\circ\text{C}$

$T_I = 2.56^\circ\text{C}$

IL 37

DC = 6.21 L/min

$T_B = 36.09^\circ\text{C}$

$T_I = 2.60^\circ\text{C}$

IL 38

DC = 5.75 L/min



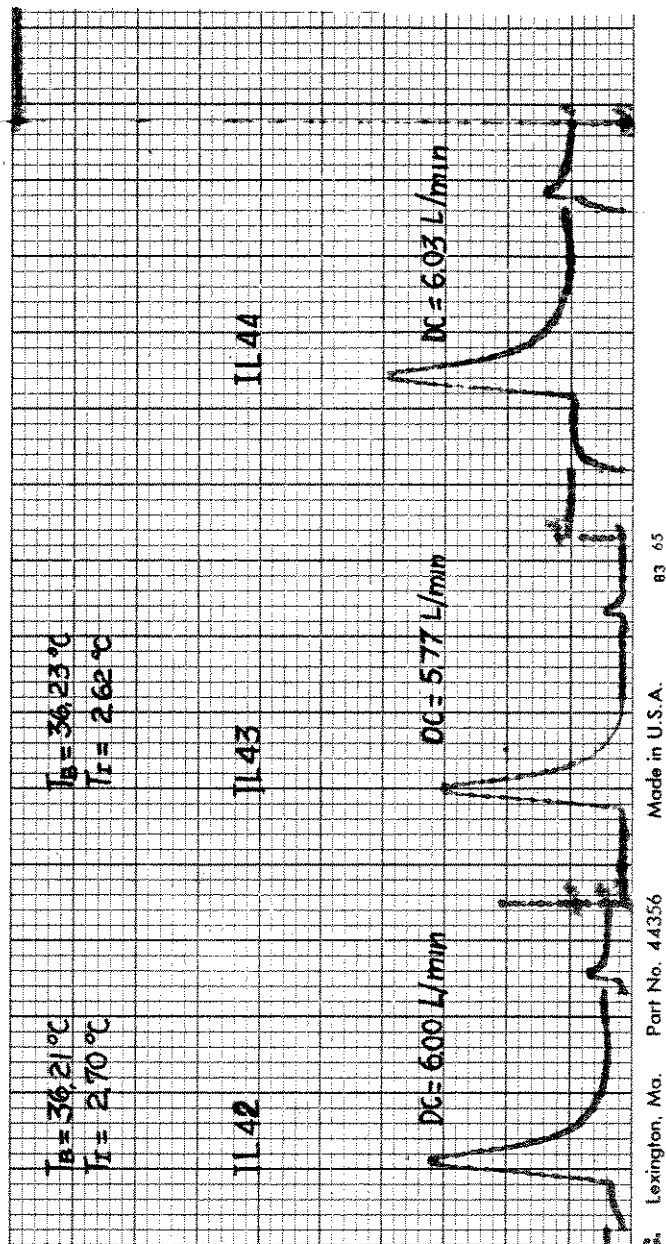
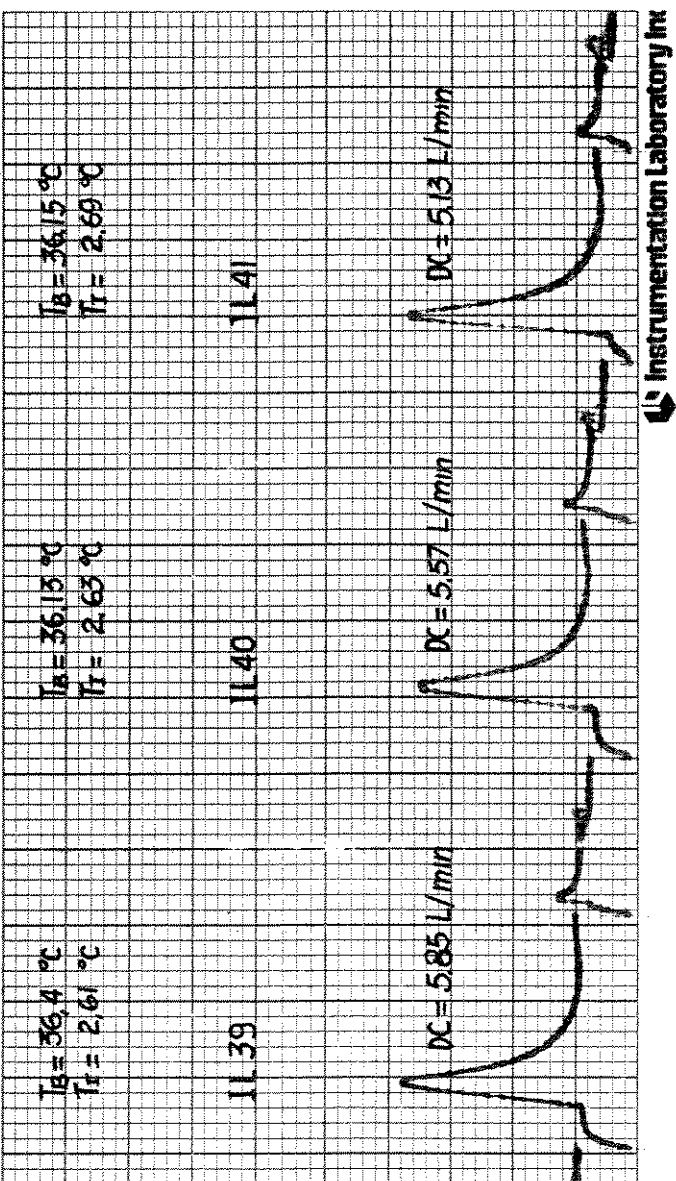
Instrumentation Laboratory Inc.

Lexington, Ma.

Part No. 44356

Made in U.S.A.

83 65



VI-23

ESCALA X = 0.1 seg/mm
ESCALA Y = 0.01654 °C/mm

IPZ

DC = 5.70 L/min.

 $T_0 = 36.90^{\circ}\text{C}$ $T_f = 2.69^\circ\text{C}$
$$A = 290,625 \times 1,22 = 354,56 \text{ mm}^2$$
$$\dot{A}' = 0,5864^{\circ}\text{C} \cdot \text{seg}$$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 8

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)	F(1) ==>	0,0
X(2)	F(2) ==>	3,11
X(3)	F(3) ==>	5,18
X(4)	F(4) ==>	7,23.5
X(5)	F(5) ==>	9.5,28.5
X(6)	F(6) ==>	12,20
X(7)	F(7) ==>	15,12
X(8)	F(8) ==>	18,8

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

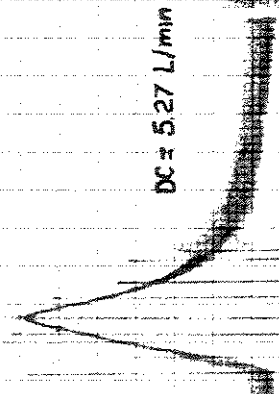
Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 290.6250000 .

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

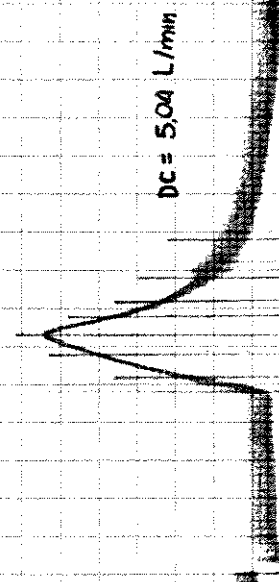
IP22



DC = 5.27 L/min

$T_m = 36.94\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $T_i = 2.69\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $A = 315.25 \cdot 1.22 = 384.60\text{ mm}^2$
 $A' = 0.636\text{ }^{\circ}\text{C} \cdot \text{seg}$

IP23



DC = 5.04 L/min

$T_m = 36.28\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $T_i = 2.70\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $A = 323.25 \cdot 1.22 = 394.36\text{ mm}^2$
 $A' = 0.652\text{ }^{\circ}\text{C} \cdot \text{seg}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

UMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 8

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 2,12.5
X(3)		F(3) ==> 5,26.5
X(4)		F(4) ==> 7,34
X(5)		F(5) ==> 10,24
X(6)		F(6) ==> 12,17.5
X(7)		F(7) ==> 15,12
X(8)		F(8) ==> 16,10

ERIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

guarde o Proximo Comando

NTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

ALOR DA INTEGRAL DE F(X) 315.2500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 8

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 2,13

X(3) F(3) ==> 5,25

X(4) F(4) ==> 7,5,32

X(5) F(5) ==> 10,28

X(6) F(6) ==> 12,17

X(7) F(7) ==> 15,11

X(8) F(8) ==> 17,9

CRIAR UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 323.2500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

IP24

DC = 5.66 L/min

 $T_B = 36.44^{\circ}\text{C}$ $T_I = 2.76^{\circ}\text{C}$ $A = 288.75 \times 1.22 = 352.27 \text{ mm}^2$ $A' = 0.582^{\circ}\text{C} \cdot \text{seg}$

IP25

DC = 5.59 L/min

 $T_B = 36.49^{\circ}\text{C}$ $T_I = 2.77^{\circ}\text{C}$ $A = 292.75 \times 1.22 = 357.15 \text{ mm}^2$ $A' = 0.590^{\circ}\text{C} \cdot \text{seg}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

UMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 8

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 2,12
X(3)		F(3) ==> 5,24
X(4)		F(4) ==> 8,30
X(5)		F(5) ==> 10,22.5
X(6)		F(6) ==> 12,16.5
X(7)		F(7) ==> 15,10.5
X(8)		F(8) ==> 16,9

RIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

guarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 288.7500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

UMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 8

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 3,12
X(3)		F(3) ==> 5,18
X(4)		F(4) ==> 8,23.5
X(5)		F(5) ==> 10,26.5
X(6)		F(6) ==> 12,22
X(7)		F(7) ==> 15,13
X(8)		F(8) ==> 18,8

RIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

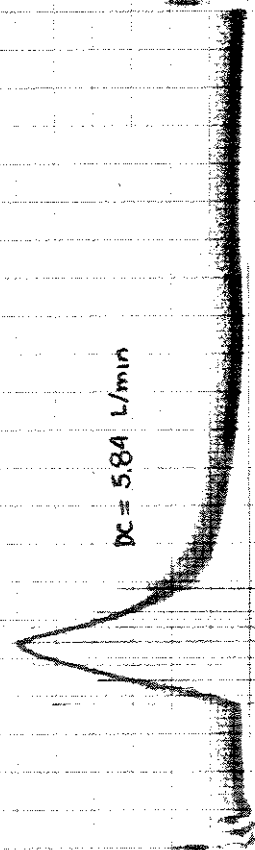
guarde o Proximo Comando

NTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 292.7500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

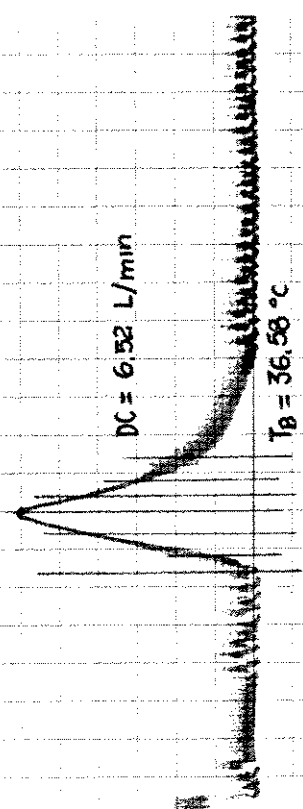
IP 26



DC = 5.84 L/min

$T_g = 36.52\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $T_i = 274\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $A = 281 \times 1.22 = 342.82\text{ mm}^2$
 $A' = 0.566\text{ }^{\circ}\text{C} \cdot \text{seg}$

IP 27



DC = 6.52 L/min

$T_g = 36.58\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $T_i = 270\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $A = 252 \times 1.22 = 307.44\text{ mm}^2$
 $A' = 0.508\text{ }^{\circ}\text{C} \cdot \text{seg}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

UMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO C (<= 1025) 7

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 3,15

X(3) F(3) ==> 5,23

X(4) F(4) ==> 8,34.5

X(5) F(5) ==> 10,22

X(6) F(6) ==> 12,16

X(7) F(7) ==> 15,10.5

RIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

guarde o Proximo Comando

NTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

ESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 7

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 2,7

X(3) F(3) ==> 5,21.5

X(4) F(4) ==> 8,30

X(5) F(5) ==> 10,22

X(6) F(6) ==> 12,15

X(7) F(7) ==> 15,9

CRIAR UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

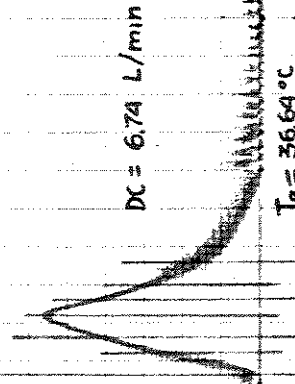
Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE F(X) 252.0000000

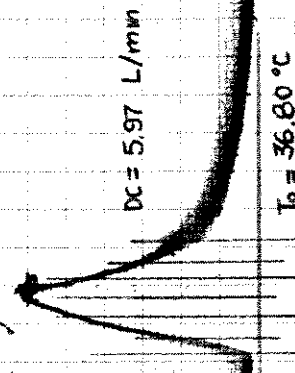
DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

IP28



$T_p = 36.64^\circ\text{C}$
 $T_i = 2.73^\circ\text{C}$
 $A = 243.50$
 $A' = 0.492^\circ\text{C}$

IP29



$T_p = 36.80^\circ\text{C}$
 $T_i = 2.61^\circ\text{C}$
 $A = 277.75$
 $A' = 0.560^\circ\text{C}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

UMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO C <= 1025] 7

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 3,12.5
X(3)		F(3) ==> 5,20
X(4)		F(4) ==> 8,28
X(5)		F(5) ==> 10,21
X(6)		F(6) ==> 12,15
X(7)		F(7) ==> 15,8.5

ARIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

guarde o Proximo Comando

NTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 243.5000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

UMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 7

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 2,11
X(3)		F(3) ==> 5,24
X(4)		F(4) ==> 7,5,31
X(5)		F(5) ==> 10,23
X(6)		F(6) ==> 12,16
X(7)		F(7) ==> 15,10

RIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

guarde o Proximo Comando

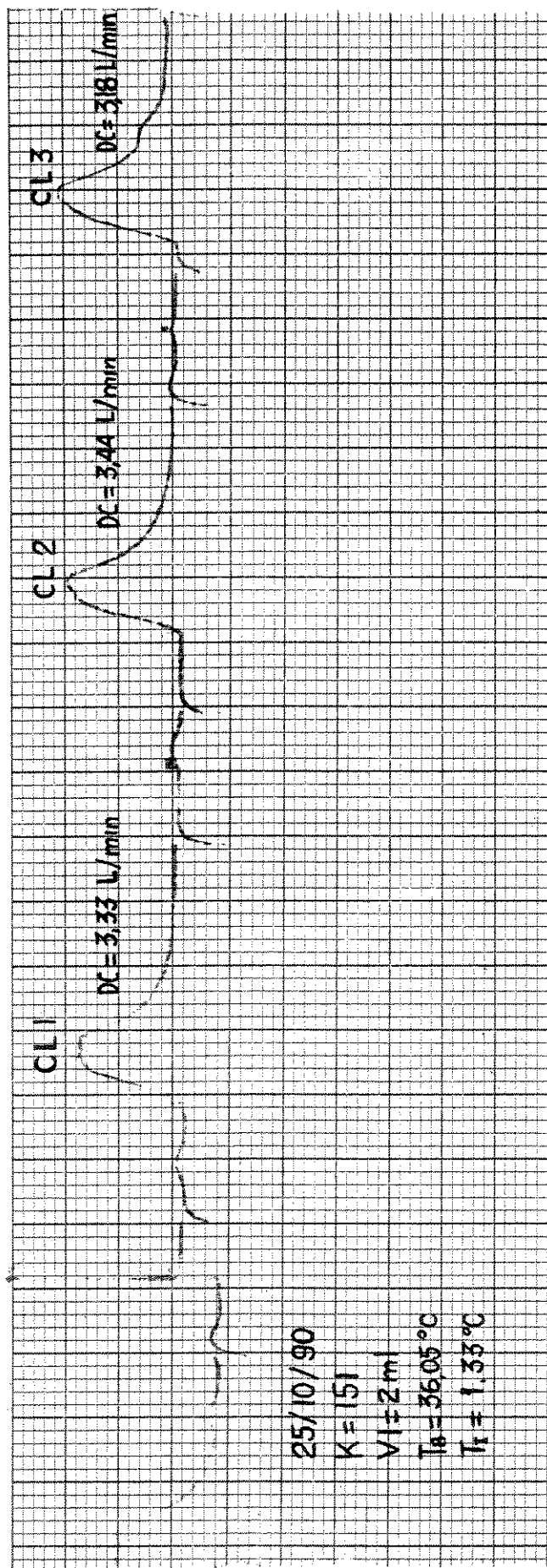
INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

ALOR DA INTEGRAL DE F(X) 277.7500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

4.3.4 - Resultados: Ensaio com cães

São apresentados a seguir os valores do D.C. e as curvas de termodiluição obtidos com o medidor IL701 e com o instrumento proposto, para os ensaios realizados em cães.



25/10/90

ESCALA x = 0.1 seg/mm
ESCALA y = 0.0171 °C/mm

CPI

DC = 3.691 L/min

$T_B = 36.2\text{ }^{\circ}\text{C}$

$T_I = 1/2\text{ }^{\circ}\text{C}$

$A = 446 \times 1.22 = 544.12\text{ mm}^2$

$A' = 0.930\text{ }^{\circ}\text{C} \cdot \text{seg}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 12

ENTRE COM X F(X)

X(1)	F(1) ==>	0,0
X(2)	F(2) ==>	5,4.5
X(3)	F(3) ==>	10,10.5
X(4)	F(4) ==>	15,14
X(5)	F(5) ==>	17,19.5
X(6)	F(6) ==>	20,16
X(7)	F(7) ==>	21,12
X(8)	F(8) ==>	25,19
X(9)	F(9) ==>	30,12
X(10)	F(10) ==>	35,9
X(11)	F(11) ==>	40,6
X(12)	F(12) ==>	41,5.5

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 446.0000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

VI = 5 ml

CP 2

DC = 3.63 L/min

$T_B = 36^\circ\text{C}$

$T_L = 1.32^\circ\text{C}$

$A = 1236,667 \times 1.22 = 1508,734 \text{ mm}^2$

$A' = 2.58^\circ\text{C, seg}$

2ml

CP3

DC = 4 L/min

$T_b = 36.2^\circ\text{C}$
 $T_i = 1.12^\circ\text{C}$
 $A = 501.75 \text{ mm}^2$
 $A' = 0.858^\circ\text{C} \cdot \text{seg}$

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

S

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 23

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)	F(1) ==>	0,0
X(2)	F(2) ==>	4,3
X(3)	F(3) ==>	6,3.5
X(4)	F(4) ==>	9.5,7
X(5)	F(5) ==>	11,7.5
X(6)	F(6) ==>	13,9.5
X(7)	F(7) ==>	15,9.5
X(8)	F(8) ==>	17,11
X(9)	F(9) ==>	19,10.5
X(10)	F(10) ==>	21,13.5
X(11)	F(11) ==>	24,14
X(12)	F(12) ==>	25,16
X(13)	F(13) ==>	27,15

X(15)	F(15)	==>	32,14.5
X(16)	F(16)	==>	35,11.5
X(17)	F(17)	==>	40,7.5
X(18)	F(18)	==>	45,5
X(19)	F(19)	==>	50,4
X(20)	F(20)	==>	55,3
X(21)	F(21)	==>	60,2.5
X(22)	F(22)	==>	65,2
X(23)	F(23)	==>	70,1.5

ERIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE F(X) 501.7500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

VI = 5ml

CP4

DC = 3.276 L/min

$T_B = 36^\circ\text{C}$

$T_E = 132^\circ\text{C}$

$A = 1370.5 \times 1.22 = 1672.01 \text{ mm}^2$

$A' = 2.86^\circ\text{C} \cdot \text{sec}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 31

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 5,2.5

X(3) F(3) ==> 10,6.5

X(4) F(4) ==> 15,8.5

X(5) F(5) ==> 17.5,8.5

X(6) F(6) ==> 20,11

X(7) F(7) ==> 23,12

X(8) F(8) ==> 25,11.5

X(9) F(9) ==> 28,12

X(10) F(10) ==> 31.5,11

X(11) F(11) ==> 33,11.5

X(12) F(12) ==> 36,10.5

X(13) F(13) ==> 38.5,12.5

X(14) F(14) ==> 40,11.5

X(16)	F(16)	==>	45,12.5
X(17)	F(17)	==>	50,13
X(18)	F(18)	==>	55,15
X(19)	F(19)	==>	60,15.5
X(20)	F(20)	==>	65,15.5
X(21)	F(21)	==>	70,14.5
X(22)	F(22)	==>	75,15.5
X(23)	F(23)	==>	80,15.5
X(24)	F(24)	==>	85,14.5
X(25)	F(25)	==>	90,13.5
X(26)	F(26)	==>	100,12
X(27)	F(27)	==>	102,12.5
X(28)	F(28)	==>	105,11
X(29)	F(29)	==>	110,8.5
X(30)	F(30)	==>	115,7.5
X(31)	F(31)	==>	120,4.5

ERIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

aguarde o Proximo Comando

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 1370.5000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

CP5

DC = 3.356 L/min

$T_B = 36.2^\circ\text{C}$

$T_I = 1.12^\circ\text{C}$

$A = 1338.33 \times 1.22 = 1632.766 \text{ mm}^2$

$A' = 2.792^\circ\text{C} \cdot \text{seg}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 31

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 5,2
X(3)		F(3) ==> 10,2.5
X(4)		F(4) ==> 15,4
X(5)		F(5) ==> 20,5.5
X(6)		F(6) ==> 25,6.5
X(7)		F(7) ==> 30,5.5
X(8)		F(8) ==> 35,8.5
X(9)		F(9) ==> 40,12.5
X(10)		F(10) ==> 45,13.5
X(11)		F(11) ==> 50,15
X(12)		F(12) ==> 55,14
X(13)		F(13) ==> 60,12.5
X(14)		F(14) ==> 65,11.5
X(15)		F(15) ==> 70,11.5

X(16)	F(16)	==>	75,10.5
X(17)	F(17)	==>	80,10.5
X(18)	F(18)	==>	85,10
X(19)	F(19)	==>	90,9.5
X(20)	F(20)	==>	95,9.5
X(21)	F(21)	==>	100,10
X(22)	F(22)	==>	105,10.5
X(23)	F(23)	==>	110,10
X(24)	F(24)	==>	115,10
X(25)	F(25)	==>	120,10
X(26)	F(26)	==>	125,10
X(27)	F(27)	==>	130,9.5
X(28)	F(28)	==>	135,8
X(29)	F(29)	==>	140,6.5
X(30)	F(30)	==>	145,5.5
X(31)	F(31)	==>	150,5

ERIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DE SIMPSON

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 1338.3330000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

VI = 2 ml

CP 6

DC = 3.48 L/min

$T_B = 36^\circ\text{C}$
 $T_F = 1.32^\circ\text{C}$
 $A = 570.125 \text{ mm}^2$
 $A' = 0.975^\circ\text{C}\cdot\text{seg}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO C [<= 1025] 20

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 5,3
X(3)		F(3) ==> 10,7
X(4)		F(4) ==> 12,5,11
X(5)		F(5) ==> 15,11,5
X(6)		F(6) ==> 20,14
X(7)		F(7) ==> 25,15,5
X(8)		F(8) ==> 26,5,16
X(9)		F(9) ==> 30,15,5
X(10)		F(10) ==> 35,10,5
X(11)		F(11) ==> 40,7,5
X(12)		F(12) ==> 45,5,5
X(13)		F(13) ==> 50,4,5
X(14)		F(14) ==> 55,4

X(15) F(15) ==> 60,3,5

X(16)	F(16)	==>	65,3
X(17)	F(17)	==>	70,2.5
X(18)	F(18)	==>	75,2.2
X(19)	F(19)	==>	80,2.2
X(20)	F(20)	==>	85,2

ERIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE F(X) 570.1250000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

CP7

DC = 3.23 L/min

$T_B = 36^\circ\text{C}$

$T_L = 132^\circ\text{C}$

$A = 614.25 \text{ mm}^2$

$A' = 105^\circ\text{C} \cdot \text{seg}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O. T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 23

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 5,2.5

X(3) F(3) ==> 10,4.5

X(4) F(4) ==> 15,10

X(5) F(5) ==> 19,13.5

X(6) F(6) ==> 20,12.5

X(7) F(7) ==> 23,15.5

X(8) F(8) ==> 25,16.5

X(9) F(9) ==> 28,16.5

X(10) F(10) ==> 30,16

X(11) F(11) ==> 32,17.5

X(12) F(12) ==> 35,13.5

X(13) F(13) ==> 40,10

X(14) F(14) ==> 45,7.5

X(16)	F(16)	===>	55,4.5
X(17)	F(17)	===>	60,4
X(18)	F(18)	===>	65,3.2
X(19)	F(19)	===>	70,2.5
X(20)	F(20)	===>	75,2.2
X(21)	F(21)	===>	80,2
X(22)	F(22)	===>	85,2
X(23)	F(23)	===>	90,2

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE F(X) 614.2500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

CP8

DC = 3.873 L/min

$T_B = 36^{\circ}\text{C}$

$T_r = 1.32^{\circ}\text{C}$

$A = 512.50 \text{ mm}^2$

$A' = 0.876^{\circ}\text{C. seg}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

UMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 17

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 5,8
X(3)		F(3) ==> 10,13.5
X(4)		F(4) ==> 15,16.5
X(5)		F(5) ==> 20,17.5
X(6)		F(6) ==> 23,17.5
X(7)		F(7) ==> 25,14
X(8)		F(8) ==> 30,9
X(9)		F(9) ==> 35,6
X(10)		F(10) ==> 40,5.2
X(11)		F(11) ==> 45,3.5
X(12)		F(12) ==> 50,2.5
X(13)		F(13) ==> 55,2
X(14)		F(14) ==> 60,1.5
X(15)		F(15) ==> 65,1

X(16) F(16) ==> 70,1

X(17) F(17) ==> 75,0.5

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE F(X) 512.5000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

17/01/91

K = 151

VI = 2 ml

T_g = 37.7

T_i = -0.3 °C

CL4

DC = 3.16 L/min

CL5

DC = 3.92 L/min

CL6

DC = 3.21 L/min

Part No. 44356

Made in U.S.A.

83 65

Instruments

1

CL7

DC = 3.13 L/min

CL8

DC = 3.39 L/min

CL9

DC = 4.41 L/min

CL10

DC = 2.82 L/min

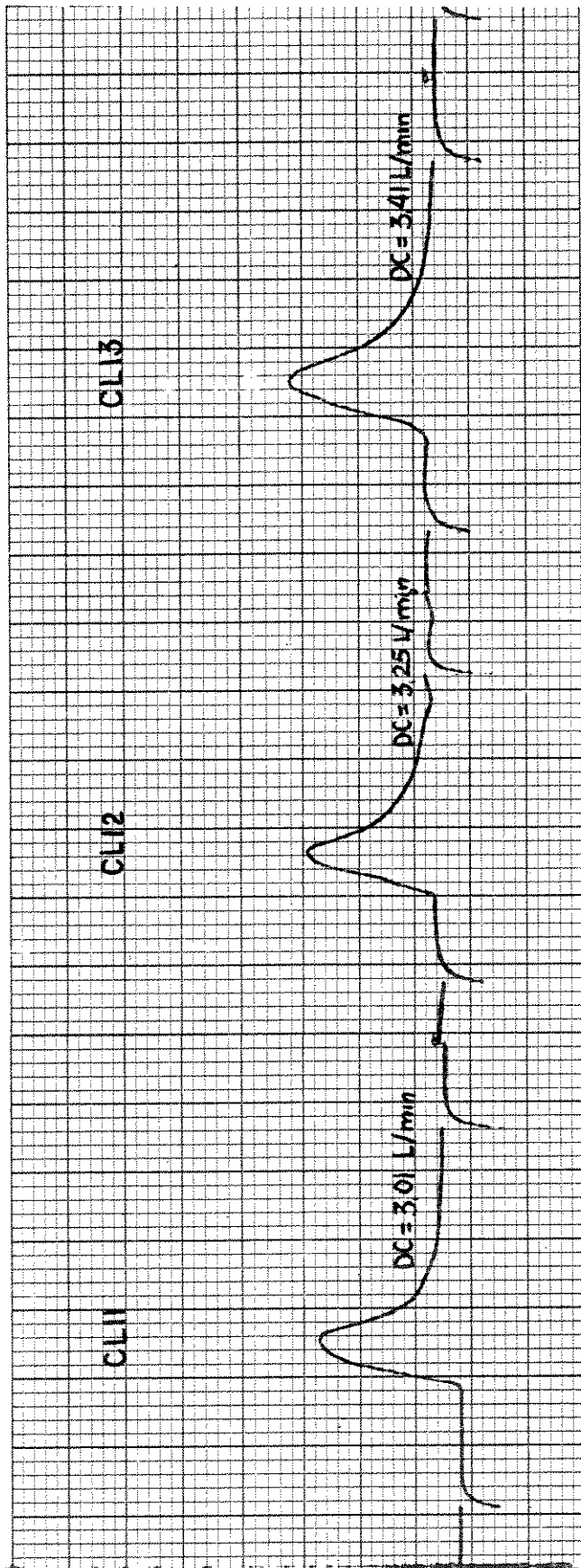
Lexington, Ma.

Part No. 44356

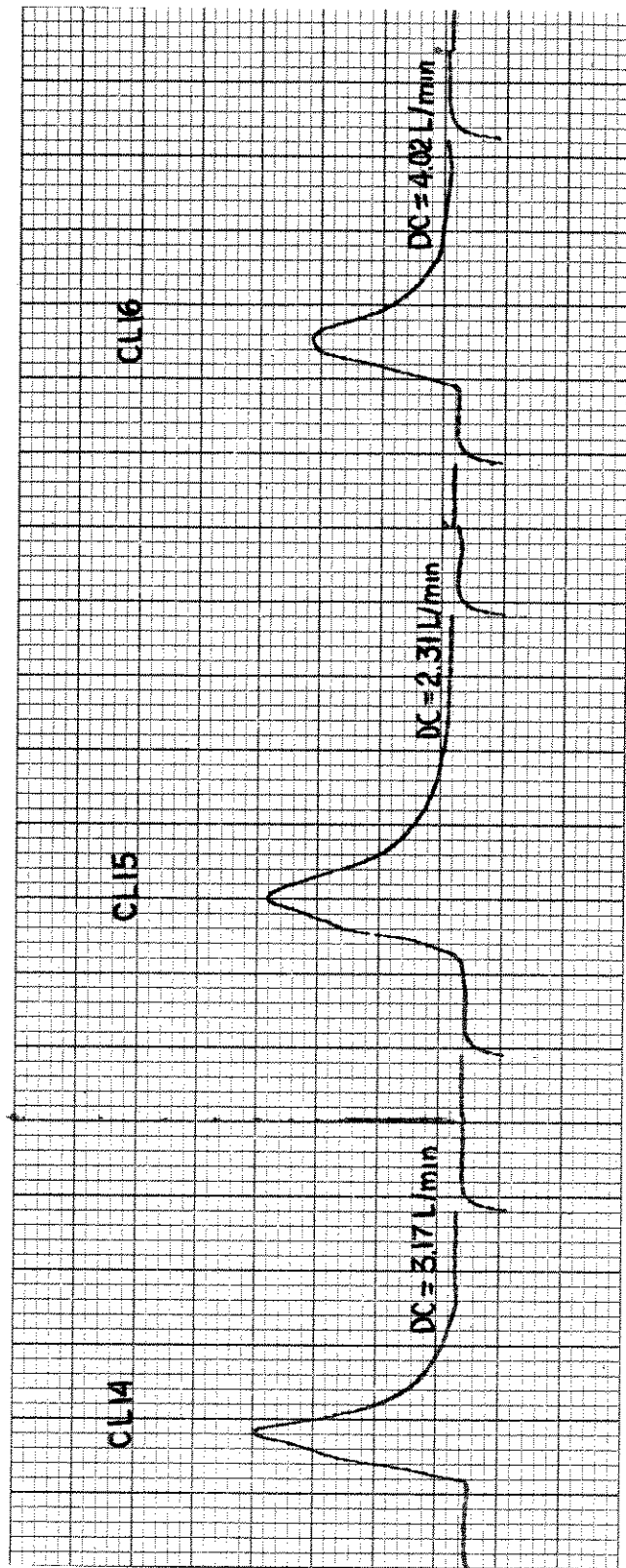
Made in U.S.A.

83 65

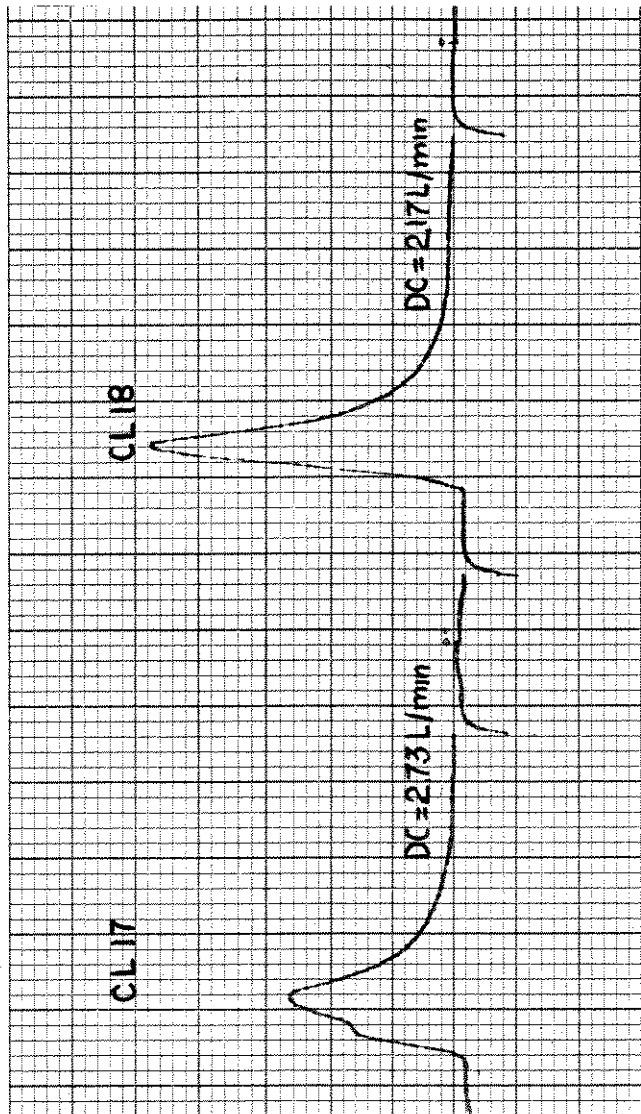
Lexington, Ma.



Instrumentation Laboratory Inc. Lexington, Ma. Part No. 44356 Made in U.S.A. 83 65

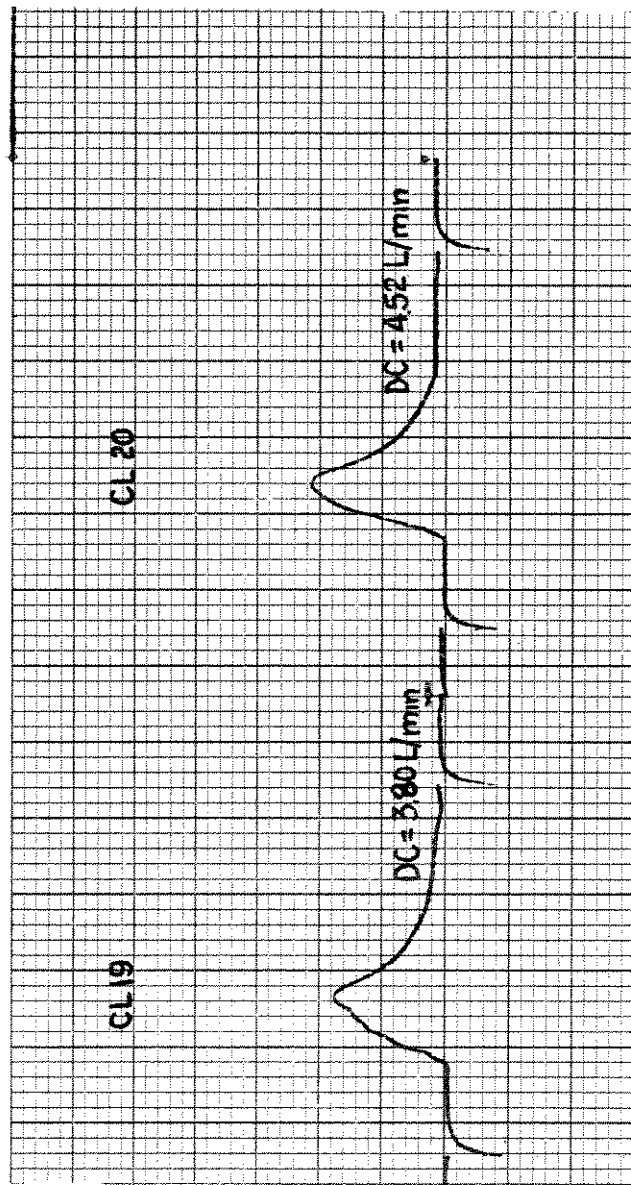


Instrumentation Laboratory Inc. Lexington, Ma. Part No. 44356 Made in U.S.A.



83 65

241



17/01/91

Escala X = 0,1 seg/mm

Escala Y = 0,0093 °C/mm

CP9

DC = 2,85 L/min

T_B = 37,6 °C A = 1145,375 × 1,22 = 1397,35 mm²

T_I = -0,28 °C A' = 1,299 °C·seg

ENTRADA DE DADOS

(1) TERMINAL (2) DISCO (3) GERADO

NUMERO DE PORTOS DE INTERACAO E (= 1025) 11

INTERCOS	X	F(X)
X(1)	F(1) ==>	0,0
X(2)	F(2) ==>	2,12
X(3)	F(3) ==>	7,28,5
X(4)	F(4) ==>	8,41
X(5)	F(5) ==>	10,38
X(6)	F(6) ==>	11,30
X(7)	F(7) ==>	16,5,50
X(8)	F(8) ==>	20,52,5
X(9)	F(9) ==>	25,31,0
X(10)	F(10) ==>	30,21
X(11)	F(11) ==>	33,10,5

ORCA DE ARQUIVO DE DADOS (SZH) N

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $f(x)$ 1145.3750000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

CP10

DC = 2.72 L/min

$T_b = 37.6\text{ }^{\circ}\text{C}$ $A = 1197.50 \times 1.22 = 1460.95\text{ mm}^2$
 $T_r = -0.28\text{ }^{\circ}\text{C}$ $A' = 1.36\text{ }^{\circ}\text{C}\cdot\text{sec}$

E N T R A D A D E D A D O S

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 12

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 5,8

X(3) F(3) ==> 10,22

X(4) F(4) ==> 15,5,35

X(5) F(5) ==> 18,5,31

X(6) F(6) ==> 20,41,5

X(7) F(7) ==> 23,5,45

X(8) F(8) ==> 25,53

X(9) F(9) ==> 30,42,5

X(10) F(10) ==> 35,28

X(11) F(11) ==> 40,19

X(12) F(12) ==> 42,16

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 1197.5000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

CP11

DC = 4.30 L/min

$T_0 = 376^\circ\text{C}$ $A = 759 \times 1.22 = 925.98 \text{ mm}^2$
 $T_1 = -0.28^\circ\text{C}$ $A' = 0.861^\circ\text{C.s}^{-1}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 12

ENTRE COM X F(X)

X(1)	F(1) ==>	0,0
X(2)	F(2) ==>	4,10
X(3)	F(3) ==>	5,15
X(4)	F(4) ==>	8,5,20
X(5)	F(5) ==>	10,25
X(6)	F(6) ==>	13,27
X(7)	F(7) ==>	15,38
X(8)	F(8) ==>	18,38
X(9)	F(9) ==>	20,34
X(10)	F(10) ==>	25,23
X(11)	F(11) ==>	30,15
X(12)	F(12) ==>	35,11

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$: 759.0000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

CP12

DC = 3.16 L/min

$T_B = 37.5^\circ\text{C}$
 $T_I = -0.26^\circ\text{C}$
 $A = 1035.875 \times 1.22 = 1263.76 \text{ mm}$
 $A' = 1.17^\circ\text{C. seg}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO C <= 1025 10

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 5,14

X(3) F(3) ==> 10,21

X(4) F(4) ==> 15,38

X(5) F(5) ==> 16,5,44

X(6) F(6) ==> 20,38

X(7) F(7) ==> 22,5,45

X(8) F(8) ==> 30,28,5

X(9) F(9) ==> 35,18,5

X(10) F(10) ==> 39,13,5

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

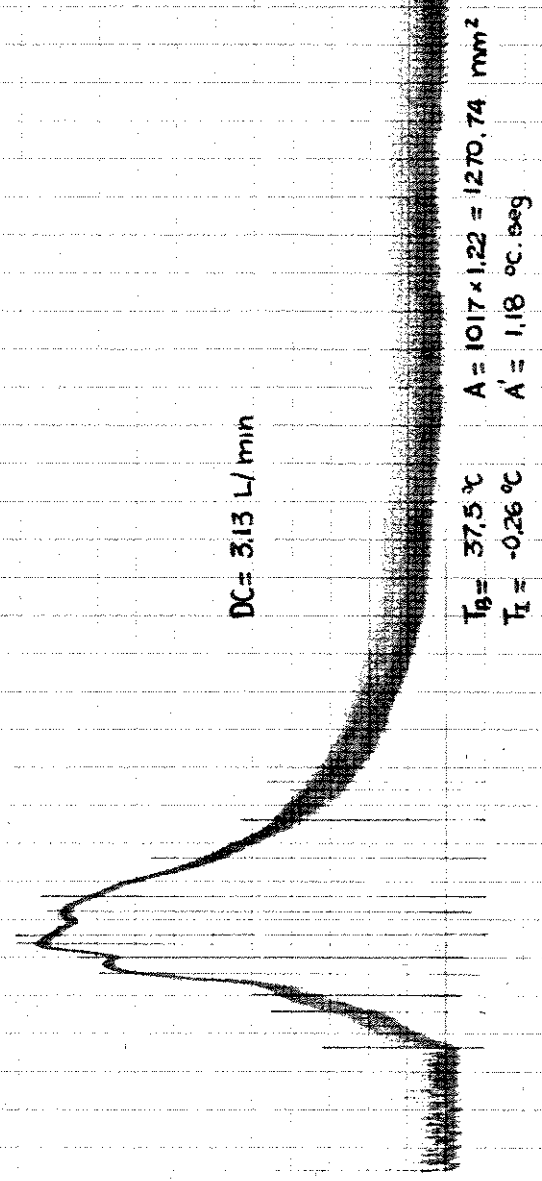
INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 1035.8750000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

CPI3

DC= 3.13 L/min



ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO E (= 1025) 14

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 5,12

X(3) F(3) ==> 7,19

X(4) F(4) ==> 10,39

X(5) F(5) ==> 11,44

X(6) F(6) ==> 12,42

X(7) F(7) ==> 13,5,52,5

X(8) F(8) ==> 15,51

X(9) F(9) ==> 16,5,48

X(10) F(10) ==> 18,49

X(11) F(11) ==> 20,46

X(12) F(12) ==> 25,30,5

X(13) F(13) ==> 30,21

X(14) F(14) ==> 34,16

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 1017.0000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

812

CPI4

DC = 2.68 L/min

$A = 1222 \times 1.22 = 1490.84$
 $A' = 1.38 \text{ } ^\circ\text{C} \cdot \text{sec}$
 $T_B = 37.5 \text{ } ^\circ\text{C}$
 $T_F = -0.26 \text{ } ^\circ\text{C}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 11

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 5,10
X(3)		F(3) ==> 10,26.5
X(4)		F(4) ==> 15,39
X(5)		F(5) ==> 19,50
X(6)		F(6) ==> 21,48.5
X(7)		F(7) ==> 23,50
X(8)		F(8) ==> 25,47
X(9)		F(9) ==> 30,35
X(10)		F(10) ==> 35,28
X(11)		F(11) ==> 40,15

CRIAR UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 1222.0000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

813

CPI5

DC = 3.87 L/min

$T_B = 37.5^\circ\text{C}$
 $T_I = -0.25^\circ\text{C}$
 $A = 841 \times 1.22 = 1026.02 \text{ mm}^2$
 $A' = 0.954^\circ\text{C} \cdot \text{sec}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 11

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 2,3

X(3) F(3) ==> 5,13

X(4) F(4) ==> 10,25

X(5) F(5) ==> 13,5,32,5

X(6) F(6) ==> 15,44

X(7) F(7) ==> 18,45

X(8) F(8) ==> 20,37,5

X(9) F(9) ==> 25,30

X(10) F(10) ==> 30,16,5

X(11) F(11) ==> 34,13,5

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 841.0000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 10

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)	F(1)	==> 0,0
X(2)	F(2)	==> 5,14
X(3)	F(3)	==> 10,27
X(4)	F(4)	==> 15,37
X(5)	F(5)	==> 17,5,42
X(6)	F(6)	==> 20,36,5
X(7)	F(7)	==> 21,5,37
X(8)	F(8)	==> 25,29
X(9)	F(9)	==> 30,17
X(10)	F(10)	==> 32,5,13

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

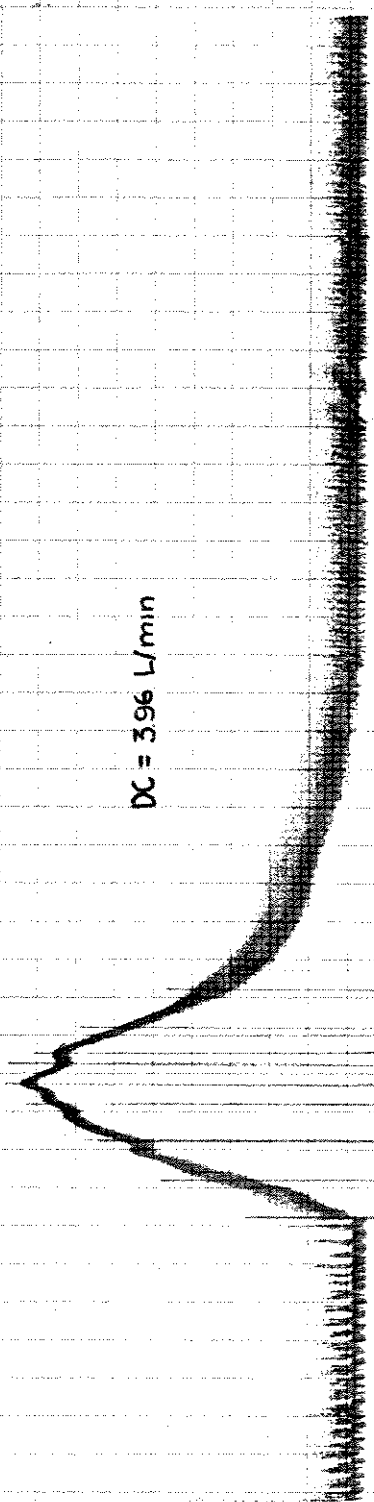
VALOR DA INTEGRAL DE F(X) 817.5000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

814

CP16

DC = 396 L/min



$T_0 = 37.5^\circ\text{C}$
 $T_I = -0.15^\circ\text{C}$
 $A = 8175 \times 1.22 = 997.35 \text{ mm}^2$
 $A' = 0.93^\circ\text{C-sec}$

CP17

DC = 3.76 L/min

$T_0 = 375^{\circ}\text{C}$
 $T_1 = -0.15^{\circ}\text{C}$
 $A = 869,125 \times 1.22 = 1060,53$
 $A' = 0,98^{\circ}\text{C} \cdot \text{seg}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 8

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 5,13

X(3) F(3) ==> 10,25

X(4) F(4) ==> 15,35

X(5) F(5) ==> 19,5,43

X(6) F(6) ==> 25,31,5

X(7) F(7) ==> 30,20

X(8) F(8) ==> 35,13

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE F(X) 869.1250000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

CP18

DC = 3.07 L/min

$T_R = 37.4^{\circ}\text{C}$ $A = 1050.625 \times 1.28 = 1281.79$
 $T_I = 0^{\circ}\text{C}$ $A = 1.19^{\circ}\text{C}\cdot\text{seg}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 10

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 5,10

X(3) F(3) ==> 10,30

X(4) F(4) ==> 15,34

X(5) F(5) ==> 20,41

X(6) F(6) ==> 23,5,44,5

X(7) F(7) ==> 25,42,5

X(8) F(8) ==> 30,30

X(9) F(9) ==> 35,18

X(10) F(10) ==> 39,13

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 1050.6250000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

DC = 2.78 L/min

 $t_B = 37.4^\circ\text{C}$
$$T_r = -0.07^\circ\text{C}$$
$$A = 1168,25 \times 1,22 = 1425,26 \text{ mm}$$
$$\dot{A} = 1.32^{\circ}\text{C. sec}$$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [<= 1025] 13

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 5,11
X(3)		F(3) ==> 10,22
X(4)		F(4) ==> 15,32
X(5)		F(5) ==> 20,36.5
X(6)		F(6) ==> 23,34
X(7)		F(7) ==> 25,36
X(8)		F(8) ==> 26.5,40
X(9)		F(9) ==> 30,35
X(10)		F(10) ==> 35,25
X(11)		F(11) ==> 40,17.5
X(12)		F(12) ==> 45,14
X(13)		F(13) ==> 49,12

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 1168.2500000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

CP20

DC = 3.49 L/min

$T_0 = 37.4^\circ\text{C}$ $A = 923.50 \times 1.22 = 1126.67 \text{ mm}^2$
 $T_1 = -0.07^\circ\text{C}$ $A = 1.05^\circ\text{C/seg}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRAÇÃO I (<= 1025) 13

ENTRE COM	X	F(X)
X(1)		F(1) ==> 0,0
X(2)		F(2) ==> 2,8
X(3)		F(3) ==> 5,13
X(4)		F(4) ==> 10,28
X(5)		F(5) ==> 13,32
X(6)		F(6) ==> 15,31
X(7)		F(7) ==> 17,32
X(8)		F(8) ==> 20,37.5
X(9)		F(9) ==> 21,39
X(10)		F(10) ==> 25,30
X(11)		F(11) ==> 30,21
X(12)		F(12) ==> 35,15
X(13)		F(13) ==> 40,12

Aguarde o Proximo Comando ...

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 923.5000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

CP21

DC = 308 L/min

$T_B = 37.4^{\circ}\text{C}$ $A = 1051.50 \times 1.22 = 1282.83 \text{ mm}^2$
 $T_I = -0.04^{\circ}\text{C}$ $\dot{A} = 1.19^{\circ}\text{C/sec}$

ENTRADA DE DADOS

(T) T E R M I N A L (D) D I S C O (G) G E R A D O T

NUMERO DE PONTOS DE INTEGRACAO [(= 1025) 13

ENTRE COM X F(X)

X(1) F(1) ==> 0,0

X(2) F(2) ==> 5,8

X(3) F(3) ==> 10,24

X(4) F(4) ==> 15,30

X(5) F(5) ==> 18,5,34

X(6) F(6) ==> 20,32

X(7) F(7) ==> 24,30

X(8) F(8) ==> 27,5,32

X(9) F(9) ==> 30,30

X(10) F(10) ==> 35,22

X(11) F(11) ==> 40,15

X(12) F(12) ==> 45,12

X(13) F(13) ==> 50,10

CRIA UM ARQUIVO DE DADOS (S/N) N

Aguarde o Proximo Comando

INTEGRACAO NUMERICA : REGRA DOS TRAPEZIOS

VALOR DA INTEGRAL DE $F(X)$ 1051.5000000

DESEJA EXECUTAR NOVAMENTE (S/N)

4.3.5 - Conclusão

Os resultados apresentados nos itens 4.3.3 e 4.4.4 foram compilados e apresentados na Tabela T4.1, e representados graficamente nas ilustrações F4.4 e F4.5 para os ensaios realizados com bomba mecânica e com cães, respectivamente.

Obteve-se um erro médio inferior a 3 % para o ensaio com bomba mecânica. Na primeira série de experimentos com cão, o erro foi inferior a 8 %. Na segunda série, entretanto, o erro foi de 1%. Fica, assim, demonstrada a validade das medidas obtidas com o instrumento proposto.

TABELA T4.1

A - Experimento com bomba mecânica

Data	Experimento	D.C. no IL701	Data	Experimento	D.C. no Instrumento Proposto
25/10/90	IL01	2,60	25/10/90	IP01	2,80
25/10/90	IL02	2,76	25/10/90	IP02	2,95
01/11/90	IL03	6,36	01/11/90	IP03	6,54
01/11/90	IL04	6,34	01/11/90	IP04	6,75
01/11/90	IL05	5,94	01/11/90	IP05	6,26
01/11/90	IL06	6,32	01/11/90	IP06	6,16
01/11/90	IL07	6,38	01/11/90	IP07	6,28
01/11/90	IL08	6,66	01/11/90	IP08	6,37
01/11/90	IL09	6,59	07/11/90	IP09	6,24
01/11/90	IL10	6,21	07/11/90	IP10	6,21
01/11/90	IL11	6,47	07/11/90	IP11	6,44
07/11/90	IL12	6,56	07/11/90	IP12	6,55
07/11/90	IL13	6,05	07/11/90	IP13	5,70
07/11/90	IL14	6,14	07/11/90	IP14	7,07
07/11/90	IL15	6,03	07/11/90	IP15	6,28
07/11/90	IL16	5,81	07/11/90	IP16	5,97
07/11/90	IL17	5,87	07/11/90	IP17	6,51
07/11/90	IL18	5,99	07/11/90	IP18	6,71
07/11/90	IL19	5,65	07/11/90	IP19	6,31
07/11/90	IL20	5,77	07/11/90	IP20	6,27
07/11/90	IL21	5,78	14/12/90	IP21	5,70
07/11/90	IL22	7,16	14/12/90	IP22	5,27

Data	Experimento	D.C. no IL701	Data	Experimento	D.C. no Instrumento Proposto
07/11/90	IL23	6,82	14/12/90	IP23	5,04
07/11/90	IL24	6,20	14/12/90	IP24	5,66
07/11/90	IL25	6,19	14/12/90	IP25	5,59
07/11/90	IL26	6,33	14/12/90	IP26	5,84
07/11/90	IL27	6,27	14/12/90	IP27	6,52
07/11/90	IL28	6,00	14/12/90	IP28	6,74
07/11/90	IL29	6,04	14/12/90	IP29	5,97
07/11/90	IL30	6,22			
14/12/90	IL31	5,06			
14/12/90	IL32	5,14			
14/12/90	IL33	5,14			
14/12/90	IL34	5,51			
14/12/90	IL35	5,32			
14/12/90	IL36	4,26			
14/12/90	IL37	6,21			
14/12/90	IL38	5,75			
14/12/90	IL39	5,85			
14/12/90	IL40	5,57			
14/12/90	IL41	5,13			
14/12/90	IL42	6,00			
14/12/90	IL43	5,77			
14/12/90	IL44	6,03			
Média		5,82	Média		5,95

Fator de Correlação : 0,97

B - Experimento com cão

Data	Experimento	D.C. no IL701	Data	Experimento	D.C. no Instrumento Proposto
25/10/90	CL01	3,33	25/10/90	CP01	3,69
25/10/90	CL02	3,44	25/10/90	CP02	3,63
25/10/90	CL03	3,18	25/10/90	CP03	4,00
			25/10/90	CP04	3,27
			25/10/90	CP05	3,35
			25/10/90	CP06	3,48
			25/10/90	CP07	3,23
			25/10/90	CP08	3,87
Média		3,31	Média		3,56

Fator de Correlação : 0,93

C - Experimento com cão

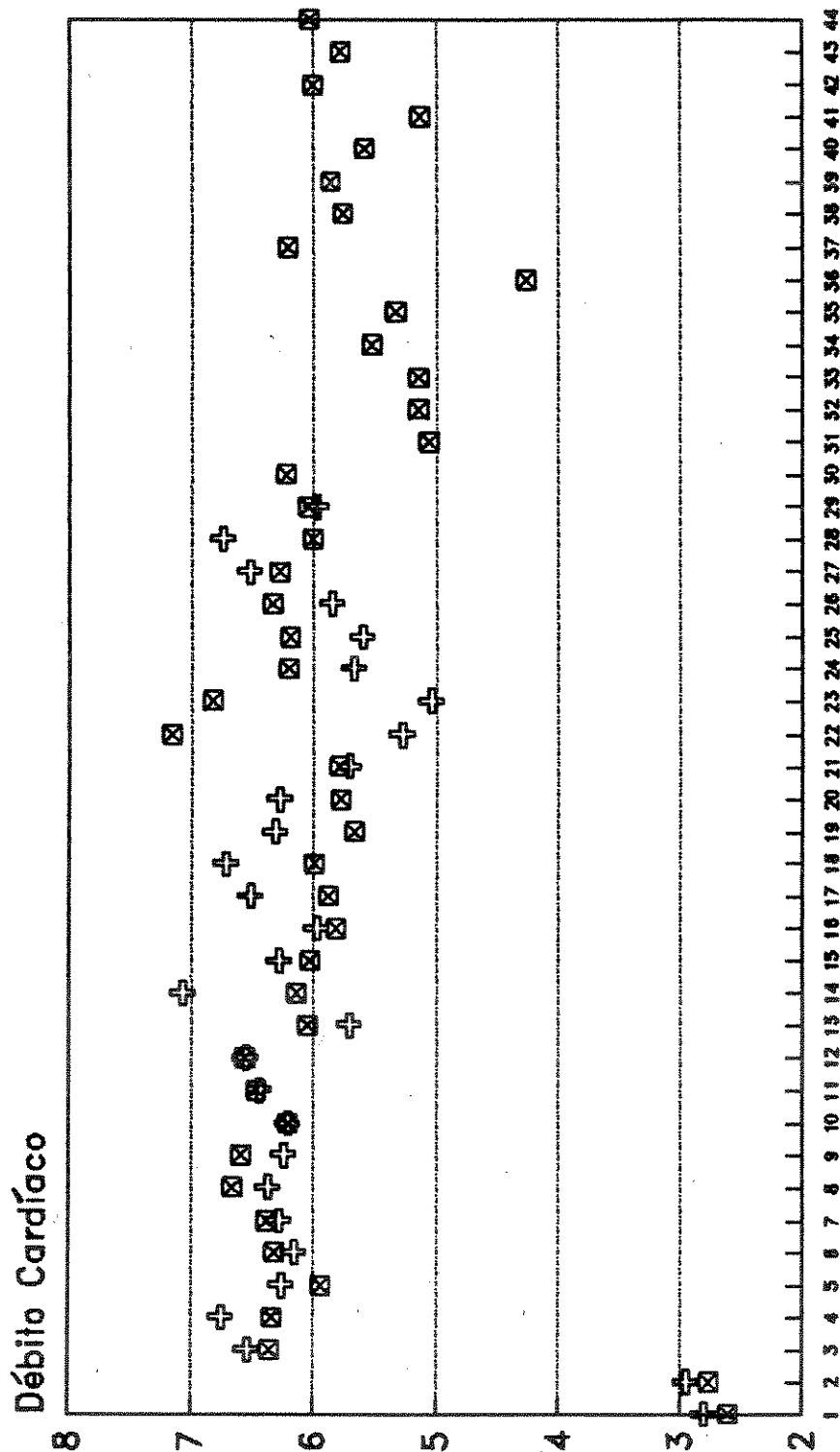
Data	Experimento	D.C. no IL701	Data	Experimento	D.C. no Instrumento Proposto
17/01/91	CL04	3,16	17/01/91	CP09	2,85
17/01/91	CL05	2,92	17/01/91	CP10	2,72
17/01/91	CL06	3,21	17/01/91	CP11	4,30
17/01/91	CL07	3,13	17/01/91	CP12	3,16
17/01/91	CL08	3,39	17/01/91	CP13	3,13
17/01/91	CL09	4,41	17/01/91	CP14	2,68
17/01/91	CL10	2,82	17/01/91	CP15	3,87
17/01/91	CL11	3,01	17/01/91	CP16	3,96
17/01/91	CL12	3,25	17/01/91	CP17	3,76
17/01/91	CL13	3,41	17/01/91	CP18	3,07
17/01/91	CL14	3,17	17/01/91	CP19	2,78

Data	Experimento	D.C. no IL701	Data	Experimento	D.C. no Instrumento Proposto
17/01/91	CL15	2,31	17/01/91	CP20	3,49
17/01/91	CL16	4,02	17/01/91	CP21	3,08
17/01/91	CL17	2,73			
17/01/91	CL18	2,17			
17/01/91	CL19	3,80			
17/01/91	CL20	4,52			
Média		3,26	Média		3,29

Fator de Correlação : 0,99

Fator de Correlação Médio para medidas com cães : 0,96

Ensaio experimental com bomba mecânica

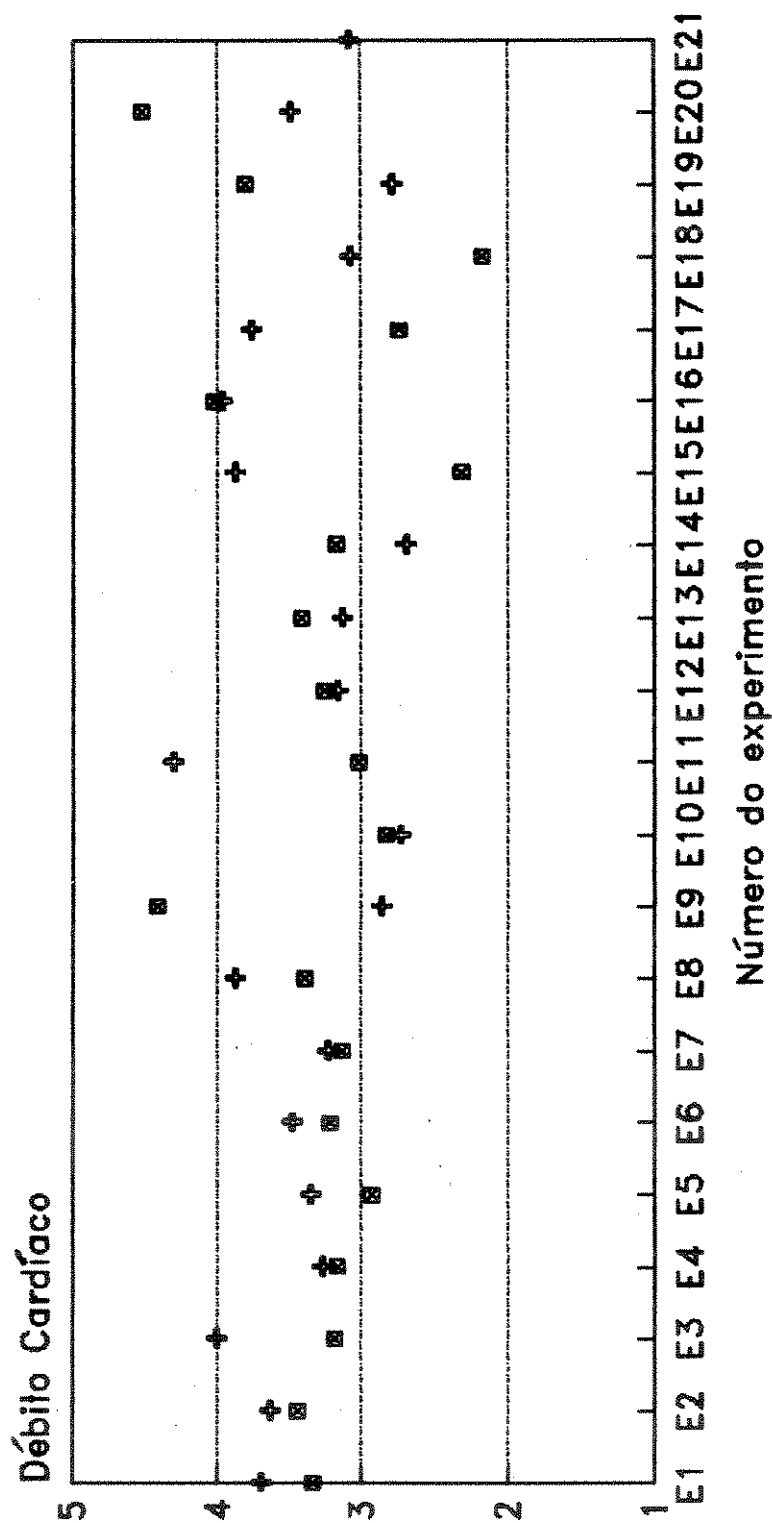


Número do Ensaio

$\square$ L 701 $+$ Instrumento Proposto

Ilustração F4.4 - Ensaio experimental com bomba mecânica

Ensaio experimental com cães



IL 701 (C1)	+	Inst. Proposto (C1)
IL 701 (C2)	+	Inst. Proposto (C2)

Ilustração F4.5 - Ensaio experimental com cães

Capítulo 5 - Bibliografía

- 001) Afonso, S.; Herrick, J.F.; Youmans, W.B.; Rowe, G.C.; Crumpton, C.W.: "Temperature variations in the venous systems of dogs." Am. Physiol., 203, 278, 1962.
- 002) American Edwards Laboratories: Maintenance Manual for Model 9520A Thermodilution Cardiac Output Computer. Santa Ana, California.
- 003) Analog Devices Inc.: Data acquisition products catalog. Norwood, 1978.
- 004) Analog Devices Inc.: Data acquisition Databook. Norwood, 1982.
- 005) Arfors, K.; Malmberg, P.: "Thermodilution measurement of cardiac output." Acta Chir. Scand., 138, 761, 1972.
- 006) Armengol, J.; Man, G.C.W.; Balsys, A.J.; Wells, A.L.: "Effects of the respiratory cycle on cardiac output measurements: reproducibility of data enhanced by timing the thermodilution injections in dogs." Crit. Care Med., 9, 852, 1982.
- 007) Arrow International Inc.: Arrow Balloon Thermodilution Catheter. Pennsylvania, 1987.
- 008) Berger, R.L.; Weisel, R.D.; Vito, L.; Dennis, R.C.; Hechtman, H. B.: "Cardiac output measurement by thermodilution during cardiac operations." Ann. Thorac. Surg., 21, 43-47, 1976.
- 009) Bilfinger, T.V.; Lin, C.; Anagnostopoulos, C.E.: "In vitro determination of accuracy of cardiac output measurements by thermal dilution." J. Surg. Res., 33, 409, 1982.
- 010) Branthwaite, M.A.; Bradley, R.D.: "Measurement of cardiac output by thermodilution in man." J. Appl. Physiol. 24, 434, 1968.
- 011) Burton, A.C.: Physiology of Circulation. Chicago, Year Book Medical Publishers, 1965.
- 012) Carey, J.S.; Hughs, R.K.: "Cardiac output: Clinical monitoring and management." Ann. Thorac. Surg., 7, 150, 1969.
- 013) Cobbold, R.S.: Transducers for biomedical measurements: Principles and Applications. New York, Wiley - Interscience, 1974.
- 014) D.A.T.A.: D.A.T.A. Transistor book. 1972.

- 015) Dizon, C.T.; Gezari, W.A.; Barash P.G.; Crittenden, J.F.: "Hand held thermodilution cardiac output injector.", Crit. Care Med., 5, 210, 1977.
- 016) Doyle, J.T.; Wilson, J.S.; Lepine, C.; and Warren, J.V.: "An evaluation of the measurement of the cardiac output and of the so-called pulmonary blood volume by the dye-dilution method". J. Lab. Clin. Med. 41, 29, 1953.
- 017) Eco, H.; Como se faz uma tese. Casa Editrice Valentino Bompiani & C.S.p.A., 3. edição, agosto 1986, São Paulo, Editora Perspectiva S.A.
- 018) Eliasch, H.; Lagerlöf, H.; Bucht, H.; Eky, J.; Eriksson, K.; Bergström, J.; and Werkö, L.: "Comparison of the dye-dilution and the direct Fick methods for the measurement of cardiac output in man". Scand. J. Clin. Lab. Invest., 7 (suppl. 20), 73, 1955.
- 019) Elkayam, U.; Mumford, M.; Tobis, J.; Henry, W.: "Thermodilution cardiac output determination: The effect of injectate volume and temperature on accuracy and reproducibility." Clin. Res., 29, 188A, 1981. (Abstr.).
- 020) Ellis, R.J.; Jeffrey, G.; Rees, J.R.; Lillehei, C.W.: "Computerized monitoring of cardiac output by thermal dilution." J.A.M.A., 220, April, N. 4, p: 507-511, 1972.
- 021) Enghoff, E.; Sjogren, S.: "Thermal dilution for measurement of cardiac output in the pulmonary artery in man in relation to choice of indicator volume and injection time." Ups. J. Med. Sci., 10, 190, 1973.
- 022) Evonuk, E.; Imig, C.J.; Greenfield, W.; Eckstein, J.W.: "Cardiac output measured by thermal dilution of room temperature injectate." J. Appl. Physiol., 16, 271, 1961.
- 023) Fairchild Corporation: Optoelectronics Databook. 1978.
- 024) Fegler, G.: "Measurement of cardiac output in anaesthetized animals by a thermo-dilution method". Q. J. Exp. Physiol., 39, 153, 1954.
- 025) Fegler, G.: "The reliability of the thermodilution method for determination of the cardiac output and the blood flow in central veins." Q. J. Exp. Physiol., 42, 254, 1957.
- 026) Fick, A.: "Über die messung des blutquantums in der Herzventrikeln". Verhandl d Phys-med Ges zu Wurgberg, 2:XVI, 1870.
in Hoff, H.E.; Scott, H.J.: Physiology, N. Eng. J. Med., 239, 120, 1948.

- 027) Forrester, J.S.; Ganz, W.; Diamond, G.; McHugh, T.; Chonette, D.W.; Swan, H.J.C.: "Thermodilution cardiac output determinations with a single flow-directed catheter." Am. Heart J., 83, 306, 1972.
- 028) Fritts, H.W.; Harris, P.; Chidsey, C.A.; Claus, R.H.; and Cournand, A.: "Validation of a method for measuring the output of the right ventricle in man by inscription of the dye-dilution curves from the pulmonary artery. J. Appl. Physiol. 11, 362, 1957.
- 029) Fronek, A.; Ganz, V.: "Measurement of flow in single blood vessels including cardiac output by thermodilution." Circ. Res., 8, 175-182, 1960.
- 030) Gaar, K.A.: "Cardiac Output: Is There a Sex Difference?" Medical Hypotheses. 23, 149, 1987.
- 031) Ganz, W.; Donoso, R.; Marcus, H.; Forrester, J.S.; Swan, H.J.C.: "A new technique for measurement of cardiac output by thermodilution in man." Am. J. Cardiol., 27, 392, 1971.
- 032) Ganz, W.; Swan, H.J.C.: "Measurement of blood flow by thermodilution." Am. J. Cardiol., 29, 241, 1972.
- 033) Goodyer, A.V.N.; Huvos, A.; Eckhardt, W.F.; Ostberg, B.S.: "Thermal dilution curves in the intact animal." Circ. Res., 7, 432, 1959.
- 034) Graeme, J.G.; Tobey, G.E.; Huelsman, L.P.: Operational Amplifiers: Design and applications. New York, McGraw Hill Inc. - Burr Brown, 1971.
- 035) Grant, D.: "Applications of the AD537 - IC Voltage to Frequency Converter."
- 036) Grose, B.L.; Woods, S.L.; Laurent, D.J.: "Effect of backrest position on cardiac output measured by thermodilution method in acutely ill patients." Heart & Lung, 10, 661, 1981.
- 037) Guyton, A.C.: Circulatory Physiology: Cardiac Output and its Regulation. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1963. e 1973.
- 037a) Guyton, A.C.: Medical Physiology. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1971.
- 038) Hamilton, W.F.; Moore, J.W.; Kinsman, J.M. e Spurling, R.G.: "Studies on the circulation. IV. Further analysis of the injection method, and of changes in haemodynamics under physiological and pathological conditions." Am. J. Physiol. 99, 534, 1932.

- 039) Hamilton, W.F.; Riley, R.L.; Attyah, A.M.; Cournand, A.;
Fowell, D.M.; Himmelstein, A.; "Comparison of Fick and dye
injection methods of measuring cardiac output in man. Am.
J. Physiol., 153, 309, 1948.
- 040) Hewlett Packard, Inc.: Optoelectronics Handbook.
- 041) Hoel, B.L.: "Some aspects of the clinical use of
thermodilution in measuring cardiac output." Scan. J.
Clin. Lab. Invest., 38, 383, 1978.
- 042) Hosie, K.F.: "Thermal-dilution technics." Circ. Res., 10,
491, 1962.
- 043) Hruby, I.M.; Woods, S.L.: "Effect of injectate temperature
on measurement of thermodilution cardiac output in cardiac
surgical patients." Circulation, 68, 111-222, 1982.
(Abstr.)
- 044) Intersil Inc.: Intersil - Products catalog. 1981.
- 045) Instrumentation Laboratories Inc.: Operators manual IL701
cardiac output system / IL702 cardiopulmonary recorder.
Lexington, July, 1978.
- 046) Instrumentation Laboratories Inc.: IL 601 /IL 701 - Cardiac
output computer: Service manual. Lexington, Rev. 3, 1979.
- 047) Jansen, J.R.C.; Schreuder, J.J.; Bogard, J.M.; Van Rooyen,
W.; Versprille, A.: "Thermodilution Technique for
measurement of cardiac output during artificial
ventilation." J. Appl. Physiol., 50, 584, 1981.
- 048) Johnson, D.E.; Hilburn, J.L.: Rapid practical designs of
active filters. New York, Wiley - Interscience, 1975.
- 049) Kadota, L.T.: "Theory and application of thermodilution
cardiac output measurement: A review." Heart & Lung, Vol
14, N. 6, p. 605-616, November, 1985.
- 050) Kay, J.C.; Noble, W.H.: "A comparison on thermal and dye
dilution methods of determining cardiac output." Can.
Anaesth. Soc. J., 20, 347, 1973.
- 051) Killpack, A.K.; Davidson, L.J.; Woods, S.L.; Grose, B.L.:
"Effect of injectate volume and temperature on measurement
of thermodilution cardiac output in acutely ill patients."
Circulation, 64, IV-165, 1981. (Abstr.)
- 052) Kinsman, J.M.; Moore, J.M. e Hamilton, W.F.: "Studies on the
circulation. Injection method; physical and mathematical
considerations. Am. J. Physiol., 196, 1008, 1929.
- 053) Kohanna, F.H.; Cunningham, J.N. Jr.: "Monitoring of cardiac
output by thermodilution after open-heart surgery." J.

Thorac. Cardiovasc. Surg., 73, 451, 1977.

- 054) Larson, C.A.; Woods, S.L.: "Effect of injectate volume and temperature on thermodilution cardiac output measurements in acutely ill adults." *Circulation*, 66, 11-98, 1982. (Abstr.)
- 055) Levett, J.M.; Repogle, R.L.: "Thermodilution cardiac output: a critical analysis and review of the literature." *J. Surg. Res.*, 27, 392, 1979.
- 056) Maruschak, G.F.; Potter, A.M.; Schauble, J.F.; Rogers, M.C.: "Overestimation of pediatric cardiac output by thermal indicator loss." *Circulation*, 65, 380, 1982.
- 057) Mathur, M.; Harris, E.A.; Yarrow, S.; Barrat-Boyes, B.G.: "Measurement of cardiac output by thermodilution in infants and children after open-heart operations." *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 72, 221, 1976.
- 058) Meisner, H.; Glanert, S.; Steckmeier, B.; Gams, E.; Hagl, S.; Heimisch, W.; Sebening, F.; Messmer, K.: "Indicator loss during injection in the thermodilution system." *Res. Exp. Med. (Berl)*, 159, 183, 1973.
- 059) Meisner, H.; Hagl, S.; Heimisch, W.; Mayr, N.; Mendler, N.; Struck, E.; Walther, V.; Sebening, F.: "Evaluation of the thermodilution method for measurement of cardiac output after open-heart surgery." *Ann. Thorac. Surg.*, 18, 504, 1974.
- 060) Merrick, S.H.; Hessel, E.A. II; Dillard, D.H.: "Determination of cardiac output by thermodilution during hypothermia." *Am. J. Cardiol.*, 46, 419, 1980.
- 061) Millar, S.; Sampson, L.K.; Soukup, M.; Weinberg, S.L.; editors: *Methods in Critical Care*, Philadelphia, 1980, W.B. Saunders Co., p.104.
- 062) Mohammed, S.; Imig, C.J.; Greenfield, E.J.; Eckstein, J.W.: "Thermal indicator sampling and injection sites for cardiac output." *J. Appl. Physiol.*, 18, 742-745, 1963.
- 063) Mountcastle, V.B.: *Fisiologia Médica*. Vol I, London, The C. V. Mosby Company, 1974.
Tradução: Rio de Janeiro, Editora Guanabara-Koogan S.A., 13. edição, 1978.
- 064) National Semiconductor Corporation: *CMOS Databook*. 1981.
- 065) National Semiconductor Corporation: *Linear Databook*. 1980.
- 066) National Semiconductor Corporation: *Voltage Regulator*

- 067) Nelson, L.D.; Houtchens, B.A.: "Automatic versus manual injections for thermodilution cardiac output measurements." Crit. Care Med., 10, 90, 1982.
- 068) Nitzan, M.; Winreb, A.; Appelbaum, A.: "Theoretical validation of the thermal dilution method for cardiac output determination." IEEE Trans. Biomed. Eng. BME, 27, 613, 1980.
- 069) Olsson, B.; Pool, J.; Vandermoten, P.; Varnauskas, E.; Wassen, R.: "Validity and reproducibility of determination of cardiac output by thermodilution in man." Cardiology, 55, 136, 1970.
- 070) Pavek, K.; Boska, D.; Selecky, E.; Selecky, F.V.: "Measurement of cardiac output by thermodilution with constant rate injection of indicator." Circ. Res., 15, 311, 1964.
- 071) Pavek, K.; Lindquist, D.; Arfors, K.E.: "Validity of Thermodilution Method for Measurement of Cardiac Output in Pulmonary Edema." Cardiovasc. Res., 7, 419, 1973.
- 072) Phillips, C.M.; Davila, J.C.; Sanmarco, M.E.: "Measurement of cardiac output thermal dilution: A new computer for rapid convenient determinations." Med. Res. Eng., Vol 9, N.4, p. 25, September, 1970.
- 073) Powner, D.J.: "Thermodilution technic for cardiac output." N. Engl. J. Med., 293, 1210, 1975. (Letter).
- 074) Rahimtoola, S.H.; Swan, H.J.C.: "Calculation of cardiac output from indicator dilution curves in the presence of mitral regurgitation." Circulation, 31, 711, 1975.
- 075) RCA Corporation: RCA Solid state - Linear integrated circuits. 1978.
- 076) Reininger, E.J.; Troy, B.L.: "Error in thermodilution cardiac output caused by variation in syringe volume." Cathet. Cardiovasc. Diagn., 2, 415, 1976.
- 077) Rubin, S.A.; Siemieniczuk, D.; Prause, J.; Swan, H.J.C.: "Accuracy of cardiac output, oxygen uptake, and arteriovenous difference at rest, during exercise and after vasodilator therapy in patients with severe, chronic heart failure." Am. J. Cardiol., 50, 973, 1982.
- 078) Salen, R.P.; Key, E.L.: "A practical method of designing RC active filters." IRE Transactions on circuit theory, CT-2,

- 079) Sanmarco, M.E.; Philips, C.M.; Marquez, L.A.; Hall, C.; Davila J.C.: "Measurement of cardiac output by thermal dilution." Am. J. Cardiol., 28, 54, 1971.
- 080) Shellock, F.; Riedinger, M.S.: "Reproducibility and accuracy of using room temperature versus ice temperature injectate for thermodilution cardiac output determination." Heart & Lung, 12, 175, 1983.
- 081) Siliconix, Inc.: Designing with Field Effect transistors. Evans, A.D. (editor chief), McGraw Hill, Inc., 1981.
- 082) Silove, E.D.; Cantez, T.; Wells, B.G.: "Thermodilution measurements of left and right ventricular outputs." Cardiovasc. Res., 5, 174, 1971.
- 083) Silove, E.D.; Tynan, M.J.; Simcha, A.J.: "Thermal dilution measurement of pulmonary and systemic blood flow in secundum atrial septal defect, and transposition of great arteries with intact interventricular septum." Br. Heart J., 34, 1142, 1972.
- 084) Silva Jr., M.R.: Fisiologia da Circulação, 2. ed., São Paulo, Edart-São Paulo Livraria Editora Ltda, 1977.
- 085) Singh, R.; Ranieri, A.J.Jr; Vest, H.R.; Bownes, D.L.; Damman, J.F. Jr.: "Simultaneous determinations of cardiac output by thermal dilution, fiberoptic and dye dilution methods." Am. J. Cardiol., 25, 579, 1970.
- 086) Solomon, H.A.; San Marco, M.A.; Ellis, R.J.; Lillehei, C.W.: "Cardiac output determinations: superiority of thermal dilution." Surg. Forum, 20, 28, 1969.
- 087) Sorensen, M.B.; Bille-Brahe, N.E.; Engell, H.C.: "Cardiac output measurement by thermal dilution." Ann. Surg., 183, 67, 1976.
- 088) Starling, E.H.: The Linacre Lecture on the Law of the Heart (delivered in Cambridge in 1915). London, Longmans & Green, 1919.
- 089) Stawicki, J.J.; Holford, F.D.; Michelson, E.L.; Josephson, M.E.: "Multiple cardiac output measurements in man." Chest, 76, 2, 1979.
- 090) Stetz, C.W.; Miller, R.G.; Kelly, G.E.; Raflin, T.A.: "Reliability of the thermodilution method in the determination of cardiac output in clinical practice." Am. Rev. Respir. Dis., 126, 1001, 1982.

- 091) Stewart, G.N. : " Researches on the Circulation Time in Organs and the Influences which Affect it. IV - The Output of the Heart." J. Physiology, London, 22, 11, 1897.
- 092) Stout, D.F.; Kaufman, M.: Handbook of operational amplifier circuit design. New York, McGraw Hill Inc., 1976.
- 093) Swan, H.J.C.; " Technique of Swan-Ganz catheterization." Hurst, J.W.; Logue, R.B.; Rackley, C.E.; Schlant, R.C.; Sonnenblick, E.H.; Wallace, A.G.; Wenger, N.K.; editors: In The heart, p. 1882, (Ed. 5), New York, McGraw Hill Book Co., 1982.
- 094) Swinney, R.S.; Davenport, M.W.; Wagers, P.W.; Sebat, F.; Johnston, W.D.: "Iced versus room temperature injectate for thermal dilution cardiac output." Crit. Care Med., 8, 265, 1981. (Abstr.)
- 095) Texas Instruments Inc.: Semiconductors Databook., 1976.
- 096) Texas Instruments Inc.: The TTL databook for designers engineers. 1976.
- 097) Vliers, A.C.A.P.; Visser, K.R.; Zijlstra, W.G.: "Analysis of indicator distribution in the determination of cardiac output by thermal dilution." Cardiovasc. Res., 7, 125, 1973.
- 098) Walinsky, P. : "Acute Hemodynamic Monitoring." Heart & Lung, Vol 6, N. 5, September-October, 1977.
- 099) Warren, D.J.; Ledingham, J.G.G.: " Cardiac output in the conscious rabbit: analysis of the thermodilution technique." J. Appl. Physiol., 36, 246, 1974.
- 100) Webster, J.C.; Tompkins, W.J.: Design of microcomputer - based medical instrumentation., Prentice-Hall, 1980.
- 101) Webster, J.C. (editor): Medical instrumentation: Application and design. Boston, Houghton Mifflin Company, 1978.
- 102) Weil, M.H.: " Measurement of cardiac output." Crit. Care Med., 5, 117, 1977.
- 103) Weisel, R.D.; Berger, R.L.; Hechtman, H.B.: "Measurement of cardiac output by thermodilution." N. Engl. J. Med., 292, 682, 1975.
- 104) Wessel, H.U.; James, G.W.; Paul, M.H.: " Effects of respiration and circulation on central blood temperature in dog." Am. J. Physiol., 211, 1404-1411, 1966.
- 105) Wessel, H.U.; Paul, M.H.; James, G.W.; Grahn, A.R.: "Limitations of thermal dilution curves for cardiac output

determinations." J. Appl. Physiol., 30, 643, 1971.

- 106) Whitman, G.R.; Howaniak, D.L.; Verga, T.S.: "Comparison of cardiac output measurements in 20-degree supine and 20-degree right and left lateral recumbent positions." Heart & Lung, 11, 256, 1982.
- 107) Wong, M.; Skulsky, A.; Moon, E.: "Loss of indicator in the thermodilution technique." Cathet. Cardiovasc. Diag., 4, 103, 1978.
- 108) Woods, M.; Scott, R.N.; Harken, A.H.: "Practical considerations for the use of a pulmonary artery thermistor catheter." Surgery, 79, 469, 1976.
- 109) Wyse, S.D.; Pfitzner, J.; Rees, A.; Lincoln, J.C.R.; Branthwaite, M.A.: "Measurement of cardiac output by thermal dilution in infants and children." Thorax, 30, 262, 1975.
- 110) Yang, S.S.; Bentivoglio, L.G.; Maranhao, V.; Goldberg, H.: From cardiac catheterization data to hemodynamic parameters. Philadelphia, 1978, F.A. Davis, p. 55.

Anexo B - Especificações do Cateter de Termodiluição

TABELA TB.1

DESCRIÇÃO	I	5F
Modelo	I	7164
Comprimento utilizável	I	80.0 cm
Volume Total Médio do Lúmen CVP Proximal	I	0.25 cc
Volume Utilizável a cada 10 cm do Lúmen CVP Proximal	I	0.03 cc
Capacidade do "Balloon" Inflável	I	0.75 cc
Diâmetro Máximo do "Balloon" Inflado	I	8.00 mm
Distância do Lúmen CVP Proximal (da ponta)	I	15.0 cm
Diâmetro do cateter ("balloon" vazio)	I	5F

TABELA TB.2

FATOR "K" COM SENSOR DE TEMPERATURA DO INJETATO					
Temperatura	Tamanho do	Volume do Injetato (cc)			
do Injetato	cateter	5	3	1	
0°C	5F	.418	.232	.058	

TABELA TB.3

FATOR "K" SEM SENSOR DE TEMPERATURA DO INJETATO						
Temperatura do Injetato	Tamanho do cateter	Volume do Injetato (cc)				
		5	3	1		
0°C	5F	.418	.232	.058		
1°C	5F	.407	.226	.056		
2°C	5F	.395	.219	-		
3°C	5F	.384	.213	-		
4°C	5F	.373	.207	-		
5°C	5F	.362	.201	-		

Anexo C - Levantamento da Característica do cateter de Termodiluição - AI-7164

1 - Característica: Resistência do termistor do cateter por
Temperatura - $R_t \times T$

TABELA TC.1

Temperatura (°C)	Resistência (R_t - KOhm)	
	Teórico	Experimental
42	45,3	45,7
41	47,0	47,1
40	48,8	48,7
39	50,6	50,7
38	52,5	52,6
37	54,5	54,9
36	56,8	56,7
35	58,8	59,0
34	61,1	61,2
33	63,5	63,7
32	66,0	66,1
31	68,6	66,8
30	71,4	71,6

2 - Característica Linearizada: Resistência do termistor do cateter por Temperatura - $[R_{bt}/R_p] \times T$

TABELA TC.2

Temperatura (°C)	Resistência (R_t/R_p - KOhm)	
	Teórico	Experimental
42	21,28	21,4
41	21,64	21,7
40	22,01	22,0
39	22,37	22,4
38	22,74	22,8
37	23,11	23,2
36	23,48	23,5
35	23,85	24,0
34	24,22	24,3
33	24,58	24,7
32	24,95	25,0
31	25,32	25,4
30	25,68	25,8

onde $R_p = 40,1 \text{ KOhm}$

Anexo D - Avaliação Experimental do Sistema de Captação, Condicionamento e Proteção do Medidor de Débito Cardíaco

1 - Amplificador de Instrumentação

1.1 - Ensaio com Década Resistiva

TABELA TD.1

Temperatura (°C) / Resistência (KOhm)	Tensão V_3 (V)	
	Teórico	Experimental
30 / 71,424	0,731	0,726
31 / 68,674	0,549	0,545
32 / 66,048	0,367	0,367
33 / 63,537	0,184	0,187
34 / 61,138	0,000	0,007
35 / 58,844	-0,183	-0,180
36 / 56,650	-0,367	-0,361
37 / 54,551	-0,551	-0,541
38 / 52,543	-0,734	-0,722
39 / 50,621	-0,918	-0,903
40 / 48,781	-1,101	-1,083
41 / 47,018	-1,283	-1,262
42 / 45,330	-1,465	-1,440

1.2 - Ensaio com Cateter de Termodiluição AI-07164

TABELA TD.2

Temperatura (°C) / Resistência (KOhm)	Tensão V_3 (V)	
	Teórico	Experimental
30 / 71,424	0,731	0,777
31 / 68,674	0,549	0,612
32 / 66,048	0,367	0,426
33 / 63,537	0,184	0,222
34 / 61,138	0,000	0,041
35 / 58,844	-0,183	-0,164
36 / 56,650	-0,367	-0,351
37 / 54,551	-0,551	-0,552
38 / 52,543	-0,734	-0,751
39 / 50,621	-0,918	-0,910
40 / 48,781	-1,101	-1,118
41 / 47,018	-1,283	-1,296
42 / 45,330	-1,465	-1,460

onde:

- Temperatura medida com multímetro Philips mod. PM2718
- Tensão medida com Multímetro Keithley mod. 179A
- Década resistiva General Radio mod. 1433-G
- Valores teóricos calculados conforme equação (E3.20), Cap. 3

2 - Filtro Passa-baixas

2.1 - Ensaio resposta em Frequência

TABELA TD.3

Frequência (Hz)	Entrada $V_3(V_{PP})$	1. Est. $V_4(V_{PP})$	2. Est. $V_5(V_{PP})$	G_1 (db)	G_2 (db)
0,0	5,02	5,02	5,02	0	0
1,0	4,00	4,00	4,00	0	0
2,0	4,00	4,00	4,00	0	0
5,0	4,00	4,00	4,00	0	0
6,0	4,00	5,20	3,90	2,3	-0,2
7,1	4,00	6,40	3,80	4,1	-0,44
8,0	4,00	7,20	3,60	5,1	-0,9
9,0	4,00	7,60	3,25	5,6	-1,8
10,0	4,00	6,60	2,70	4,3	-3,4
11,0	4,00	5,60	2,20	2,9	-5,2
12,5	4,00	4,60	1,46	1,2	-8,7
15,4	4,00	2,80	0,70	-3,1	-15,1
20,9	4,00	0,88	0,20	-13,1	-26,0
26,2	4,00	0,64	0,076	-15,9	-34,4
31,5	4,00	0,44	0,038	-19,2	-40,4
42,1	4,00	0,28	0,012	-23,1	-50,5
57,8	4,00	0,090	0,004	-33,0	-60,0
96,6	4,00	0,048	-	-38,4	-
213,0	4,00	0,010	-	-52,0	-

2.2 - Ensaio com Década Resistiva (1) e Cateter de
Termodiluição AI-07164 (2)

TABELA TD.4

Temperatura (°C) / Resistência (KOhm)	Tensão V_5 (V)		
	Teórico	Experimental(1)	Experimental(2)
30 / 71,424	0,731	0,760	0,775
31 / 68,674	0,549	0,601	0,609
32 / 66,048	0,367	0,406	0,429
33 / 63,537	0,184	0,202	0,222
34 / 61,138	0,000	0,040	0,045
35 / 58,844	-0,183	-0,184	-0,162
36 / 56,650	-0,367	-0,357	-0,351
37 / 54,551	-0,551	-0,550	-0,554
38 / 52,543	-0,734	-0,741	-0,756
39 / 50,621	-0,918	-0,911	-0,917
40 / 48,781	-1,101	-1,108	-1,128
41 / 47,018	-1,283	-1,286	-1,305
42 / 45,330	-1,465	-1,460	-1,468

3 - Circuito Amostrador-Segurador da Temperatura Inicial do Sangue (T_{b0}) e Auto-zero da Linha de Base

3.1 - Ensaio com Década Resistiva (1) e Cateter de Termodiluição AI-07164 (2)

TABELA TD.5

Temperatura ($^{\circ}\text{C}$) / Resistência (KOhm)	Tensão V_0 (V)		
	Teórico	Experimental(1)	Experimental(2)
30 / 71,424	0,731	0,728	0,778
31 / 68,674	0,549	0,547	0,599
32 / 66,048	0,367	0,377	0,422
33 / 63,537	0,184	0,191	0,234
34 / 61,138	0,000	0,000	0,034
35 / 58,844	-0,183	-0,180	-0,166
36 / 56,650	-0,367	-0,363	-0,355
37 / 54,551	-0,551	-0,545	-0,551
38 / 52,543	-0,734	-0,726	-0,749
39 / 50,621	-0,918	-0,906	-0,909
40 / 48,781	-1,101	-1,084	-1,122
41 / 47,018	-1,283	-1,253	-1,295
42 / 45,330	-1,465	-1,422	-1,464

4 - Amplificadores da Temperatura Inicial do Sangue e da Curva de Termodiluição

4.1 - Amplificador de T_{b0} - Ensaio com Fonte de Alimentação

TABELA TD.6

V_g (V)		V_g (V) Teórico		V_g (V) Experimental
0,236		0,708		0,71
0,358		-1,074		-1,08
0,580		-1,740		-1,74
0,726		-2,178		-2,18
0,911		-2,733		-2,72
1,040		-3,120		-3,12
1,210		-3,630		-3,68
1,536		-4,608		-4,61
1,750		-5,250		-5,20

4.2 - Amplificador de T_{b0} - Ensaio com Cateter de
Termodiluição AI-07164

TABELA TD.7

Temperatura ($^{\circ}\text{C}$) / Resistência (KOhm)	Tensão V_9 (V)	
	Teórico	Experimental
30 / 71,424	2,334	2,307
31 / 68,674	1,797	1,774
32 / 66,048	1,266	1,270
33 / 63,537	0,702	0,700
34 / 61,138	0,102	0,113
35 / 58,844	-0,498	-0,463
36 / 56,650	-1,065	-1,027
37 / 54,551	-1,653	-1,616
38 / 52,543	-2,247	-2,190
39 / 50,621	-2,727	-2,657
40 / 48,781	-3,366	-3,260
41 / 47,018	-3,885	-3,791
42 / 45,330	-4,392	-4,268

4.3 - Amplificador da Curva de Termodiluição - Ensaio com Fonte de Alimentação

TABELA TD.8

V_7 (V)		V_{10} (V) Teórico		V_{10} (V) Experimental
-0,129		2,58		2,38
-0,145		2,90		2,89
-0,179		3,58		3,58
-0,206		4,12		4,10
-0,219		4,38		4,36
-0,255		5,10		5,09
-0,275		5,50		5,30 (sat)

4.4 - Amplificador da Curva de Termodiluição - Ensaio com Cateter de Termodiluição AI-07164

TABELA TD.9

Temperatura (°C)	V_7 (V)		V_{10} (V)	
	Teórico	Experimental	Teórico	
37 para 36	184 mV	184 mV	3,68 V	

5 - Conversor Tensão-Frequência

5.1 - Ensaio com Fonte de Alimentação TABELA TD.10

V_{11} (V)	f_o (Hz) Teórico	f_o (Hz) Experimental
-0,308	308	312
-0,699	699	694
-0,997	997	1000
-1,516	1516	1515
-2,120	2120	2127
-2,600	2600	2597
-3,120	3120	3125
-3,580	3580	3571
-4,060	4060	4080
-4,580	4580	4545
-5,020	5020	5000

5.2 - Ensaio com Cateter de Termodiluição AI-07164 TABELA TD.11

V_5 (V)	f_o (KHz) Teórico	f_o (KHz) Experimental
-1,440	4,32	4,21
-1,223	3,66	3,56
-1,022	3,06	2,98
-0,926	2,78	2,70
-0,756	2,27	2,20
-0,521	1,56	1,51
-0,305	0,91	0,89
-0,164	0,49	0,48
-0,020	0,06	0,06

6 - Conversor Freqüência-Tensão

6.1 - Ensaio com Gerador de Sinais

TABELA TD.12

V_{14} (Khz)		$V_{17}(V)$ Teórico		$V_{17}(V)$ Experimental
0,500		0,100		0,099
1,000		0,200		0,201
1,500		0,300		0,306
2,000		0,400		0,401
2,500		0,500		0,500
3,030		0,606		0,608
3,508		0,702		0,700
4,000		0,800		0,798
4,500		0,900		0,900
5,000		1,000		0,996

6.2 - Ensaio com Cateter de Termodiluição AI-07164

TABELA TD.13

V_5 (V)		V_{17} (mV)Teórico		V_{17} (mV) Experimental
-1,44		864		843,7
-1,22		732		705,0
-1,02		612		589,0
-0,92		556		537,8
-0,75		454		442,2
-0,52		312		296,4
-0,30		182		174,0
-0,16		98		97,5
-0,02		12		12,8

7 - Amplificador de Saída

TABELA TD.14

V_5 (V)		V_{18} (mV)Teórico		V_{18} (mV) Experimental
-1,44		1728		1684
-1,22		1464		1414
-1,02		1224		1186
-0,92		1112		1078
-0,75		908		882
-0,52		624		599
-0,30		364		349
-0,16		196		195
-0,02		24		24

Anexo E - Preparação do injetato e Medição com IL 701

E.1 - Preparação da solução de injetato a 0°C

Deve-se utilizar na preparação do injetato a 0°C, os seguintes materiais:

- "container" plástico
- solução de Dextrose 5%
- seringas plásticas
- álcool isopropílico
- recipiente estéril de aço inox
- gelo

Descreve-se a seguir o procedimento para preparação da solução com indicador.

1 - Preencha o "container" plástico com uma mistura de 1 parte de álcool isopropílico para cada 2 partes de água. O álcool provê maior estabilidade de temperatura, enquanto o "container" plástico provê um efeito de isolamento térmica.

2 - Adicione gelo moído à mistura.

3 - Coloque o recipiente (estéril) de aço inox no centro da mistura água+álcool+gelo.

4 - Preencha 3/4 do recipiente com dextrose 5% pré-esfriada, preencha cada seringa com a quantidade desejada e mantenha-as dentro do recipiente, totalmente imersas na solução, a fim de atingirem o equilíbrio de temperatura com o líquido do recipiente.

5 - Mantenha as seringas na solução por no mínimo 30 minutos, antes de utilizá-las.

A ilustração FE.1 é uma representação esquemática da preparação do indicador.

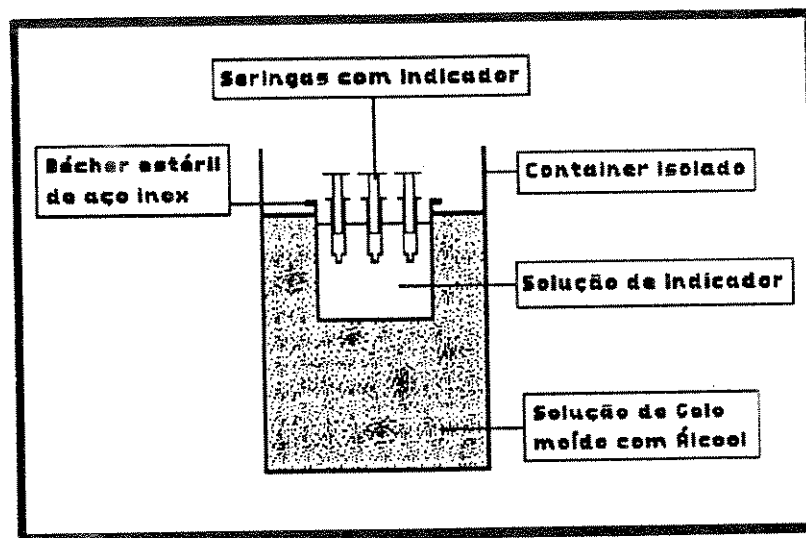


Ilustração FE.1 - Representação esquemática da preparação do indicador.

E.2 - Procedimento de medida do D.C. com o instrumento IL701

Descreve-se a seguir o procedimento de medida do D.C. utilizando-se o instrumento IL701.

1 - Certifique-se de que o cateter está na posição correta (artéria pulmonar, geralmente).

2 - Coloque o fator K correto, no instrumento, observando o volume de injetato a ser utilizado, a temperatura do injetato, e a tabela fornecida pelo fabricante do cateter.

3 - Conecte o sensor de temperatura de injetato ao equipamento e insira-o no "container" com a solução do indicador. A luz indicadora "INJ. SENSOR" acesa indica mau funcionamento ou falta do sensor de temperatura do injetato.

4 - Conecte o cateter (lúmen termistor) ao equipamento.

5 - Com a chave seletora de temperatura posicionada em "Patient", pressione o botão "Temp". O "display" digital do equipamento mostrará a temperatura do paciente em $^{\circ}\text{C}$.

6 - Utilizando-se do registrador IL702, ajuste a linha de base de temperatura, para que esteja próxima à margem direita do papel, utilize para tal do knob denominado "Recorder Zero". Selecione ganho "Norm" para D.C. normais, ou "High" para D.C. altos ou "Low" para D.C. baixos. O uso de indicadores à temperatura ambiente geralmente requer ganho em "High".

7 - Posicione a chave "mode switch" para a posição "AUTO" onde o final da integração da curva de termodiluição é automaticamente efetuado.

8 - Conecte a seringa com indicador no lúmen CVP Proximal do cateter.

9 - Pressione "START".

10 - 3 segundos após o alarme soar, então injete imediatamente o indicador, rapidamente e a uma taxa de infusão constante.

11 - Ao final da integração o "display" digital do instrumento apresentará a leitura do D.C. em l/min.

12 - Para medidas repetitivas pressione "TEMP" e retorne ao passo

8. Recomenda-se um intervalo entre medidas de 30 a 90 seg.

ANEXO F - Relação dos Componentes

Componente	Código	Descrição
R01	1M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R02	1M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R03	10M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R04	14,7K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R05	10,0K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R06	1,1M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R07	1M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R08	1M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R09	10M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R10	59K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R11	1K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R12	10M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R13	21M0hm	Resistor, 5%, 1/8W
R14	9,530hm	Resistor, 1%, 1/8 W
R15	590K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R16	1M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R17	8,25K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R18	8,25K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R19	8,25K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R20	8,06K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R21	10M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R22	1K0hm	Resistor, 5%, 1/4W
R23	2K0hm	Resistor, 5%, 1/4W
R24	10M0hm	Resistor, 1%, 1/8W

Componente	Código	Descrição
R25	1K0hm	Resistor, 5%, 1/4W
R26	2K0hm	Resistor, 5%, 1/4W
R27	10M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R28	52,3K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R29	52,3K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R30	120K0hm	Resistor, 5%, 1/4W
R31	10M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R32	23,2K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R33	22,6K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R34	33,2K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R35	43K0hm	Resistor, 5%, 1/8W
R36	10M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R37	24,9K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R38	8,2K0hm	Resistor, 5%, 1/8W
R39	10M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R40	24,9K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R41	24,9K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R42	8,2K0hm	Resistor, 5%, 1/8W
R43	10M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R44	24,9K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R45	24,3K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R46	1,05K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R47	10M0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R48	19,6K0hm	Resistor, 1%, 1/8W
R49	200K0hm	Resistor, 5%, 1/8W
R50	200K0hm	Resistor, 5%, 1/8W

Componente	Código	Descrição
R51	24,9KOhm	Resistor, 1%, 1/8W
R52	20KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R53	10MOhm	Resistor, 1%, 1/8W
R54	72,5KOhm	Resistor, 1%, 1/8W
R55	470KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R56	10KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R57	9,09KOhm	Resistor, 1%, 1/8W
R58	4,7KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R59	100KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R60	330Ohm	Resistor, 5%, 1/8W
R61	100KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R62	1MOhm	Resistor, 1%, 1/8W
R63	51KOhm	Resistor, 5%, 1/4W
R64	10KOhm	Resistor, 5%, 1/4W
R65	1,2KOhm	Resistor, 5%, 1/4W
R66	1KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R67	20KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R68	2,2KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R69	2,2KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R70	10KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R71	10KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R72	10KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R73	18KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R74	3,9KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R75	12KOhm	Resistor, 5%, 1/8W
R76	95,3KOhm	Resistor, 5%, 1/8W

Componente	Código	Descrição
C01	4,7nF	Capacitor, poliester metalizado, 200V
C02	330pf	Capacitor, plate,
C03	4,7nF	Capacitor, poliester metalizado, 200V
C04	330pf	Capacitor, plate,
C05	330pf	Capacitor, plate,
C06	1,5nF	Capacitor, poliester metalizado, 200V
C07	330pf	Capacitor, plate,
C08	330pf	Capacitor, plate,
C09	1000nf	Capacitor, tântalo, 25V
C10	47nF	Capacitor, poliester metalizado, 200V
C11	330pf	Capacitor, plate,
C12	1000nf	Capacitor, tântalo, 25V
C13	330nF	Capacitor, poliester metalizado, 200V
C14	330pf	Capacitor, plate,
C15	330pf	Capacitor, plate,
C16	330pf	Capacitor, plate,
C17	330pf	Capacitor, plate,
C18	1000nf	Capacitor, poliester metalizado, 200V
C19	330pf	Capacitor, plate,
C20	10nF	Capacitor, poliester metalizado, 200V
C21	470nF	Capacitor, poliester metalizado, 200V
C22	1,0nF	Capacitor, poliester metalizado, 200V
C23	4,7nF	Capacitor, poliester metalizado, 200V
C24	330nF	Capacitor, poliester metalizado, 200V
C25	10000nF	Capacitor, eletrolítico, 16V
C26	10nF	Capacitor, Nugget, 400V

Componente	Código	Descrição
U01	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U02	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U03	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U04	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U05	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U06	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U07	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U08	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U09	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U10	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U11	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U12	CD4066B	Chave analógica, baixo consumo, CMOS
U13	ICL7611A	Amplificador operacional, baixa corrente de polariz.
U14	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U15	AD537JK	Conversor Tensão-Frequência,
U16	CA3079S	Amplificador operacional, baixo consumo,
U17	4N25	Acoplador ótico,
U18	6N136	Acoplador ótico,
U19	LM741C	Amplificador operacional,
U20	SN7403N	Circuito lógico TTL, 4 portas NAND
U21	AD537JK	Conversor Tensão-Frequência,
U22	LM741	Amplificador operacional,
U23	NE555	Timer,
U24	CD4066B	Chave analógica, baixo consumo, CMOS

! Componente !	Código	! Descrição
! Q01	! 2N3819	! Transistor de efeito de campo, canal N,
! Q02	! 2N2222	! Transistor, NPN,
! Q03	! 2N2222	! Transistor, NPN,
!	!	!
! D01	! 1N914	! Diodo de sinal, alta velocidade
! D02	! 1N914	! Diodo de sinal, alta velocidade
! D03	! 1N914	! Diodo de sinal, alta velocidade
! D04	! 1N914	! Diodo de sinal, alta velocidade

Componente	Código	Descrição
CH1		Chave 2 posições, uma seção,
CH0		Chave 2 posições, uma seção,
CH5		Chave push-botton, uma seção,
P01	200K0hm	Potenciometro, multivoltas (10)
P02	5000hm	Potenciometro, multivoltas (10)
P03	2K0hm	Potenciometro, multivoltas (10)
P04	2K0hm	Potenciometro, multivoltas (10)
P05	5K0hm	Potenciometro, multivoltas (10)
P06	1K0hm	Potenciometro, multivoltas (10)
P07	1K0hm	Potenciometro, multivoltas (10)
P08	2K0hm	Potenciometro, multivoltas (10)
P09	5000hm	Potenciometro, multivoltas (10)