

VETORCARDIOGRAFIA DE ESFORÇO**POR**

S.S. Furuie¹, J.J. Leite¹, U. Tachinardi¹, P. Moffa²,
R.H. Antonelli¹

RESUMO - Neste trabalho apresentamos estudos preliminares na pesquisa de parâmetros e/ou métodos que melhoram a sensibilidade e especificidade do teste ergométrico. Adotamos a configuração ortogonal de FRANK de eletrodos para aquisição das projeções X, Y e Z do ECG. O índice IND incorpora variações, com exercício, da área do segmento ST-T em relação ao repouso, e é independente da posição do coração na caixa torácica ou volume torácico. Mostra-se que as médias do IND são estatisticamente diferentes entre os grupos de normais e isquêmicos. Empregando-se a Regressão Logística, foram selecionadas variáveis capazes de diferenciar estes grupos com sensibilidade de 81,3% e especificidade de 91,4%.

INTRODUÇÃO

O eletrocardiograma de esforço (XECG) e o vetorcardiograma (VCG) fornecem ao clínico dois métodos alternativos (não invasivos) para a análise da atividade elétrica cardíaca. A medida da depressão do segmento ST no teste ergométrico convencional tem apresentada elevada especificidade na detecção de lesões obstrutivas nas coronárias (Simoons, 1977). No entanto a sensibilidade deste método é ainda insatisfatória, mesmo considerando a utilização de processamento digital para eliminar ruídos e flutuações da linha de base. Simoons descreve um sistema que mede depressão do segmento ST no ponto ST60 (60 ms após o término do complexo QRS), na derivação X, obtendo sensibilidade de 70% e especificidade de 93%. Esperamos aumentar estes índices, aliando dados vetorcardiográficos ao teste de esforço, analisando o vetor resultante ECG.

Neste trabalho estamos propondo um sistema minicomputadorizado que:

1. analise a variação do vetor ST, durante o exercício, obtido nas projeções x, y e z na configuração de FRANK;
2. visualize VCGs e a formação dos mesmos;
3. visualize as alterações morfológicas dos VCGs e das alças no segmento ST-T em modo cine (dinâmico).

Em suma, o sistema "Vetorcardiografia de Esforço" (VESF), pretende ser uma ferramenta para pesquisa de novos parâmetros e/ou métodos que aumentem significativamente a sensibilidade e especificidade do teste ergométrico.

¹Serviço de Informática Médica do Instituto do Coração/HC.FMUSP
Caixa Postal 8091 - CEP 05403 - São Paulo - SP

²Médico Supervisor de Métodos Gráficos do Instituto do Coração/
HC.FMUSP - Caixa Postal 8091 - CEP 05403 - São Paulo - SP

METODO

Sendo o campo elétrico gerado pelo coração um ente vetorial tridimensional, adotamos a configuração de eletrodos de FRANK (Ortogonal) para a aquisição dos sinais eletrocardiográficos (V_x , V_y , V_z) nos eixos x, y e z respectivamente (figura 1). Estes sinais representam plenamente a evolução tridimensional e temporal das atividades elétricas cardíacas, sendo menos redundante e mais informativo que as 12 derivações padrões (Golden, 1975).

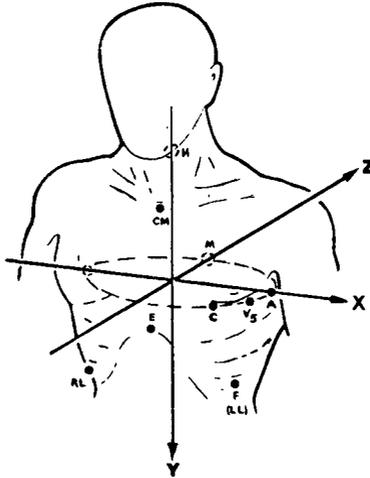


Figura 1. Configuração FRANK de eletrodos e as direções adotadas para medidas de V_x , V_y e V_z .

A duração de um teste ergométrico é da ordem de 15 minutos, implicando em grande volume de dados. Consideramos como representativo de cada minuto e de cada carga, os ECGs (V_x , V_y , V_z) obtidos pela média coerente dos sinais no minuto em questão. As flutuações da linha de base e ruídos de alta frequência introduzidas pelo movimento do paciente e eventuais arritmias são retiradas via processamento digital. Nestas médias são delimitadas, automática ou semi-automáticamente, as principais ondas (P, QRS e T) e obtidos os parâmetros de pesquisa, tais como:

- frequência cardíaca;
- duração do segmento QT (início do QRS ao início da onda T);
- duração das ondas QRS, T e P;
- vetor J, sendo J o instante do término do complexo QRS (figura 2), ou seja;
$$\vec{J} = V_x(J) \cdot \hat{x} + V_y(J) \cdot \hat{y} + V_z(J) \cdot \hat{z}$$
 onde $\hat{x}, \hat{y}, \hat{z}$ são vetores unitários nos eixos x, y e z respectivamente.
- vetor R, definido por:
$$\vec{R} = V_x(JR) \cdot \hat{x} + V_y(JR) \cdot \hat{y} + V_z(JR) \cdot \hat{z}$$
 onde JR é o instante de R máximo
- ângulo RT, definido pelo ângulo formado entre R máximo e T máximo,
$$\vec{T} = V_x(JT) \cdot \hat{x} + V_y(JT) \cdot \hat{y} + V_z(JT) \cdot \hat{z}$$

$$\hat{\text{ANG}}(\text{RT}) = \hat{\text{ANG}}(\vec{\text{R}}) - \hat{\text{ANG}}(\vec{\text{T}})$$

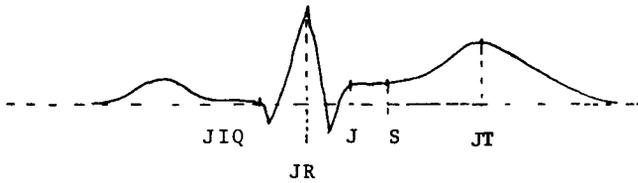


Figura 2. Definição dos pontos JIQ, JR, J, S, JT

- área do complexo QRS, definido por:

$$A_{\text{QRS}} = \int_{\text{JIQ}}^{\text{J}} \sqrt{V_x^2(t) + V_y^2(t) + V_z^2(t)} \cdot dt$$

- área do segmento ST, definido pela área entre os instantes J e S (J+20ms)

$$A_{\text{ST}} = \int_{\text{J}}^{\text{S}} \sqrt{V_x^2(t) + V_y^2(t) + V_z^2(t)} \cdot dt$$

As alças vectorcardiográficas de cada fase são também armazenadas, para posterior análise visual e quantitativa da evolução das mesmas, com exercício, no modo cine.

Aquisição de Dados

Os pacientes são submetidos a esforços crescentes, através da bicicleta ou rampa ergométrica, permanecendo em torno de 4 minutos em cada carga. Os últimos 10 segundos de cada minuto de sinais V_x , V_y e V_z (fig. 3) são amostradas a 250Hz, com precisão de 12 bits, utilizando o minicomputador HP2100 (Hewlett Packard). Os valores de pressão arterial máxima e mínima também são medidos e armazenados.

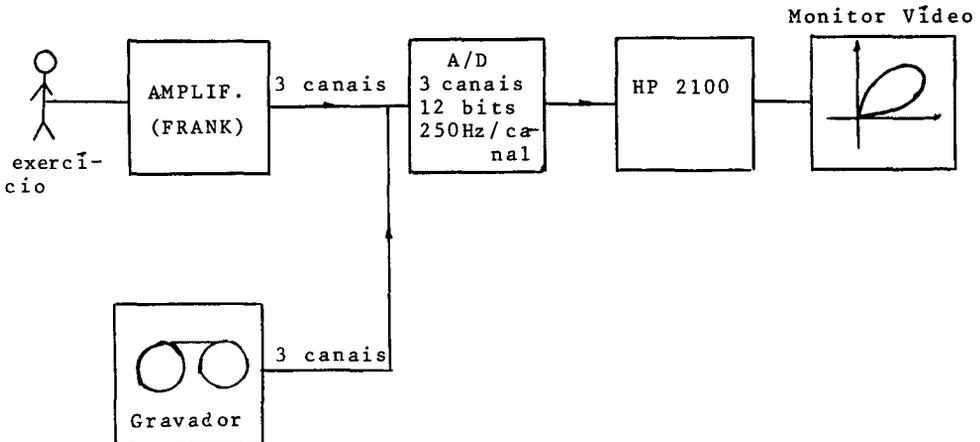


Figura 3. Esquema das interligações para o processamento (VESF).

Detecção dos Complexos QRS

A obtenção dos inícios (JIQ) de todos os QRS nestes 10 segundos é realizada sobre a soma (SV(I)) dos módulos de V_x , V_y e V_z , pois o mesmo é menos ruidoso e melhor definido do que qualquer uma das suas projeções. A técnica de detecção empregada foi a do limiar sobre o módulo da derivada.

Calculou-se então $S(I)$, o qual é o sinal filtrado ("moving average" com pesos 1-2-1) do módulo da derivada de SV(I). Seja S_{MAX} o valor máximo de $S(I)$ durante os 10 segundos. O sinal é considerado ruidoso se o valor médio de $S(I)$ (intervalo de 500 ms) for superior a $S_{MAX}/2$.

Considerou-se como início de QRS o ponto que satisfizesse as seguintes condições (figura 4):

1. O módulo da derivada ($S(I)$) neste ponto (JIQ) é menor do que $1/8$ do maior valor em módulo (S_{MAX}) do sinal durante o minuto do teste;
2. M é o primeiro índice tal que $S(JIQ+M)$ é maior do que $1/3$ de S_{MAX} ;
3. $S(JIQ+J)$ é maior do que $1/8$ de S_{MAX} onde J varia de 1 a $M-1$;
4. A duração de $S(I)$ tal qual $S(I) > S_{MAX}/3$ é maior do que 50 ms e menor do que 150 ms;
5. O valor de pico de SV(I) na região do QRS é maior do que 200 μV .

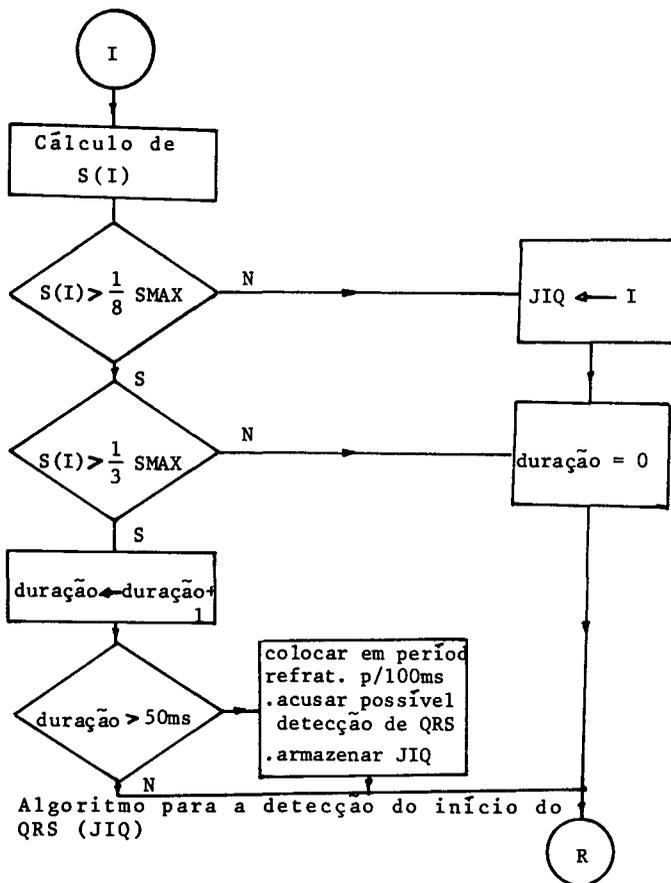


Figura 4. Algoritmo para a detecção do início do QRS (JIQ)

A figura 5 mostra os cursores indicando os inícios de QRS detectados sobre SV(I). Estes pontos são posteriormente utilizados para se retirar a linha de base de Vx, Vy e Vz e para obtenção da média coerente de cada projeção.

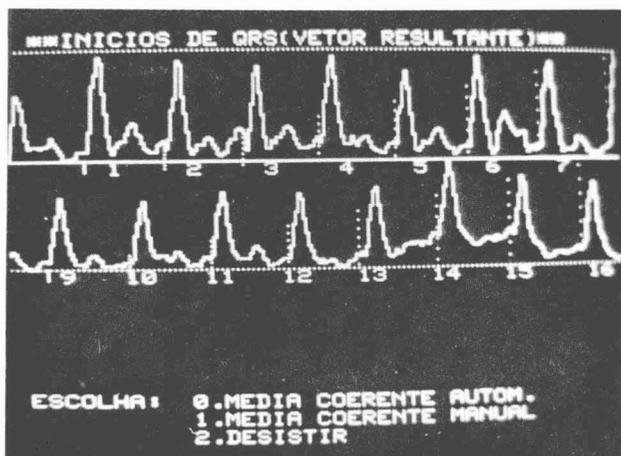


Figura 5. Sinal soma dos módulos das projeções X, Y e Z do ECG na configuração de FRANK, e os cursores indicando os inícios de QRS detectados automaticamente.

O objetivo maior deste algoritmo é evitar falsos positivos na detecção de QRS, embora no estágio posterior (média coerente) falsos positivos sejam eliminados. Os falsos negativos só influem no número de complexos que compõem a média coerente.

A tabela 1 mostra o comportamento deste algoritmo para 2 pacientes (FR e ATT), submetidos às diversas fases do teste de esforço, sendo que os sinais correspondentes a (ATT) são bastante ruidosos, com flutuações de linha base. Em geral, antes do esforço propriamente dito, são coletados dados do paciente em repouso, apnéia inspiratória, apnéia expiratória e hiperventilação. Ao final de cada minuto de uma determinada carga, são medidas as pressões arteriais sistólica e diastólica. Após o esforço são ainda registradas as fases de recuperação. No caso específico do paciente ATT, na carga de 3.0 milhas/hora, o primeiro minuto foi rejeitado pelo elevado nível de ruído.

Média Coerente Para Cada Minuto

Antes de se obter a média coerente, as flutuações da linha de base de cada projeção são retiradas pelo emprego da função cúbica (Meyer, 1977). A linha de base entre dois inícios de QRS (JIQ) é obtida gerando-se a função cúbica passante por estes dois pontos e o próximo JIQ. Retira-se a linha de base simplesmente subtraindo-se esta função e repetindo este procedimento para todo o intervalo de amostragem de cada eixo.

A figura 6 mostra Vx, Vy e Vz com flutuação da linha base, e a figura 7 a média coerente destes sinais, mais o vetor resultante em módulo com as flutuações de linha de base retiradas.

PACIENTE	E S F O R Ç O (Milha/Hora)	MIN	FREQ. CARD. (BPM)	Nº DE QRS	Nº FALSO	
					POSITIVO	NEGATIVO
FR	Repouso	-	81	11	-	-
	Apnéia Insp.	-	68	06	01	-
	Hiperventilação	-	112	15	-	-
	1.7	1	145	19	-	-
		2	154	16	-	-
		3	172	18	-	01
	3.0	1	187	24	-	07
		2	187	18	-	-
	Recuperação	1	166	17	-	-
		2	156	15	-	-
ATT	Repouso	-	81	11	-	-
	Hiperventilação	-	105	14	-	02
	1.7	1	115	15	-	-
		2	136	18	-	-
		3	153	20	-	01
	3.0	2	166	17	-	01
	Recuperação	1	114	18	-	02
		2	129	18	-	-
		3	130	17	-	-
		4	88	13	-	-
TOTAL				320	01 (0,3%)	14 (4,3%)

Tabela 1. Tabela do número de falsos positivos e falsos negativos assinalados pelo algoritmo em 2 casos (pacientes FR e ATT).

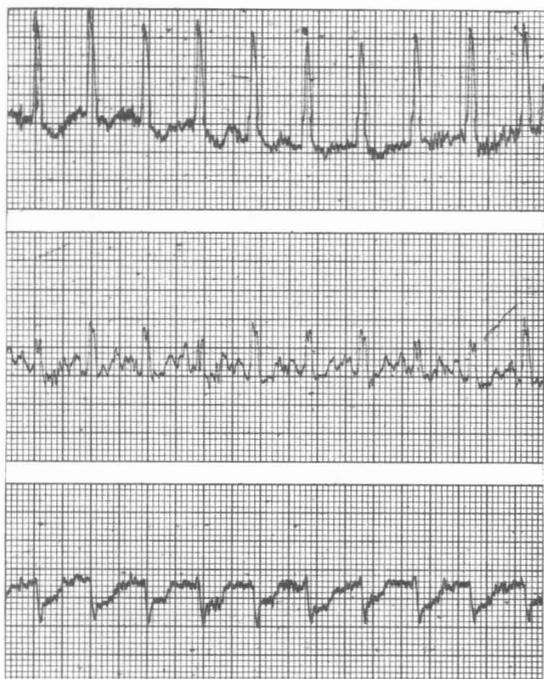


Figura 6. Sinal Vx, Vy e Vz registrado com flutuação de linha de base

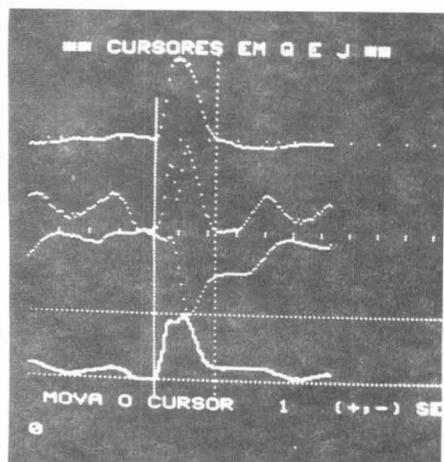


Figura 7. Resultado (x,y,z) da retirada da linha de base e elaboração da média coerente dos sinais da figura 6.

O início de cada complexo QRS foi utilizado como ponto de sincronismo para obtenção da média coerente. Incluíram-se rotinas, empregando a técnica da correlação, para evitar que arritmias ou sinais com falsos pontos de sincronismo fossem incorporados à média coerente. Considerou-se como QRS padrão o QRS obtido pela média síncrona de todos os complexos QRS detectados neste minuto de estágio do sinal SV(I). Sendo o coeficiente de correlação de cada complexo QRS de SV(I) em relação ao padrão, inferior a 0.95, é realizado uma procura (+ 32ms) de um melhor ponto de sincronismo. Se o "complexo QRS" não satisfizer esta condição, o mesmo é recusado como arritmico, do contrário é incorporado para a formação da média coerente (figura 7).

No caso do sinal da figura 5 (sinal ruidoso com flutuação da linha base), os coeficientes de correlação e o deslocamento necessário para satisfazer a condição acima e formar a média do estágio foram:

Nº Complexo	Deslocamento em ms	Coef. de Correlação	
		inicial	final
1	-	.946	-
2	-	.985	-
3	-	.980	-
4	-	.992	-
5	-	.994	-
6	-	.992	-
7	-	.995	-
8	-	.990	-
9	-	.997	-
10	-	.978	-
11	-	.984	-
12	-	.965	-
13	-	.994	-

Tabela 2. Deslocamento Temporal para atingir coeficiente de correlação assinalado.

Delimitação das Principais Ondas do ECG (QRS, T e P)

A delimitação das ondas (início e fim) é realizada sobre o vetor resultante das médias coerentes de V_x , V_y e V_z . A determinação do fim do QRS é análoga à detecção de QRS (JIQ), deslocando-se de JIQ+220ms até JIQ. Os pontos obtidos são mostrados ao operador (figura 8) sobre V_x , V_y e V_z e o vetor resultante, permitindo ao operador que os modifique se necessário.

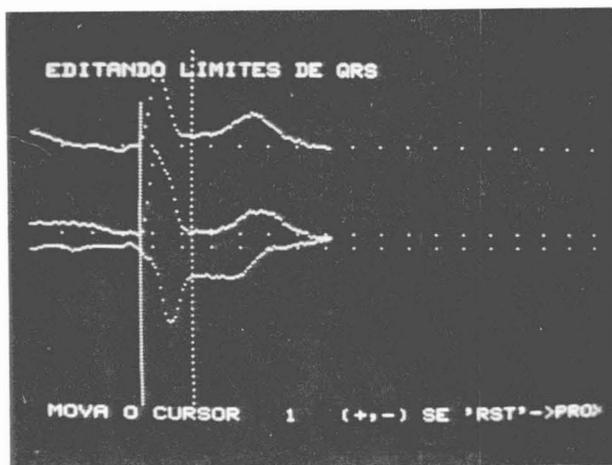


Figura 8. Marcação automática do início e fim do complexo QRS. As marcações podem ser ajustadas pelo operador.

Para a delimitação da onda T, considerando que o módulo do vetor resultante é sempre positivo, definimos como início da onda T (Golden, 1975) o ponto X (figura 9), onde X é o ponto que apresenta a maior distância XX' onde X' pertence a uma reta que une o ponto J ao máximo da onda T e XX' é um segmento vertical.

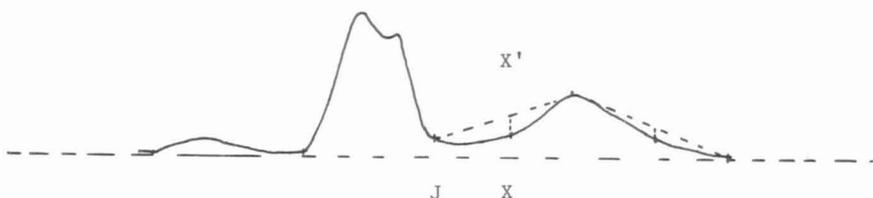


Figura 9. Esquema para detecção do início e fim da onda T

O final da onda T é determinado de forma análoga, entre o máximo de T e o último ponto da média coerente (figura 10).

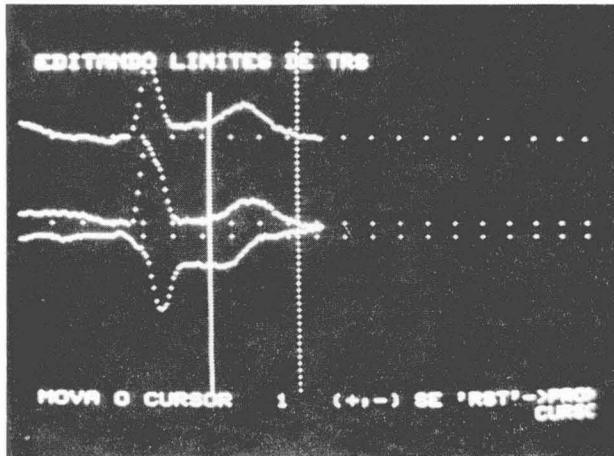


Figura 10. Marcação automática do início e fim da onda T.

A onda P é determinada analogamente, considerando-se o ponto de máximo da onda P, início do sinal e JIQ. Sendo o valor do máximo de P inferior a 100 uV, o mesmo é recusado.

Obtenção dos VCGs

Os VCGs frontal, transversal, sagital e espacial são obtidos da média coerente de V_x , V_y e V_z , formando-se as respectivas figuras de Lissajous. Como o período de amostragem é de 4 ms, interpolamos linearmente, de modo a obter distância temporal de 2 ms nos VCGs.

Foram incorporadas opções para visualizar a evolução temporal de cada VCG, do complexo QRS isoladamente, do segmento ST-T e do VETOR ST.

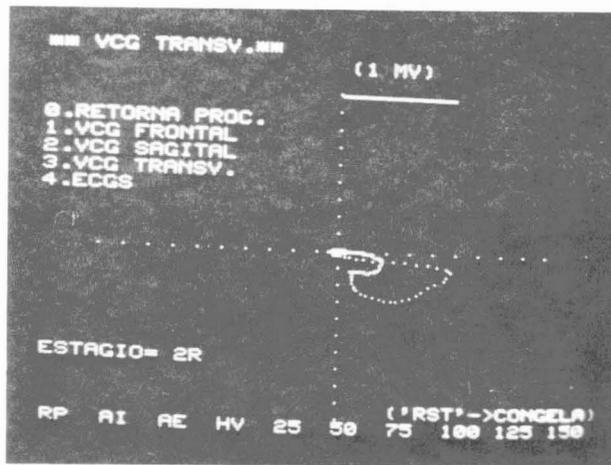
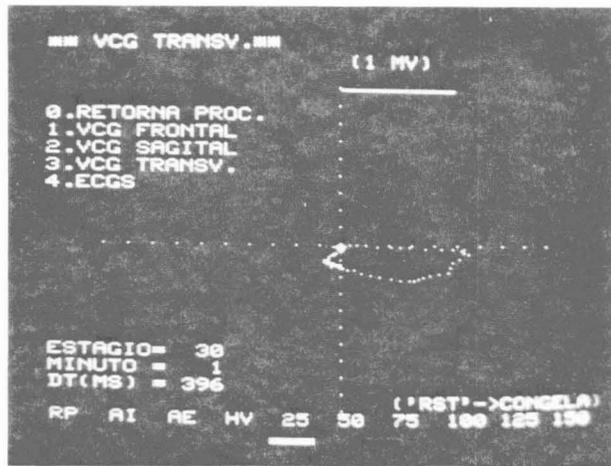


Figura 11. VCG transversal excluindo a onda P nos estágios 3.0 mph (1º minuto) e recuperação

Cine - VCG

Ao final do exame, é possível obter, para cada VCG, a sua evolução com esforço (modo cine). Por exemplo, visualizar a evolução das alças do segmento ST-T durante os diversos estágios (figura 11). Pode-se congelar a imagem em determinado estágio e visualizar as outras projeções, os sinais originais (médias V_x , V_y e V_z) e a formação dinâmica das alças. Pode-se também obter estes sinais em papel através de "plotter" digital.

Relatório

Para análise quantitativa, incluímos no relatório os seguintes parâmetros, além do protocolo convencional:

- a) digitados manualmente:
 - carga e minuto
 - P.A. sistólica (PAS)
 - P.A. diastólica
 - tipo de dor
 - medicação em uso
- b) calculados automaticamente:
 - frequência cardíaca (FC)
 - duração do complexo QRS
 - duração segmento JX
 - duração segmento QT (QT)
 - amplitude de R (R)
 - vetor J (J)
 - área do complexo QRS
 - área do segmento ST (AST)
 - ângulo entre R max. e T max.
 - duplo produto (DP=FC.PAS)

RESULTADOS

Foram gravados e processados os sinais de 71 pacientes. Alguns destes pacientes foram também submetidos a exames hemodinâmicos (cateterismo) e todos ao radioisótopo Tâlio. Considerou-se como normal, aqueles cujo Tâlio e XECG coincidiram (35). Por critério análogo, selecionaram-se 16 pacientes isquêmicos, sendo nestes casos obrigatória a confirmação pelo cateterismo (tabela 3).

Com o objetivo de verificar se os parâmetros obtidos pelo método têm valor preditivo na discriminação dos grupos, selecionaram-se dados obtidos diretamente do relatório, índices calculados a partir desses e dados clínicos, num total de 15 variáveis (quadro 1) consideradas para análise.

GRUPO	IDADE (ANOS)		S E X O		T O T A L
	31	a 68	M	F	
NORMAL	51	+ 10	32	3	35
ISQUÊMICO	51	+ 06	12	4	16

Tabela 3. Médias das Idades e Distribuição por Sexo dos Grupos Estudados.

Quadro 1. Variáveis Seleccionadas para Análise

IDADE	Δ AST/R _{rep}
SEXO	
MEDICAÇÃO	b \rightarrow AST/FC (*)
SINT.PREVIA (SP)	Δ J
SINT.DURANTE EXAME	Δ J/R _{rep}
DURAÇÃO DO EXERCÍCIO	b \rightarrow J/FC (**)
Δ PAS/ FC	Δ QT
Δ DUPLO PRODUTO	MORF DE T (***)

(*) Δ ST/FC = a + b.(Estágio)

(**) J/FC = a + b.(Estágio)

(***) 0- Normal, 1 - Alterada, 2 - "Ferradura",
3 - "Ferradura" Invertida.

A técnica estatística denominada Regressão Logística (Cox, 1970) com opção Stepwise foi utilizada. O nível de significância estabelecido foi de 5%. Os cálculos foram feitos através do "software" SAS (Statistical Analysis System).

A análise estatística mostrou que morfologia, sintomatologia prévia, variação do ponto J corrigida pela amplitude de R no repouso, e variação de QT com o exercício, foram as variáveis com maior capacidade preditiva. O modelo ajustado foi:

$$\log \frac{\bullet i}{1-\bullet i} = -7.55 + 0.65 * \text{MORF} + 2.19 * \text{SP} \\ + 17.91*(\Delta J/R_{\text{rep}}) + 0.03 \Delta \text{QT}$$

sendo $\bullet i$ a probabilidade de isquemia associada ao i -ésimo paciente.

Os índices de sensibilidade, especificidade e pares concordantes obtidos a partir deste modelo foram:

81.3% , 91.4% e 92.1% , respectivamente.

Numa segunda fase, pesquisamos índices que discriminem normais e isquêmicos. Definimos o índice:

$$\text{IND} = (\text{AST}_{\text{max}} - \text{AST}_{\text{repouso}}) / R_{\text{repouso}} \quad \text{onde}$$

AST = área do segmento ST (do ponto J a 20 ms posterior a J , evitando a onda T)

AST_{max} = maior área durante todo o teste ergométrico

AST_{repouso} = área ST quando em repouso

R_{repouso} = amplitude do pico da onda R quando em repouso

O índice IND anteriormente descrito foi definido considerando-se os seguintes requisitos:

1) baixa sensibilidade ao posicionamento do coração dentro do tórax, isto é, as amplitudes são consideradas em termos do módulo do vetor (espacial) resultante;

2) baixa sensibilidade ao volume torácico do paciente. O índice é independente em relação à amplitude, pois a variação da área ST é dividida pelo R de repouso;

3) alta sensibilidade à variação em relação ao estado de repouso do paciente, subtraindo-se a área do segmento ST pelo correspondente em repouso.

Aplicando-se a análise de variância sobre estes resultados, temos:

GRUPO	Nº DE PACIENTES	MÉDIA (10^{-1} ms)	DESV. PADRÃO (10^{-1} ms)
NORMAIS	35	11.48	13.18
ISQUÊMICOS	16	20.75	12.74

O "F" (valor da estatística de Fisher - Snedecor) obtido foi de 5.54, sendo que o "F" tabelado a 5% , le40 graus de liberdade é de 4.08. Portanto, a média destes índices para os dois grupos são estatisticamente diferentes.

CONCLUSÃO

Dada a natureza do exame, isto é, com pacientes em movimento, tornou-se muito importante o processamento digital (retirada da linha de base e média coerente). O algoritmo empregado para a delimitação automática do complexo QRS mostrou-se bastante satisfatório, não exigindo praticamente nenhuma intervenção do operador. No entanto a técnica empregada para a delimitação da onda T e P mostrou-se aquém das expectativas, principalmente para elevadas cargas.

Pretendemos implementar técnicas alternativas de modo a automatizar a delimitação.

Utilizamos a configuração de FRANK pois a mesma fornece informações concisas e tri-dimensionais. Contudo é nossa intenção verificar a possibilidade de repassar resultados deste trabalho para as técnicas convencionais de teste ergométrico, dado que existem muitos equipamentos convencionais e de fácil acesso. Desse modo, o IND descrito mostrou-se promissor, pois este índice pode ser obtido em qualquer derivação, supondo-se que o segmento ST está contido no plano do complexo QRS.

Ressalte-se que o grupo de normais acima descrito são pacientes na sua maioria, com passagem por ambulatório de cardiologia, isto é, com história cardíaca comprometida.

Pretendemos ampliar o grupo de normais e isquêmicos, separando-os por grupos, e pesquisar novos parâmetros que possam melhorar a sensibilidade (81.3%) e especificidade (91.4%) deste método.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio obtido do grupo de ECG de Esforço do INCOR, notadamente aos Drs. Roberto Guimarães Alfieri e Pascual L.A. Pereyra.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. COX, D.R. (1970), The Analysis of Binary Data, 1 st edition, London, Methuen & Co Ltda.
2. FURUIE, S.S.; LEITE, J.J. (1983) "Vetorcardiograma de Esforço (VESF)", Anais do VIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (Florianópolis) página 136-140.
3. GOLDEN, D.P. (1975) "Vectan II: A computer program for the spatial analysis of the vectorcardiogram", J. Electrocardiology, Volume 8, Number 3, pages 217-225.
4. MEYER, C.; KEISER, N. (1977) "Eletrocardiogram baseline noise estimation and removal using cubic spline and state computation techniques", Compt. Biome.Meas., Number 10, pages 459-470.
5. SIMOONS, M.L. (1977) "Optimal Measurements for Detection of Coronary Artery Disease by Exercise Eletrocardiography", Computers and Biomedical Research, Number 10, pages 483-499.

EXERCISE VECTOCARDIOGRAPHY

ABSTRACT -- This paper presents preliminar results of parameters research that improves sensitivity and specificity of exercise testing. We used Frank orthogonal configuration for acquisition of ECG x, y and z projections. The index IND measures variations of segment ST-T area related to rest stage, and it is independent of heart position and signals amplitude. IND's averages of normal and ischemic groups are statistically different. Best results were obtained (sensitivity 81.3% and specificity 91.4%) selecting variables by Logistic Regression.