

RENATO G. G. TERZI

ANÁLISE DO COMPORTAMENTO
MECÂNICO DO PULMÃO A DIFERENTES
VOLUMES DE VENTILAÇÃO POR
PRESSÃO POSITIVA INTERMITENTE

TESE DE DOUTORAMENTO APRESENTADA
À FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS

- UNICAMP -

CAMPINAS, 1973

FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

REITOR:

Professor Doutor ZEFERINO VAZ

COORDENADOR GERAL DA UNIVERSIDADE:

Professor Doutor PLÍNIO ALVES DE MORAES

DIRETOR:

Professor Doutor JOSÉ LOPES DE FARIA

PROFESSORES TITULARES:

Professor Doutor ANTONIO AUGUSTO DE ALMEIDA
Professor Doutor BERNARDO BEIGELMAN
Professor Doutor CLÓVIS MARTINS
Professor Doutor GABRIEL OLIVEIRA DA SILVA PORTO
Professor Doutor JOÃO ALVARENGA ROSSI
Professor Doutor JOSÉ ARISTODEMO PINOTTI
Professor Doutor JOSÉ LOPES DE FARIA
Professor Doutor LUIZ SÉRGIO LEONARDI
Professor Doutor MANUEL PEREIRA
Professor Doutor MIGUEL IGNÁCIO TOBAR ACOSTA
Professor Doutor NUBOR ORLANDO FACURE
Professor Doutor OSVALDO VITAL BRAZIL
Professor Doutor SILVIO DOS SANTOS CARVALHAL

PROFESSOR EMÉRITO:

Professor Doutor ANTONIO AUGUSTO DE ALMEIDA

À Sylvia,

Cristina, Renato e Eduardo.

HOMENAGEM

Uma homenagem especial ao Prof. Paul H. Gerst, da Universidade Columbia, em New York, pela orientação básica na formação profissional e científica do autor, e pelo seu esforço pessoal em conseguir que o autor pudesse estagiar no serviço do Prof. Richard M. Peters, atualmente Professor de Cirurgia e Bioengenharia da Universidade da Califórnia, em San Diego e a quem o autor presta homenagem especial pelos ensinamentos, pela dedicação ao trabalho, pela personalidade humana e, sobretudo, pelo privilégio de poder ter trilhado a seu lado.

AGRADECIMENTOS

O autor deseja registrar os agradecimentos a todos os que direta ou indiretamente colaboraram na preparação deste trabalho e em particular:

A toda a equipe dos laboratórios de Cirurgia Torácica e Cardiovascular, Biomatemática e Bioengenharia da Universidade da Carolina do Norte, em particular ao Prof. Ralph Stacy e aos Srs. Lyman Ripperton e James Hogan, que desenvolveram a programação digital e guiaram o autor no registro e processamento dos dados.

Ao Prof. Marcel Cerqueira Cesar Machado, pela orientação técnica e científica na análise dos dados e preparação do manuscrito.

Ao Prof. Luiz Sérgio Leonardi, pela confiança e apoio recebidos dentro do Departamento de Cirurgia da Unicamp.

Ao Prof. A.B.Prado Fortuna, prezado mestre e amigo leal, pela orientação, incentivo e ajuda que tem dispensado e continua dispensando ao autor.

Ao Prof. Rege R.Scarabucci, pela indispensável colaboração na preparação do apêndice e revisão do texto.

Aos Profs. Rubens Murilo Marques e A.Galvão N.Novaes, pela orientação na análise estatística.

Ao Sr. José Luiz Silveira e Srta.Cristina M. Lemos Ferreira, pela programação estatística realizada na Unicamp.

Ao Prof.Adail Lombardi, pela revisão do texto.

ÍNDICE

pag.

1. INTRODUÇÃO	1
2. DADOS DA LITERATURA.....	5
3. METODOLOGIA	10
3.1 Glossário dos símbolos empregados.....	10
3.2 Fundamentos teóricos na elaboração do modelo experimental.....	12
3.3 Modelo experimental.....	21
3.4 Obtenção dos dados.....	22
3.4.1 Medida do fluxo de ar.....	22
3.4.2 Medida da pressão transpulmonar.....	25
3.5 Registro dos dados.....	26
3.6 Processamento no computador digital dos sinais de fluxo e pressão transpulmonar.....	28
3.6.1 Determinação da Complacência Dinâmica pelo método clássico de VON NEERGARD & WIRZ.....	31
3.6.2 Determinação da Complacência Pulmonar e Resistência das vias aéreas pelo método do ângulo de fase.....	34
3.6.3 Determinação do Trabalho Total desenvolvido no pulmão.....	40
3.6.3.1 Determinação do Trabalho Total desenvolvido no pulmão pela integração do produto dos sinais de fluxo e pressão transpulmonar.....	41
3.6.3.2 Determinação do Trabalho Respiratório Total desenvolvido no pulmão pela fórmula de OTIS - simplificada por COOK & COL.....	43
3.6.3.3 Trabalho Respiratório Total desenvolvido no pulmão determinado pela equação de McILROY.....	45

3.6.4	Determinação do Trabalho Resistivo desenvolvido no pulmão.....	46
3.6.4.1	Determinação do Trabalho - Resistivo pela integração dos sinais de fluxo pela pressão transpulmonar.....	46
3.6.4.2	Trabalho Resistivo Inspi ratório determinado pelo segundo termo da equação - simplificada de OTIS.....	47
3.7	Análise Estatística.....	47
4.	RESULTADOS.....	50
5.	DISCUSSÃO	63
5.1	Complacência Pulmonar Dinâmica.....	63
5.2	Resistência Pulmonar.....	76
5.3	Trabalho Respiratório Total desenvolvido no pulmão.....	80
5.4	Trabalho Respiratório Resistivo desenvol vido no pulmão.....	87
6.	CONCLUSÕES.....	91
7.	APÊNDICE.....	93
7.1	Introdução à análise de FOURIER.....	94
7.2	Dedução da fórmula da Impedância em um circuito resistivo-capacitivo.....	97
7.3	O programa do computador.....	103
7.4	Tabelas de resultados individuais.....	116
8.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	135

1. INTRODUÇÃO

A função pulmonar freqüentemente constitui elemento determinante na evolução do enfermo grave. Este é um dos problemas mais sérios nos Centros de Terapia Intensiva, apesar de todos os cuidados no sentido de prover um suporte ventilatório aparentemente eficaz.

A insuficiência respiratória pós-traumática continua desafiando aqueles que investigam nos Centros de Terapia Intensiva e Unidades de Choque.

Embora muito se tenha aprendido a reconhecer e corrigir ao longo dos anos, com intuito de prover condições favoráveis para a hematose, tais como aspiração da árvore traqueobronquial, utilização mais liberal e precoce da traqueostomia, suporte ventilatório por equipamento mecânico e correção do equilíbrio ácido-básico, observa-se que, apesar desses cuidados de rotina alguns pacientes graves entram num quadro de insuficiência respiratória progressiva. (BURFORD & BURBANK, 1945; BREWER & col., 1946; BAER & OSBORN, 1960; SCHRAMMEL & col., 1963; COLLINS, 1969; FLEMING, 1972).

MOORE (1969) estima que o fator pulmonar seja relevante em trinta a cinquenta por cento dos casos de pacientes adultos que morrem nos Centros de Terapia Intensiva, hoje, em consequência de episódios iniciais de trauma, hemorragia, operações extensas, queimaduras ou choque.

Acredita-se que o fator mecânico pulmonar seja preponderante na fisiopatologia da insuficiência respiratória (JENKINS & col., 1950; SEALY & col., 1966 ;

PETERS, 1969; SAFAR & col., 1972).

Observações experimentais realizadas em animais submetidos a choque padronizado (GERST & col., 1959; SEALY & col., 1966, HENRY & col., 1967; PROCTOR & col., 1968; SUGG & col., 1968; BUCKBERG & DOWELL, 1970) demonstram que na fase aguda as alterações macroscópicas de hemorragia e atelectasia pulmonar, quando observadas, são acompanhadas de mínimas alterações de complacência pulmonar, porque a fase de edema intersticial e consolidação pulmonar só se estabelece horas ou dias após a agressão inicial (PONTOPPIDAN, 1968). Estas verificações foram confirmadas pelo autor em observações pessoais, não publicadas. Este fato tem-se confirmado ainda, nos achados de necropsia (JENKINS & col., 1950; MOORE, 1969; BLAISDELL & col., 1970) e nos estudos de complacência pulmonar nas fases evolutivas destes pacientes (PONTOPPIDAN, 1968; FLEMING & col., 1972).

O diagnóstico precoce deste quadro é extremamente difícil pela propedêutica habitual (BERMAN & SPENCER, 1972) pois tanto as modificações radiológicas, quanto o aumento do "shunt" veno-arterial do pulmão só se manifestam quando há evidente insuficiência respiratória e extensa patologia pulmonar (PONTOPPIDAN, 1968). O estudo da mecânica respiratória tem se mostrado método bastante sensível no diagnóstico precoce das alterações evolutivas das propriedades físicas do pulmão (COOK & col., 1959; PETERS, 1969; TERZI & PETERS, 1968).

O problema maior na análise da mecânica respiratória, em investigação clínica, tem sido a complexidade na determinação e análise dos dados. Com o advento de técnicas de computação digital tornou-se possível a determinação quase instantânea destes dados, permitindo a aplicação destas técnicas nos Centros de Terapia Intensiva. Para que os dados obtidos tenham valor prático, tanto no estudo da evolução do quadro clínico, como na orientação terapêutica em função da detecção precoce

das alterações mecânicas, torna-se necessário definir o comportamento do pulmão normal

Estudos anteriores da complacência pulmonar em pacientes submetidos à pressão positiva intermitente mostram que a correlação entre volume de ar corrente e pressão transpulmonar é linear dentro dos limites de ar corrente estudados (HOWELL & PECKETT, 1957; OPIE & col. 1959). Sabe-se também, pelos diagramas de pressões de relaxamento, que esta correlação deixa de ser linear quando se atingem volumes de ar corrente acima de 70 % da capacidade vital (RAHN & col., 1946).

Normalmente , os pacientes que requerem su porte mecânico da respiração são submetidos a volumes de ar corrente e pressões inspiratórias superiores aos habitualmente verificados em indivíduos controles em condições basais (MOORE, 1969; BEVILACQUA, 1973).

Portanto, o estudo do comportamento mecânico do pulmão a níveis superiores de ventilação pulmonar, justifica-se pela necessidade da interpretação correta dos dados obtidos em indivíduos com comprometimento me cânico do sistema respiratório e submetidos à ventilação pulmonar por pressão positiva intermitente.

O presente trabalho tem como objetivos:

1. Estudar o comportamento mecânico pulmonar do cão normal e com o tórax intacto, submetido a diferentes volumes de ventilação por pressão positiva intermitente, empregando técnicas de computação digital.

2. Correlacionar os dados obtidos com os volumes empregados, procurando estabelecer os níveis críticos, em que a resposta do sistema deixa de ser li-

near.

Este trabalho foi realizado nos laboratórios do DEPARTAMENTO DE CIRURGIA TORÁCICA E CARDIOVASCULAR, BIOMATEMÁTICA E BIOENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DA CAROLINA DO NORTE e a análise estatística dos resultados, realizada no CENTRO DE COMPUTAÇÃO DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS.

2 . DADOS DA LITERATURA

Embora simples, o mecanismo de ventilação pulmonar só veio a ser compreendido no século XII, quando, como em outras áreas, sérias objeções começaram a ser impostas na dogmática e perpetuada fisiologia de Galeno (PERKINS, 1964).

Em 1660 FRANCISCUS SYLVIUS DE LA BÔE, (PERKINS, 1964), observando os movimentos respiratórios em relação aos músculos intercostais e ao diafragma concluiu que:

"Os pulmões não têm movimento próprio, mas seguem o movimento do tórax e diafragma. Os pulmões não expandem porque são insuflados por ar, mas se insuflam por ar porque são expandidos".

A elasticidade dos pulmões foi estudada inicialmente por CARSON em 1820 (FENN , 1964), ligando um manômetro de água à traqueia de animais previamente sacrificados por asfixia, e registrando o aumento de pressão decorrente da abertura do tórax.

DONDERS em 1853 (PERKINS, 1964) aplicou as mesmas técnicas no cadáver.

Estudos mais completos foram obtidos em 1908 por JAQUET, utilizando uma "câmara de diferenciação pneumática", desenvolvida em 1885 por WILLIAMS (FENN , 1964) para fins terapêuticos. Nesta câmara hermeticamente fechada, o indivíduo respirava por um tubo ligado a uma abertura externa. Através de foles, a pressão atmosférica dentro da câmara poderia ser modificada contínua ou alternadamente. Com o indivíduo em estado de relaxamento muscular e pela medida do volume de

ar corrente e de pressão dentro da câmara, foram obtidos dados para a primeira curva de relaxamento. O análogo moderno da câmara de diferenciação pneumática é o respirador artificial de DRINKER (1929), também denominado pulmão de aço.

Em toda a história da mecânica respiratória um nome entretanto, sobrepuja os seus pares, FRITZ ROHRER (1888-1926), fisiologista suíço, que foi considerado por PERKINS (1964) homem muito além de seus contemporâneos. Embora tivesse vivido pouco, produziu extraordinariamente, fazendo uma análise pormenorizada de todos os aspectos da mecânica respiratória e introduzindo formulações matemáticas das forças envolvidas na respiração. Em artigo clássico escrito para o livro de fisiologia editado por BETHE (1925) descreveu as características das curvas de volume-pressão, calculou trabalho respiratório e demonstrou que existe uma frequência respiratória ideal, em termos de trabalho respiratório mínimo.

NEERGARD & WIRZ (1927), seus discípulos, continuaram seu trabalho, descrevendo o método clássico de determinação da complacência dinâmica e inferindo a existência de substância que atuaria na tensão superficial dos alvéolos. O assunto entretanto, não estimulou outros investigadores da época, e nem foi abordado em livros de texto de fisiologia.

Somente no período da Segunda Guerra Mundial é que vários laboratórios do mundo retomaram as investigações da mecânica respiratória, em particular os trabalhos de RAHN & col. (1946). No entender de PERKINS (1964) o avanço técnico mais importante em toda a história da mecânica respiratória foi a introdução da medida da pressão esofágica para registro de pressão intra-pleural.

Os métodos de análise comumente empregados baseiam-se na análise de diagramas respiratórios registrados em um osciloscópio, com o sinal do volume entrando na ordenada e com o sinal de pressão entrando na abscissa (MARSHALL, 1965).

Os diagramas respiratórios são fotografados e as áreas para determinação do trabalho respiratório são medidas planimetricamente, assim como a inclinação do maior eixo da elipse, para a determinação da complacência pulmonar (OTIS & col., 1950; OTIS, 1954 , 1964); MARSHALL, 1965).

A medida da resistência pulmonar é ainda mais complexa pela determinação da inclinação das curvas de fluxo e pressão, após subtração eletrônica do componente elástico da pressão (DUBOIS, 1964).

Os métodos clássicos são lentos e trabalhosos além de estarem sujeitos a erros de medida. Uma revisão global da literatura seria muito exaustiva e nem é objetivo deste trabalho. Portanto, alguns aspectos fundamentais de mecânica respiratória serão abordados na metodologia, baseados nos princípios elaborados por ROHRER (1925) e complementados nos últimos anos por OTIS & col. (1950) ; FENN (1951) ; MEAD & WHITTENBERGER (1953) ; McILROY & col. (1954); OTIS (1954) ; CHERNIACK & col. (1955) ; FRANK & col. (1956) ; OTIS & col. (1956) ; MEAD & col. (1957) ; BRISCOE & DUBOIS(1958) ; AGOSTONI & col. (1959) ; KNOWLES & col. (1959) ; MEAD & COLLIER (1959) ; MEAD (1960) ; CROSSFILL & WIDDICOMBE (1961) ; MEAD (1961) ; WATSON (1962) ; MILIC-EMILI & col. (1963) ; MEAD & MILIC-EMILI (1964) ; OTIS (1964); MARSHALL (1965) .

em 1963, MALONEY & col. apresentaram técnicas digitais de análise da bioquímica do sangue , enquan -

to que OSBORN & col. desenvolveram técnicas analógicas na determinação dos trabalhos cardíaco e respiratório.

PETERS & STACY (1964) determinaram parâmetros de mecânica respiratória por meio de computadores analógicos especificamente elaborados para este fim. Um protótipo foi construído nos laboratórios da Universidade da Carolina do Norte e utilizado experimentalmente por TERZI & PETERS (1968) no estudo da mecânica respiratória na sobrecarga líquida e clinicamente por WELLS & PETERS (1967) em pacientes pneumectomizados e por PETERS & col. (1969) no estudo de pacientes submetidos a toracotomia.

Este método tem-se mostrado muito conveniente pois é possível, mediante computação analógica, determinar instantaneamente (tempo real) os parâmetros mecânicos da respiração.

Um problema, entretanto, se relaciona com este método de análise. As curvas de fluxo e de pressão são curvas obtidas por manômetros elétricos de alta sensibilidade, trabalhando em regime de baixa pressão. Apresentam invariavelmente, certo grau de interferência (ruído) que altera a precisão do método. Um dos ruídos mais importantes na curva de pressão é o pneumocardiograma produzido pelos batimentos cardíacos captados pelo balão esofágico.

Normalmente, o pneumocardiograma tem uma frequência 3 a 4 vezes superior à frequência do sistema respiratório. Embora investigadores tenham experimentado a utilização de filtros de frequência (STACY & PETERS, 1965) este método de análise tem apresentado um grau de variabilidade e reprodutibilidade tal, que deixa muito a desejar, principalmente na análise de ciclos respiratórios em ventilação espontânea.

Da necessidade de se obterem dados mais reproduzíveis e, portanto, mais significativos, foi desenvolvido outro método de determinação da complacência pulmonar e resistência das vias aéreas mediante um sistema denominado método do ângulo de fase (HILBERMAN & col. 1972), que será descrito pormenorizadamente no texto. Este método emprega técnicas de computação digital, pois com o desenvolvimento técnico e o aparecimento de computadores digitais mais compactos e com entradas específicas para estudos fisiológicos, como os conversores analógico-digitais, passou-se a empregá-los na análise mecânica do sistema respiratório. LEWIS & col. (1966), OSBORN & col. (1968) e HILBERMAN & col. (1969 e 1972) desenvolveram técnicas digitais especificamente elaboradas para o estudo da mecânica respiratória, monitoramento e controle de respiradores artificiais, para o uso em Centros de Terapia Intensiva, atualmente em fase de implantação e desenvolvimento, objetivando principalmente a investigação clínica do enfermo grave.

3 . METODOLOGIA

3.1. GLOSSÁRIO DOS SÍMBOLOS EMPREGADOS.

Os símbolos aqui apresentados, adaptados à língua-portuguesa, estão baseados em grande parte na listagem preparada por AGOSTONI & col. e publicada por MEAD & MILIC-EMILI na apresentação da teoria e metodologia da mecânica respiratória no HANDBOOK OF PHYSIOLOGY da AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY, em 1964 .

Os demais símbolos que não constem do glossário se não definidos no texto.

Os símbolos referentes aos apêndices serão apresentados separadamente. Os símbolos do programa do computador são mantidos inalterados na linguagem original, FORTRAN-I , e são apresentados no apêndice 7.3.

P	- Pressão em relação à atmosfera.
Pap1	- Pressão aplicada.
Pe1	- Componente elástico da pressão aplicada.
Pres	- Componente resistivo da pressão aplicada.
Pin	- Componente inercial da pressão aplicada.
Par	- Pressão nas vias aéreas superiores.
Ppl	- Pressão na superfície pleural.
Pes	- Pressão esofagiana.
Ptp	- Pressão transpulmonar.
V	- Volume
Vi	- Volume no fim da inspiração
Ve	- Volume no fim da expiração
V	- Razão da variação do volume = = Fluxo = 1^a derivada do volume.

- \ddot{V} - Aceleração do volume =
 = 2ª derivada do volume
 C_{din} - Complacência dinâmica
 CF - Complacência dinâmica determinada pelo método
 do ângulo de fase.
 CZ - Complacência dinâmica determinada nos momentos
 de fluxo zero.
 E - Elastância
 R - Resistência pulmonar
 R_{te} - Resistência dos tecidos do pulmão
 R_{ae} - Resistência das vias aéreas
 G - Condutância pulmonar = $\frac{1}{R}$
 T - Trabalho
 TTI - Trabalho total inspiratório
 TRI - Trabalho resistivo inspiratório
 TRE - Trabalho resistivo expiratório
 TRT - Trabalho resistivo total = TRI + TRE.
 TTO - Trabalho total determinado pela fórmula simpli-
 ficada de Otis.
 TRO - Trabalho resistivo inspiratório determinado pe-
 la fórmula simplificada de Otis.
 ITMcI - Trabalho total determinado pela fórmula de -
 Mc Ilroy.
 K₁ e K₂ - Constantes resistivas pertinentes ao fluxo la-
 minar e turbulento.
 ϕ - Ângulo de fase
 Z - Impedância
 X_c - Reatância capacitiva
 X_L - Reatância indutiva
 f - Frequência respiratória.
 PPI - Pressão positiva intermitente

3.2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS NA ELABORAÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL

O sistema respiratório é mecanicamente simples, constituído por uma caixa rígida, mas de volume fasicamente variável, contendo dois órgãos elásticos constituídos por milhões de sacos alveolares. Estes, são conectados em paralelo, através de uma ramificação brônquica com características resistivas, cujo contacto com a atmosfera se faz através de abertura única. Como todo sistema mecânico, a movimentação do ar para dentro e para fora do alvéolo exige uma aceleração do gás, conferindo-lhe, portanto, características de inércia.

O sistema obedece às leis físicas fundamentais que envolvem forças e oposição de forças.

Portanto, o sistema respiratório obedece às mesmas leis mecânicas fundamentais, baseadas na 3^a lei de Newton, envolvendo forças de natureza elástica, resistiva e de inércia.

Quando se aplica determinada pressão nas vias aéreas do sistema respiratório (P_{ap1}) parte será empregada e armazenada como pressão elástica (P_{el}) e o resto é dissipado como energia, para movimentar e acelerar o ar, através da resistência das vias aéreas (P_{res} e P_{in}).

$$P_{ap1} = P_{el} + P_{res} + P_{in} \quad (1)$$

A pressão necessária para vencer as forças elásticas do pulmão (P_{el}) é diretamente proporcional ao produto de uma constante denominada Elastância (E) e ao volume de ar corrente introduzido.

$$P_{e1} = E.V \quad (2)$$

A parcela de pressão que corresponde ao componente resistivo é diretamente proporcional ao produto de uma constante, denominada resistência (R), pelo fluxo de ar (\dot{V}).

$$Pres = R.\dot{V} \quad (3)$$

A componente de inércia tem sido considerada insignificante no contexto das forças envolvidas na mecânica respiratória (MEAD, 1961), e será desprezada no presente trabalho.

Portanto:

$$P_{ap1} = E.V + R.\dot{V} \quad (4)$$

Analisando cada termo desta equação individualmente:

A) PRESSÃO APLICADA (P_{ap1})

Esta pressão representa a pressão necessária para desenvolver a movimentação do tórax e do pulmão. Não é possível, na respiração espontânea, determinar esta pressão. Em um animal curarizado isto é possível, se o animal estiver sendo ventilado mecanicamente.

No respirador artificial tipo DRINKER, P_{ap1} corresponderá à pressão desenvolvida dentro da câmara, em relação à pressão atmosférica. No respirador de pressão positiva intermitente P_{ap1} corresponderá à pressão desenvolvida na traquéia cervical, em relação à pressão atmosférica. É evidente que esta pressão assim determinada traduza as forças mecânicas que devem ser vencidas no sistema respiratório global, incluindo, portanto, as forças mecânicas dos pulmões e da caixa torácica.

Entretanto, este trabalho focaliza princi-

palmente as características físicas do pulmão e, portanto, a pressão aplicada será aquela desenvolvida exclusivamente para determinar a expansão pulmonar.

Denomina-se pressão transpulmonar (Ptp) a diferença de pressão entre a pressão nas vias aéreas (Par) e a pressão pleural (Ppl).

$$Ptp = Par - Ppl \quad (5)$$

Durante a respiração espontânea, Par é igual à pressão atmosférica. Como estas pressões têm como ponto de referência a pressão atmosférica, que é arbitrariamente considerada como zero, obviamente Par será igual a zero. Note-se, portanto, que a pressão transpulmonar na respiração espontânea será igual à pressão pleural. Na respiração artificial, ventilando o paciente por pressão positiva intermitente, a pressão na traquéia cervical (Par) é dita positiva por ser maior que a pressão atmosférica. A pressão pleural (Ppl) que normalmente é negativa (sub-atmosférica), exerce uma força na expansão pulmonar. Portanto, neste caso, a pressão total aplicada na expansão exclusiva do pulmão é representada pela pressão diferencial entre a pressão positiva determinada pelo aparelho de respiração artificial e pela pressão pleural negativa.

B) COMPONENTE ELÁSTICO (Pel = E.V)

As forças elásticas a serem vencidas, são diretamente proporcionais à elastância pulmonar. No sistema respiratório prefere-se falar em complacência (C) que é o inverso da elastância, pois torna-se mais fácil traduzir as propriedades de um órgão elástico nestes termos. Quanto mais complacente o pulmão, mais volume ele vai aceitar para cada unidade de pressão aplicada.

Derivando C da fórmula (2) tem-se:

$$C = \frac{V}{P_e T} \quad (6)$$

Portanto , podemos determinar a constante C (complacência), se for possível medir o volume de ar introzuido no pulmão e a pressão necessãria para man - ter este volume no pulmão, em condições estãticas.

Num simples experimento, a complacência estãtica pode ser determinada, utilizando-se a seguinte pre - paração: retira-se um pulmão de cadãver, cujo brõnquio é hermeticamente selado por uma sonda que permite o registro de pressão por meio de um manõmetro de água e de uma agulha introduzida na parede da sonda. Por meio de uma seringa, pequenos incrementos de ar são introduzidos e, apõs o equilíbrio estãtico, mede-se a variação de pressão observada no manõmetro de água (FIG.1). Os dados de volume são colocados na ordenada de um diagrama e as pressões observadas na abscissa (FIG.2).

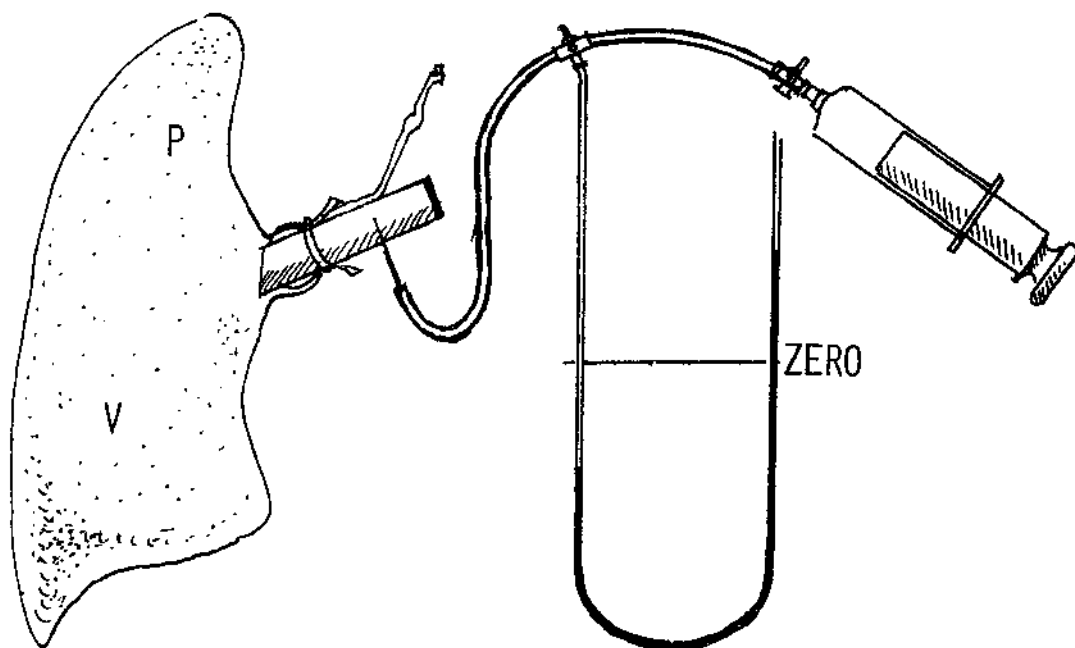


FIG.1- MÉTODO DE DETERMINAÇÃO DA RELAÇÃO ENTRE VOLUME E PRESSÃO NO PULMÃO ISOLADO.

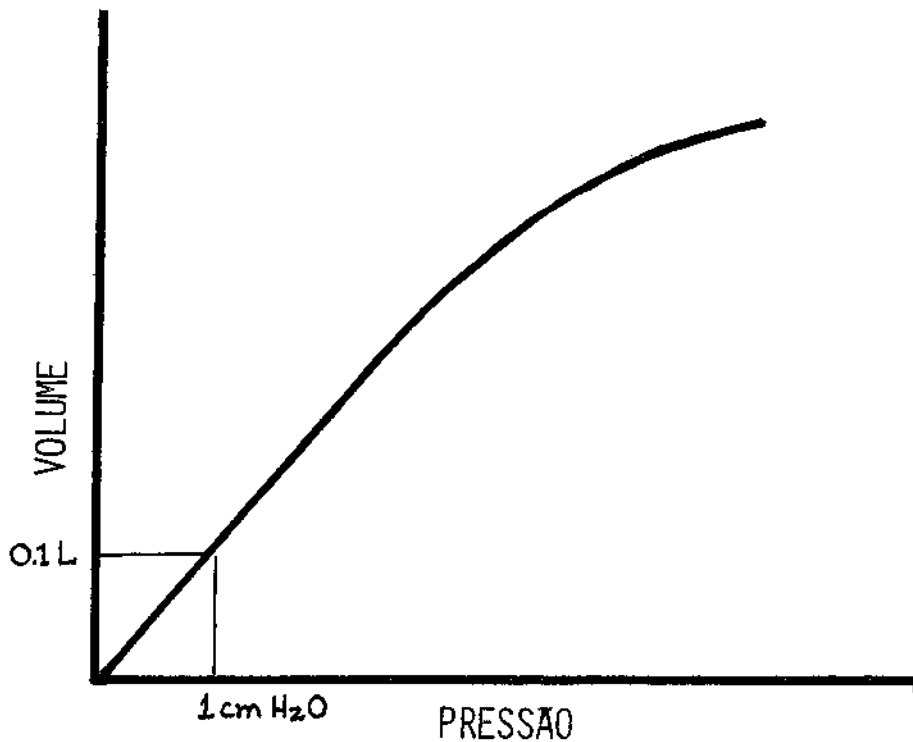


FIG.2- RELAÇÃO ENTRE VOLUME E PRESSÃO DETERMINADA EM CONDIÇÕES ESTÁTICAS.

Observa-se que as medidas simultâneas de volume e pressão determinam neste diagrama uma reta, denominada reta da complacência. Esta correlação linear entre o volume e a pressão é válida até atingir determinado ponto crítico, como postulado pela lei de Hooke.

Assim, no exemplo citado, para cada incremento de cem centímetros cúbicos de ar no pulmão, a pressão se eleva de um centímetro de água.

Aplicando a fórmula (6), ter-se-á:

$$C = \frac{V}{P_{e1}} = \frac{0,1 \text{ L}}{1 \text{ cm.H}_2\text{O}} = 0,100 \text{ L/cm. H}_2\text{O}$$

Esta constante é aproximadamente linear no espectro de volumes alveolares considerados fisiológicos para o pulmão em estudo. A constante acima pode ser re-

presentada pelo grau de inclinação da reta.

Na figura 3 note-se que no diagrama de volume-pressão estão representadas três retas (C_1, C_2, C_3) com diferentes graus de inclinação.

Observe-se que um volume introduzido em pulmões com diferentes elasticidades, vai gerar uma pressão elástica diferente. Note-se que, no caso da reta C_1 , o volume introduzido determina uma pressão elástica pequena e, no caso da reta C_3 , uma pressão elástica elevada. Diz-se então que, no primeiro caso, o pulmão é muito complacente ($C = 0,300 \text{ L/cm/H}_2\text{O}$) e, no segundo caso, trata-se de um pulmão pouco complacente ($C = 0,050 \text{ L/cm.H}_2\text{O}$).

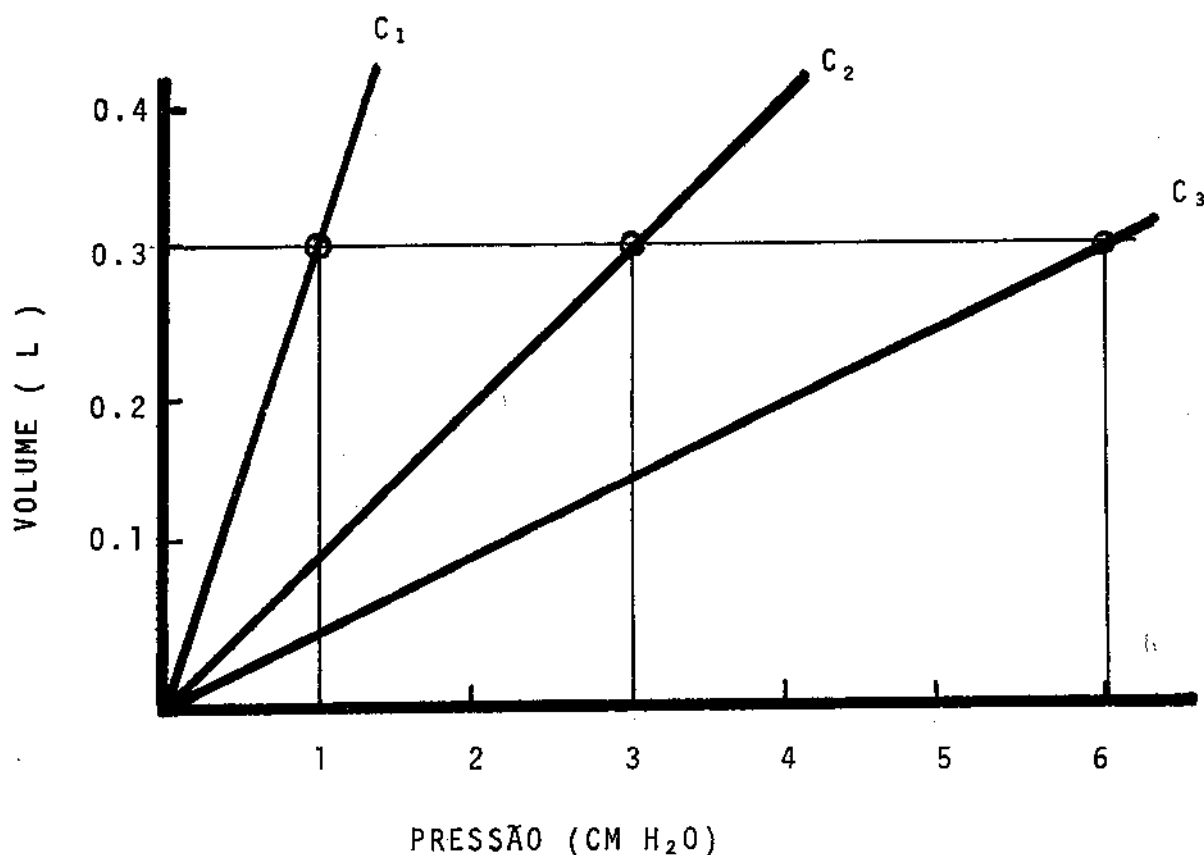


FIG. 3- REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DE TRÊS RETAS COM DIFERENTES GRAUS DE INCLINAÇÃO, REPRESENTANDO DIFERENTES VALORES DE COMPLACÊNCIA.

Entretanto, do ponto de vista prático, a medida da complacência estática é de pouco valor clínico. A complacência deve ser determinada com o paciente ou o animal de experimentação, respirando espontaneamente ou artificialmente. A complacência assim determinada é chamada complacência dinâmica (C_{din}). É preciso determinar o volume introduzido e a pressão elástica necessária para expandir o pulmão. Observa-se que a pressão elástica pode ser derivada da pressão aplicada (EQUAÇÃO 1).

$$P_{ap1} = P_{el} + P_{res} + P_{in} \quad (1)$$

A pressão elástica será igual à pressão aplicada somente quando a pressão resistiva e a pressão de inércia forem iguais a zero. Esta condição existe somente em dois pontos do ciclo respiratório: no fim da inspiração e no fim da expiração, quando não há fluxo de ar nem para dentro e nem para fora do pulmão (FIG.4), quando:

$$P_{res} = 0$$

$$P_{in} = 0 \quad \therefore P_{ap1} = P_{el}$$

Nestas condições pode-se dizer que:

$$C_{din} = \frac{V_i - V_e}{P_i - P_e} = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

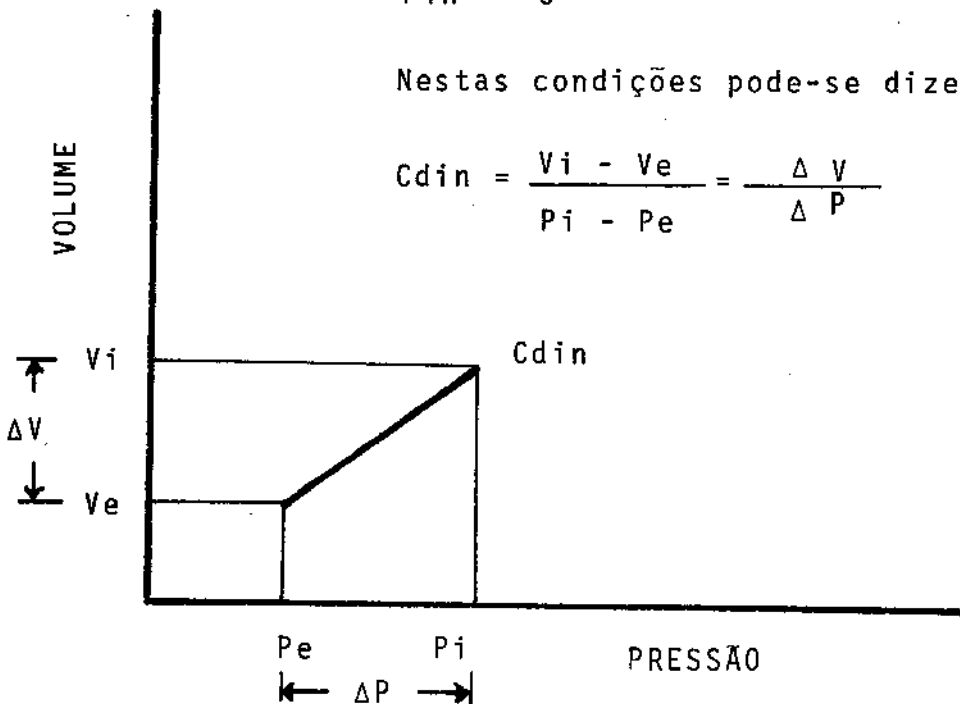


FIG.4. MÉTODO DE DETERMINAÇÃO DA COMPLACÊNCIA PULMONAR DINÂMICA.

c) COMPONENTE RESISTIVO (Pres=R \dot{V})

O componente resistivo no pulmão diz respeito à resistência ao fluxo de ar pelas vias aéreas e a um componente tecidual, no atrito oferecido pelo parênquima pulmonar, durante a expansão.

A resistência mais significativa reside nas vias aéreas (DUBOIS,1964). É um componente que se relaciona diretamente ao fluxo e, portanto, só ocorre em condições dinâmicas.

Devido à bizarra morfologia da árvore tráqueo-brônquica, que foge a qualquer modelo matemático, admite-se que, durante um regime de hiperventilação, o fluxo faça exceder um valor, definido como o número Reynolds, além de 2.000, quando o fluxo passa de laminar a turbulento. (DUBOIS,1964).

O número Reynolds está diretamente relacionado com a densidade do ar e o fluxo, e inversamente proporcional ao raio do tubo e à viscosidade do ar.

Nr = número de Reynolds

ρ = densidade do ar

\dot{V} = fluxo

r = raio

μ = viscosidade do ar

$$Nr = \frac{2 \rho \dot{V}}{\pi r \mu} \quad (8)$$

O componente resistivo da pressão necessária para movimentar um fluxo laminar corresponde ao produto de uma constante resistiva de fluxo laminar (K_1) pelo fluxo de ar (\dot{V}). Todavia o componente resistivo de pressão,

em regime de fluxo turbulento, \bar{e} diretamente proporcional ao produto de outra constante (K_2) pelo quadrado do fluxo (\dot{V}^2).

K_1 = constante resistiva do fluxo laminar

K_2 = constante resistiva do fluxo turbulento

$$Pres = K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2 \quad (9)$$

Analogamente a um sistema elétrico, num sistema de volume-pressão a resistência pode ser expressa como na lei de Ohm, pela relação entre a pressão e o fluxo.

R = resistência

$Pres$ = pressão necessária para vencer as forças resistivas.

\dot{V} = fluxo

$$R = \frac{Pres}{\dot{V}} \quad (10)$$

Na determinação da resistência das vias aéreas deve-se considerar exclusivamente a pressão necessária para a movimentação do fluxo de ar, subtraindo, portanto, da pressão aplicada, a pressão necessária para vencer as forças elásticas do pulmão.

$$Pres = Pap1 - Pel \quad (11)$$

A resistência das vias aéreas é variável no ciclo respiratório, e os métodos propostos para sua determinação são múltiplos e complexos (DUBOIS, 1964).

3.3. MODELO EXPERIMENTAL

No modelo experimental utilizou-se o cão como animal de estudo. O animal, em decúbito dorsal, foi anestesiado com Tionembutal (30 mg/Kg), administrado endovenosamente e intubado com sonda orotraqueal número 36F, provida de um balão de insuflação.

O balão de latex para medida de pressão esofagiana foi então guiado até o terço médio do esôfago, insuflado com 0,2 ml de ar e em seguida, ligado a um terminal do manômetro diferencial PM131TC *. O outro terminal foi unido por meio de uma agulha número 20, diretamente na sonda endotraqueal.

A abertura da sonda traqueal foi ligada em série ao pneumotacógrafo de Fleisch ** e, em seguida, a um respirador de pistão, tipo Harvard, modelo 607***.

No respirador artificial, empregou-se ar atmosférico e controle manual da frequência e volume corrente.

Por meio de um polietileno colocado na veia jugular externa do animal, administrou-se uma solução de succinil-colina, na dose de 0,006 mg/kg/min, para induzir paralisia total dos músculos respiratórios.

Após o equilíbrio das condições basais do animal, foi iniciado o registro de dados. Mantendo o animal a uma frequência respiratória fixa, foi induzida a variação do volume de ar corrente. Os dados para cada nível de ventilação foram registrados pelo menos durante um minuto após a estabilização.

Foram estudados nove animais, registrando-se em fita magnética cerca de 4.000 ciclos respiratórios. Destes, 1430 foram processados pelo computador, obtendo-se 143

* Statham Instruments Inc. Oxnard, Calif.

** Instrumentation Associates Inc. N.Y.

*** Harvard Apparatus Co. Inc. Millis, Mass.

observações, cada qual representando a média de dez ciclos respiratórios.

3.4. OBTENÇÃO DOS DADOS

3.4.1. MEDIDA DO FLUXO DE AR

O fluxo de ar que entra e sai do pulmão, quando se emprega a ventilação artificial, não pode ser determinado pelos registros do próprio aparelho de respiração. A possibilidade de vazamento de válvulas no equipamento (PETERS & HUTCHIN, 1967) pode induzir à obtenção de dados errôneos.

Foi utilizado, portanto, o pneumotacógrafo (FLEISCH, 1925) que dá excelente resposta linear a um espectro variado de fluxos. Baseia-se fundamentalmente na lei de Poiseuille.

$$\phi = P \cdot \frac{\pi}{8} \cdot \frac{1}{\mu} \cdot \frac{r^4}{l} \quad (12)$$

ϕ = fluxo

P = gradiente de pressão através de uma resistência.

μ = coeficiente de viscosidade do gás

r = raio do tubo

l = comprimento do tubo

O aparelho é constituído de um tubo de determinado comprimento (l) e diâmetro (2r), e o gás que flui por ele apresenta um coeficiente constante de viscosidade. O tubo apresenta uma série de canalículos paralelos que, além de manterem o fluxo laminar, determinam uma pequena resistência ao fluxo.

Para que esta resistênça seja mantida constante, a condensação do vapor de água do ar expirado nos canalículos paralelos é evitada, conservando-se o aparelho aquecido a 38º C, por meio de uma resistênça elétrica que engloba os canalículos (FIG.5).

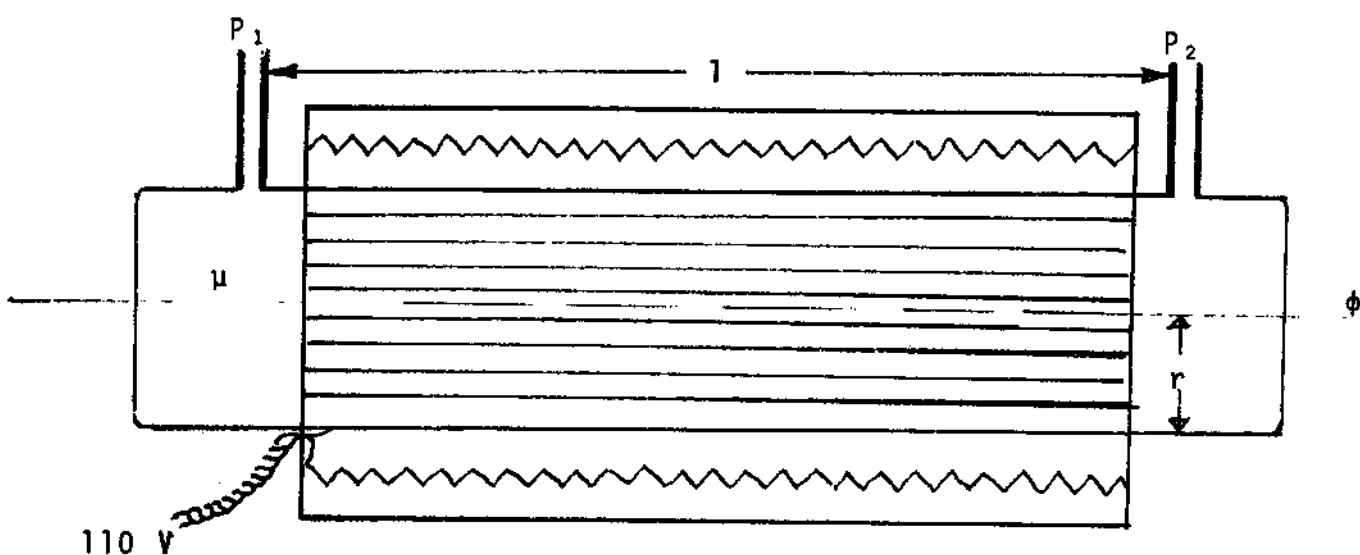


FIG.5- ESQUEMA DO PNEUMOTACÓGRAFO DE FLEISCH.

Neste equipamento o comprimento do tubo, o raio e a viscosidade do ar são constantes.

$$l = K$$

$$r = K$$

$$\mu = K$$

$$P = P_1 - P_2$$

Pode-se conseqüentemente escrever a lei de Poiseuille

da seguinte forma:

$$\phi = P \frac{\pi}{8} \frac{1}{K} \frac{K^4}{K} \quad (13)$$

$$\frac{\pi}{8} \frac{1}{K} \frac{K^4}{K} = K \quad (14)$$

$$\therefore \phi = K.P. \quad (15)$$

Onde K representa a resistência global do pneumotacógrafo, de acordo com as suas características individuais de comprimento e de diâmetro.

É óbvio que não é necessário o cálculo de K, para a medida do fluxo.

Como a resposta é linear para cada diferença de pressão (P), registra-se determinado fluxo. A calibragem do aparelho é realizada por intermédio de um fluxômetro de alta precisão, utilizado em pesquisa.*

P é obtida, medindo a diferença de pressão entre P_1 e P_2 , aplicadas a um manômetro diferencial SANBORN **, modelo 270, de alta sensibilidade (-400 mm. H_2O a + 400 mm. H_2O).

O registro de fluxo no sistema respiratório obedece a uma variação fásica, de acordo com a inspiração e a expiração. Quando o fluxo muda de sentido no pneumotacógrafo, P também muda de sentido e registra-se então uma curva que oscila em torno de uma linha de base zero, correspondente a P_1 igual a P_2 , quando o fluxo é igual a zero, isto é, no fim da inspiração e no fim da expiração.

* *Instrumentation Associates, New York, N.Y.*

** *Sanborn Co., Boston, Mass.*

3.4.2. MEDIDA DA PRESSÃO TRANSPULMONAR

A medida da pressão transpulmonar (Ptp) é realizada através de um manômetro diferencial de alta sensibilidade, modelo STATHAM PM 131TC. O manômetro deve ser diferencial, pois está-se medindo a diferença entre duas pressões constantemente variáveis. Ao nível da traquéia cervical, mede-se a pressão de entrada (Par). Como se está empregando um respirador artificial, esta pressão não será atmosférica, mas sim uma pressão positiva, intermitente e variável.

A pressão de entrada (Par) é medida diretamente através de uma abertura na sonda orotraqueal. Deve-se ter o cuidado especial para conseguir a vedação completa do balão na sonda orotraqueal, a fim de que não haja escape de ar.

A pressão pleural (Ppl) direta não foi medida neste modelo experimental, pois o pequeno pneumotórax necessário para a medida direta, poderia interferir nas medidas da mecânica pulmonar. Para se obter uma medida mais próxima das condições do paciente, com respiração positiva intermitente e um tórax intacto, foi utilizado o método de medida da pressão esofagiana (MEAD, 1961; MILIC-EMILI & col., 1963).

O balão empregado foi de 4 cm de comprimento com 3,5 cm de diâmetro, constituído de latex com 0,06 mm de espessura. O balão é totalmente selado a um tubo de polietileno (PE 210) (FIG.6).

O balão é colocado no terço médio do esôfago. Antes de ligar o polietileno ao manômetro diferencial, o balão é totalmente esvaziado e a seguir insuflado com 0,2 ml de ar. Esta manobra permite a obtenção de dados mais precisos, reduzindo a possibilidade de intro

dução de artefatos técnicos (MILIC-EMILI & col., 1963).

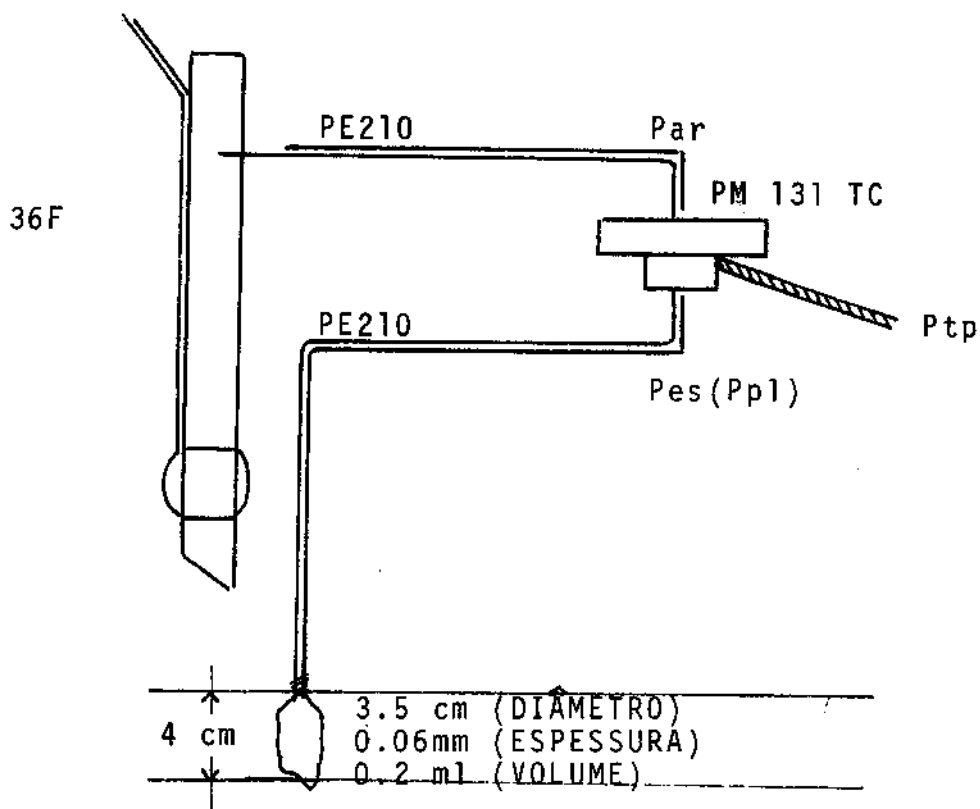


FIG.6 MÉTODO DE DETERMINAÇÃO DA PRESSÃO TRANSPULMONAR.

A calibração é obtida através de um manômetro de água em U. Uma única pressão de calibração é suficiente, pois o manômetro apresenta uma resposta linear em toda a sua faixa de medida entre $-400 \text{ mm H}_2\text{O}$ a $+400 \text{ mm H}_2\text{O}$.

3.5. REGISTRO DOS DADOS

Os manômetros diferenciais de fluxo e pressão foram ligados a preamplificadores SANBORN, modelo 350.1100C para a ampliação dos sinais (FIG. 7).

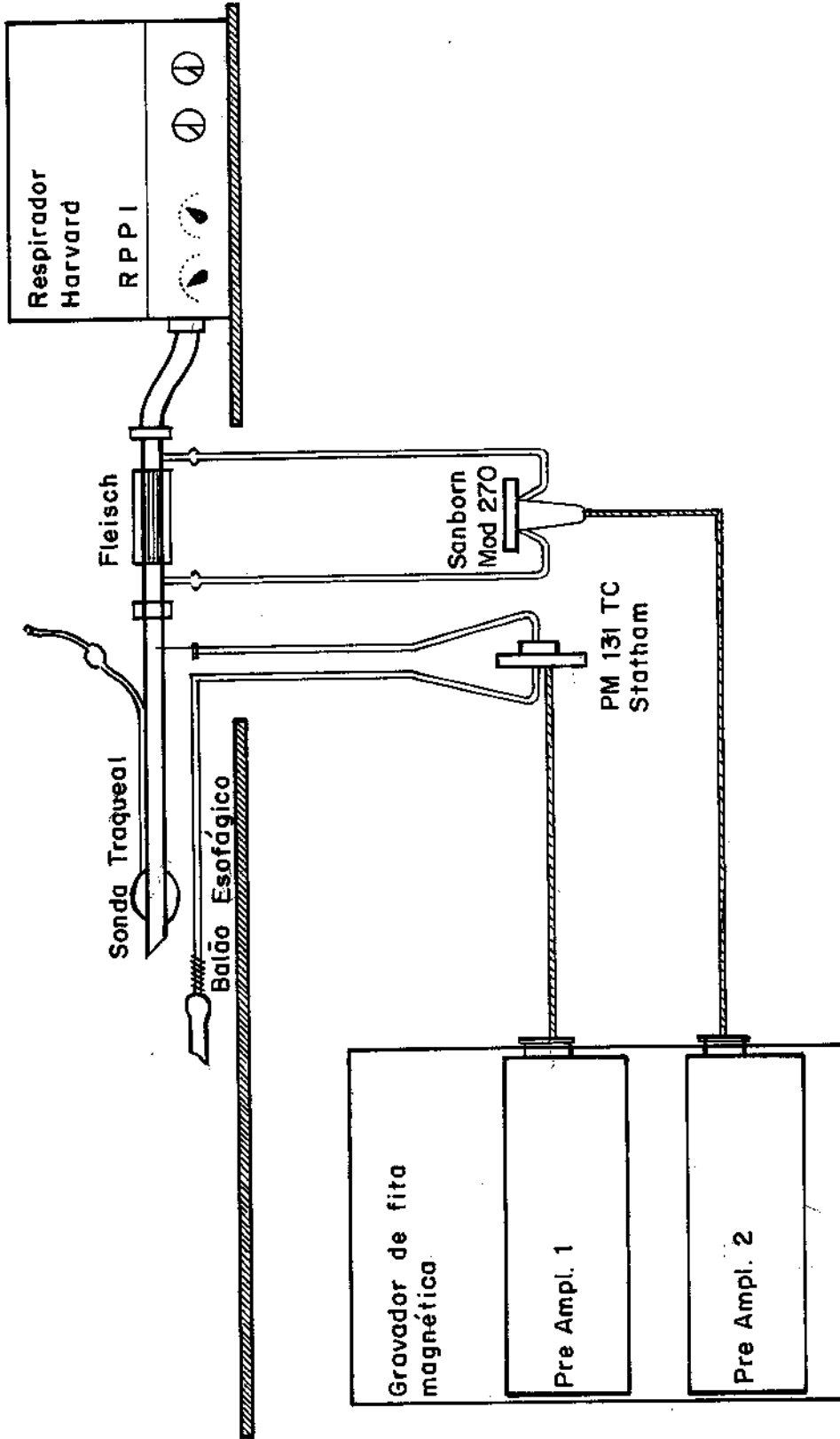


FIG. 7- MÉTODO DE REGISTRO DOS SINAIS DE PRESSÃO TRANSPULMONAR (PREAMPL. 1) E DE FLUXO (PREAMPL. 2) NO MODELO EXPERIMENTAL.

O equipamento utilizado para o registro das curvas de pressão e fluxo foi um registrador SANBORN de fita magnética de oito canais, modelo 3907B *. Antes de cada registro era realizada a calibração do equipamento de medida. A calibração foi padronizada a um litro por segundo para o fluxo e a 10 cm de água para a pressão.

Os dados foram registrados a intervalos curtos, variando o volume de ar corrente no respirador artificial a uma frequência fixa. Não houve preocupação em ajustar volumes de ar corrente pré-determinados, uma vez que os volumes foram determinados por integração no processamento dos dados.

Os sinais de fluxo e pressão foram registrados após a estabilização, durante um período de, pelo menos, um minuto a cada volume de ar corrente estudado. Foram realizados estudos, empregando volumes de ar que variaram entre o mínimo de 23 ml até o máximo de 405 ml. Em cada animal foram estudados aproximadamente 15 volumes de ar corrente. Embora fossem registrados cerca de trinta ciclos respiratórios para cada volume, somente dez ciclos respiratórios foram processados para cada evento.

3.6. PROCESSAMENTO NO COMPUTADOR DIGITAL DOS SINAIS DE FLUXO E PRESSÃO TRANSPULMONAR

O processamento utiliza a associação de um computador especial denominado LINC ** e um computador geral modelo PDP-8 ***.

Os computadores são ligados de tal forma a podem ser utilizados simultaneamente por meio de uma interface. (FIG.8).

* Hewlett-Packard, Waltham, Mass.

** Laboratory Instruments Computer, St. Louis, Mo.

*** Digital Equipment Corp., Maynard, Mass.

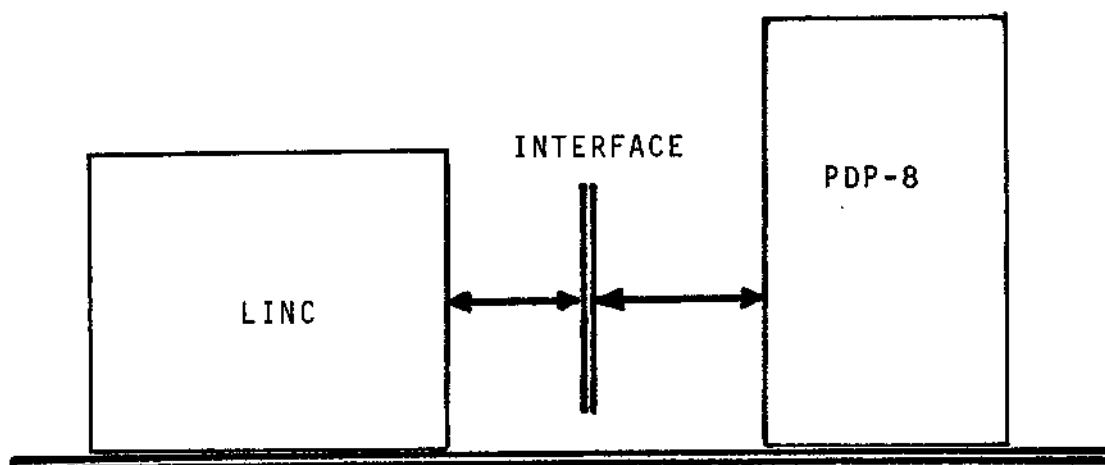


FIG.8 - MÉTODO DE EMPREGO DOS DOIS COMPUTADORES PELO USO DA INTERFACE.

Algumas características importantes fazem do LINC um computador especialmente útil em laboratório de pesquisa fisiológica. Uma delas é a incorporação de um conversor analógico-digital. Este conversor discrimina curvas analógicas a tempo pré-determinados (neste trabalho experimental a 40 pontos por segundo) de tal forma que, para cada ponto, vai corresponder um número que terá uma locação na memória de fita magnética.

Foi escolhida a fita pelo grande número de dados que ultrapassaria a capacidade de memória do PDP-8 e do LINC. O grande número de dados se deve ao fato de se determinar a média dos parâmetros de pelo menos 10 ciclos respiratórios para cada evento, a fim de eliminar o erro de amostragem. Inicialmente realiza-se a conversão analógico-digital e a gravação na memória de fita magnética. Após esse armazenamento de dados, passa-se ao processamento propriamente dito.

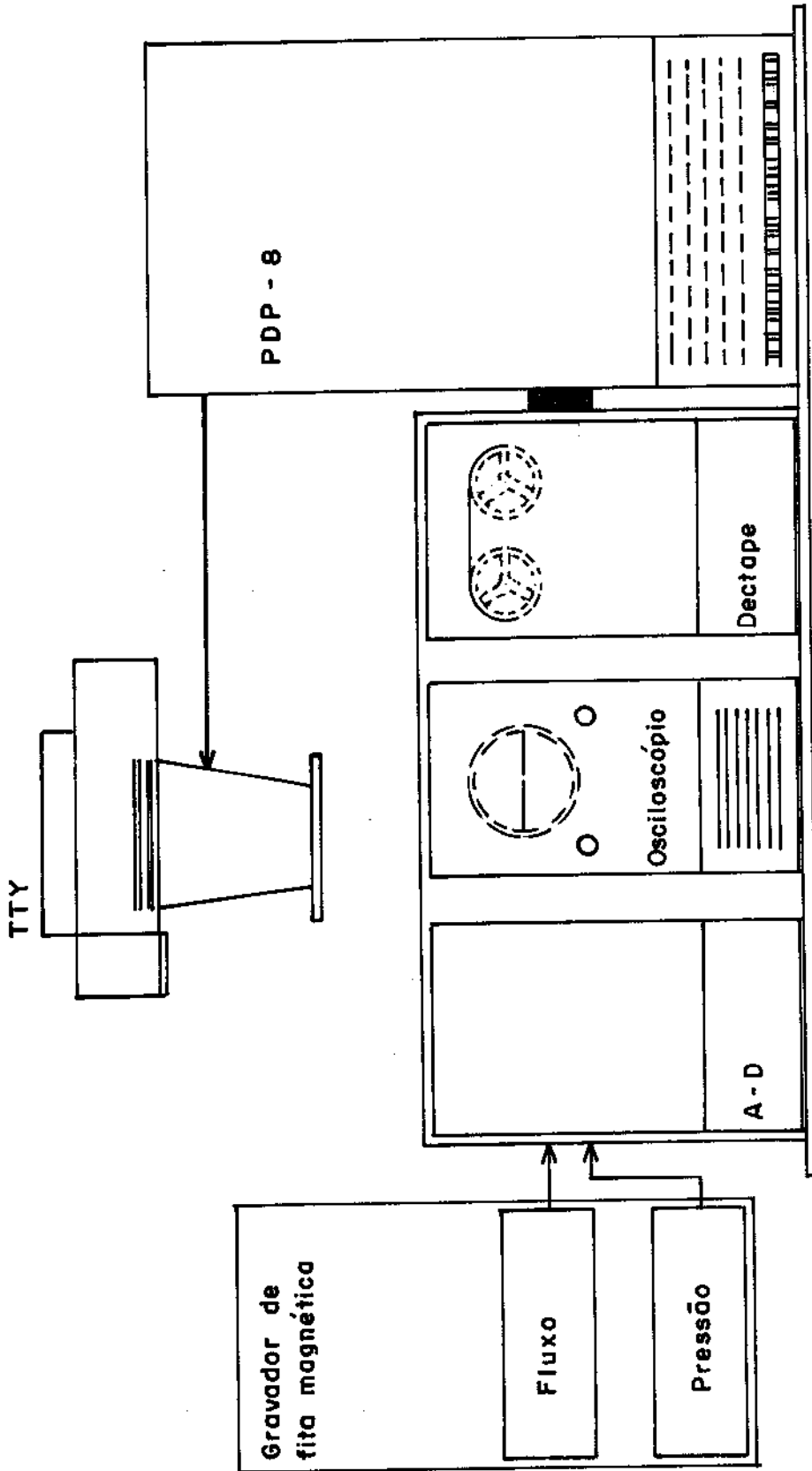


FIG.9- SISTEMA EMPREGADO NO PROCESSAMENTO DOS DADOS. TTY: Teletipo. A-D: Conversor analógico-digital. DECTAPE: Memória de fita magnética.

O programa (vide apêndice) desenvolvido nos LABORATÓRIOS DE CIRURGIA TORÁCICA E CARDIOVASCULAR, BIOMATEMÁTICA E BIOENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DA CAROLINA DO NORTE, é introduzido no LINC pela própria fita magnética que o armazena em locação específica.

A conversão analógico-digital e armazenamento na memória do LINC se fazem com a observação osciloscópica das curvas de pressão e fluxo. Se houver alguma curva que fuja aos parâmetros comuns por algum artefato de técnica, ela poderá ser descartada, passando-se às curvas seguintes. Neste processo, através de registros de ajuste periférico, limitam-se as curvas de pressão desde o início da inspiração até o fim da expiração determinando portanto, a frequência respiratória naquele evento. O processamento dos dados se faz seguindo o programa estabelecido com a repetição dessa manobra durante dez ciclos respiratórios, ao fim dos quais é feita a média aritmética e o desvio padrão de cada parâmetro, que são então impressos automaticamente no teletipo. (FIG.9).

Os dados de volume de ar corrente, frequência respiratória, complacência pelo método clássico, complacência pelo método do ângulo de fase, a resistência e o trabalho total e resistivo são impressos no teletipo.

3.6.1. DETERMINAÇÃO DA COMPLACÊNCIA DINÂMICA PELO MÉTODO CLÁSSICO DE VON NEERGARD & WIRZ.

Na análise de um diagrama de pressão e volume durante um ciclo respiratório, nota-se que a inclinação da reta AB representa a característica elástica do sistema (FIG. 10).

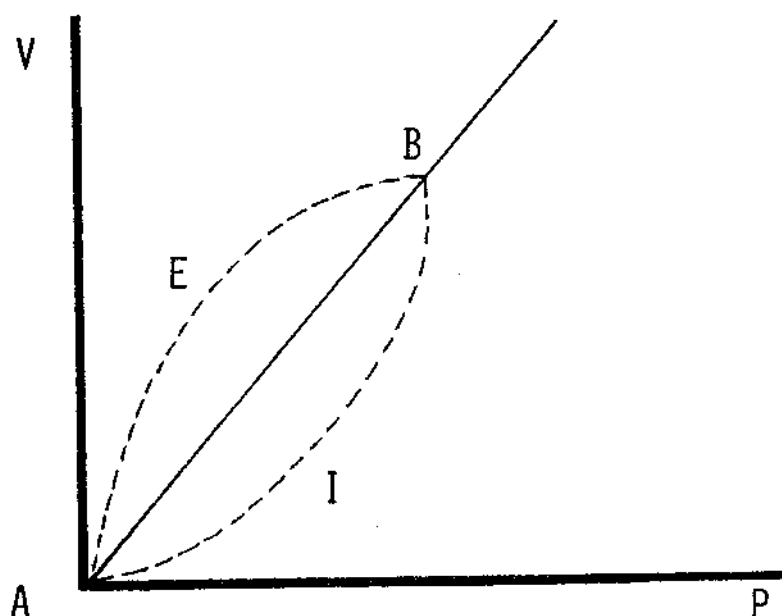


FIG.10- DIAGRAMA DE VOLUME-PRESSÃO DE UM CICLO RESPIRATÓRIO.

Esta inclinação da reta AB, pode ser determinada graficamente em cada ciclo respiratório, se houver uma maneira de registrar o diagrama de volume-pressão, tanto em um osciloscópio, como em um gravador XY.

É evidente que este método, além de ser pouco preciso, porque há variação de ciclo respiratório para ciclo respiratório, também é um método trabalhoso.

Um método mais prático é aquele que mede a pressão necessária para expandir o pulmão em dois pontos do ciclo respiratório, em que as forças resistivas são nulas. Estes pontos se situam nos dois extremos do ciclo respiratório, isto é, no fim da inspiração e no fim da expiração. Note-se que nestes dois pontos o fluxo de ar corrente, que entra no pulmão ou sai dele, é zero. Além do mais observa-se, graficamente, que nes -

tes dois pontos, o fluxo, além de ser nulo, está mudan-
do de sentido. (FIG. 11).

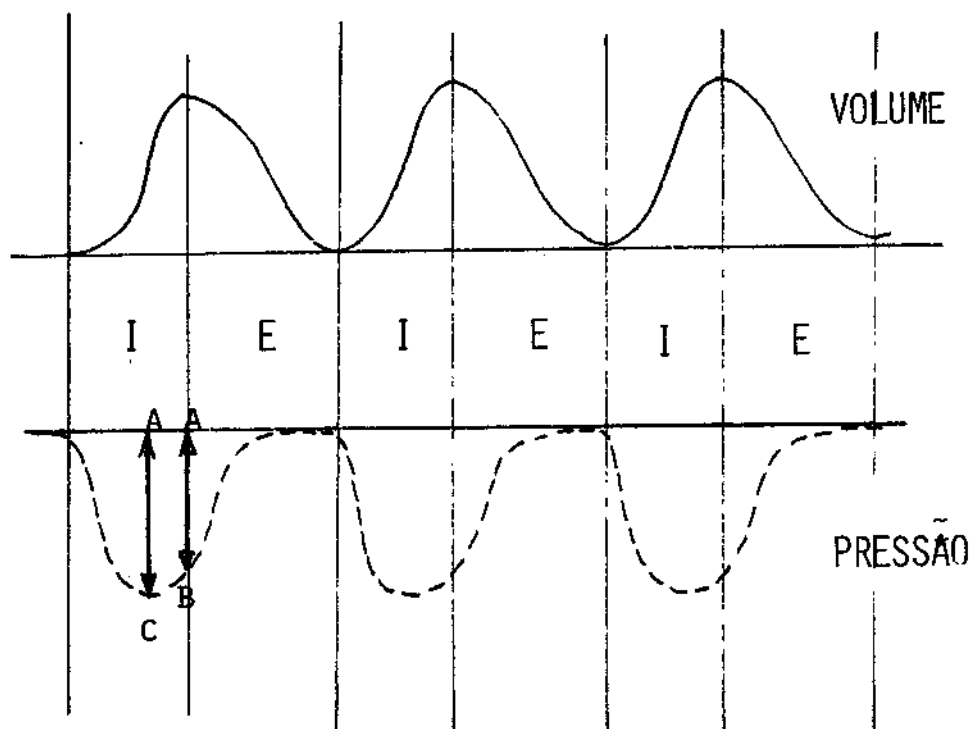
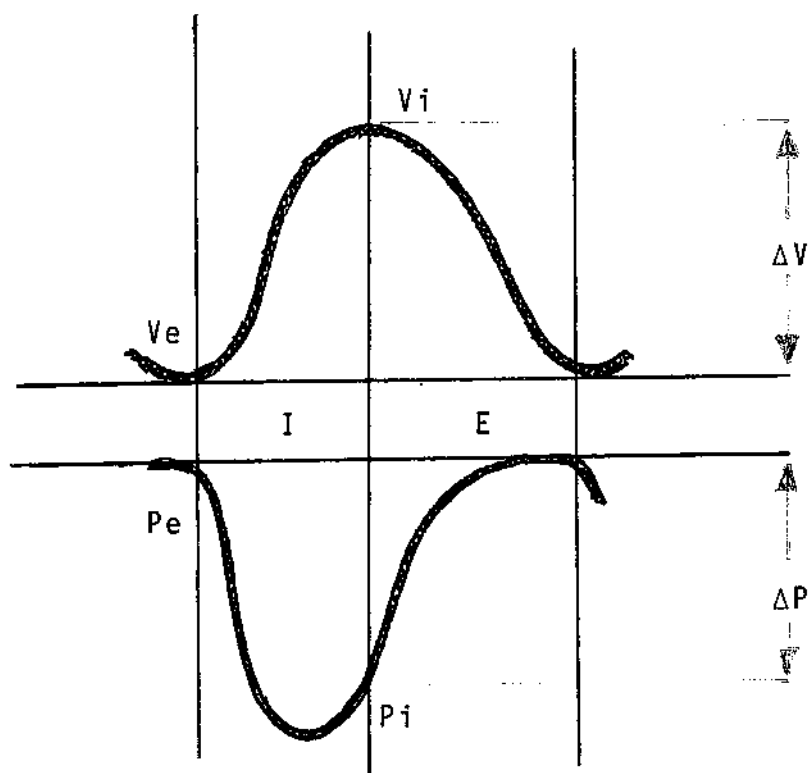


FIG.11- REGISTRO SIMULTÂNEO DOS SINAIS DE VOLUME E PRESSÃO.

A pressão necessária para vencer as forças elásticas opostas pelo pulmão, é exclusivamente a pressão $P_B - P_A$ (P_{el}). A diferença entre P_B e P_C corresponde à pressão adicional exercida pelo sistema respiratório, durante a inspiração, para vencer as forças resistivas que correspondem principalmente à resistência das vias aéreas (P_{res}). Na prática a determinação de P_{el} ($P_B - P_A$) é feita dinamicamente medindo a diferença de pressão transpulmonar (ΔP) durante uma inspiração de volume conhecido (ΔV) (FIG.12).



onde:

- V_e = Volume pulmonar no fim da expiração
 V_i = Volume pulmonar no fim da inspiração
 P_e = Pressão transpulmonar no fim da expiração
 P_i = Pressão transpulmonar no fim da inspiração

$$C = \frac{V_i - V_e}{P_i - P_e} = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

FIG. 12 · DETERMINAÇÃO DA COMPLACÊNCIA PULMONAR PELO MÉTODO CLÁSSICO DE VON NEERGARD & WIRZ .

3.6.2- DETERMINAÇÃO DA COMPLACÊNCIA PULMONAR E RESISTÊNCIA DAS VIAS AÉREAS PELO MÉTODO DO ÂNGULO - DE FASE

As curvas obtidas de fluxo e pressão transpulmonar são curvas aproximadamente senoidais e não são simultâneas, devido às próprias características físicas do sistema, representadas pelas propriedades elásticas e resistivas.

As analogias com um sistema elétrico de corrente

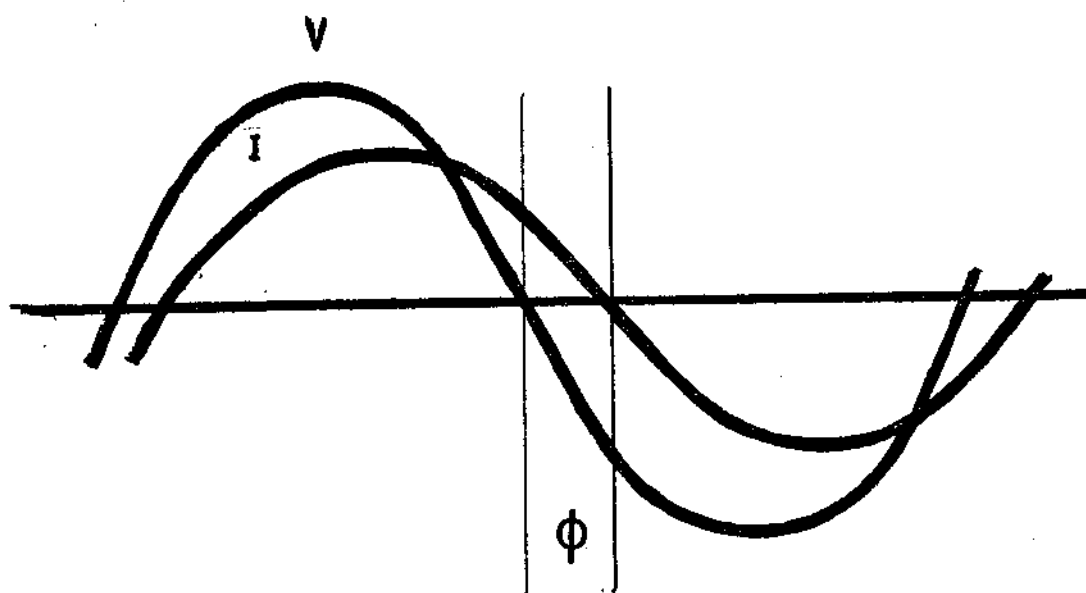
alternada, particularmente as curvas de corrente e tensão, são muito próprias para se entender este método de análise.

Sabe-se que, num circuito elétrico de corrente alternada, existe uma diferença de fase entre a corrente e a tensão. Esta diferença de fase entre as duas variáveis poderá ter diferentes graus de magnitude. Além do mais, dependendo das características capacitivas e resistivas do circuito, poderá ocorrer que uma variável se antecipe ou se retarde em relação à outra (FIG.13).

Evidentemente, quando se analisa um sistema biológico, deve-se definir os parâmetros em estudo, dentro de certa formulação matemática, que possibilite esta análise, sem contudo perder a significância dos dados.

Não é surpresa, portanto, que as curvas de pressão transpulmonar e de fluxo de ar que entra no pulmão e sai dele, não sejam senoides perfeitas. É implícito que outros fatores interfiram na determinação de uma curva biológica. O pneumocardiograma que já foi descrito deforma a curva de pressão esofagiana, introduzindo uma segunda harmônica na curva de pressão. Uma maneira simples de se eliminarem ruídos que alteram a harmônica fundamental, é a utilização de filtros suficientemente sensíveis para eliminar as altas e baixas frequências nas curvas biológicas, mas suficientemente elásticos, para que não se perca a fidelidade dos sinais.

Filtros digitais foram introduzidos na análise das curvas de pressão e de fluxo. Contudo em relação às curvas compostas de várias harmônicas de frequência variável, observou-se que a determinação da senoide fundamental pela análise de Fourier, seria um método prático, quando se utilizassem técnicas de computação digital, sem que houvesse uma perda significativa do sinal. (HILBERMAN & col., 1972).



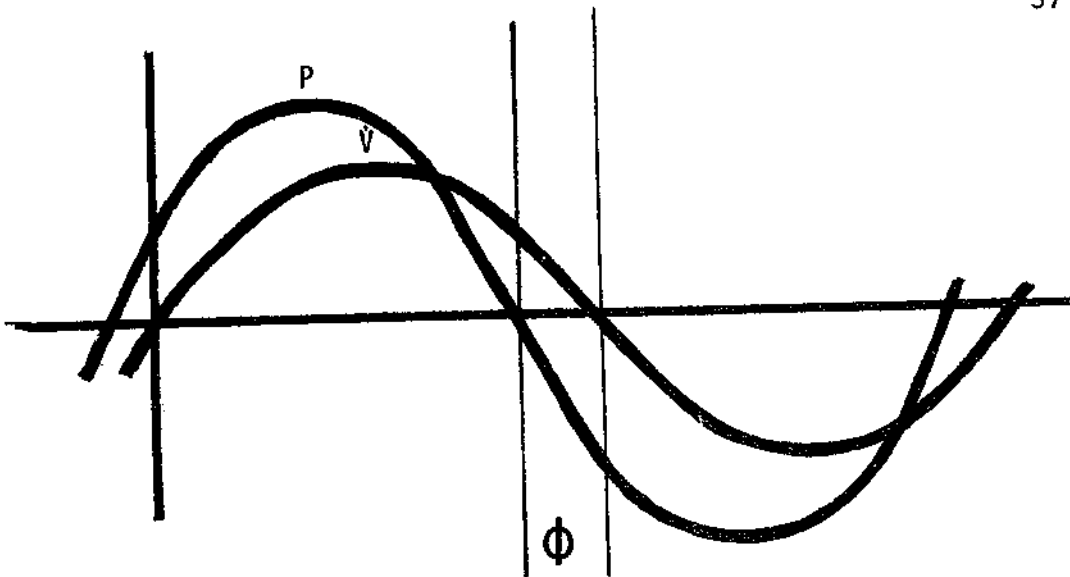
V = voltagem

I = corrente

ϕ = ângulo de fase

FIG. 13- SISTEMA ELÉTRICO DE CORRENTE ALTERNADA.

O análogo respiratório do sistema elétrico apresentado na FIG.13, é expresso por uma diferença de fase entre o fluxo de ar e a pressão transpulmonar de tal forma, que pode ser representada como na FIG.14.



P = pressão
 V = fluxo
 φ = ângulo de fase

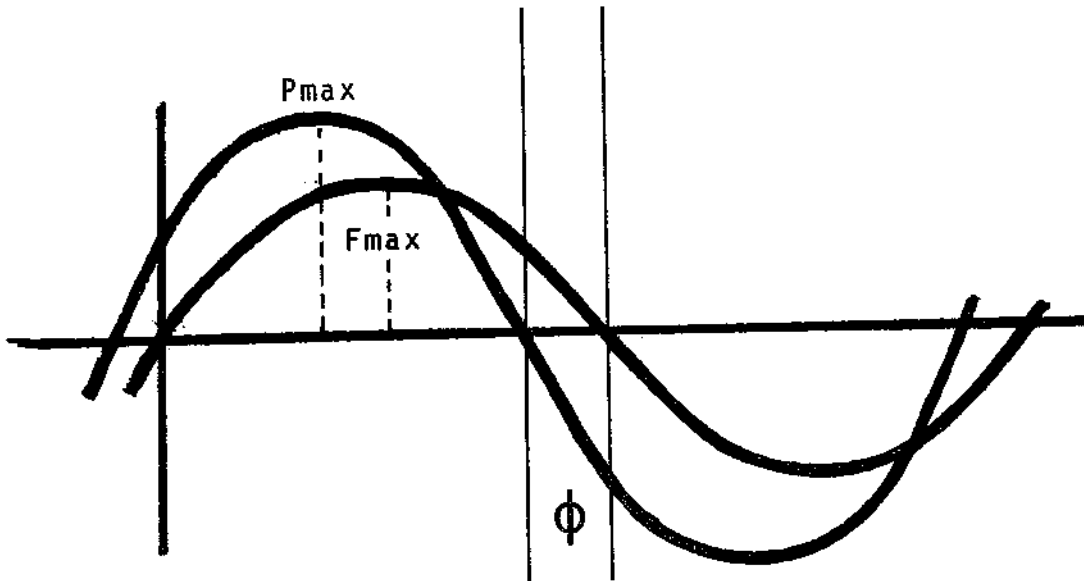
FIG. 14- SISTEMA FÁSICO DE FLUXO E PRESSÃO

Analisando um sistema fásico de fluxo e pressão pode-se determinar a amplitude máxima da pressão (P_{max}) e do fluxo (F_{max}) e a diferença de fase (ϕ) entre as duas curvas (FIG.15).

Em um circuito elétrico, a determinação da Impedância (Z) pela simples divisão de P_{max} por F_{max} uma vez correlacionada com a diferença de fase, pode levar, por dedução matemática, à determinação das forças envolvidas que determinam tal Impedância .

$$Z = P_{max} / F_{max}$$

Sabe-se que o quadrado da Impedância corresponde à soma dos quadrados da Resistência e da Reatância. Esquemmatizando pode-se representar estas forças no denominado Triângulo da Impedância (FIG.16).



P_{max} = pressão máxima

F_{max} = fluxo máximo

ϕ = ângulo de fase

FIG. 15- DETERMINAÇÃO DE F_{max} E P_{max} EM UM SISTEMA FÍSICO DE FLUXO E PRESSÃO.

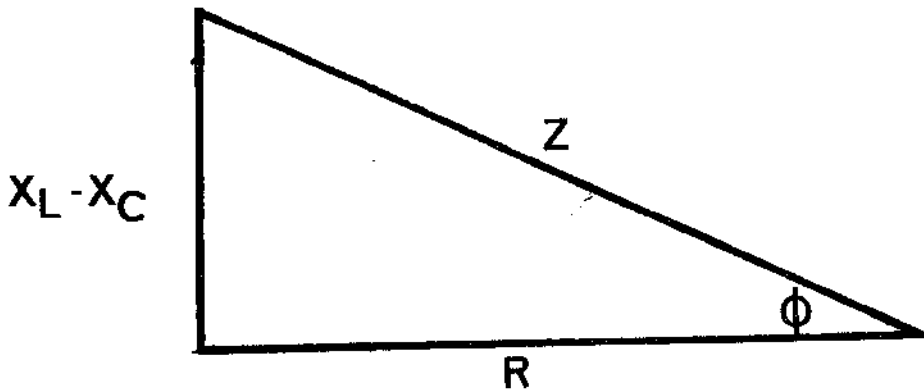


FIG. 16- TRIÂNGULO DA IMPEDÂNCIA.

No sistema respiratório pode-se desprezar a reatância indutiva (FIG. 17). Analogamente, pode-se dizer:

$$Z^2 = X_c^2 + R^2 \quad (16)$$

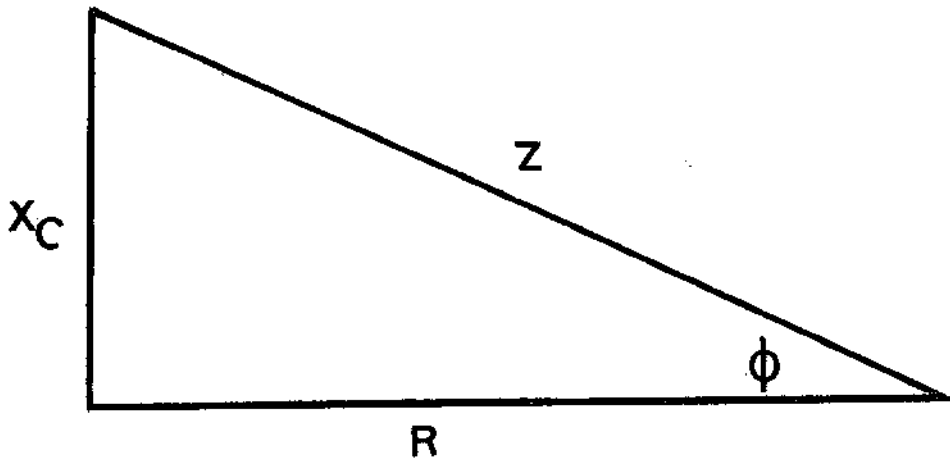


FIG. 17- TRIÂNGULO DA IMPEDÂNCIA, DESPREZADA A REATÂNCIA INDUTIVA.

Conhecidos dois dados do triângulo acima, pode-se determinar as outras duas variáveis por simples cálculo trigonométrico.

Assim:

$$R = Z \cos \phi \quad (17)$$

$$X_c = Z \operatorname{sen} \phi \quad (18)$$

A reatância capacitiva depende da pressão e do tempo, durante o qual essa pressão é aplicada. Isto, porque o volume armazenado por um elemento elástico (complacente) será tanto maior, quanto maior a pressão de entrada. Como o fluxo é expressão da variação do volume, maior será o fluxo que entra no elemento elástico e sai dele, quanto maior for a frequência. Portanto, a reatância capacitiva depende tanto da elasticidade (complacência) do elemento, quanto da frequência respiratória.

$$\dot{V} = P (2\pi f C) \quad (19)$$

$$2\pi f C = \frac{\dot{V}}{P} \quad (20)$$

$$\frac{P}{\dot{V}} = \frac{1}{2\pi fC} = X_c \quad (21)$$

$$C = \frac{1}{2\pi fX_c} \quad (22)$$

O termo reatância é utilizado em vez de resistência, pois a reatância não é dissipada como energia, mas é transformada durante as variações físicas de fluxo e pressão. A energia consumida para vencer a reatância capacitiva é transformada de cinética em potencial, durante a fase inspiratória, e devolvida em parte para determinar o colapso pulmonar que efetua a expiração passiva. Entretanto, a energia consumida para vencer a resistência das vias aéreas, durante a fase inspiratória, é dissipada e não é recuperada. A derivação matemática dos conceitos apresentados na determinação da complacência dinâmica e resistência pulmonar, pelo método do ângulo de fase com a análise de FOURIER, é descrita em permenores nos apêndices 7.1 e 7.2.

3.6.3. DETERMINAÇÃO DO TRABALHO TOTAL DESENVOLVIDO NO PULMÃO

Para efeito de comparação a diferentes níveis de ventilação pulmonar, o trabalho respiratório total foi determinado por três métodos de cálculo:

a) A integração do produto dos sinais de fluxo pela pressão transpulmonar (OTIS, 1964).

b) Pela equação simplificada de OTIS & col. como descrito por COOK & col. (1957).

c) Pela equação de McIlroy (COOK & col., 1957).

Os métodos b e c foram derivados a partir dos dados originais de complacência dinâmica e resistência, determinados pelo método do ângulo de fase já descrito.

3.6.3.1. DETERMINAÇÃO DO TRABALHO TOTAL DESENVOLVIDO NO PULMÃO PELA INTEGRAÇÃO DO PRODUTO DOS SINAIS DE FLUXO E PRESSÃO TRANSPULMONAR

Como o trabalho é o produto da massa pela distância, analogamente o trabalho respiratório pode ser computado, multiplicando pressão pelo volume.

Assim:

$$P = \text{gm/cm}^2$$

$$V = \text{cm}^3$$

$$T = P \cdot V$$

$$\therefore T = \frac{\text{gm}}{\text{cm}^2} \cdot \text{cm}^3 = \text{gm.cm}$$

Portanto, o trabalho é expresso em cm.gm ou Kg.M.

O trabalho respiratório não pode simplesmente ser representado pelo produto da pressão máxima transpulmonar pelo volume máximo de ar corrente, mas devido ao fato de ambas, pressão e fluxo, serem duas funções variáveis, devem ser multiplicadas instantaneamente e integradas durante todo o ciclo respiratório.

$$TTI = \int P.dV \quad (23)$$

Veja-se na figura 18 como se comporta um diagrama de pressão-volume durante um ciclo respiratório.

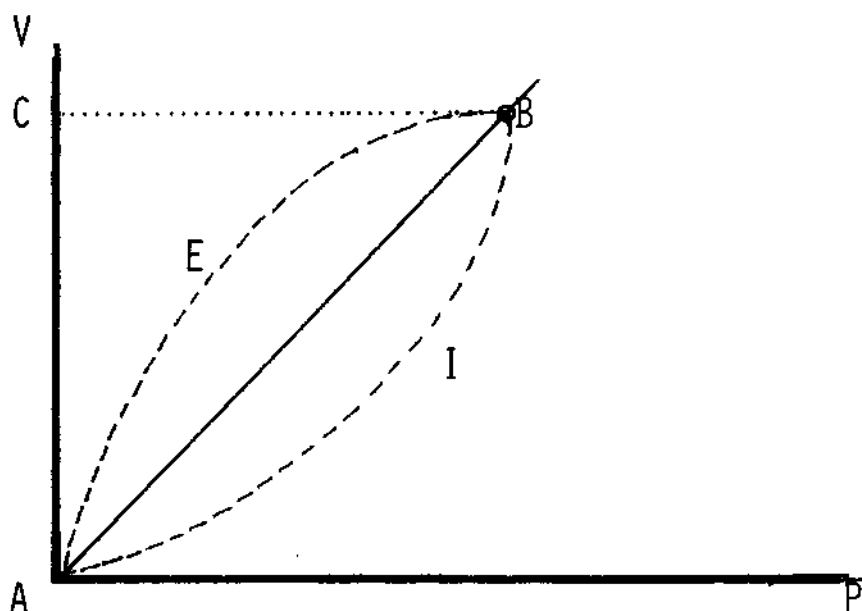


FIG.18- DIAGRAMA DE VOLUME-PRESSÃO DE UM CICLO RESPIRATÓRIO.

No ponto A existe equilíbrio entre as forças do sistema respiratório na fase final da expiração passiva.

A fase inspiratória é representada pela curva AIB. O ponto B representa o fim da inspiração e o início da expiração, após atingido o volume máximo do ciclo respiratório. O volume, agora em sentido contrário, inicia uma queda até atingir novamente a posição de repouso, ao fim da respiração passiva (PONTO A).

Denomina-se TRABALHO TOTAL (corresponde ao trabalho inspiratório) ao trabalho expresso pela área AIBCA.

Denomina-se TRABALHO ELÁSTICO ao trabalho expresso pela área ABCA.

Denomina-se TRABALHO RESISTIVO INSPIRATÓRIO à área AIBA, e TRABALHO RESISTIVO EXPIRATÓRIO à área ABEA. O TRABALHO RESISTIVO TOTAL é expresso pela área da elipse AIBEA .

As áreas AIBCA (TRABALHO RESPIRATÓRIO TOTAL) e AIBEA (TRABALHO RESISTIVO TOTAL) foram determinadas pela simples integração dos produtos instantâneos de fluxo e pressão.

As curvas originais de fluxo (dV) e pressão (P) são alimentadas a um conversor analógico-digital que discrimina leituras a 40 pontos por segundo. Cada ponto da curva é então armazenado na memória do computador. No processamento dos dados é feita a multiplicação e integração dos dados simultâneos de fluxo e pressão, para cada ciclo respiratório, desde o início até o fim da inspiração ou durante um ciclo respiratório completo. Mediante esses dados, podem-se obter valores de trabalho respiratório total, exercido no pulmão durante a fase inspiratória, o qual é dado pela área - AIBCA. O trabalho resistivo é dado pela área da elipse AIBEA (vide apêndice 7.3- o programa do computador),

3.6.3.2. DETERMINAÇÃO DO TRABALHO RESPIRATÓRIO TOTAL DESENVOLVIDO NO PULMÃO PELA FÓRMULA DE OTIS SIMPLIFICADA POR COOK & COL.

OTIS & col. (1950), partindo da fórmula geral da equação do movimento para um sistema de volume e pressão, e considerando o padrão respiratório como uma senoide, desenvolveram matematicamente a equação

do trabalho respiratório.

$$P_{ap1} = \frac{1}{C} V + K_1 \dot{V} + K_2 \ddot{V} \quad (24)$$

$$\dot{V} = a \sin bt \quad (25)$$

$$dV = a \sin bt \, dt \quad (26)$$

onde \underline{a} é a amplitude máxima do fluxo e
 $\underline{b} =$ frequência respiratória.
 π

A expressão diferencial do trabalho é:

$$dT = PdV \quad (27)$$

$$P = \frac{dT}{dV} \quad (28)$$

Substituindo em (24) tem-se

$$\frac{dT}{dV} = \frac{1}{C} V + K_1 \dot{V} + K_2 \ddot{V} \quad (29)$$

$$dT = \frac{1}{C} V dV + K_1 \dot{V} dV + K_2 \ddot{V} dV \quad (30)$$

Substituindo em (30) as fórmulas (25) e (26)

$$dT = \frac{1}{C} V dV + K_1 a^2 \sin^2 bt \, dt + K_2 a^3 \sin^3 bt \, dt \quad (31)$$

Integrando todos os termos da equação acima :

$$\int dT = \int \frac{1}{C} V dV + \int K_1 a^2 \sin^2 bt \, dt + \int K_2 a^3 \sin^3 bt \, dt \quad (32)$$

Onde:

$$T = \frac{1}{2C} V^2 + \frac{K_1 \pi^2}{4} f V^2 + \frac{2K_2}{3} \pi^3 f^2 V^3 \quad (33)$$

que corresponde ao trabalho total necessário para uma única respiração de volume V e duração π/b .

Esta equação original de OTIS & col. foi simplificada por COOK & col. os quais desprezaram o termo da equação contendo a constante K_2 que diz respeito ao trabalho necessário para vencer as forças de resistência determinadas pelo regime de fluxo turbulento e assumindo a resistência R , como a constante K_1 no regime de fluxo laminar.

A equação empregada neste trabalho foi a seguinte:

$$TTO = \frac{V^2}{2C} + \frac{\pi^2}{4} fRV^2 \quad (34)$$

3.6.3.3. TRABALHO RESPIRATÓRIO TOTAL DESENVOLVIDO NO PULMÃO DETERMINADO PELA EQUAÇÃO DE McIlroy

Uma equação ainda mais simplificada foi desenvolvida por Mc Ilroy (COOK & col .1957), baseado no fato de a pressão transpulmonar ser representada por uma senóide e o trabalho elástico ser representado pela área ABCA no diagrama de volume e pressão, e que corresponde a 0.5 P.V.

Mc Ilroy sugeriu que o trabalho (área AIBCA) poderia ser adequadamente expresso pela fórmula:

$$TTMcI = 0.6PV$$

Tal simplificação justifica-se pela comprovação experimental de COOK & col. que encontraram excelente correlação entre o trabalho determinado diretamente por integração e pela equação de Mc Ilroy, nos volumes respiratórios por eles estudados.

A equação de Mc Ilroy, empregada no presente trabalho, foi derivada das determinações de complacência determinada pelo método do ângulo de fase.

$$TTMcI = 0.6PV \quad (35)$$

$$CF = V/P \quad (36)$$

$$P = V/CF \quad (37)$$

$$TTMcI = 0.6V^2/CF \quad (38)$$

3.6.4. DETERMINAÇÃO DO TRABALHO RESISTIVO DESENVOLVIDO NO PULMÃO

O trabalho resistivo foi calculado por dois métodos, para fim de comparação, a diferentes níveis de ventilação pulmonar.

a) Pelo método de integração do produto dos sinais de fluxo pela pressão transpulmonar (OTIS, 1964)

b) Pela solução do segundo termo da equação simplificada de OTIS (OTIS & col., 1950).

Este método foi computado a partir dos dados de resistência, determinados pelo método do ângulo de fase, já descrito.

3.6.4.1. DETERMINAÇÃO DO TRABALHO RESISTIVO PELA INTEGRAÇÃO DOS SINAIS DE FLUXO PELA PRESSÃO TRANSPULMONAR.

Este método é análogo ao método empregado no

cálculo do trabalho total. A integração neste caso se processou desde o início da inspiração até o fim da expiração, ao contrário do trabalho total, onde a integração é realizada na fase inspiratória. Observe-se no diagrama de volume e pressão que, no segmento BEA, o volume está diminuindo e o fluxo é negativo e portanto a integração na fase expiratória diminui os valores de trabalho determinados. No fim da expiração a integração terá limitado exclusivamente a área de elipse ABEA, que representa o trabalho resistivo (vide apêndice 7.3- o programa do computador).

3.6.4.2. TRABALHO RESISTIVO INSPIRATÓRIO DETERMINADO PELO SEGUNDO TERMO DA EQUAÇÃO SIMPLIFICADA-DE OTIS.

O segundo termo da equação foi empregado para a determinação do trabalho resistivo inspiratório.

$$TRO = \frac{\pi^2}{4} RfV^2 \quad (39)$$

Note-se que ao contrário do trabalho determinado pela integração descrito acima, o TRO diz respeito exclusivamente ao trabalho desenvolvido na fase inspiratória, que corresponde à área AIBA no diagrama de volume-pressão.

3.7. ANÁLISE ESTATÍSTICA

1. Objetivando a análise dos dados, as observações individuais foram divididas em oito grupos bem definidos, de acordo com o volume de ar corrente, frequência respiratória e fase dinâmica do estudo.

Os grupos são apresentados na tabela I.

2. O teste de igualdade de médias empregado admite que as populações são independentes e os desvios padrão não são supostamente iguais empregando-se um nível crítico entre grupos de 1% e um nível crítico global de 6% (MARQUES,1969).

3. Nas análises de regressão o nível crítico escolhido foi de 5%.

4. A análise estatística foi realizada no "STATYSTICAL SYSTEM" do computador IBM 1130 da Unicamp.

GRUPO	Nº OBS	F. R.	VOLUMES DE AR CORRENTE	FASE DINÂMICA DO ESTUDO
IA1	34	24	menores que 16 ml/Kg	Aumento de Volumes
IA2	31	24	menores que 16 ml/Kg	Diminuição de Volumes
IB1	16	24	maiores que 16 ml/Kg	Aumento de Volumes
IB2	13	24	maiores que 16 ml/Kg	Diminuição de Volumes
IIA1	12	35	menores que 16 ml/Kg	Aumento de Volumes
IIA2	14	35	menores que 16 ml/Kg	Diminuição de Volumes
IIB1	14	35	maiores que 16 ml/Kg	Aumento de Volumes
IIB2	9	35	maiores que 16 ml/Kg	Diminuição de Volumes

TABELA I.- SUBDIVISÃO EM GRUPOS DAS 143 OBSERVAÇÕES REALIZADAS, DE ACÓRDO COM A FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA, OS VOLUMES DE AR CORRENTE E A FASE DINÂMICA-DO ESTUDO.

4. RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados de análise estatística sob formas de quadros.

No quadro 1 são comparados os valores obtidos de complacência pulmonar dinâmica, determinada pelos dois métodos de estudo.

Os quadros 2 e 3 mostram as diferenças significantes da complacência pulmonar dinâmica normalizada, que ocorrem entre os diversos grupos descritos na tabela I. Os valores das médias e desvios padrão são expressos em $L/cm.H_2O/Kg$.

Nos quadros 4 e 5 são analisadas as variações de complacência pulmonar dinâmica em relação ao peso dos animais submetidos a frequências respiratórias de 24 e 35 ciclos por minuto, respectivamente.

No quadro 6 é apresentada a análise de regressão múltipla entre condutância, peso do animal, volume de ar corrente e frequência respiratória.

Nos quadros 7 a 11 são comparados os resultados de trabalho respiratório total, obtido diretamente por integração e o trabalho calculado pela equação de OTIS e pela equação de McILROY, tanto no grupo de volumes menores, como no grupo de volumes maiores que 16 ml/Kg.

No quadro 12 são comparados os resultados do trabalho resistivo total determinado por integração e o trabalho resistivo inspiratório determinado pela equação de OTIS.

Os resultados individuais são apresentados em tabelas no apêndice.

QUADRO 1.- RELAÇÃO ENTRE OS VALORES DE COMPLACÊNCIA -
DINÂMICA DETERMINADOS PELO MÉTODO DO ÂNGULO
DE FASE (CF) E PELO MÉTODO CLÁSSICO (CZ) .

ANÁLISE DE REGRESSÃO				
GRUPO (IA1,IA2,IB1,IB2,IIA1,IIA2,IIB1,IIB2)				TODOS
NÚMERO DE OBSERVAÇÕES				143
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA				24 e 35 cpm
Variável dependente	(L/cmH ₂ O)			CF
Variável independente	(L/cmH ₂ O)			CZ
$CF = 0,004 + 0,8737 CZ$				
$R^2 = 94,93\%$		desvio padrão de b = 0,017		
ANÁLISE DE VARIÂNCIA DA REGRESSÃO				
FONTE DA VARIACÃO	G.L.	SOMA DOS QUADRADOS	QUADRADO MEDIO	F
Regressão	1	0,0411	0,0411	2640 *
Resíduo	141	0,00219	0,0000156	
Total	142	0,04329		

* Valor de F significativo ao nível de 5%

A análise estatística do quadro acima, mostra correlação significativa a um nível crítico de 5% entre os valores de complacência dinâmica determinada pelos dois métodos empregados. Uma análise do coeficiente angular a um nível de 95% de confiança mostra que está compreendido entre 0,84 e 0,91 com um valor médio de 0,87. Isto representa uma diferença sistemática entre os dois métodos de 9 a 16%.

QUADRO 2.- TESTE DE IGUALDADE DE MÉDIAS DOS VALORES DE COMPLACÊNCIA PULMONAR DINÂMICA NORMALIZADA (CF/PE=SO) EXPRESSA EM L/cmH₂O/Kg ENTRE OS GRUPOS DEFINIDOS NA TABELA I PARA A FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA DE 24 CICLOS POR MINUTO.

GRUPOS		0,01 GL	CALC
I A 1	I B 1	$t_{21}^{0,01} = 2,83$	$t = 10,1$
N = 34	N = 16		
$\bar{X} = 0,00246$ S = 0,000235	$\bar{X} = 0,00146$ S = 0,000361		
I A 1	I B 2	$t_{13}^{0,01} = 3,01$	$t = 1,79$
N = 34	N = 13		
$\bar{X} = 0,00246$ S = 0,000235	$\bar{X} = 0,00217$ S = 0,000565		
I A 1	I A 2	$t_{44}^{0,01} = 2,7$	$t = 7,03$
N = 34	N = 31		
$\bar{X} = 0,00246$ S = 0,000235	$\bar{X} = 0,00311$ S = 0,000463		
I B 1	I B 2	$t_{20}^{0,01} = 2,84$	$t = 3,9$
N = 16	N = 13		
$\bar{X} = 0,00146$ S = 0,000361	$\bar{X} = 0,00217$ S = 0,000565		
I B 1	I A 2	$t_{39}^{0,01} = 2,75$	$t = 13,4$
N = 16	N = 31		
$\bar{X} = 0,00146$ S = 0,000361	$\bar{X} = 0,00311$ S = 0,000463		
I B 2	I A 2	$t_{20}^{0,01} = 2,84$	$t = 5,3$
N = 13	N = 31		
$\bar{X} = 0,00217$ S = 0,000565	$\bar{X} = 0,00311$ S = 0,000463		

A análise estatística do quadro acima, mostra haver diferença significativa a um nível global de 6% entre todos os grupos com exceção do teste entre os grupos IA1 e IB2.

QUADRO 3.- TESTE DE IGUALDADE DE MÉDIAS DOS VALORES DE COMPLACÊNCIA PULMONAR DINÂMICA NORMALIZADA- (CF/PESO) EXPRESSA EM L/cmH₂O/Kg ENTRE OS GRUPOS DEFINIDOS NA TABELA I, PARA A FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA DE 35 CICLOS POR MINUTO.

GRUPOS		0,01 GL	CALC
II A 1	II B 1	$t_{25}^{0,01} = 2,78$	$t = 0,41$
N = 12 $\bar{X} = 0,00178$ S = 0,000214	N = 14 $\bar{X} = 0,00182$ S = 0,000283		
II A 1	II B 2	$t_{19}^{0,01} = 2,86$	$t = 1,81$
N = 12 $\bar{X} = 0,00178$ S = 0,000214	N = 9 $\bar{X} = 0,00191$ S = 0,000137		
II A 1	II A 2	$t_{16}^{0,01} = 2,92$	$t = 0,37$
N = 12 $\bar{X} = 0,00178$ S = 0,000214	N = 14 $\bar{X} = 0,00174$ S = 0,000261		
II B 1	II B 2	$t_{19}^{0,01} = 2,86$	$t = 1,08$
N = 14 $\bar{X} = 0,00182$ S = 0,000283	N = 9 $\bar{X} = 0,00191$ S = 0,000137		
II B 1	II A 1	$t_{20}^{0,01} = 2,84$	$t = 0,68$
N = 14 $\bar{X} = 0,00182$ S = 0,000283	N = 14 $\bar{X} = 0,00174$ S = 0,000261		
II B 2	II A 1	$t_{11}^{0,01} = 3,1$	$t = 1,80$
N = 9 $\bar{X} = 0,00191$ S = 0,000137	N = 14 $\bar{X} = 0,00174$ S = 0,000261		

A análise estatística do quadro acima, mostra que nos testes de igualdade de médias a um nível global de significância de 6%, não houve diferença entre os diversos grupos.

QUADRO 4- RELAÇÃO ENTRE A COMPLACÊNCIA PULMONAR DINÂMICA DETERMINADA PELO MÉTODO DO ÂNGULO DE FASE (CF) E O PESO (P) DO ANIMAL SUBMETIDO À RESPIRAÇÃO ARTIFICIAL A 24 CICLOS POR MINUTO.

ANÁLISE DE REGRESSÃO				
GRUPO (IA1,IA2,IB1,IB2)	I			
NÚMERO DE OBSERVAÇÕES	94			
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA	24 cpm			
Variável dependente	CF (L/cmH ₂ O)			
Variável independente	P (Kg)			
$CF = - 0,0058 + 0,0028 P$				
$R^2 = 70\%$ desvio padrão de b = 0,00001				
ANÁLISE DE VARIÂNCIA DA REGRESSÃO				
FONTE DA VARIACÃO	G.L.	SOMA DOS QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	F
Regressão	1	0,02283	0,02283	215 *
Resíduo	92	0,00978	0,000106	
Total	93	0,03261		

* Valor de F significativo ao nível de 5%.

A análise de regressão do quadro acima mostra uma correlação positiva entre os valores de complacência pulmonar dinâmica determinada pelo método do ângulo de fase e o peso dos animais, ao nível de 5%.

QUADRO 5.- RELAÇÃO ENTRE OS VALORES DE COMPLACÊNCIA PULMONAR DINÂMICA DETERMINADA PELO MÉTODO DO ÂNGULO DE FASE (CF) E O PESO (P) DOS ANIMAIS SUBMETIDOS À RESPIRAÇÃO ARTIFICIAL A 35 CICLOS POR MINUTO.

ANÁLISE DE REGRESSÃO				
GRUPO (IIA1,IIA2,IIB1,IIB2)				II
NÚMERO DE OBSERVAÇÕES				49
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA				35 cpm
Variável dependente			CF	(L/cmH ₂ O)
Variável independente			P	(Kg)
$CF = - 0,0248 + 0,0035 P$				
$R^2 = 25,43\%$		desvio padrão de b = 0,0008		
ANÁLISE DE VARIÂNCIA DE REGRESSÃO				
FONTE DA VARIACÃO	G.L.	SOMA DOS QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	F
Regressão	1	0,000183	0,000183	16 *
Resíduo	47	0,000536	0,0000114	
Total	48	0,000719		

* Valor de F significativo ao nível de 5%.

A análise estatística do quadro acima mostra correlação positiva da complacência pulmonar dinâmica com o peso do animal a um nível de 5%.

QUADRO 6.- RELAÇÃO ENTRE OS VALORES DE CONDUTÂNCIA (G)
PESO DO ANIMAL (P), VOLUMES DE AR CORRENTE-
EMPREGADOS (V) E FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA (f).

ANÁLISE DE REGRESSÃO MÚLTIPLA		
GRUPOS (IA1,IA2,IB1,IB2) e (IIA1,IIA2,IIB1,IIB2)		
NÚMERO DE OBSERVAÇÕES		143
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA	■	24 cpm
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA	□	35 cpm
Variável dependente	G	(L/seg/cmH ₂ O)
Variável independente 1	P	(Kg)
Variável independente 2	V	(ml)
Variável independente 3	f	(cpm)
f=24	■	$G = 0,1512 + 0,0142 P - 0,00028 V$
f=35	□	$G = 0,0725 + 0,0142 P - 0,00028 V$
$R^2 = 82,70\%$		
$F = 99,88^*$		

* Valor de F significativa a um nível de 5%

Os resultados da análise estatística do quadro acima permitem concluir que a condutância pulmonar tem correlação positiva com o peso e correlação negativa com os volumes de ar corrente e frequências respiratórias empregadas, a um nível de significância de 5%.

QUADRO 7.- RELAÇÃO ENTRE OS VALORES DE TRABALHO TOTAL DETERMINADO (TTI) E O TRABALHO INSPIRATÓRIO CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE OTIS (TTO) .

ANÁLISE DE REGRESSÃO				
GRUPO (IA1,IA2,IB1,IB2,IIA1,IIA2,IIB1,IIB2)		TODOS		
NÚMERO DE OBSERVAÇÕES		143		
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA		24 e 35 cpm		
Variável dependente		TTI (KgM)		
Variável independente		TTO (KgM)		
$TTI = 0,0008 + 0,7843 TTO$				
$R^2 = 97,47\%$		desvio padrão de b = 0,0106		
ANÁLISE DE VARIÂNCIA DE REGRESSÃO				
FONTE DA VARIACÃO	G.L.	SOMA DOS QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	F
Regressão	1	0,01432	0,01432	5446 *
Resíduo	141	0,00371	0,0000026	
Total	142	0,01803		

* Valor de F significativo ao nível de 5%

A análise de regressão no quadro acima, mostra correlação significativa ao nível de 5% entre os dois métodos de determinação do trabalho total. A análise do coeficiente angular mostra estar compreendido entre 0,76 e 0,81 indicando uma diferença entre os dois métodos de 19 a 24%.

QUADRO 8.- RELAÇÃO ENTRE O TRABALHO TOTAL DETERMINADO (TTI) E O TRABALHO INSPIRATÓRIO CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE OTIS (TTO) PARA VOLUMES DE AR CORRENTE MENORES QUE 16 ml/kg.

ANÁLISE DE REGRESSÃO				
GRUPOS	IA1	IA2	IIA1	IIA2
NÚMERO DE OBSERVAÇÕES				94
VOLUMES DE AR CORRENTE				MENORES QUE 16 ml/Kg
Variável dependente			TTI (KgM)	
Variável independente			TTO (KgM)	
$TTI = 0,0001 + 0,9183 \text{ TTO}$				
$R^2 = 98,97\%$		desvio padrão de b = 0,0097		
ANÁLISE DE VARIANCA DA REGRESSÃO				
FONTE DA VARIAÇÃO	G.L.	SOMA DOS QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	F
Regressão	1	0,001383	0,001383	8885 *
Resíduo	92	0,000014	0,000000156	
Total	93	0,001397		

*Valor de F significativo ao nível de 5%

A análise estatística do quadro 8 mostra correlação estatística significativa ao nível de 5% entre os dois métodos de determinação do trabalho total, no grupo de animais - submetidos a ventilação com volumes de ar corrente menores que 16 ml/Kg. Neste grupo a análise do coeficiente angular mostra que está compreendido 0,90 a 0,94 indicando uma diferença de 6 a 10% entre os dois métodos.

QUADRO 9.- RELAÇÃO ENTRE OS VALORES DE TRABALHO TOTAL DETERMINADO (TTI) E O TRABALHO INSPIRATÓRIO CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE OTIS (TTO) PARA VOLUMES DE AR CORRENTE MAIORES QUE 16 ml/Kg.

ANÁLISE DE REGRESSÃO				
GRUPOS	IB1	IB2	IIB1	IIB2
NÚMERO DE OBSERVAÇÕES				49
VOLUMES DE AR CORRENTE				MAIORES QUE 16 ml/Kg
Variável dependente			TTI	(KgM)
Variável independente			TTO	(KgM)
$TTI = 0,0023 + 0,7342 TTO$				
$R^2 = 92,59\%$		desvio padrão de b = 0,0302		
ANÁLISE DE VARIÂNCIA DA REGRESSÃO				
FONTE DA VARIACÃO	G.L.	SOMA DOS QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	F
Regressão	1	0,003846	0,003846	587 *
Resíduo	47	0,000307	0,00000654	
Total	48	0,004153		

Pela análise estatística do quadro 9, pode-se concluir que existe correlação significativa ao nível de 5% entre os dois métodos de determinação do trabalho total no grupo de observações realizadas com volumes de ar corrente maiores que 16 ml/Kg. A análise do coeficiente angular, mostra que está compreendido entre 0,67 e 0,80 indicando uma diferença de 20 a 33% nos valores absolutos determinados pelos dois métodos.

QUADRO 10. RELAÇÃO ENTRE O TRABALHO TOTAL DETERMINADO (TTI) E O TRABALHO INSPIRATÓRIO CALCULADO-PELA EQUAÇÃO DE McILROY (TTMcI) PARA VOLUMES DE AR CORRENTE MENORES QUE 16 ML/KG.

ANÁLISE DE REGRESSÃO				
GRUPOS	IA1	IA2	IIA1	IIA2
NÚMERO DE OBSERVAÇÕES				94
VOLUMES DE AR CORRENTE			MENORES QUE 16 ml/Kg	
Variável dependente			TTI (KgM)	
Variável independente			TTMcI (KgM)	
$TTI = 0,9945 TTMcI$				
$R^2 = 98,89\%$		desvio padrão de b = 0,0109		
ANÁLISE DE VARIÂNCIA DA REGRESSÃO				
FONTE DA VARIACÃO	G.L	SOMA DOS QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	F
Regressão	1	0,0013786	0,0013786	8218 *
Resíduo	92	0,0000154	0,00000017	
Total	93	0,001394		

* Valor de F significativo ao nível de 5%.

Os resultados da análise de regressão mostram correlação significativa ao nível de 5% entre os dois métodos empregados na determinação do trabalho total, no grupo de observações realizadas com volumes de ar corrente menores que 16 ml/Kg. A análise do coeficiente angular mostra estar compreendido entre 0,97 e 1,01, aceitando-se portanto a condição de igualdade entre os dois métodos empregados.

QUADRO 11.- RELAÇÃO ENTRE O TRABALHO TOTAL DETERMINADO (TTI) E O TRABALHO INSPIRATÓRIO CALCULADO-PELA EQUAÇÃO DE McILROY (TTMcI) PARA VOLUME DE AR CORRENTE MAIORES QUE 16 ML/KG.

ANÁLISE DE REGRESSÃO				
GRUPOS	IB1	IB2	IIB1	IIB2
NÚMERO DE OBSERVAÇÕES				49
VOLUMES DE AR CORRENTE		MAIORES QUE 16 ml/Kg		
Variável dependente			TTI (KgM)	
Variável independente			TTMcI (KgM)	
$TTI = 0,0042 + 06874 TTMCI$				
$R^2 = 82,76\%$		desvio padrão de b = 0,0457		
ANÁLISE DE VARIÂNCIA DA REGRESSÃO				
FONTE DA VARIACÃO	G.L.	SOMA DOS QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	F
Regressão	1	0,0034377	0,0034377	225 *
Resíduo	47	0,000716	0,0000152	
Total	48	0,0041537		

* Valor de F significativo ao nível de 5%.

O quadro acima, mostra correlação estatística significativa ao nível de 5% entre os dois métodos de determinação - do trabalho total no grupo de observações realizadas com volumes de ar corrente maiores que 16 ml/Kg. O coeficiente angular variou de 0,57 a 0,81 indicando uma diferença bastante variável (19 a 43%).

QUADRO 12. RELAÇÃO ENTRE O TRABALHO RESISTIVO DETERMINADO (TRT) e o TRABALHO RESISTIVO INSPIRATÓRIO CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE OTIS (TRO).

ANÁLISE DE REGRESSÃO				
GRUPO (IA1,IA2,IB1,IB2,IIA1,IIA2,IIB1,IIB2)				TODOS
NÚMERO DE OBSERVAÇÕES				143
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA				24 e 35 cpm
Variável dependente		TRT (KgM)		
Variável independente		TRO (KgM)		
$TRT = 1,9 TRO$				
$R^2 = 98,38$		desvio padrão de b = 0,0205		
ANÁLISE DE VARIÂNCIA DA REGRESSÃO				
FONTE DA VARIACÃO	G.L.	SOMA DOS QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	F
Regressão	1	0,0036423	0,0036423	8612 *
Resíduo	141	0,0000596	0,000000423	
Total	142	0,0037029		

* Valor de F significativo ao nível de 5%.

Os resultados do quadro acima mostram correlação significativa ao nível de 5% entre o trabalho resistivo determinado diretamente e pela equação de OTIS.

5. DISCUSSÃO

5.1. COMPLACÊNCIA PULMONAR DINÂMICA

A complacência pulmonar dinâmica foi determinada pelo método clássico de VON NEERGARD & WIRZ (1927) e pelo método do ângulo de fase descrito por HILBERMAN & col. (1972).

Se bem que o método de análise seja completamente diferente, observa-se que a correlação estatística entre os dados obtidos para cada volume é significativa, notando-se uma diferença sistemática entre os dois métodos, que varia de 9 a 16% (QUADRO 1, FIGURA 19). Como a diferença entre os dois métodos é sistemática, pode-se aceitar o método do ângulo de fase na determinação da complacência dinâmica como válido e representativo da elasticidade pulmonar, embora com valores absolutos, aproximadamente 12% mais baixos que os valores correspondentes, determinados pelo método clássico.

A análise dos quadros 4 e 5 mostra uma correlação positiva entre os valores de complacência pulmonar dinâmica determinada pelo método do ângulo de fase e o peso dos animais, estatisticamente significativa para as frequências respiratórias empregadas. No grupo de animais submetido à frequência respiratória de 35 ciclos por minuto, o baixo coeficiente de determinação encontrado (QUADRO 5) decorre do fato de os animais estudados apresentarem pesos muito semelhantes. Entretanto, nos animais submetidos a uma frequência respiratória de 24 ciclos por minuto, o coeficiente de determinação da regressão é mais elevado, em virtude da grande variabilidade dos pesos dos animais estudados neste grupo. Em ambos os grupos porém, o valor de F é estatisticamente significativo.

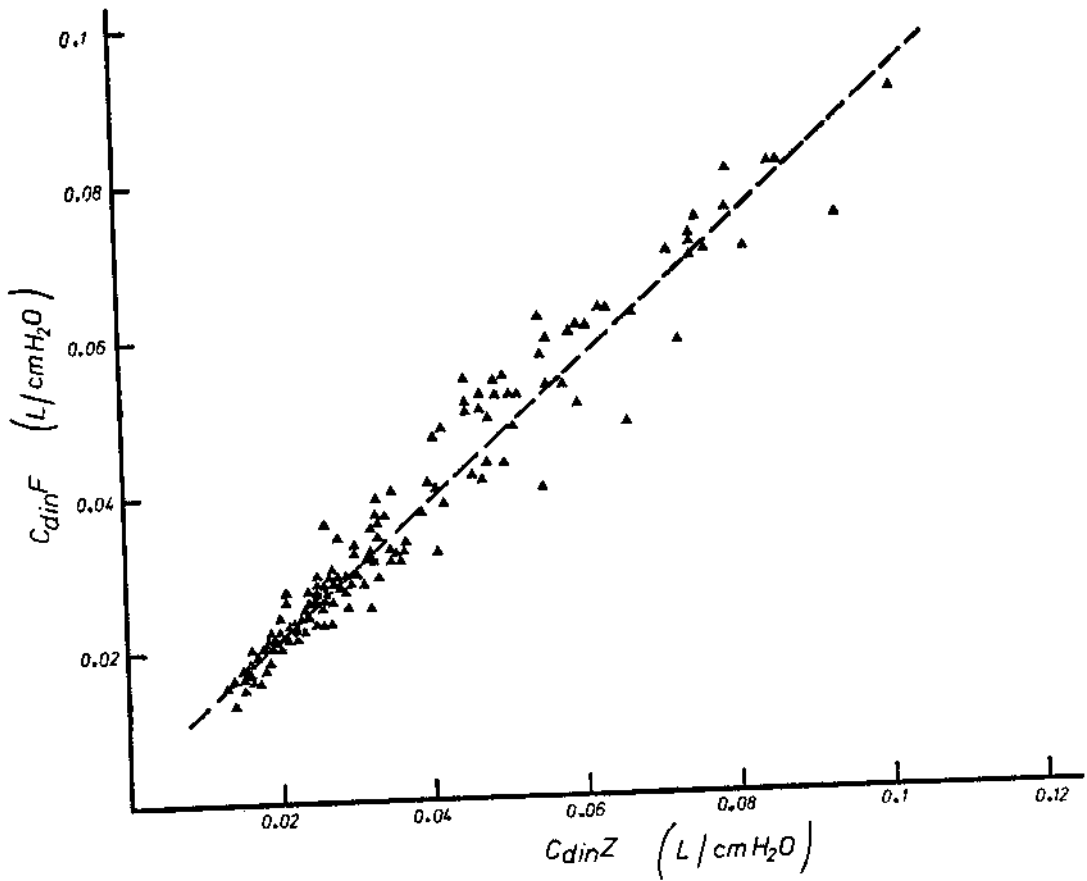


FIG. 19- CORRELAÇÃO ENTRE OS VALORES DE COMPLACÊNCIA PULMONAR DINÂMICA DETERMINADA PELO MÉTODO CLÁSSICO (C_{dinZ}) E PELO MÉTODO DO ÂNGULO DE FASE (C_{dinF}).

Observa-se que, submetendo-se a ventilação destes animais a volumes de ar corrente inferior a 16 ml/Kg de peso, a complacência pulmonar dinâmica mantém-se relativamente linear com uma média de 2,46 ml/cmH₂O/Kg.

Com o aumento dos volumes de ar corrente acima de 16 ml/Kg, a complacência pulmonar dinâmica cai a níveis de 1,46 ml/cm H₂O/Kg. Na fase dinâmica de diminuição de volumes, estes valores atingem 2,17 ml/cmH₂O/Kg nos volumes acima de 16 ml/Kg e ultrapassam os valores iniciais nos volumes abaixo de 16 ml/Kg, quando atingem uma média de 3,11 ml/cmH₂O/Kg (FIG. 20).

Embora a literatura seja escassa nestes resultados, AGOSTONI & col. (1959) encontraram valores de 2,56 ml/cmH₂O/Kg, estudando cães, após insuflações forçadas.

MEAD & COLLIER (1959) e CROSSFILL & WIDDICOMBE (1961), em condições semelhantes, obtiveram valores de 4,0 e 3,18 ml/cmH₂O/Kg respectivamente. Os estudos acima citados foram realizados com frequências respiratórias não superiores a 21 ciclos por minuto, com exceção de CROSSFILL & WIDDICOMBE, que determinaram estes valores a frequências respiratórias variáveis de 6 a 31 ciclos por minuto. A análise estatística do QUADRO 2 indica uma diferença significativa entre todos os grupos estudados, mostrando que há uma diferença significativa nos valores de complacência pulmonar dinâmica normalizada, obtidos a volumes de ar corrente menores e maiores que 16 ml/Kg.

Além disto, considerando somente volumes inferiores a 16 ml/Kg, observa-se que existe uma significativa diferença, dependendo da fase dinâmica em que se realizou a determinação, isto é, no processo de aumento ou diminuição de volumes. Estes fatos são conhecidos desde que se registraram os primeiros diagramas de volume - pressão em condições estáticas (MEAD, 1961).

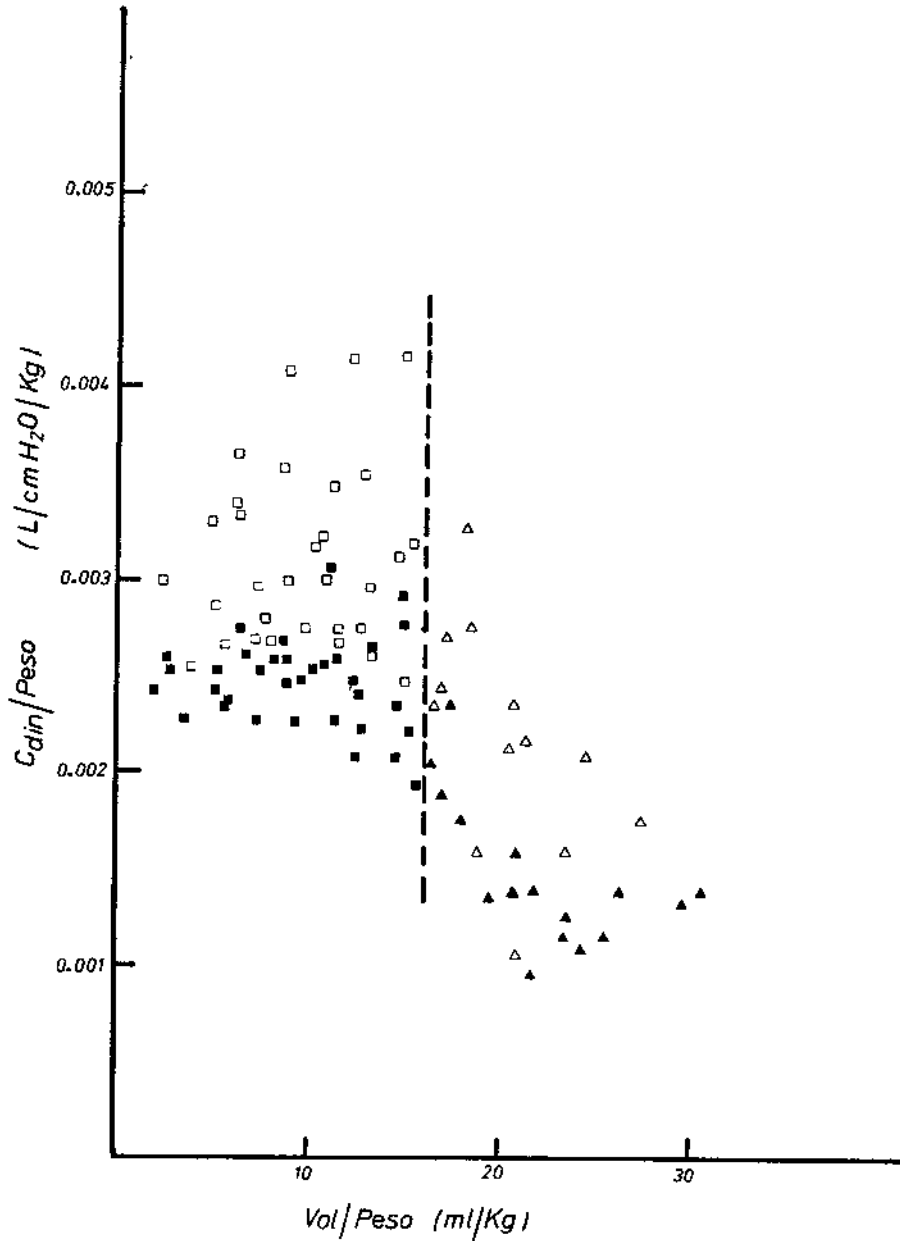


FIG.20- VARIAÇÃO DOS VALORES DE COMPLACÊNCIA PULMONAR DINÂMICA NORMALIZADA ($C_{din}/Peso$) EM RELAÇÃO AOS VOLUMES DE AR CORRENTE NORMALIZADOS ($Vol/Peso$) PARA A FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA DE 24 CICLOS POR MINUTO.

- GRUPO IA1
- ▲ GRUPO IB1
- △ GRUPO IB2
- ◻ GRUPO IA2

Espera-se que o pulmão, sendo constituído por elementos elásticos, se comporte mecanicamente como um corpo elástico qualquer, obedecendo à lei de Hooke, e a observação da diminuição dos valores de complacência pulmonar dinâmica, com o aumento de volumes de ar corrente, parece satisfazer esta hipótese. Entretanto, GILBERT & col. (1958) apresentaram evidência de que as curvas de complacência pulmonar dinâmica são somente uma aproximação daquilo que se conhece em engenharia como diagramas de carga e deformação, determinadas pela lei de Hooke.

A constante K (módulo de elasticidade) da lei de Hooke é definida como a relação entre a unidade de carga e a unidade de deformação do elemento elástico. K é independente das dimensões e estrutura do objeto em estudo e é uma característica exclusiva das propriedades físicas do elemento elástico. A complacência dinâmica pulmonar é classicamente referida como a relação entre o volume e a diferença de pressão em pontos de fluxo zero (NEERGARD & WIRZ, 1927).

$$C_{din} = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (40)$$

Para exemplificar, suponhamos duas molas do mesmo material, cujo módulo de elasticidade K seja idêntico. A mola 2 é duas vezes maior que a mola 1.

Aplicando-se a mesma força representada pelo peso P em ambas as molas, observa-se que o deslocamento da mola 2 é duas vezes maior que o deslocamento da mola 1 (FIG.21).

Determinando a complacência pela relação do deslocamento e força aplicada, obtêm-se:

$$C_1 = x/P \quad \text{e} \quad C_2 = 2x/P \quad \therefore \quad C_2 = 2C_1 \quad (41)$$

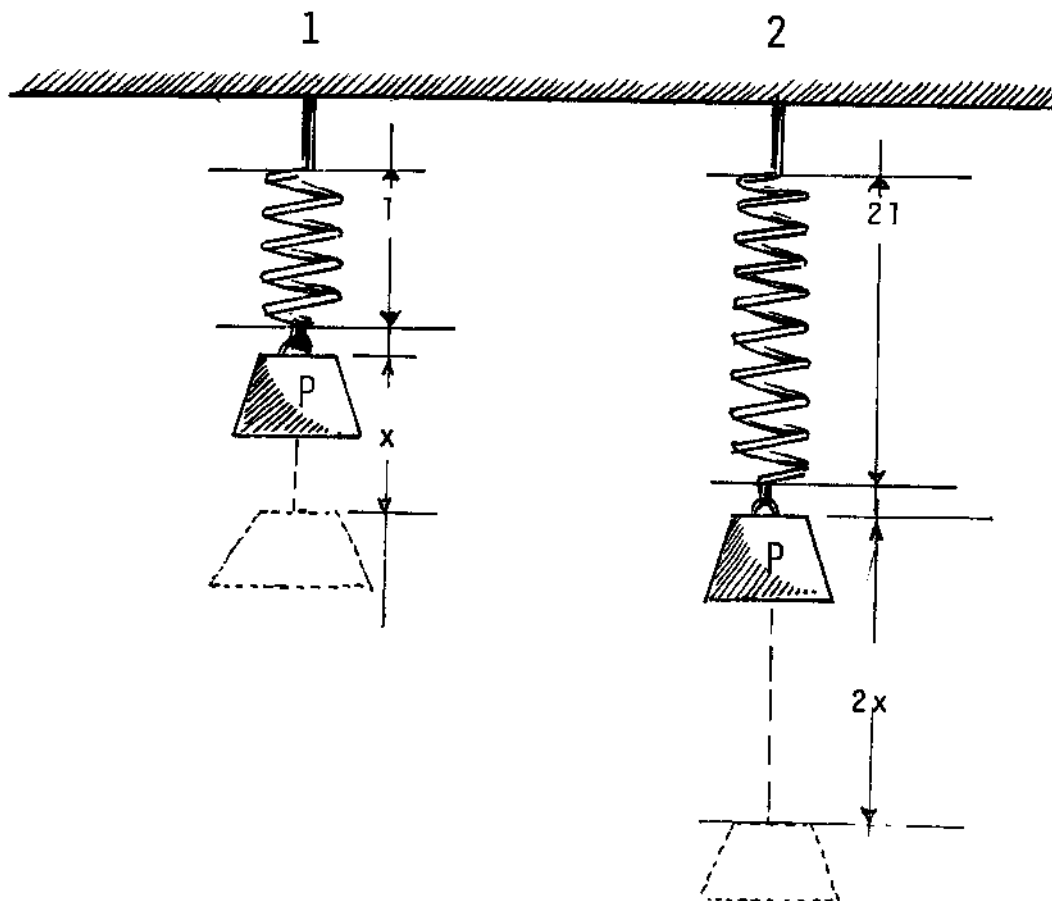


FIG.21-DESLOCAMENTO DE DUAS MOLAS DE IDÊNTICO MÓDULO DE ELASTICIDADE SUBMETIDAS À MESMA FORÇA.

A complacência da mola 2 é duas vezes maior que a mola 1, embora o módulo de elasticidade (K) seja idêntico.

Em fisiologia pulmonar, este fato também é observado, e as dimensões do pulmão devem ser consideradas.

NISSEL & DUBOIS (1954) reduziram a complacência pulmonar pela metade, com o clampeamento de um brônquio fonte do gato. Estas observações foram confirmadas clinicamente por WELLONS & PETERS (1967). Variações individuais relacionadas com os volumes pulmonares também foram verificadas por FRANK & col. (1956).

Corrigindo o fator dimensão, as medidas de complacência dinâmica estarão relacionadas somente com a estrutura e elasticidade do pulmão. Por este motivo, a complacência pulmonar determinada neste trabalho experimental foi normalizado, dividindo-se o valor observado pelo peso do animal.

Como os volumes pulmonares também são proporcio

nais ao peso, os volumes de ar corrente também foram normalizados e são expressos em ml/Kg.

Uma vez normalizados os dados, as variações de complacência dinâmica se devem a fatores que determinam a estrutura e elasticidade pulmonar que são as forças de retração dos tecidos do pulmão, em particular o colágeno (PIERCE, 1959), e as forças determinadas pela tensão superficial da interface entre gás e alvéolo (BROWN & col., 1959; CLEMENTS, 1957, 1960, 1961; PATTLE, 1958).

A importância destes fatores na estabilidade alveolar e na determinação das forças de retração do pulmão, tem sido objeto de intensa investigação experimental (MEAD & col., 1957) e clínica (AVERY & MEAD, 1959; CLEMENTS, 1965).

Tensão superficial é a medida da tendência da interface entre materiais diferentes (por exemplo: ar e água), de contrair a mínimas áreas. É produzida pela força coesiva entre as moléculas na interface e próximo a ela, e é expressa em dimensões de força por unidades de distância de superfície, em geral dinas por cm. (CLEMENTS, 1968).

BROWN & col. (1959) estudando a tensão superficial de um líquido ao qual foram dissolvidos extratos de pulmão observaram que a tensão superficial é alta quando se aumenta a superfície do líquido e cai a níveis muito baixos quando a superfície diminui, apresentando intensa histerese área-tensão. Este fato veio explicar a estabilidade de alvéolos de diferentes diâmetros ligados em paralelo.

A tensão superficial em uma superfície côncava, gera um gradiente de pressão entre os dois lados da superfície, que atua para reduzir a área e o volume determinado pela superfície. Este gradiente de pressão (P) segue a lei de LAPLACE para a esfera e está diretamente

relacionado ao dobro de tensão superficial (T) e inversamente relacionado com o raio de esfera (R).

Havendo dois alvéolos paralelos de diâmetros diferentes, cuja tensão superficial seja igual, notar-se-á que a pressão do alvéolo de menor diâmetro será maior do que a do alvéolo de maior diâmetro, provocando um gradiente pressórico com conseqüente esvaziamento do alvéolo menor e enchimento do maior.

Esta instabilidade, quando aplicada ao pulmão como um todo de alvéolos de diferentes diâmetros, levaria a um intenso colapso de alvéolos às expensas de hiperinsuflação de outras unidades alveolares.

A estabilidade do alvéolo é mantida dinamicamente, aumentando a tensão superficial durante a insuflação a níveis de 50 dinas/cm. e diminuindo a tensão superficial, durante a deflação, a níveis de 10 dinas por cm.

O elemento responsável pela manutenção da estabilidade alveolar, mantendo o equilíbrio das forças de tensão superficial, é denominado substância tenso-ativa ou surfactante, uma lipoproteína, provavelmente a dipalmitoil-lecitina (CLEMENTS, 1968).

Os tecidos elásticos e o colágeno parecem ter maior importância na determinação da elasticidade alveolar nos volumes maiores de insuflação pois impedem excessivas distensões alveolares (PIERCE, 1959). Estas forças de retração do colágeno podem ser observadas pelas forças de retração residual, quando são eliminados os fatores determinantes de tensão superficial como na distensão pulmonar por líquidos.

A histerese observada neste trabalho experimental, com a obtenção de valores de complacência mais elevados na deflação, comparados com aqueles obtidos na in-

suflação, reside na histerese área-tensão (BROWN & col., 1959).

MEAD & col. (1957) por outro lado, sugeriram que o fenômeno de histerese se deve a um maior recrutamento de alvéolos que tomam parte na ventilação, após in suflação de volumes maiores. O fato de se observar uma diminuição dos valores de complacência pulmonar progressiva com ventilação artificial de volumes de ar corrente baixos e constantes, que podem ser restabelecidos após u ma insuflação forçada, foi descrito por MEAD & COLLIER, (1959). Este fato é do conhecimento do anestesiolegista (PONTOPPIDAN & col., 1965). Alguns aparelhos de respiração artificial por pressão positiva intermitente, dispõem de um dispositivo automático de insuflação periódica forçada, como o respirador artificial de Emerson*, que é ci - clado por volume.

BROWN & col. (1959) admitem que a histerese de área-tensão contribua no mecanismo de recrutamento al veolar, pois estende o nível de comportamento estável dos espaços alveolares durante a deflação.

Esta é a razão pela qual a medida da complacên cia pulmonar, para ter valor comparativo, deve ser medida após uma ou mais insuflações forçadas.

A estabilidade dos espaços alveolares e a manu tenção desta estabilidade têm grande importância prática no estudo do desequilíbrio de ventilação e perfusão pulmonar. Um colapso progressivo de unidades alveolares re duz a superfície efetiva de ventilação alveolar, levando a um aumento de fração de sangue venoso que não sofre o processo de hematose. Este mecanismo se traduz em um aumento do "shunt" veno-arterial pulmonar.

Sabe-se que uma variedade de causas resulta em uma perda de atividade da substância tenso-ativa, embora não seja claro se o mecanismo se verifique por ausência

* Emerson Co. Boston Mass.

ou perda de atividade do surfactante. Estas condições incluem a oclusão da circulação pulmonar, ventilação prolongada com oxigênio em concentrações altas, oclusão de brônquio fonte, insuficiência respiratória do recém-nascido e circulação extracorpórea prolongada (PETERS, 1969).

A determinação da complacência pulmonar dinâmica deve trazer informação útil no diagnóstico precoce destes quadros (PETERS, 1969).

Portanto, na interpretação dos valores de complacência pulmonar devem-se considerar as dimensões do sistema e normalizar estas determinações para o peso do indivíduo ou sua capacidade vital.

Além do mais, estas determinações normalizadas devem ser obtidas a um volume corrente padronizado que, neste modelo experimental, se situa abaixo de 16 ml/Kg de peso.

Embora uma série de estudos (OTIS & col., 1956) demonstrem que a complacência dinâmica não varia com a frequência respiratória, os resultados dos quadros 2 e 3 mostram um comportamento diferente da complacência pulmonar dinâmica, nas frequências respiratórias estudadas. A complacência seria independente da frequência, se todas as unidades pulmonares ligadas em paralelo se comportassem uniformemente como um todo. Para melhor compreensão do problema, é útil pensar em termos de análogos elétricos.

A análise de um circuito equivalente revela que os efeitos resistivos e capacitivos globais do pulmão, que são medidos, refletem o comportamento macroscópico de milhões de unidades alveolares ligadas em série e em paralelo e portanto são equivalentes a uma resistência e a uma complacência dependentes da frequência.

No análogo respiratório, OTIS & col . (1956) puderam inferir que, se a constante de tempo em cada unidade respiratória não for a mesma, a complacência dinâmica pulmonar poderia variar em relação à frequência respiratória.

No modelo experimental estudado, comparando complacência dinâmica a duas diferentes frequências respiratórias, observa-se um comportamento diferente na fase de aumento e diminuição de volumes na faixa linear da complacência dinâmica, com volumes de ar corrente inferiores a 16 ml/Kg peso.

Esta diferença deve estar relacionada com o tipo de ventilação empregada. HOWELL & PECKETT (1957), estudando quatro indivíduos, determinaram a complacência estática pelo método de relaxamento e, três horas mais tarde, após anestesia, a complacência dinâmica por pressão positiva intermitente. O valor médio da complacência estática foi de 154 ml/cm H₂O e 109 ml/cm H₂O para a complacência dinâmica.

Empregando respiração por pressão positiva intermitente, OPIE & col . (1959) confirmaram estas observações em três pacientes paréticos, que recobriram força muscular suficiente para a realização do estudo. O valor médio da complacência foi de 139 ml/cm. H₂O com a respiração espontânea e 68 ml/cmH₂O em respiração por pressão positiva intermitente. Estas investigações concordam com as conclusões de HOWELL & PECKETT, os quais inferiram que as alterações de distribuição do ar insuflado são determinadas por unidades alveolares não uniformes, durante a ventilação por pressão positiva intermitente.

Esta não uniformidade das unidades alveolares se deve à configuração geométrica de deformação pulmonar determinada pelas forças de expansão da caixa torá-

cica, que é submetida a deformação significativamente diferente daquela que se verifica durante a respiração espontânea.

A partir destas conclusões, pode-se inferir que a respiração artificial por PPI, determinando deformações geométricas do pulmão, induz modificação das constantes de tempo do circuito equivalente resistivo e capacitivo, levando a variações da complacência, quando determinada a diferentes frequências respiratórias.

WATSON (1962) observou que havia uma queda dos valores de complacência dinâmica em indivíduos submetidos à pressão positiva intermitente com o encurtamento do tempo inspiratório, confirmando os resultados das figuras 20 e 21. Observa-se ainda que, embora fossem atingidos os mesmos níveis de complacência dinâmica nos volumes de ar corrente acima de 16 ml/Kg em ambas as frequências respiratórias estudadas, o fenômeno de histerese não se evidencia no grupo submetido à respiração a 35 ciclos por minuto (QUADRO 3 e FIG. 22). Posto que esta observação não tenha sido descrita, é de se supor que o encurtamento do tempo inspiratório, no regime de pressão positiva intermitente, não determine a abertura de algumas unidades alveolares, cuja constante de tempo seja suficientemente longa. Outrossim, sabe-se que após o colapso da unidade alveolar, é necessária uma pressão crítica maior, para a abertura destes espaços alveolares (RADFORD, 1955). Este é um fato frequentemente observado em cirurgia de tórax, pois a expansão de um colapso pulmonar requer insuflações repetidas e prolongadas.

Este fato assume ainda maior importância quando a pressão positiva intermitente é aplicada a pulmões anormais que já tenham constantes de tempo variáveis em suas unidades respiratórias. A comprovação destas observações foi apresentada por OTIS & col. (1956) em indivíduos normais, submetidos a broncoespasmo induzido, pacientes asmáticos e enfisematosos.

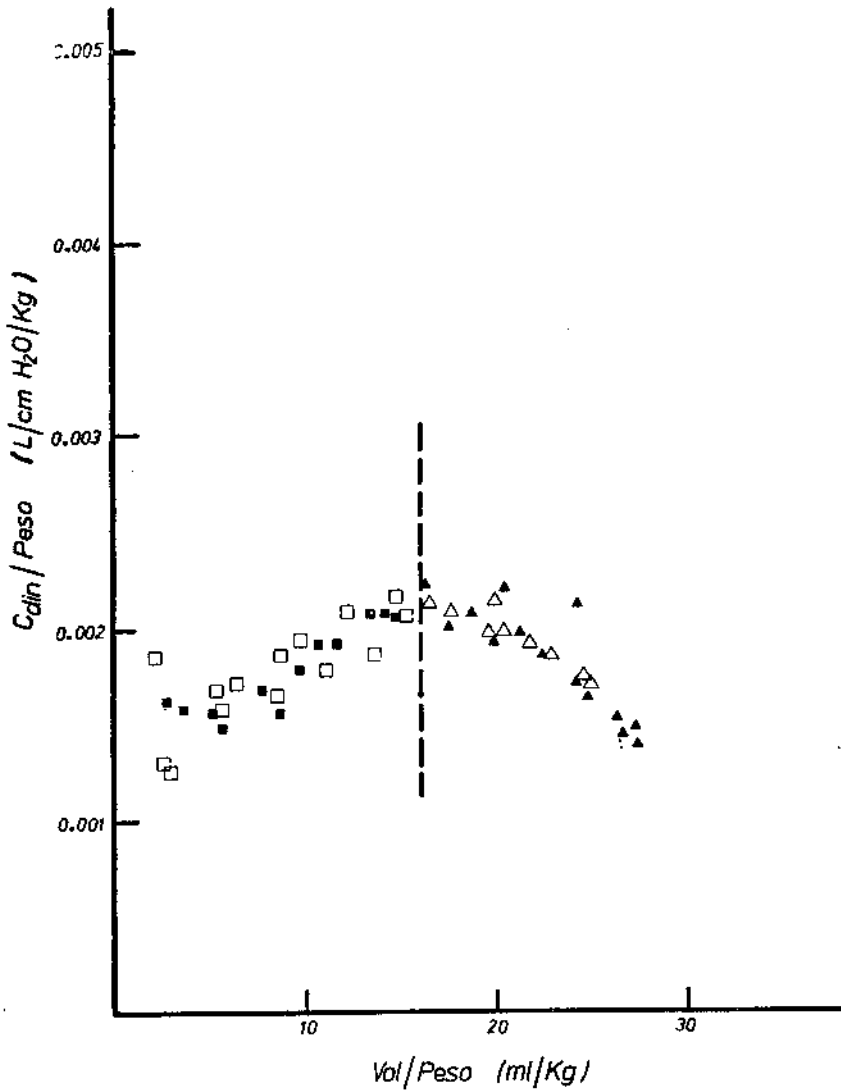


FIG. 22 - VARIACÃO DOS VALORES DE COMPLACÊNCIA PULMONAR DINÂMICA NORMALIZADA ($C_{din}/Peso$) EM RELAÇÃO AOS VOLUMES DE AR CORRENTE NORMALIZADOS ($Vol./Peso$) PARA A FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA DE 35 CICLOS POR MINUTO.

- GRUPO IIA1
- ▲ GRUPO IIB1
- △ GRUPO IIB2
- GRUPO IIA2

Em resumo, os resultados apresentados mostram que a complacência pulmonar dinâmica varia com o volume de ar corrente empregado e não obedece necessariamente à função matemática da lei de Hooke. Quando normalizados os dados de complacência pulmonar dinâmica deixam de ter correlação linear nos volumes superiores a 16 ml/Kg. Os valores de complacência dinâmica exibem intensa histerese na frequência respiratória de 24 ciclos por minuto, mas este fenômeno não é observado na frequência de 35 ciclos por minuto, demonstrando que a frequência respiratória é de importância na determinação dos valores de complacência pulmonar dinâmica, em animais submetidos à respiração artificial.

5.2. RESISTÊNCIA PULMONAR

A resistência pulmonar é um parâmetro dinâmico de mecânica respiratória, relacionado com a pressão necessária para vencer a resistência das vias aéreas (R_{ae}) e dos tecidos do pulmão (R_{te}), em função da razão de variação de volume.

Vários métodos foram empregados na determinação da resistência pulmonar e, com particular interesse, tem sido estudados os componentes de resistência ao fluxo de ar, bem como a resistência dos tecidos (DUBOIS, 1964).

No presente modelo experimental, o objetivo fundamental foi analisar as variações de resistência pulmonar determinada pelo método de ângulo de fase (vide apêndice), em função dos volumes e frequências respiratórias ajustadas pelo respirador artificial, considerando ainda as dimensões pulmonares correspondentes ao peso do animal.

Para obter resultados com correlação positiva,

foi empregada a condutância ($G = \frac{1}{R}$) como variável dependente, pois ao contrário da resistência, sua correlação com o peso é positiva.

Em relação às dimensões dos pulmões os resultados obtidos confirmam as observações de outros autores, pois a resistência é inversamente proporcional ao volume pulmonar, tanto em termos de crescimento, como em variações individuais (BRISCOE & DUBOIS, 1958).

Quanto ao nível de ventilação pulmonar, os resultados obtidos diferem daqueles descritos na literatura. BRISCOE e DUBOIS (1958) observaram que, em indivíduos respirando espontaneamente a diferentes níveis de ventilação, a condutância determinada correlacionava linearmente com o aumento de volumes respiratórios.

É de se supor que a diferença de resultados resida no modelo experimental empregado. Na respiração artificial por pressão positiva intermitente, as variações de volume são produzidas com frequência fixa. Evidentemente o tempo inspiratório nos volumes mais altos diminui consideravelmente, aumentando portanto o fluxo inspiratório determinado pelo respirador artificial, que foi ajustado para produzir volumes fixos.

O aumento na velocidade de fluxo na árvore traqueo-brônquica, produz uma modificação no regime de fluxo, determinando uma relação não linear da função $Pres (P) = f(V)$. Esta função é expressa por duas constantes resistivas K_1 e K_2 , provavelmente relacionadas com o fluxo laminar e o fluxo turbulento (DUBOIS, 1964).

Na eventualidade de se desenvolver um fluxo turbulento, relacionado a um aumento de velocidade de fluxo que ultrapasse o número REYNOLDS, a pressão necessária para vencer a resistência das vias aéreas será acrescida de uma resistência adicional e expressa nos se

guintes termos

$$\text{Pres (Gas)} = K_1 (\dot{V}) + K_2 (\dot{V})^2 \quad (42)$$

Onde:

$\text{Pres}_{(\text{Gas})}$ = Pressão resistiva das vias aéreas.

K_1 = Constante resistiva ao fluxo laminar.

K_2 = Constante resistiva ao fluxo turbulento.

\dot{V} = Fluxo de ar.

A evidência deste fator como responsável pelos valores baixos de condutância a níveis mais altos de ventilação, é confirmada quando se comparam volumes respiratórios constantes a diferentes frequências respiratórias (QUADRO 6, FIGURA 23). Neste caso a queda dos valores de condutância dizem respeito exclusivamente às variações de velocidade de fluxo determinado pelo encurtamento do tempo inspiratório.

Entretanto, maiores estudos são necessários para analisar variações de condutância determinada pelo método do ângulo de fase, e para correlacioná-las com variações de volumes respiratórios, a tempos inspiratórios constantes. O estudo comparativo com os dados obtidos em respiração espontânea, possibilitariam determinar se a diferença se deve exclusivamente à variação do regime de fluxo ou se ela está relacionada ao método de respiração artificial por pressão positiva intermitente.

No momento, face a estes dados, parece prudente

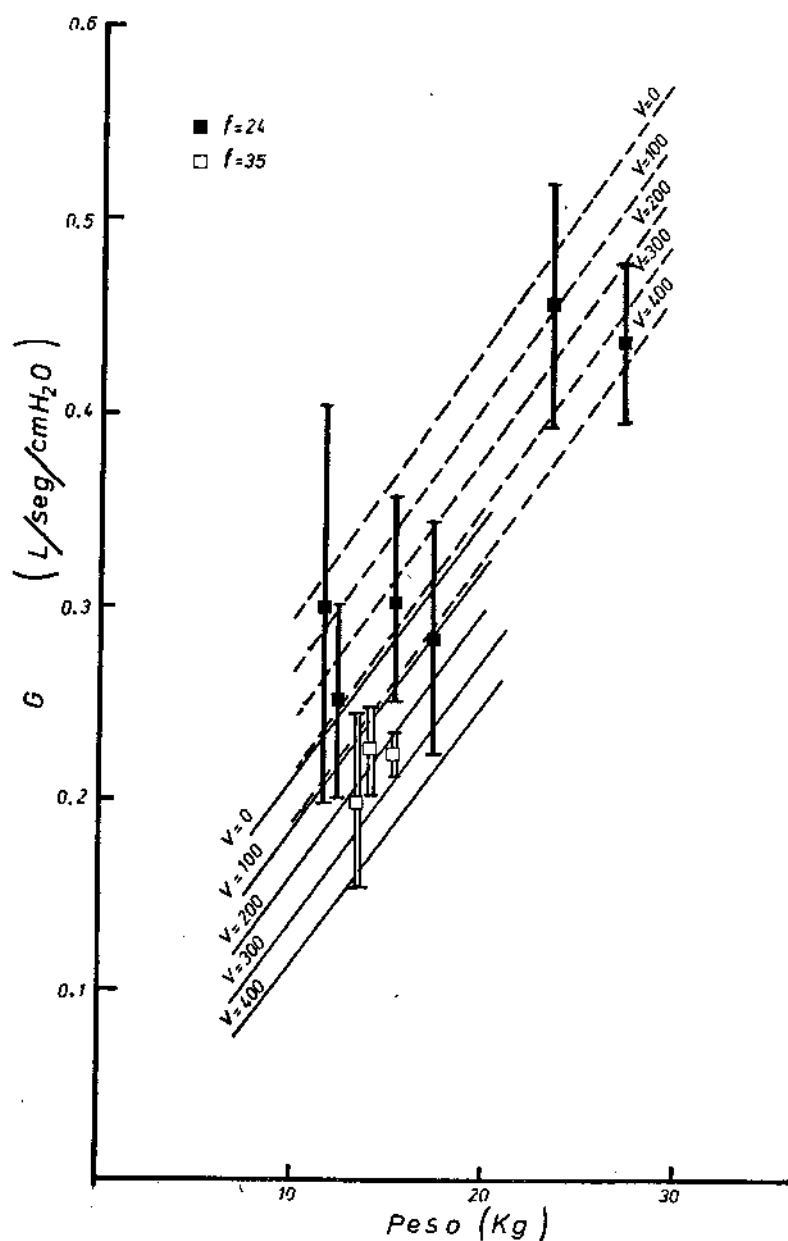


FIG.23- EXPRESSÃO GRÁFICA DA ANÁLISE DE REGRESSÃO MÚLTIPLA MOSTRANDO A CORRELAÇÃO ENTRE A CONDUTÂNCIA PULMONAR (G), O PESO DO ANIMAL, OS VOLUMES DE AR CORRENTE (V) E A FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA (f).

te uma padronização das medidas de condutância pelo método do ângulo de fase, normalizando os dados para o peso do indivíduo ou sua capacidade vital, e fazendo as determinações a volumes e frequências respiratórias pré-estabelecidas.

5.3. TRABALHO RESPIRATÓRIO TOTAL DESENVOLVIDO NO PULMÃO

O trabalho respiratório total, determinado pelos três métodos de análise descritos (TTI, TTO e TTMcI) mostrou significativa correlação estatística nos volumes respiratórios inferiores a 16 ml/Kg de peso.

COOK & col. (1957) no estudo da mecânica respiratória de recém-nascidos, também empregando os três métodos de cálculo descritos, obtiveram boa correlação em toda a escala de ventilação pulmonar com respiração espontânea. Os valores de trabalho que estes autores correlacionaram, dizem respeito ao trabalho por minuto, isto é, ao trabalho em cada ciclo respiratório multiplicado pela frequência respiratória. Os valores determinados por COOK & col. são próximos de 10.000 cm gm/minuto. Estes são valores altos para o recém-nascido, que movimenta pequenos volumes de ar corrente. Entretanto, a maneira mais econômica, em relação ao trabalho respiratório do recém-nascido, é aumentar a frequência respiratória (MEAD, 1960). No presente modelo, ao contrário, emprega-se uma frequência fixa, variando o trabalho exclusivamente em função do volume respiratório. COOK e cols. não fizeram a correlação nos volumes de ar corrente empregados neste trabalho experimental. Por este motivo observou-se, ao contrário destes autores que os valores de trabalho determinado e calculado apresentam diferença significativa nos volumes respiratórios superiores a 16 ml/Kg peso. (QUADRO 7, 8 e 9, FIGURA 24, 25 e 25).

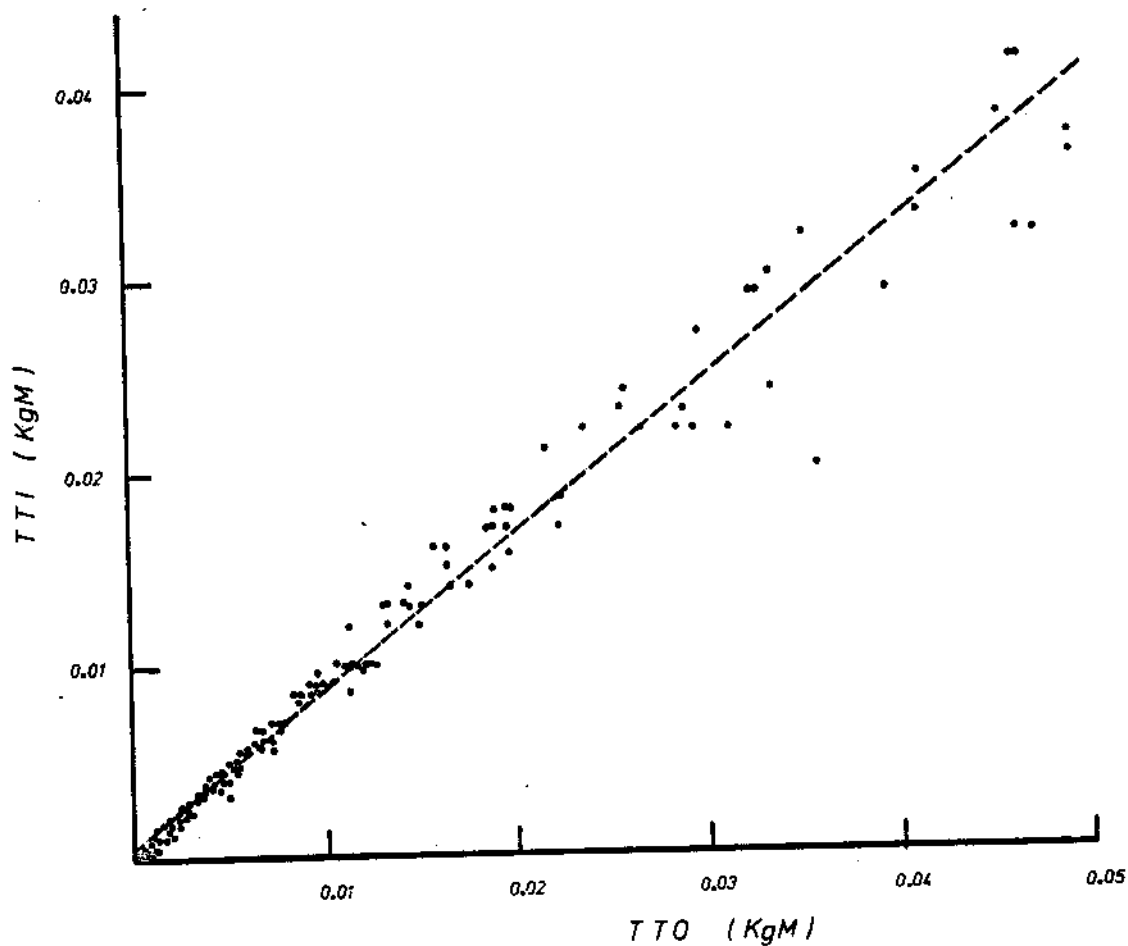


FIG.24- CORRELAÇÃO ENTRE O TRABALHO TOTAL DETERMINADO POR INTEGRAÇÃO DO PRODUTO DO FLUXO PELA PRESSÃO (TTI) E O TRABALHO CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE OTIS (TTO) PARA TODAS AS OBSERVAÇÕES REALIZADAS.

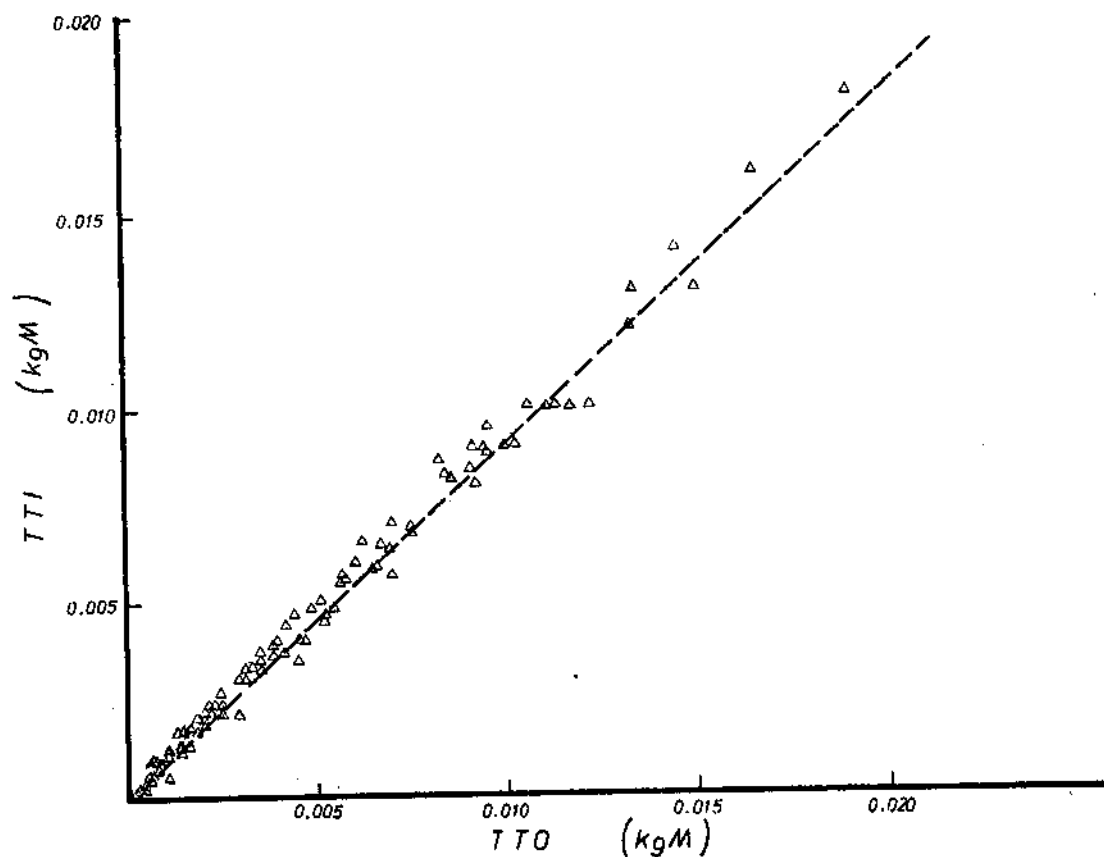


FIG.25- CORRELAÇÃO ENTRE O TRABALHO TOTAL DETERMINADO POR INTEGRAÇÃO DO PRODUTO DO FLUXO PELA PRESSÃO (TTI) E O TRABALHO CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE OTIS (TTO) PARA AS OBSERVAÇÕES COM VOLUMES MENORES QUE 16 ml/Kg.

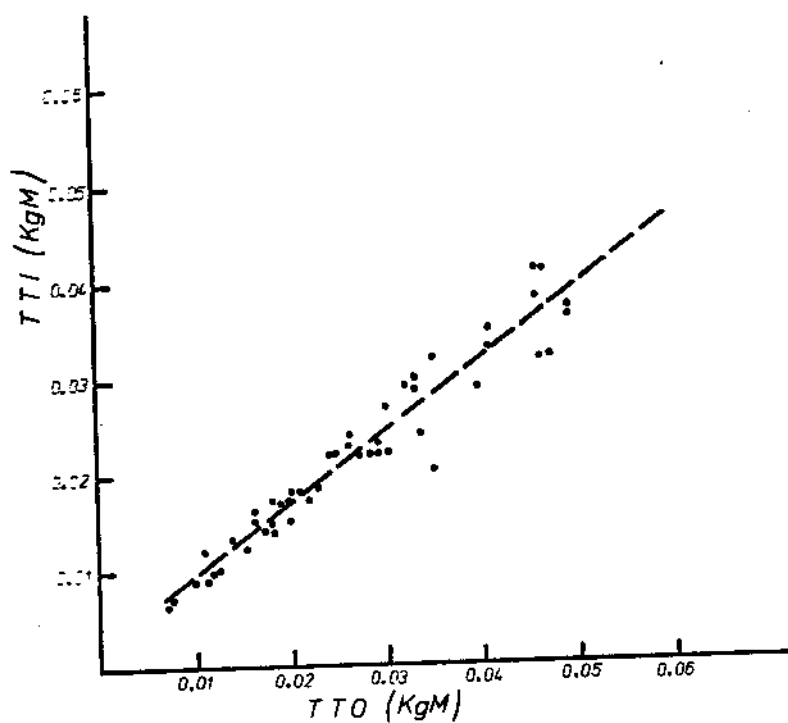


FIG. 2 6- CORRELAÇÃO ENTRE O TRABALHO TOTAL DETERMINADO POR INTEGRAÇÃO DO PRODUTO DO FLUXO = PELA PRESSÃO (TTI) E O TRABALHO CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE OTIS (TTO) PARA AS OBSERVAÇÕES COM VOLUMES MAIORES QUE 16ml/Kg.

Na análise dos dados obtidos, pode-se constatar que esta diferença é decorrente da modificação não linear dos valores de complacência dinâmica, nos volumes respiratórios já citados.

Observando-se a equação de OTIS, simplificada por COOK, verifica-se que a diminuição de C_{din} no primeiro termo de equação resulta em maior valor para TTO.

$$TTO = \frac{V^2}{2C_{din}} + \frac{\pi^2}{4} RfV^2 \quad (34)$$

Evidentemente a fórmula do trabalho derivada da equação do movimento e baseada na terceira lei de NEWTON, fundamenta-se na hipótese de que o sistema mecânico pulmonar tenha um único grau de liberdade expresso pelo volume como única variável. Os termos C_{din} e R são considerados constantes.

Evidentemente este não é o caso, particularmente nos extremos de ventilação pulmonar, onde há variação significativa dos valores de complacência dinâmica.

A comparação do trabalho respiratório determinado pela integração do produto do fluxo pela pressão transpulmonar (TTI) e o trabalho calculado pelo método de MC ILROY (TTMcI) apresentou também correlação significativa somente nos volumes respiratórios abaixo de 16-ml/Kg peso (QUADRO 10 e 11, FIGURAS 27 e 28).

Estas observações são importantes no estudo de mecânica respiratória em pacientes submetidos à respiração artificial por pressão positiva intermitente. Pacientes portadores de patologia pulmonar, que incide diretamente nas propriedades mecânicas do pulmão, par-

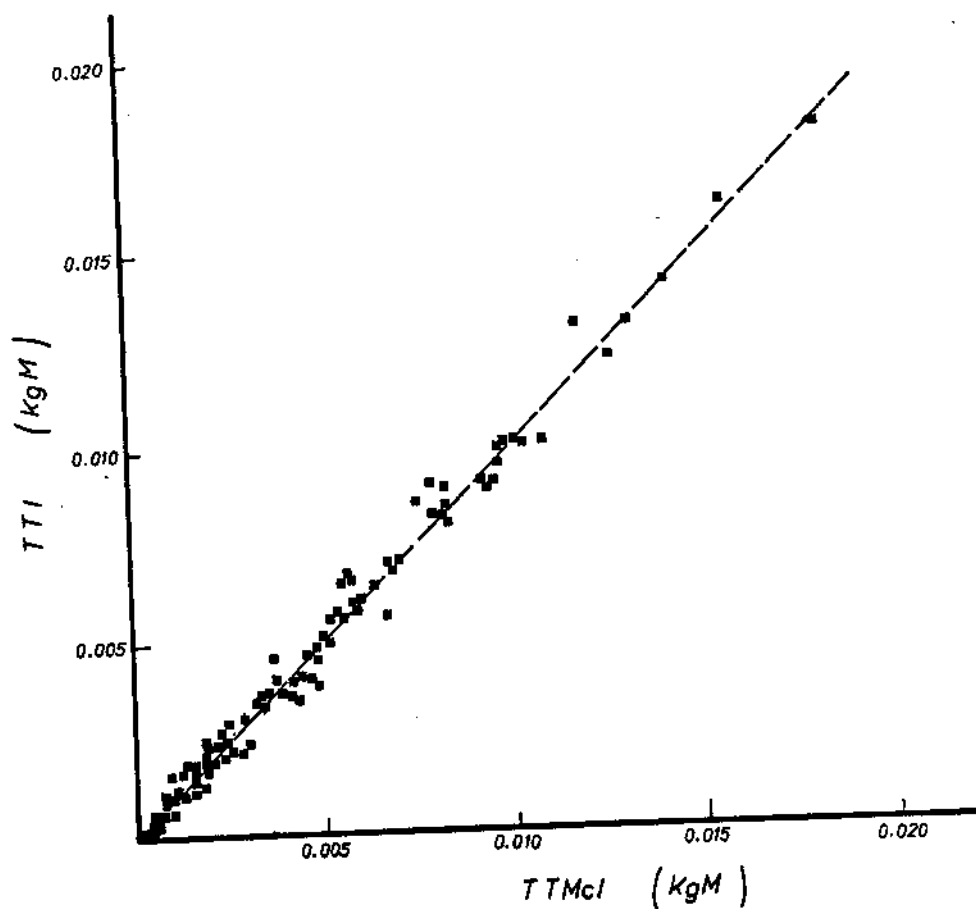


FIG. 27- CORRELAÇÃO ENTRE O TRABALHO TOTAL DETERMINADO POR INTEGRAÇÃO DOS PRODUTOS DO FLUXO PELA PRESSÃO (TTI) E O TRABALHO CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE McILROY (TTMcl) NAS OBSERVAÇÕES COM VOLUMES DE AR CORRENTE MENORES QUE 16 m³/Kg.

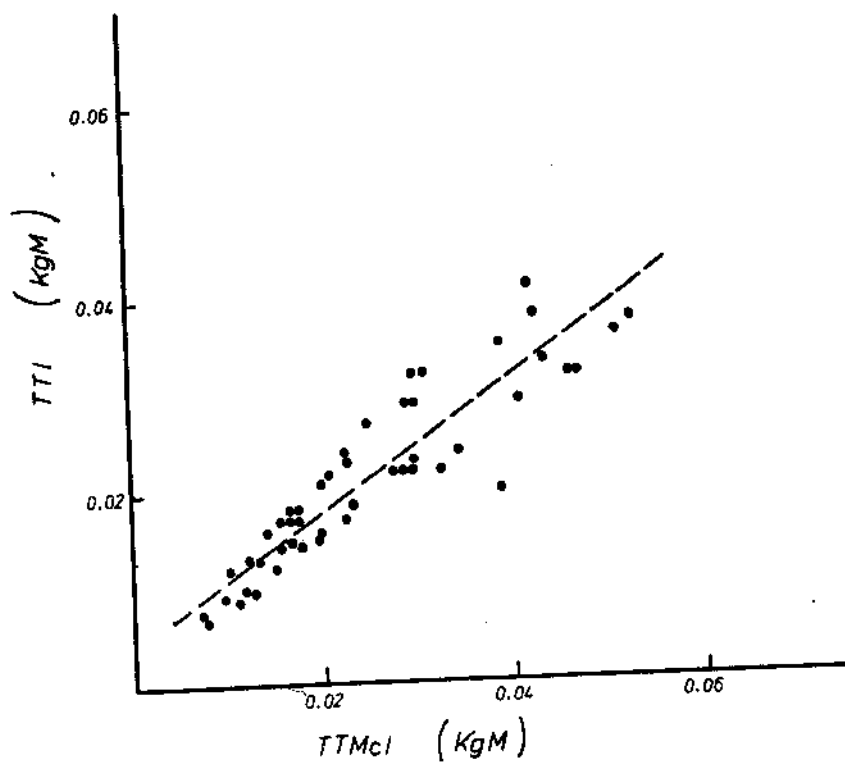


FIG. 28 - CORRELAÇÃO ENTRE O TRABALHO TOTAL DETERMINADO POR INTEGRAÇÃO DOS PRODUTOS DE FLUXO PELA PRESSÃO (TTI) E O TRABALHO CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE McILROY (TTMcl) NAS OBSERVAÇÕES COM VOLUMES DE AR CORRENTE MAIORES QUE 16 ml/Kg.

ticularmente suas características elásticas, são ventilados com volume e pressão de insuflação mais elevados que os normalmente empregados em pacientes com insuficiência ventilatória e pulmões mecanicamente normais, (ex.: intoxicações exógenas, síndromes neurológicas).

Nos casos de volumes e pressões mais elevados, o trabalho determinado pela integração do produto dos sinais de fluxo e pressão transpulmonar (TTI) é um dado real e significativo, enquanto que o trabalho determinado a partir da fórmula de OTIS (TTO) ou de MC ILROY (TTMcI) não define as características dinâmicas do trabalho desenvolvido no pulmão, assim como os valores de complacência dinâmica não definem as características elásticas do sistema.

Estas observações devem ser consideradas quando se empregam métodos de análise que envolvam automação por instrumentos de computação, uma vez que o método clássico de registro do diagrama de volume-pressão não é realizado em cada ciclo respiratório. Fosse este método empregado, observar-se-ia uma deformação da elipse do diagrama de volume e pressão, nos volumes respiratórios acima de 16 ml/Kg de peso, semelhante aos descritos na fibrose pulmonar (MARSHALL, 1965).

5.4. TRABALHO RESPIRATÓRIO RESISTIVO DESENVOLVIDO NO PULMÃO

O trabalho respiratório resistivo, é o trabalho representado pela área da elipse no diagrama de volume-pressão (OTIS, 1964). Como dado isolado representa a quantidade de energia dispendida pelo aparelho de respiração artificial para vencer as forças resistivas durante a fase inspiratória, somado ao trabalho desenvolvido pelas forças de retração do pulmão, armazenadas como energia potencial durante a inspiração e devolvidas em

parte, como energia cinética durante a expiração. No presente modelo experimental o animal está em completo relaxamento muscular, não se desenvolvendo trabalho expiratório ativo, e as forças expiratórias decorrem exclusivamente das forças elásticas de retração do pulmão.

A área da elipse do trabalho respiratório resistivo é determinado pela integração do produto do fluxo e pressão transpulmonar durante todo o ciclo respiratório, desde o início de inspiração até o fim de expiração.

O trabalho resistivo inspiratório determinado pela fórmula simplificada de OTIS diz respeito ao segundo termo da equação do trabalho (EQUAÇÃO 39).

$$TR0 = \frac{\pi}{4} fRV^2 \quad (39)$$

O trabalho resistivo expresso por esta equação, foi calculado para diversos volumes respiratórios, empregando-se a constante de resistência e a respectiva frequência respiratória ajustada no aparelho de respiração artificial.

Os dados foram correlacionados ao trabalho resistivo determinado pela área da elipse no diagrama de volume-pressão (TRT) (QUADRO 12, FIGURA 29).

A correlação do trabalho resistivo inspiratório (TR0) e do trabalho resistivo total (TRT) mostra que, com índices de correlação linear significativa, os valores de trabalho resistivo total são quase duas vezes os valores de trabalho resistivo inspiratório.

Estes resultados são esperados, no caso de a elipse do diagrama de volume-pressão ser simétrica ao

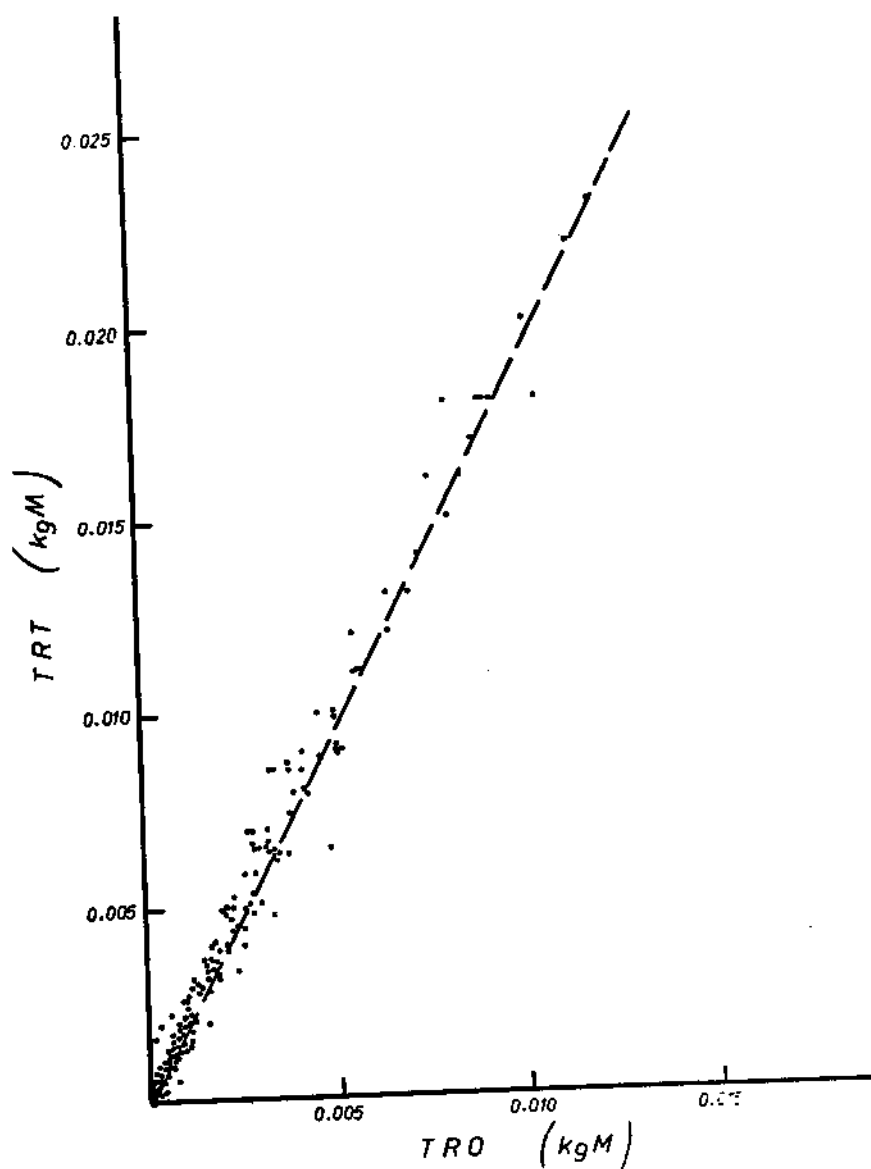


FIG. 29- CORRELAÇÃO ENTRE O TRABALHO RESISTIVO TOTAL DETERMINADO PELA INTEGRAÇÃO DO PRODUTO DO FLUXO PELA PRESSÃO (TRT) E O TRABALHO RESISTIVO INSPIRATÓRIO CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE OTIS. (TRO).

longo de seu maior eixo.

Como ambos os resultados são determinados por métodos totalmente diferentes (vide apêndice) este método de comparação de dados assume importância como controle de validade dos dados, podendo mesmo ser incluído como sub-rotina na análise digital, rejeitando curvas que não obedeçam à correlação pré-estabelecida.

6. CONCLUSÕES

Consoante aos objetivos definidos na introdução deste trabalho, dos estudos realizados em cães normais submetidos à ventilação por pressão positiva intermitente, conclue-se que:

1. O emprego de técnicas de computação digital no estudo da mecânica respiratória permite uma análise rápida e precisa dos parâmetros mecânicos da respiração.

2. Para volumes de ar corrente superiores a 16 ml/Kg de peso deixa de existir a correlação linear entre o volume respiratório empregado e a pressão transpulmonar produzida.

3. Os valores de complacência pulmonar dinâmica determinados pelo método do ângulo de fase são comparáveis com os resultados determinados pelo método clássico de VON NEERGARD & WIRZ, com uma diferença constante de cerca de 12%, em toda a escala de ventilação pulmonar.

4. Os valores de complacência dinâmica e resistência pulmonar, têm relação com o peso do animal, volume de ar corrente empregado, frequência respiratória e volumes de ar corrente que precederem às determinações.

5. A condutância pulmonar determinada pelo método do ângulo de fase varia diretamente com o peso do animal e inversamente com o volume de ar corrente e a frequência respiratória empregada.

6. Nos volumes de ar corrente inferiores a 16 ml/Kg peso, o trabalho respiratório total desenvolvido no pulmão e determinado diretamente pela integração do produto do sinal do fluxo pelo sinal de pressão transpulmonar, durante a fase inspiratória, não é significativamente diferente do trabalho respiratório total, determinado a partir da equação de OTIS simplificada por COOK ou pela equação de MC ILROY.

7. Para volumes de ar corrente superiores a 16 ml/Kg de peso, estes valores são significativamente diferentes e decorrem da falta de relação linear entre o volume e a pressão transpulmonar.

8. Para volumes de ar corrente acima de 16 ml/Kg de peso, o trabalho respiratório total determinado pela integração do produto de fluxo pela pressão transpulmonar, é o único valor que representa o trabalho respiratório real, desenvolvido pelo aparelho de respiração artificial.

7. APENDICE

APENDICE 7.1

INTRODUÇÃO À ANÁLISE DE FOURIER

Toda curva periódica de período T segundos pode ser desenvolvida em uma série de Fourier, ou seja, desdobrada em múltiplas componentes denominadas harmônicas. Estas componentes são curvas senoidais passíveis de tratamento matemático.

De uma forma genérica pode ser assim representada:

$$f(t) = \frac{1}{2} a_0 + a_1 \cos \omega_1 t + a_2 \cos 2 \omega_1 t + a_3 \cos 3 \omega_1 t + \dots \quad (I-1)$$

$$+ b_1 \sin \omega_1 t + b_2 \sin 2 \omega_1 t + b_3 \sin 3 \omega_1 t + \dots$$

A variável independente, aqui denominada t, representa o tempo, e sua função é chamada f(t). O primeiro termo da série $1/2 a_0$, corresponde à componente d. c. da onda (valor médio de f(t)). Os termos com coeficientes a_1 e b_1 dizem respeito à componente fundamental, (1a. harmônica) a_2 e b_2 à segunda harmônica, a_3 e b_3 à terceira harmônica e assim por diante.

A constante ω_1 é a frequência angular da componente fundamental e está relacionada ao período T, por meio da equação:

$$\omega_1 = \frac{2\pi}{T} \quad (I-2)$$

$$T = \frac{2\pi}{\omega_1} \quad (II-3)$$

Pode ser demonstrado que os coeficientes a_n e b_n da série de Fourier podem ser expressos com as seguintes equações:

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cos \omega_1 n t dt \quad (I-4)$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \sin \omega_1 n t dt \quad (I-5)$$

Onde a_n e b_n são os coeficientes que determinam a harmônica n . Pode ser também demonstrado que a seguinte propriedade trigonométrica é válida:

$$a \cdot \cos x + b \cdot \sin x = A \cdot \cos (x + \phi) = \quad (I-6)$$

$$= A (\cos x \cdot \cos \phi - \sin x \cdot \sin \phi) =$$

$$= A \cos \phi \cdot \cos x - A \sin \phi \cdot \sin x$$

Isto é:

$$a (\cos x) + b (\sin x) = (A \cos \phi)(\cos x) + (-A \sin \phi)(\sin x)$$

Conclue-se que:

$$a = A \cos \phi \quad (I-7)$$

$$-b = A \sin \phi \quad (I-8)$$

$$\tan \phi = \frac{-b}{a} \quad (I-9)$$

Utilizando as equações (I-7) e I-8), tem-se:

$$\begin{aligned} a^2 + b^2 &= (A \cos \phi)^2 + (-A \sin \phi)^2 \\ &= A^2 (\cos^2 \phi + \sin^2 \phi) \end{aligned}$$

Como a soma do quadrado do seno e o quadrado do cosseno é igual a 1, pode-se escrever:

$$a^2 + b^2 = A^2$$

$$A = \sqrt{a^2 + b^2} \quad \text{I-10)}$$

Voltando à equação (I-6) e substituindo os valores das equações (I-9) e (I-10) tem-se:

$$\begin{aligned} a \cos x + b \operatorname{sen} x &= A \cos (x + \phi) = \\ &= \sqrt{a^2 + b^2} \cos \left(x + \arctan \frac{b}{a} \right) = \\ &= \sqrt{a^2 + b^2} \cos \left(x - \arctan \frac{b}{a} \right) \quad \text{(I-11)} \end{aligned}$$

Remanejando os termos da equação (I-1) tem-se:

$$\begin{aligned} f(t) &= \frac{1}{2} a_0 + \left[a_1 \cos \omega_1 t + b_1 \operatorname{sen} \omega_1 t \right] + \\ &+ \left[a_2 \cos 2 \omega_1 t + b_2 \operatorname{sen} 2 \omega_1 t \right] + \\ &+ \left[a_3 \cos 3 \omega_1 t + b_3 \operatorname{sen} 3 \omega_1 t \right] + \dots \end{aligned}$$

Separando os termos correspondentes à componente fundamental, cujos coeficientes são a_1 e b_1 , e substituindo com a equação (I-11), tem-se:

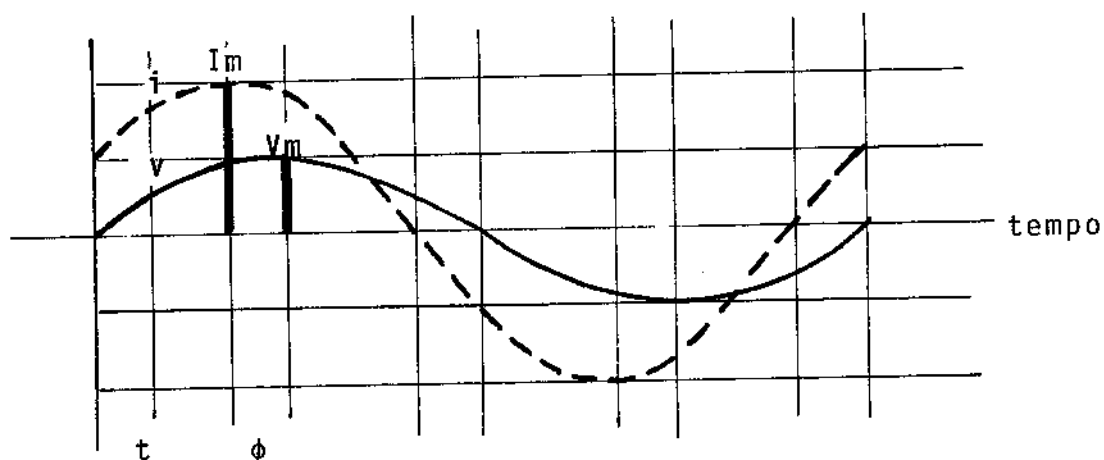
$$a_1 \cos \omega_1 t + b_1 \operatorname{sen} \omega_1 t = \sqrt{a_1^2 + b_1^2} \cos \left(\omega_1 t - \arctan \frac{b}{a} \right) \quad \text{(I-12)}$$

As equações (I-4) e (I-5) determinam os coeficientes a_1 e b_1 que, através da equação (I-12), determinam a amplitude e a fase da componente fundamental.

APÊNDICE 7.2

DEDUÇÃO DA FÓRMULA DA IMPEDÂNCIA EM UM CIRCUÍTO RESISTIVO-CAPACITIVO

Seja um circuito elétrico com uma resistência e uma capacitância em série, cuja representação gráfica da corrente e voltagem seja a seguinte:



Definem-se os seguintes termos:

v = voltagem no ponto t

i = corrente no ponto t

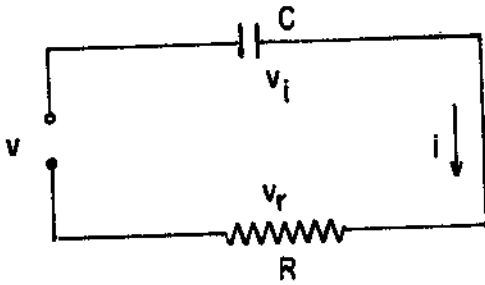
V_m = voltagem máxima

I_m = corrente máxima

T = período

ω = frequência angular

ϕ = ângulo de fase entre a voltagem e a corrente



No circuito representado, seja v a voltagem da fonte, v_c a voltagem do capacitor e v_r a voltagem através da resistência pode-se escrever que:

$$v = v_r + v_c \quad (\text{II-1})$$

De acordo com a lei de Ohm:

$$v_r = Ri \quad (\text{II-2})$$

A voltagem no capacitor é deduzida a partir do princípio de que a quantidade de carga elétrica armazenada por um capacitor é proporcional à diferença de potencial entre as suas placas.

$$q = Cv_c \quad (\text{II-3})$$

Onde

q = carga

C = capacitância

v_c = voltagem do capacitor

A corrente i representa a razão do fluxo de carga e pode ser expresso por

$$i = \frac{dq}{dt} \quad (\text{II-4})$$

Diferenciando a equação (II-3) tem-se:

$$\frac{dq}{dt} = \frac{dCv_c}{dt} = C \frac{dv_c}{dt} \quad (\text{II-5})$$

Portanto

$$\boxed{\frac{dq}{dt} = C \frac{dv_c}{dt}} \quad (\text{II-6})$$

Das equações tem-se:

$$i = C \frac{dv_c}{dt}, \quad \boxed{C dv_c = i dt}$$

Integrando ambos os termos da equação (II-7) a partir de um tempo, cuja voltagem é $v_0 = 0$ até um tempo t cuja voltagem é v_c , tem-se:

$$\int_0^{v_c} C dv_c = \int_0^t i dt$$

$$C \int_0^{v_c} dv_c = \int_0^t i dt$$

$$C \int_0^{v_c} dv_c = C (v_c - v_0)$$

Isto é,

$$v_c = \frac{1}{C} \int_0^t i dt \quad (\text{II-8})$$

Note-se que v_c é função do tempo. Substituindo as fórmulas (II-2) e (II-8) na fórmula (II-1), tem-se:

$$\boxed{v = Ri + \frac{1}{C} \int_0^t i dt} \quad (\text{II-9})$$

Mas

$$i = I_m \cos \omega t \quad (\text{II-10})$$

$$v = V_m \cos (\omega t + \phi) \quad (\text{II-11})$$

Substituindo (II-10) e (II-11) em (II-9), tem-se:

$$V_m \cos (\omega t + \phi) = R I_m \cos \omega t + \frac{1}{C} \int_0^T I_m \cos \omega t dt$$

$$V_m \cos (\omega t + \phi) = R I_m \cos \omega t + \frac{I_m}{C\omega} \operatorname{sen} \omega t \quad (\text{II-12})$$

Dividindo por I_m todos os termos da equação (II-12), tem-se:

$$\left[\frac{V_m}{I_m} \right] \cos (\omega t + \phi) = \left[R \right] \cdot \cos \omega t + \left[\frac{1}{C\omega} \right] \operatorname{sen} \omega t \quad (\text{II-13})$$

Note-se que a equação (II-13) é idêntica à equação (I-6)

$$A \cos (\omega t + \phi) = a \cos \omega t + b \operatorname{sen} \omega t$$

Utilizando as fórmulas (I-7), (I-8), (I-9), tem-se:

$$R = \frac{V_m}{I_m} \cos \phi \quad (\text{II-14})$$

$$-\frac{1}{C\omega} = \frac{V_m}{I_m} \operatorname{sen} \phi \quad (\text{II-15})$$

$$\phi = \arctan \frac{-1}{\omega RC} \quad (\text{II-16})$$

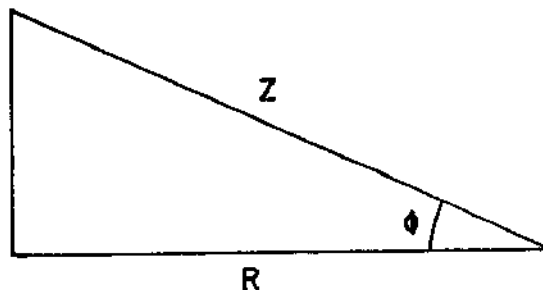
$$\frac{V_m}{I_m} = \sqrt{R^2 + \left(\frac{-1}{\omega C}\right)^2} \quad (\text{II-17})$$

O m\u00f3dulo da imped\u00e2ncia \u00e9 a rela\u00e7\u00e3o entre a voltagem m\u00e1xima, e a corrente m\u00e1xima, isto \u00e9:

$$|Z| = \frac{V_m}{I_m} = \sqrt{R^2 + \frac{1}{(\omega C)^2}} \quad (\text{II-18})$$

Esta equa\u00e7\u00e3o com a equa\u00e7\u00e3o(II-16) define o conhecido tri\u00e2ngulo da imped\u00e2ncia , pois uma vez conhecidos $|Z|$ e ϕ , podemos determinar R e C. Substituindo ω por $2\pi f$ derivado de(I-2), tem-se:

$$-X_c = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f c}$$



O termo $X_c = \frac{1}{\omega c}$ ou $\frac{1}{2\pi f c}$ é também denominado reatância capacitiva e, em um circuito não indutivo, representa a única reatância de circuito. Note-se que não foi incluído o componente indutivo no circuito, nem nas deduções matemáticas, uma vez que esta componente no análogo respiratório é considerado insignificante e, portanto, não é computado.

A partir dos dados $|Z|$ e ϕ , determina-se:

$$R = |Z| \cos \phi \quad (\text{II-19})$$

$$C = \frac{1}{2\pi f |Z| \sin \phi} \quad (\text{II-20})$$

Estas noções de resistência, capacitância, reatância, impedância e ângulo de fase, são utilizadas no programa digital que será descrito a seguir.

APENDICE 7.3

O PROGRAMA DO COMPUTADOR

O Computador digital foi utilizado para resolver as equações descritas no texto e nos apêndices I e II.

Em geral, as equações diferenciais têm sido resolvidas satisfatoriamente por computadores analógicos que, por variação de voltagem em amplificadores operacionais, são capazes de resolver operações matemáticas, inclusive diferenciar e integrar. As equações, mesmo as mais complexas, são instantaneamente resolvidas, pois as operações realizadas são obtidas por modificação de determinada voltagem de entrada, através de circuitos operacionais. Entretanto, nos últimos anos com o aparecimento de computadores digitais de baixo custo operacional, meios mais rápidos de entrada e saída de dados e com a utilização de conversores analógico-digitais, a análise digital das curvas analógicas pode ser realizada em curto espaço de tempo e com maior grau de precisão. Por isso, o processamento de curvas de fluxo e pressão foi realizado por um computador digital, cujo programa escrito em FORTRAN-I será descrito a seguir.

O programa principal está esquematizado no diagrama de blocos apresentado na FIGURA A.

Os dados de unidades de pressão (PU) e unidades de fluxo (FU) são entradas diretas pelo teclado.

Os sinais calibrados de fluxo (FC) e de pressão (PC) são entradas também diretas, após passagem do sinal pelo conversor analógico digital.

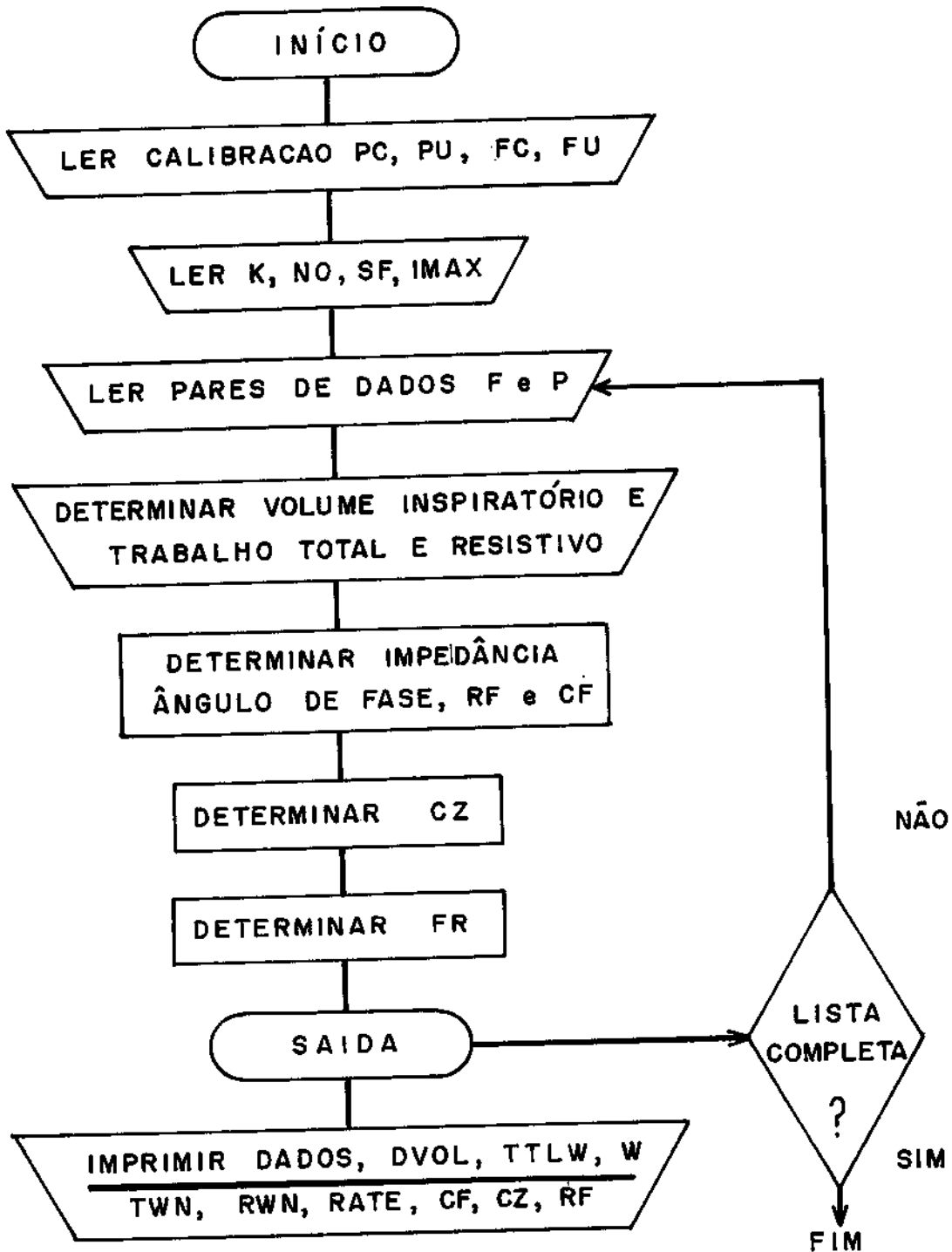


FIG. A- DIAGRAMA DE BLOCOS DO PROGRAMA PRINCIPAL.

K registra o número do experimento, INO o número da curva analisada.

SF é a frequência de amostragem de IMAX, o número de amostras por período. Estes dados estão armazenados no LINC, em locações específicas denominadas LTEM e são chamadas para processamento no PDP-8, com o desenvolvimento do programa. Os pares de dados F e P são ajustados para calibração e unidades, e dão entrada em seqüência para o processamento. A determinação do trabalho respiratório e do volume de ar corrente pode ser melhor analisada no diagrama de blocos da FIG. B. A determinação do volume se faz integrando o fluxo, desde o ponto em que $P=P_0$, e isto é feito digitalmente, somando o valor do fluxo em cada ponto de amostragem I. A integração digital se processa desde o início da inspiração até o fim da inspiração. Neste ponto o fluxo é zero e vai mudar de sinal. Neste momento, $VOL=VOL+F$ atinge o ponto máximo e começa a diminuir de valor. Por comparações em seqüência de dois valores consecutivos de volume, pode-se saber exatamente o momento em que o valor do volume subsequente é menor ou igual ao anterior. VOL assim determinado corresponde a uma soma linear de fluxos. Para determinar a área de integração, é necessário multiplicar este valor pelo tempo de amostragem. Este tempo corresponde a $\frac{1}{SF}$ segundos. Portanto, o volume de ar corrente será $DVOL = \frac{VOL}{SF}$.

Note-se ainda, no diagrama da FIG. B, que foi definido o termo $J=0.20CNO$, isto é, 20% do período. Admitte-se que as curvas senoides de fluxo não atingem mudança de sinal antes de 40% do período. Com este comando e com grande margem de segurança, evita-se que se faça a comparação de volumes consecutivos na fase inicial, que corresponde a 20% da curva. A determinação do trabalho é feita por simples integração digital da pressão pelo fluxo. Observe-se que a integração se processa desde o ponto $I=1$ até IMAX. Entretanto, dois

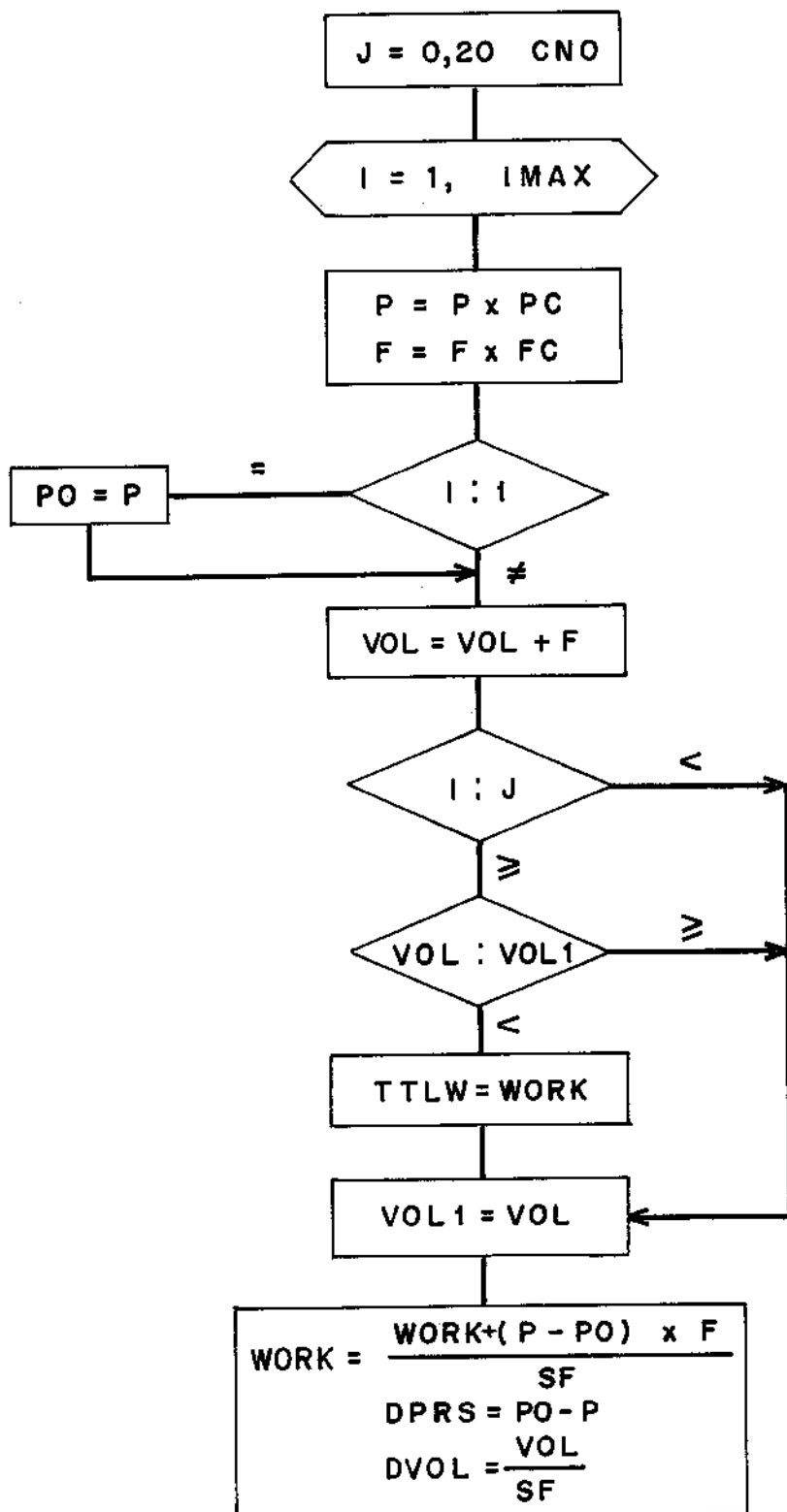
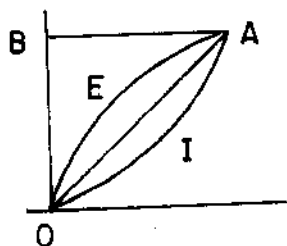


FIG. B- DIAGRAMA DE BLOCOS DO PROGRAMA QUE DETERMINA O VOLUME DE AR CORRENTE, TRABALHO RESPIRATÓRIO E PRESSÃO TRANSPULMONAR.

valores são obtidos. O primeiro TTLW é obtido, parando a integração no ponto $VOL1 > VOL$, isto é, no momento em que o fluxo muda de sinal ou seja, no fim da inspiração. O segundo valor (WORK) computa a integração desde o início da inspiração até o fim da expiração ($I=1$ a $I=IMAX$). Note-se que na fase expiratória F é negativo, portanto a integral do produto de F e $P-P_0$ também é valor negativo.

$$\begin{array}{l}
 \text{TTLW} = \int_{I=1}^{I \equiv (VOL > VOL1)} PF \\
 \\
 \text{WORK} = \int_{I=1}^{I=IMAX} PF
 \end{array}
 \left. \vphantom{\begin{array}{l} \text{TTLW} \\ \text{WORK} \end{array}} \right\} \text{WORK} = \text{WORK} + (P - P_0) \times F$$

TTLW e WORK também são divididos por SF para determinar a área integrada. A área integrada de TTLW corresponde à área OIABO e WORK à área OIAEO, no diagrama de volume e pressão. (vide texto).



Observe-se que, no momento em que $VOL > VOL1$, a pressão P é registrada, subtraída da pressão P_0 e armazenada como DPRS para posterior computação, na determinação da complacência zero (ZCOM). No diagrama da FIGURA C determina-se o ângulo de fase ϕ entre as curvas de pressão e de fluxo. No início, determina-se os coefi -

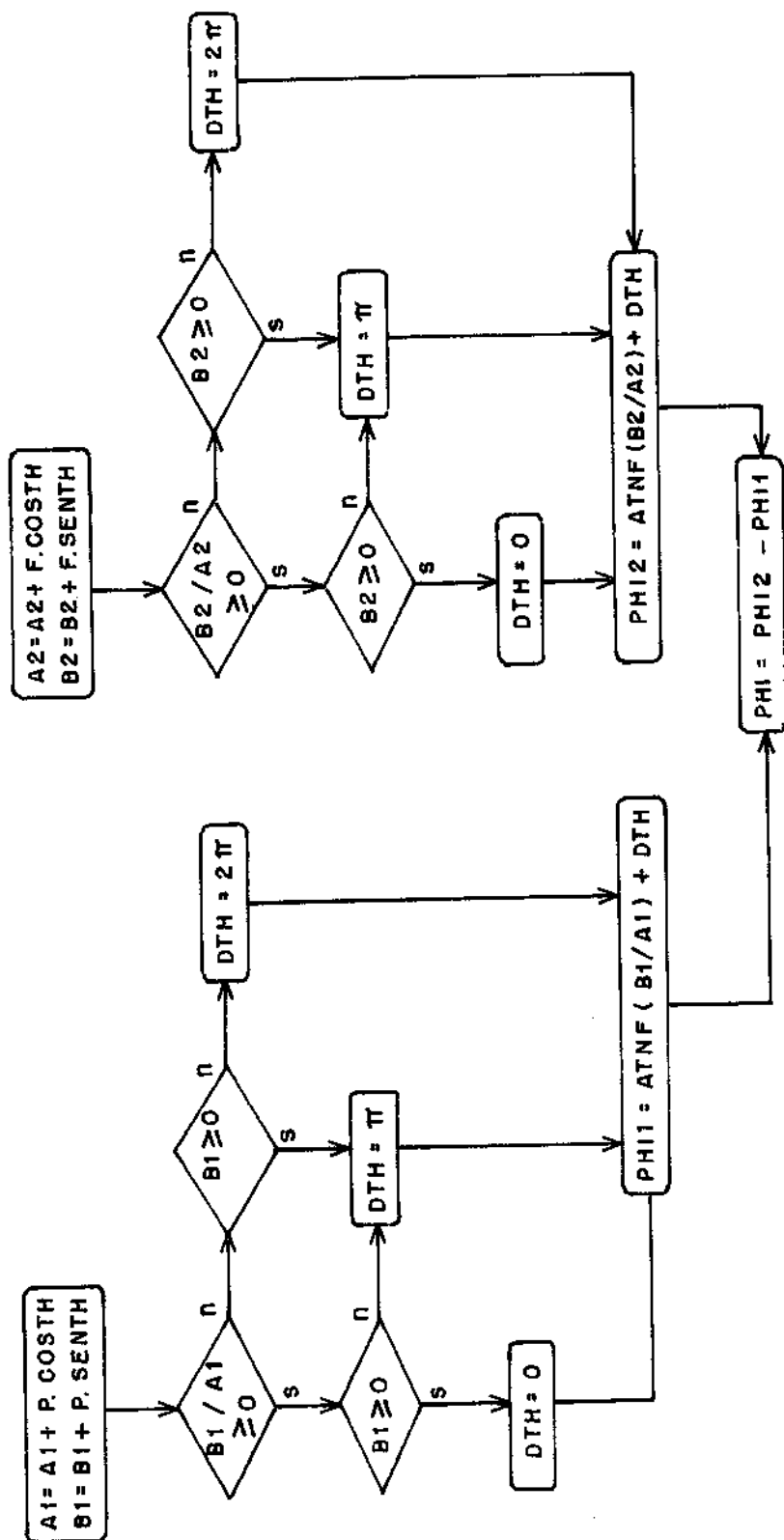


FIG. C- DIAGRAMA DE BLOCOS PARA A DETERMINAÇÃO DO ÂNGULO DE FASE.

cientos A1 e B1 da componente fundamental da curva de pressão e a seguir os coeficientes A2 e B2 da componente fundamental da curva de fluxo. A integração é feita digitalmente, seguindo as fórmulas descritas no apêndice I, (I-4) e (I-5).

$$a_1 = \int_0^T P \cos \omega t$$

$$b_1 = \int_0^T P \sin \omega t$$

Como $\omega t = \frac{2\pi}{T}$ de acordo com (I-1), então $TH = \frac{2\pi}{CNO}$

Em linguagem FORTRAN podemos escrever:

```

A1 = A1 + P. COSTH
B1 = B1 + P. SENTH
A2 = A2 + F. COSTH
B2 = B2 + F. SENTH

```

Determinados os coeficientes, calcula-se a fase existente na curva de pressão (PHI1) e a fase na curva de fluxo (PHI2).

A diferença de fase entre a curva de pressão e de fluxo PHI é a diferença entre os ângulos de fase anteriormente determinados ($PHI = PHI2 - PHI1$).

Para eliminar ângulos negativos, é feita uma correção melhor compreendida na FIGURA D. O diagrama da FIGURA C descreve a lógica destas operações. Uma vez determinado o ângulo de fase, este valor fica registrado em locação de memória para ulterior processamento. A impedância Z é determinada a partir das equações

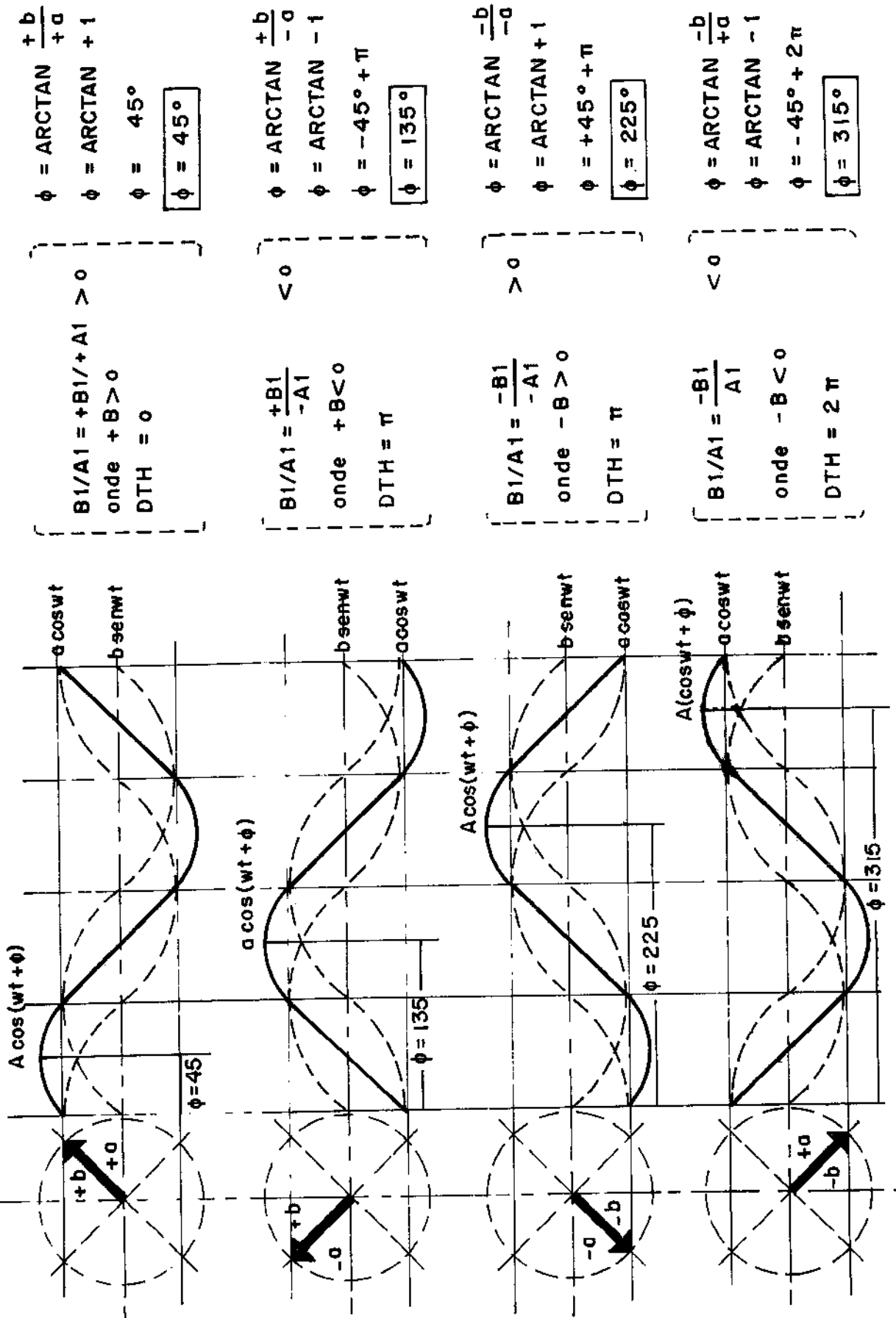


FIG. D- REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA LÓGICA EMPREGADA NO DIAGRAMA DE BLOCOS DA FIG.C PARA SE OBTEREM VALORES DE ÂNGULO DE FASE POSITIVOS.

(I-10) e (II-18), fazendo-se a analogia do sistema elétrico com o mecânico pulmonar.

$$A = \sqrt{a^2 + b^2}$$

$$V_m = P_{\max}$$

$$I_m = F_{\max}$$

Portanto:

$$Z = \frac{P_{\max}}{F_{\max}} = \frac{\sqrt{a_1^2 + b_1^2}}{\sqrt{a_1^2 + b_1^2}}$$

Estas operações podem ser observadas no diagrama de blocos da FIGURA E. Seguindo no mesmo diagrama com a utilização do ângulo de fase (ϕ) e impedância (Z), determina-se a complacência (CF) e resistência (R) pela aplicação das equações (II-19) e II-20). A frequência respiratória é computada multiplicando $\frac{SF}{CNO} \times 60$.

O programa faz ainda a determinação da complacência pulmonar pelo método clássico, chamando o valor do volume de ar corrente DVOL e a pressão no momento de fluxo zero, (DPRS) previamente determinados.

$$ZCOM = DVOL / DPRS$$

Os dados são em seguida ajustados para as unidades correspondentes, a fim de que sejam assim expressos:

$$\begin{aligned} VOL &- \text{Cm}^3 \\ COMZ &- \text{L/CmH}_2\text{O} \\ COMF &- \text{L/CmH}_2\text{O} \\ R &- \text{CmH}_2\text{O/Cm}^3/\text{seg} \\ TWB &- \text{KgM} \\ RWB &- \text{KgM} \\ RATE &- \text{frequência por minuto} \end{aligned}$$

Note-se que a determinação do trabalho total e resistivo por minuto é obtido por:

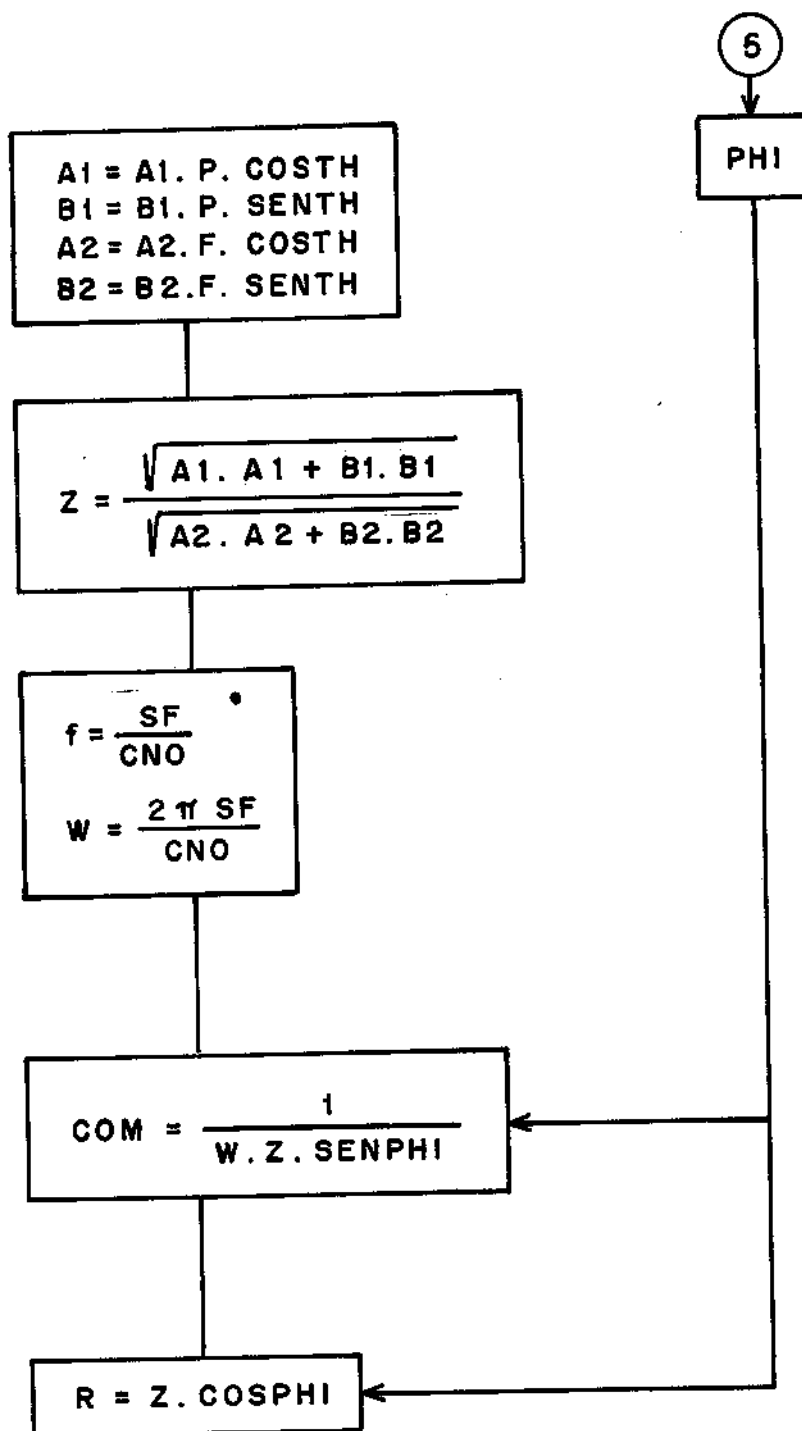


FIG. E- DIAGRAMA DE BLOCOS PARA A DETERMINAÇÃO DA IMPEDÂNCIA (Z) COMPLACÊNCIA (COM) E RESISTÊNCIA (R) PELO MÉTODO ÂNGULO DE FASE.

$$TWN = TWB \times RATE$$

$$RWN = RWB \times RATE$$

O trabalho total e resistivo por litro de ventilação é obtido por:

$$TWL = TWB/DVOL$$

$$RWL = RWB/DVOL$$

Faz-se então a impressão dos dados VOL, COMF, R, TWB, RWB, TWM, RWM, TWL, RWL, e RATE no teletipo. Note-se que no programa há alternativas para impressão dos dados de uma única curva ou a média de 10 ciclos respiratórios, diminuindo portanto os erros de amostragem. O programa também é suficientemente flexível, pois permite selecionar no osciloscópio curvas tecnicamente insatisfatórias e que apresentam artefatos de coleta, rejeitando dados provenientes destas curvas. O computador digital é rápido, eficiente e preciso; entretanto, sempre deverá ser observada a fidelidade dos dados de entrada, para que os resultados possam ser representativos daquilo que se quer medir.


```

C*****RESPIRATORY ANALYSIS WORK OF BREATHING, COMPLIANCE
DIMENSION LTEM(1),SUM(11)
DIMENSION TRWM(1),TWM(1),RWN(1),TWN(1),WORK(1),TILW(1),
RATE(1),DVCL(1),ZCOM(1),RES(1),COM(1)

K=N=0
DO 80 I=1,11
SUM(I)=0.
80 CONTINUE
TYPE 200
ACCEPT 300,L
1 READ
PC=LTEM
READ
PU=LTEM
READ
FC=LTEM
READ
FU=LTEM
READ
IF(K-LTEM)40,42,40
40 TYPE 41,LTEM
41 FORMAT(/,/, 'EXP. NO.',I,/,/)
K=LTEM
INC=0
42 READ
SF=LTEM
PC=PU/PC
FC=FU/FC
READ
IMAX=LTEM/3
IF(LTEM-3)75,76,77
75 STOP
77 CNC=IMAX
INO=INO+1
TYPE 400,INO
DTH=6.283185/CNO
VOL1=WORK=VOL=TH=A1=B1=A2=B2=0.
J=.20*CNO
DO 2 I=1,IMAX
READ
P=LTEM
P=P*PC
READ
F=LTEM
F=F*FC
IF(I-1)60,61,60
61 PC=P
60 READ
VOL=VOL+F
IF(I-J)36,30,30
30 IF(VOL-VOL1)35,36,36
35 TTLW=WORK
DVCL=VOL1/SF
DPRS=PO-P
J=600
36 VOL1=VOL
37 WCRK=WORK+(P-PO)*F
SIN=SINF(TH)
COS=CCSF(TH)
A1=A1+P*COS
B1=B1+P*SIN
A2=A2+F*COS
B2=B2+F*SIN
TH=TH+DTH
2 CONTINUE
WCRK=WORK/SF
TTLK=TTLW/SF
Z=SQTF(A1*A1+B1*B1)/SQTF(A2*A2+B2*B2)
IF(B1/A1)10,11,11
10 IF(B1)13,12,12
11 IF(B1)12,14,14
12 DTH=3.14159
GO TO 15
13 DTH=6.283185
GO TO 15
14 DTH=0.
15 PHI1=ATNF(B1/A1)+DTH
IF(B2/A2)16,17,17
16 IF(B2)19,18,18
17 IF(B2)18,20,20
18 DTH=3.14159
GO TO 21

```

```

19 DTH=6.283185
   GO TO 21
20 DTH=0.
21 PHI2=ATNF(B2/A2)+DTH
   PHI=PHI2-PHI1
   W=6.283185*SF/CNO
   COM=1./(W*Z*SINF(PHI))
   RES=Z*COSF(PHI)
   ZCOM=DVOL/OPRS
22 FORMAT(''PHASE COMP='',E,''PHASE RES='',E,/, ''ZCOM='',E,/)
   IF(WORK-TTLW)31,31,32
32 TTLW=WORK
31 RATE=SF/CNO*60.
   DVOL=DVOL*.001
   TTLW=TTLW*.00001
   WORK=WORK*.00001
24 FORMAT(''TV='',E,''RATE='',E)
33 FORMAT(/, ''TOTAL WCRK ='',E,''RES WCRK= '',E,/)
   RWN=WORK/DVOL
   TWN=TTLW/DVOL
   TWM=TTLW*RATE
   TRWM=WCRK*RATE
   GO TO(72),L
   TYPE 22, COM, RES, ZCOM
   TYPE 24, DVOL, RATE
   TYPE 33, TTLW, WORK
   TYPE 500, TWN, RWN
   TYPE 600, TWM, TRWM
   TYPE 700
   ACCEPT 300,I
   GO TO(70),I
72 N=N+1
   DO 70 I=1,11
   SUM(I)=SUM(I)+COM(I)
70 CONTINUE
   GO TO 1
76 READ
   XN=N
   N=0
   DO 71 I=1,11
   CCM(I)=SUM(I)/XN
   SUM(I)=0.
71 CONTINUE
   TYPE 900
   TYPE 22,COM,RES,ZCOM
   TYPE 24,DVOL,RATE
   TYPE 33,TTLW,WORK
   TYPE 500,TWN,RWN
   TYPE 600,TWM,TRWM
   GO TO 1
200 FORMAT(/,/,/, ''0 TO TYPE EACH CURVE'',/, ''1 FOR MEANS ONLY'',/)
300 FCRMAT(I)
400 FORMAT(/,/, ''CURVE'',I,/)
500 FORMAT(''TW/TV= '',E,''RW/TY= '',E,/)
600 FORMAT(''TW/MIN= '',E,''RW/MIN= '',E,/)
700 FORMAT(''0 TO KEEP,1 TO REJECT '')
900 FORMAT(/,/, ''MEANS'',/)
END

```

APÊNDICE 7.4

RESULTADOS INDIVIDUAIS

Os resultados individuais são apresentados sob forma de tabelas. Os símbolos empregados para cada variável e respectivas unidades são apresentados abaixo:

SÍMBOLO	VARIÁVEL	UNIDADES
VOL	VOLUME	ml.
CF / P	COMPLACÊNCIA PULMONAR DINÂMICA DETERMINADA PELO MÉTODO DO ÂNGULO DE FASE	L/Cm.H ₂ O
CZ	COMPLACÊNCIA PULMONAR DINÂMICA DETERMINADA PELO MÉTODO CLÁSSICO	L/Cm.H ₂ O
R	RESISTÊNCIA PULMONAR DETERMINADA PELO MÉTODO DO ÂNGULO DE FASE	CmH ₂ O/Cm ³ /Seg.
TTI	TRABALHO TOTAL INSPIRATÓRIO	KgM
TRT	TRABALHO RESISTIVO TOTAL	KgM
FR	FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA	Ciclos/Min.
VOL/P	VOLUME/PESO (NORMALIZADO)	ml./Kg
CF/P	COMPLACÊNCIA (FASE)/PESO (NORMALIZADA)	L/CmH ₂ O/Kg
G	CONDUTÂNCIA PULMONAR	L/Seg/Cm.H ₂ O
TTO	TRABALHO TOTAL CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE OTIS	KgM
TTMCI	TRABALHO TOTAL CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE MC ILROY	KgM
TRO	TRABALHO RESISTIVO INSPIRATÓRIO CALCULADO PELA EQUAÇÃO DE OTIS	KgM

RESULTADOS OBTIDOS NO LINC-PDP8

CAD 2

N. DE OBSERVAÇÕES= 16
 PESO DO CAD= 23.0

OBS	VOL	CF	CZ	R	ITI	TRT	FR
1	82.	0.052	0.052	0.0017	0.001	0.0007	24.
2	134.	0.054	0.050	0.0020	0.0022	0.0010	24.
3	174.	0.052	0.051	0.0022	0.0037	0.0017	24.
4	218.	0.052	0.049	0.0023	0.0055	0.0024	24.
5	263.	0.052	0.047	0.0027	0.0083	0.0037	24.
6	296.	0.051	0.045	0.0024	0.010	0.0050	24.
7	335.	0.048	0.042	0.0026	0.014	0.0067	24.
8	378.	0.047	0.041	0.0027	0.018	0.0087	24.
9	376.	0.054	0.049	0.0025	0.016	0.0086	24.
10	346.	0.057	0.055	0.0024	0.012	0.0070	24.
11	306.	0.060	0.059	0.0023	0.009	0.0050	24.
12	265.	0.063	0.063	0.0022	0.007	0.0037	24.
13	229.	0.063	0.063	0.0020	0.005	0.0026	24.
14	184.	0.062	0.067	0.0019	0.0033	0.0014	24.
15	137.	0.061	0.061	0.0018	0.002	0.00086	24.
16	.89.	0.058	0.073	0.0021	0.0008	0.00050	24.

REFSULTADOS (BITIDS) NO LINC-PDP8

CAO 3

N. DE OBSERVACOES= 17
 PFSO DO CAO= 11.5

ONS	VOL	CF	CZ	R	TTI	TRT	FR
1	28.	0.030	0.027	0.0021	0.00017	0.00017	23.5
2	67.	0.027	0.025	0.0030	0.001	0.00013	23.5
3	103.	0.028	0.026	0.0033	0.0022	0.00047	23.5
4	142.	0.024	0.022	0.0034	0.0048	0.00088	23.5
5	182.	0.022	0.019	0.0034	0.0082	0.0014	23.5
6	251.	0.016	0.014	0.0047	0.0185	0.0048	23.5
7	302.	0.0165	0.0164	0.0057	0.024	0.01	23.5
8	339.	0.015	0.0158	0.0070	0.032	0.016	23.5
9	353.	0.016	0.017	0.0068	0.032	0.018	23.5
10	314.	0.020	0.021	0.0049	0.022	0.010	23.5
11	280.	0.024	0.025	0.0035	0.015	0.0059	23.5
12	238.	0.027	0.029	0.0028	0.0099	0.0034	23.5
13	196.	0.031	0.032	0.0026	0.0062	0.0019	23.5
14	151.	0.034	0.033	0.0022	0.0036	0.00078	23.5
15	123.	0.037	0.039	0.0021	0.0021	0.00054	23.5
16	90.	0.032	0.041	0.0029	0.0012	0.0009	23.5
17	57.	0.038	0.042	0.0044	0.00028	0.00023	23.5

RFSULTADOS OBTIDOS NO LINC-PDP8

CAO 4

N. DE OBSERVACOES= 16
 PFSU DO CAO= 12.0

OBS	VOL	CF	CZ	R	TTI	TRT	FR
1	23.	0.029	0.027	0.0041	0.00014	0.00024	23.5
2	61.	0.029	0.025	0.0039	0.00093	0.00015	23.5
3	104.	0.032	0.030	0.0048	0.0023	0.0008	23.5
4	134.	0.037	0.033	0.0042	0.0033	0.00106	23.5
5	178.	0.035	0.032	0.0040	0.0057	0.00209	23.5
6	211.	0.028	0.025	0.0046	0.0090	0.0032	23.5
7	251.	0.019	0.017	0.0050	0.0157	0.0051	23.5
8	284.	0.015	0.013	0.0056	0.022	0.0079	23.5
9	289.	0.013	0.014	0.0048	0.02	0.0063	23.5
10	254.	0.026	0.021	0.0041	0.012	0.004	23.5
11	219.	0.040	0.035	0.0037	0.0071	0.0028	23.5
12	179.	0.050	0.045	0.0035	0.0044	0.0018	23.5
13	147.	0.050	0.047	0.0035	0.003	0.0012	23.5
14	106.	0.049	0.048	0.0038	0.0017	0.0007	23.5
15	60.	0.034	0.028	0.0040	0.0009	0.00073	23.5
16	26.	0.036	0.026	0.0024	0.00016	0.00026	23.5

RESULTADOS OBTIDOS NO LINC-PDP8

CAO 5

N. DE OBSERVACOES= 16
 PESO DO CAO= 15.0

OBS	VOL	CF	CZ	R	TTI	TRT	FR
1	99.	0.039	0.033	0.0045	0.0018	0.00061	23.6
2	144.	0.037	0.033	0.0036	0.0035	0.0010	23.6
3	189.	0.036	0.033	0.0032	0.0060	0.0015	23.6
4	228.	0.033	0.030	0.0031	0.0090	0.002	23.6
5	270.	0.026	0.024	0.0035	0.015	0.0033	23.6
6	312.	0.021	0.019	0.0037	0.022	0.0048	23.6
7	351.	0.017	0.015	0.0041	0.033	0.0065	23.6
8	385.	0.017	0.016	0.0039	0.037	0.0120	23.6
9	346.	0.024	0.024	0.0035	0.023	0.0085	23.6
10	308.	0.032	0.035	0.0032	0.014	0.0059	23.6
11	273.	0.041	0.047	0.0029	0.0085	0.0042	23.6
12	232.	0.048	0.051	0.0027	0.0056	0.0029	23.6
13	193.	0.053	0.058	0.0028	0.0035	0.0019	23.6
14	151.	0.048	0.067	0.0027	0.0021	0.0013	23.6
15	108.	0.040	0.055	0.0024	0.0013	0.0008	23.6
16	91.	0.051	0.060	0.0046	0.00054	0.0003	23.6

RESULTADOS OBTIDOS NO LINC-PDPR

CAO 6

N. DE ORSERVACOES= 16
 PESO DO CAO= 17.0

QRS	VOL	CF	CZ	R	TTI	TRT	FR
1	45.	0.043	0.050	0.0034	0.0003	0.00016	24.
2	90.	0.043	0.050	0.0038	0.001	0.0006	24.
3	128.	0.043	0.048	0.0042	0.0024	0.0013	24.
4	172.	0.043	0.049	0.0038	0.004	0.002	24.
5	210.	0.042	0.046	0.0038	0.0064	0.0032	24.
6	250.	0.040	0.041	0.0040	0.009	0.0045	24.
7	290.	0.032	0.032	0.0043	0.014	0.0064	24.
8	332.	0.023	0.022	0.0043	0.022	0.0088	24.
9	369.	0.016	0.015	0.0049	0.036	0.013	24.
10	351.	0.018	0.016	0.0044	0.029	0.009	24.
11	318.	0.027	0.024	0.0036	0.017	0.0062	24.
12	283.	0.041	0.040	0.0033	0.010	0.0045	24.
13	247.	0.053	0.056	0.0030	0.0069	0.0032	24.
14	189.	0.059	0.056	0.0027	0.0040	0.0014	24.
15	148.	0.061	0.060	0.0031	0.0026	0.0012	24.
16	104.	0.062	0.055	0.0022	0.0012	0.00024	24.

RESULTADOS OBTIDOS NU LINC-PDPR

CAO 7

N. DE OBSERVACOES= 21
 PESO DO CAO= 13.5

NRS	VOL	CF	CZ	R	TTI	TRT	FR
1	38.	0.022	0.022	0.0043	0.0004	0.0002	35.
2	78.	0.020	0.020	0.0086	0.0023	0.0016	35.
3	114.	0.021	0.021	0.0069	0.0046	0.0031	35.
4	158.	0.026	0.027	0.0054	0.0065	0.0039	35.
5	192.	0.028	0.027	0.0048	0.009	0.005	35.
6	237.	0.027	0.027	0.0049	0.013	0.0079	35.
7	266.	0.026	0.025	0.0050	0.017	0.0092	35.
8	304.	0.025	0.023	0.0056	0.024	0.014	35.
9	335.	0.022	0.021	0.0059	0.032	0.018	35.
10	365.	0.019	0.017	0.0060	0.041	0.022	35.
11	371.	0.020	0.018	0.0061	0.041	0.023	35.
12	336.	0.023	0.022	0.0055	0.030	0.017	35.
13	305.	0.025	0.025	0.0053	0.023	0.013	35.
14	273.	0.026	0.027	0.0048	0.017	0.0099	35.
15	240.	0.028	0.029	0.0046	0.013	0.0074	35.
16	201.	0.029	0.030	0.0045	0.0089	0.0051	35.
17	165.	0.028	0.031	0.0043	0.0059	0.0034	35.
18	127.	0.025	0.029	0.0042	0.0037	0.0021	35.
19	87.	0.023	0.027	0.0038	0.0018	0.001	35.
20	36.	0.017	0.018	0.009	0.0006	0.00044	35.
21	31.	0.025	0.022	0.0031	0.0003	0.00015	35.

RESULTADOS OBTIDOS NO LINC-PDP8

CAO 8

N DE OBSERVACOES= 19
 PESO DO CAO= 14.0

OBS	VOL	CF	CZ	R	TTI	TRT	FR
1	75.	0.022	0.022	0.0037	0.0017	0.0007	35.
2	111.	0.023	0.025	0.0049	0.0035	0.0017	35.
3	153.	0.027	0.027	0.0042	0.0057	0.0027	35.
4	191.	0.029	0.029	0.0040	0.0086	0.0039	35.
5	227.	0.031	0.032	0.0039	0.012	0.0053	35.
6	261.	0.029	0.028	0.0043	0.016	0.008	35.
7	299.	0.028	0.027	0.0046	0.021	0.011	35.
8	341.	0.024	0.023	0.0049	0.029	0.015	35.
9	366.	0.021	0.019	0.0049	0.035	0.018	35.
10	375.	0.020	0.019	0.0053	0.038	0.020	35.
11	342.	0.024	0.023	0.0051	0.029	0.016	35.
12	305.	0.027	0.027	0.0049	0.022	0.012	35.
13	276.	0.028	0.029	0.0047	0.017	0.009	35.
14	231.	0.027	0.028	0.0045	0.013	0.0065	35.
15	194.	0.026	0.027	0.0042	0.0095	0.0044	35.
16	155.	0.025	0.025	0.0042	0.0065	0.0029	35.
17	119.	0.023	0.025	0.0042	0.0039	0.0018	35.
18	77.	0.022	0.023	0.0044	0.0017	0.0009	35.
19	39.	0.018	0.019	0.0048	0.0005	0.0002	35.

RESULTADOS NORMALIZADOS E DERIVADOS
A PARTIR DOS DADOS ORIGINAIS

CAO 3

N. DE OBSERVAÇÕES= 17
PESO DO CAO= 11.5

UNS	VOL/P	CF/P	G	TTO	YIMCI	TRQ
1	2.43	0.0026	0.476	0.00014	0.00015	0.00001
2	5.82	0.0023	0.333	0.00096	0.00099	0.00013
3	8.95	0.0024	0.303	0.00223	0.00227	0.00033
4	12.34	0.0019	0.294	0.00486	0.00504	0.00066
5	15.82	0.0013	0.212	0.00861	0.00903	0.00108
6	21.26	0.0013	0.175	0.02354	0.02362	0.00286
7	26.47	0.0013	0.142	0.03352	0.03420	0.00502
8	29.69	0.0013	0.147	0.04608	0.04596	0.00777
9	30.30	0.0017	0.124	0.04712	0.04672	0.00818
10	27.34	0.0020	0.285	0.02931	0.02957	0.00466
11	24.69	0.0023	0.357	0.01898	0.01960	0.00265
12	20.04	0.0026	0.384	0.01202	0.01258	0.00153
13	17.04	0.0029	0.454	0.00716	0.00743	0.00096
14	13.13	0.0032	0.476	0.00383	0.00402	0.00048
15	10.69	0.0027	0.444	0.00235	0.00245	0.00030
16	7.82	0.0027	0.344	0.00149	0.00151	0.00022
17	4.95	0.0033	0.227	0.00056	0.00051	0.00013

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGOSTONI, E.; THIMM, F. F. & FENN, W. O. Comparative features of the mechanics of breathing. *J. Appl. Physiol.*, 14:679, 1959.
- AVERY, M. E. & MEAD, J. Surface properties in relation to atelectasis and hyaline membrane disease. *Am. J. Dis. Child.*, 97:517, 1959.
- BAER, D. M. & OSBORN, J. J. The post-perfusion pulmonary congestion syndrome. *Am. J. Clin. Pathol.*, 34:442, 1960.
- BERMAN, I. R. & SPENCER, F. C. Editorial - The wet lung: Diagnostic considerations. *Ann. Surg.*, 175:458, 1972.
- BEVILACQUA, R. G. Insuficiência respiratória após traumatismos físicos. In: GONÇALVES, E. L., ed. *Na tabolismo e cirurgia*. São Paulo, Sarvier, 1973. p. 112.
- BLAISDELL, F. W.; LIM, R. C. & STALLONE R. J. The mechanism of pulmonary damage following traumatic shock. *Surg. Gynec. Obstet.*, 130:15, 1970.
- BREWER, L. A.; BURBANK, B. & SANSON, P. C. The "wet lung" in war casualties. *Ann. Surg.*, 123:343, 1946.
- BRISCOE, W. A. & DUBOIS, A. B. Relationship between airway resistance, airway conductance and lung volume in subjects of different age and body size. *J. Clin. Invest.*, 37:1279, 1958.
- BROWN, E. S.; JOHNSON, R. P. & CLEMENTS, J. A. Pulmonary surface tension. *J. Appl. Physiol.*, 14:717, 1959.
- BUCKBERG, G. D. & DOWELL, A. R. The effects of hemorrhagic shock and pulmonary ischemia on lung compliance and structure in baboons. *Surg. Gynec. Obstet.*, 131:1065, 1970.
- BURFORD, T. J. & BURBANK, B. Traumatic wet lung; observations on certain physiologic fundamentals of thoracic trauma. *J. Thorac. Surg.*, 14:415, 1945.
- CARSON, J.; 1820, *apud* FENN, 1964.
- CLEMENTS, J. A. Surface tension of lung extracts. *Proc. Soc. Exp. Biol. Med.*, 95:170, 1957.
- _____. Pulmonary alveolar stability. *Fed. Proc.*, 19:378, 1960.

- _____. Pulmonary edema and permeability of alveolar membranes. *Arch. Environ. Health*, 2:280, 1961.
- _____. Surfactant in pulmonary disease. *N. Eng. J. Med.*, 272:1336, 1965.
- _____. Surface active materials the lung. In: LIEBOW, A. & SMITH, D., ed. *The lung*. Baltimore, Williams & Wilkins, 1968. Cap. 3, p. 31.
- CHERNIACK, R. M.; FAHRI, L. E.; ARMSTRONG, B. W. & PROCTOR, D. F. A comparison of esophageal and intrapleural pressure in man. *J. Appl. Physiol.*, 8:203, 1955.
- COLLINS, J. A. The causes of progressive pulmonary insufficiency in surgical patients. *J. Surg. Res.*, 9:685, 1969.
- COOK, C. D.; SUTHERLAND, J. M.; SEGAL, S.; CHERRY, R. B.; MEAD, J.; Mc ILROY, M. B. & SMITH, C. A. Studies of respiratory physiology in the newborn infant. III. Measurements of mechanics of respiration. *J. Clin. Invest.*, 36:440, 1957.
- _____; MEAD, J.; SCHREINER, G. L.; FRANK, N. R. & CRAIG, J. M. Pulmonary mechanics during induced edema in anesthetized dogs. *J. Appl. Physiol.*, 14:177, 1959.
- CROSSFILL, M. L. & WIDDICOMBE, J. G. Physical characteristics of chest and lungs and work of breathing in different mammalian species. *J. Physiol.* (London), 158:1, 1961
- DE LA BØE, F. S., 1660, *apud* PERKINS, 1964.
- DONDERS, F. C., 1853, *apud* PERKINS, 1964.
- DRINKER, P. & Mc KHANN, C. F. The use of a new apparatus for prolonged administration of artificial respiration. *J. A. M. A.*, 92:1658, 1929.
- DUBOIS, A. B. Resistance to breathing. In: FENN, W. O. & RAHN, H. ed. *Handbook of physiology*. Washington, D. C., American Physiological Society, 1964. Sect. 3, Respiration, v. 1, p. 451.
- FENN, W. O. Mechanics of respiration. *Am. J. Med.*, 10:77, 1951.
- _____. Introduction to the mechanics of breathing. In: _____ & RAHN, H. ed. *Handbook of physiology*. Washington, D. C., American Physiological Society, 1964. Sect. 3, Respiration, v. 1, p. 357.

- FLEISCH, A. Der Pneumotachograph, ein Apparat zur Geschwindigkeitsregistrierung der Atemluft. *Arch. Ges. Physiol.*, 209:713, 1925.
- FLEMING, W. H. & BOWEN, J. C. The use of diuretics in the wet lung syndrome. *Ann. Surg.*, 175:505, 1972.
- _____ ; BOWEN, J. C. & PETTY, C. The use of pulmonary compliance as a guide to respirator therapy. *Surg. Gynec. Obstet.*, 134:291, 1972.
- FRANK, N. R.; MEAD, J.; SIEBENS, A. A. & STOREY, C. F. Measurements of pulmonary compliance in seventy healthy young adults. *J. Appl. Physiol.*, 9:38, 1956.
- GERST P.H. ; RATTENBORG, C. & HOLADAY D.A. The effects of hemorrhage on pulmonary circulation and respiratory gas exchange *J.Clin.Invest.*, 38 : 524,1959.
- GILBERT, R.; EICH, R. H. & AUCHINCLOSS Jr., J. H. Application of Hooke's law to the elastic properties of the lung. *Amer. Rev. Tuberc. Pulmonary Diseases*, 77:863, 1958.
- HENRY, J. N.; McARDLE, A. H.; SCOTT, H. J. & GURD, F. N. A study of the acute and chronic respiratory pathophysiology of hemorrhagic shock. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 54:666, 1967.
- HILBERMAN, M.; SCHILL, J. P. & PETERS, R. M. On-line digital analysis of respiratory mechanics and the automation of respirator control. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 58:821, 1969.
- _____ ; STACY, R. W. & PETERS, R. M. A phase method of calculating respiratory mechanics using a digital computer. *J. Appl. Physiol.*, 32:535, 1972.
- HOWELL, J. B. L. & PECKETT, B. W. Studies of the elastic properties of the thorax of supine anaesthetized paralysed human subjects. *J. Physiol. (London)*, 136: 1, 1957.
- JAQUET, A., 1908, *apud* FENN, 1964.
- JENKINS, M. T.; JONES, R. F.; WILSON, B. & MOYER, C. A. Congestive atelectasis - a complication of the intravenous infusion of fluids. *Ann. Surg.*, 132:327, 1950.
- KNOWLES, J. H.; HONG, S. H. & RAHN, H. Possible errors using esophageal balloon in determination of pressure-volume characteristics of the lung and thoracic cage. *J. Appl. Physiol.*, 14:525, 1959.
- LEWIS, F. J.; SHIMIZU, T.; SCOFIELD, A. L. & ROSI, P. S. Analysis of respiration by an On-line digital computer system: Clinical Data Following Thoracoabdominal Surgery. *Ann. Surg.*, 164:547, 1966.

- Mc ILROY, M. B.; MARSHALL, R. & CHRISTIE, R. V. The work of breathing in normal subjects. *Clin. Sci.*, 13:127, 1954.
- MALONEY, J. Y.; De HAVEN, J. C.; De LORD, E. C. & BRADHAM, G. B. Analysis of chemical constituents of blood by digital computer. *Surgery*, 54:158, 1963.
- MARQUES, R. M. *Elementos de Estatística*. Campinas, Unicamp, 1969. 34 p. mimeografadas, Tab. e gráficos.
- MARSHALL, R. Objective tests of respiratory mechanics. In: FENN, W. O., & RAHN, H., ed. *Handbook of physiology*. Washington, DC, American Physiological Society, 1965. Sect. 3, Respiration, v.2, p.1399.
- MEAD, J. Control of respiratory frequency. *J. Appl. Physiol.*, 15:325, 1960.
- _____. Mechanical properties of lungs. *Physiol. Rev.*, 41:281, 1961.
- _____ & COLLIER, C. Relation of volume history of lungs to respiratory mechanics in anesthetized dogs. *J. Appl. Physiol.*, 14:669, 1959.
- _____ & MILIC-EMILI. Theory and methodology in respiratory mechanics with glossary of symbols. In: FENN, W. O. & RAHN, H., ed. *Handbook of physiology*. Washington, DC, American Physiological Society, 1964. Sect. 3, Respiration, v.1, p. 363.
- _____ & WHITTENBERGER, J. L. Physical properties of human lungs measured during spontaneous respirations. *J. Appl. Physiol.*, 5:779, 1953.
- _____ ; _____ & RADFORD, E. P. Surface tension as a factor pulmonary volume-pressure histeresis. *J. Appl. Physiol.*, 10:191, 1957.
- MILIC-EMILI, J. ; MEAD, J.; TURNER, J. M. & CLAUSER, E. M. Improved technique for estimating pleural pressure from esophageal balloons. *J. Appl. Physiol.*, 19:207, 1963.
- MOORE, F. D.; LYONS, J. H. & PIERCE, C. *Post-traumatic pulmonary insufficiency*. Philadelphia, Saunders, 1969. 234 p.
- NEERGARD, K. V. & WIRZ, K. Über eine Methode zur Messung der Lungenelastizität am lebenden Menschen insbesondere beim Emphysem. *Z. Klin. Med.*, 105:35, 1927.
- NISELL, O. I. & DUBOIS, A. B. Relationship between compliance and FRC of the lungs in cats and measurement of resistance to breathing. *Am. J. Physiol.*, 178:206, 1954.

- OPIE, L. H.; SPALDING, J. M. K. & SCOTT, F. D. Mechanical properties of the chest during intermittent positive pressure respirations. *Lancet*, 1:545, 1959.
- OSBORN, J. J.; BADIA, W. & GERBODE, F. Respiratory or cardiac work and other analogue computer techniques. *J. Thorac. Surg.*, 45:500, 1963.
- _____ ; BEAUMONT, J. O.; RAISON, J. C. A.; RUSSEL, J. & GERBODE, F. Measurement and monitoring of acutely ill patients by digital computer. *Surgery*, 64:1057, 1968.
- OTIS, A. B. The work of breathing. *Physiol. Rev.*, 34:449, 1954.
- _____. The work of breathing. In: FENN, W. O. & RAHN, H. *Handbook of physiology*. Washington, D. C., American Physiological Society, 1964. Sect. 3. Respiration, v.1, p. 463.
- _____ ; FENN, W. O. & RAHN, H. Mechanics of breathing in man. *J. Appl. Physiol.*, 2:592, 1950.
- _____ ; Mc KERROW, C. B.; BARTLETT, R. A.; MEAD, J.; Mc ILROY, M. B.; SELVERSTONE, N. J. & RADFORD Jr., E. P. Mechanical factors in distribution of pulmonary ventilation. *J. Appl. Physiol.*, 8:427, 1956.
- PATTLE, R. E. Properties, function and origin of the alveolar lining layer. *Proc. R. Soc. (London)*, B, 148:217, 1958.
- PERKINS Jr., J. F. Historical developments of respiratory physiology. In: FENN, W. O. & RAHN, H., ed. *Handbook of Physiology*. Washington, DC., American Physiological Society, 1964. Sect. 3, Respiration, v. 1, p. 1.
- PETERS, R. M. *The mechanical basis of respiration*. Boston, Little Brown, 1969. 393 p.
- PETERS, R.M. ; WELLONS Jr. H.A. & HTWE, T. M. Total compliance and work of breathing after thoracotomy. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 57:348, 1969.
- _____ & HUTCHIN, P. Adequacy of available respirators to their tasks. *Ann. Thorac. Surg.*, 3:414, 1967.
- _____ & STACY, R. W. Automatized clinical measurement of respiratory parameters. *Surgery*, 56:44, 1964.
- PIERCE, J. A.; HOCOTT, J. B. & EBERT, R. V. Studies of lung collagen and elastin. *Amer. Rev. Respir. Dis.*, 80:45, 1959.

- PONTOPPIDAN, H. Treatment of respiratory failure in nonthoracic trauma. *J. Trauma*, 8:938, 1968.
- _____ ; HEDLEY-WHYTE, J.; BENDIXEN, H.H.; LAVER, M. B. & RADFORD, E.P. Ventilation and oxygen requirements during prolonged artificial ventilation in patients with respiratory failure. *N. Eng. J. Med.*, 273: 401, 1965.
- PROCTOR, H.J.; MOSS, G.S.; HOMER, L.D. & LITT, B.D. Hemorrhagic shock in the baboon II. Changes in lung compliance associated with hemorrhagic shock and resuscitation. *J. Trauma*, 8:824, 1968.
- RADFORD Jr., E.P. & LEFCOE, N. M. Effects of bronchoconstriction on elastic properties of excised lungs and bronchi. *Amer. J. Physiol.*, 180:479, 1955.
- RAHN, H.; OTIS, A.B.; CHADWICK, L. E. & FENN, W. O. The pressure volume diagram of the thorax and lung. *Am. J. Physiol.*, 146:161, 1946.
- ROHRER, F. Physiologie der Atembewegung. In: BETHE, A. T.J., ed. *Handbuch der Normalen und Pathologischen Physiologie*. Berlin, Julius Springer, 1925. vol. 2. pp. 70-127.
- SAFAR, P. ; GRENVIK, A. & SMITH, J. Progressive pulmonary consolidation: Review of cases and pathogenesis. *J. Trauma*, 12: 955, 1972.
- SCHRAMMEL, R.; SCHMIDT, F. & DAVIS, F. Pulmonary lesions produced by prolonged perfusion. *Surgery*, 54:244, 1963.
- SEALY, W.C. ; OGINO, S. ; LESAGE, A.M. & YOUNG Jr., W. G. Functional and structural changes in the lungs in hemorrhagic shock. *Surg. Gynec. Obstet.*, 122 : 754, 1966.
- STACY, R. W. & PETERS, R.M. Computations of respiratory mechanical parameters. In: _____. *Computers in biomedical research*. New York, Academic Press, 1965 Cap. 2, p. 269.
- SUGG, W.L.; WEBB, W.R. ; NAKAE, S.; THEODORIDES, T. ; GUPTA, D. N. & GOOK, W.A. Congestive atelectasis : An experimental study. *Ann. Surg.* 168:234, 1968 .
- TERZI, R.G. & PETERS, R.M. The effect of large fluid loads on lung mechanics and work. *Ann. Thorac. Surg.*, 6:16, 1968.
- WATSON, W.E. Some observations on the dynamic lung compliance during intermittent positive pressure respiration. *Br. J. Anaesth.*, 34:153, 1962.

WELLONS Jr., H.A. & PETERS, R.M. Effect of pneumo-
nectomy on the mechanics of breathing. *Surg. Forum*,
18:205, 1967.

WILLIAMS, H.F., 1885, *apud* PERKINS, 1964.