



Índices Regionais de Deformação Miocárdica (*Strain/Strain Rate*) em Neonatos Normais

Regional Deformation Indices (Strain/Strain Rate) in Healthy Neonates

José Luiz Barros Pena¹, Marconi Gomes Silva², Sanny Cristina Castro Faria³, José Mariano Sales Alves Jr.⁴, Vera Maria C Salemi⁵, Charles Mady⁶, George R Sutherland⁷

¹. Doutor em Cardiologia pela FMUSP, São Paulo, Diretor Clínico da Clínica Baeta Vianna, Belo Horizonte, MG- Brasil. ². Ecocardiografista da Clínica Baeta Vianna, Belo Horizonte, MG - Brasil. ³. Ecocardiografista da Clínica Baeta Vianna, Belo Horizonte, MG- Brasil. ⁴. Professor Assistente de Pediatria da Faculdade de Ciências Médicas de Minas Gerais, Coordenador da Unidade Neonatal da Maternidade Hilda Brandão, Santa Casa, Belo Horizonte, MG-Brasil. ⁵. Professora Livre-Docente em Cardiologia pela FMUSP, Médica Assistente da Unidade Clínica de Miocardiopatias do Instituto do Coração (InCor), FMUSP, São Paulo- Brasil. ⁶. Diretor da Unidade Clínica de Miocardiopatias do Instituto do Coração (InCor), FMUSP, São Paulo- Brasil. ⁷. Professor in Cardiac Imaging, St. George's Hospital, London- United Kingdom

RESUMO

Introdução: O Doppler tecidual (DT) evoluiu para a determinação da deformação miocárdica regional pela medida do *strain rate* (SR) e *strain* (ϵ) longitudinal (L) e radial (R) unidimensionais. **Objetivos:** Determinar padrões de normalidade em neonatos nas primeiras 24 horas de vida e estabelecer valores de referência. **Casuística e Método:** Foram selecionados 55 neonatos, com idade média de $20,14 \pm 14,0$ horas. Por meio dos cortes apical e paraesternal, em três ciclos cardíacos consecutivos, digitalmente obtidos com taxas de 300 ± 50 ciclos/s, foram realizadas medidas dos componentes sistólico, diastólico inicial e final das curvas de SR/ ϵ , utilizando programa específico. Comparações múltiplas entre paredes e segmentos foram feitas. **Resultados:** Verificou-se diferença significativa na deformação longitudinal entre as medidas do SR/ ϵ sistólicos do segmento basal da parede septal, em relação à apical ($-1,89 \pm 0,60$, $-25,86 \pm 4,83$ versus $-1,66 \pm 0,22$, $-24,23 \pm 3,48$), $P= 0,04$ e $P= 0,02$. A deformação longitudinal regional do VD também não foi homogênea, com diferenças significantes entre os segmentos basal e apical. Os valores absolutos de SR/ ϵ e todos os seus componentes foram maiores na direção R, quando comparados com a L (SR sistólico $2,98 \pm 0,78 \text{ s}^{-1}$ versus $(-1,89 \pm 0,60 \text{ s}^{-1}$ ϵ sistólico $53,8\% \pm 19\%$ versus $(-24,8\% \pm 3\% P < 0,01)$). A variabilidade interobservador da medida do SR/ ϵ foi de 0,7% e 1,2%, respectivamente. **Conclusão:** Os índices regionais de deformação miocárdica baseados no Doppler (SR/ ϵ) constituem técnica clínica reproduzível em neonatos, permitindo a análise da função regional em diferentes segmentos do VE e VD. Representam parâmetros novos, não invasivos e independentes da interpretação visual, podendo ser utilizados no diagnóstico de acometimento cardíaco do neonato.

Descritores: Ecocardiografia, Doppler, Recém-Nascido, Miocárdio/anormalidades, Cardiopatias Congênitas

SUMMARY

Background: Tissue Doppler Imaging (TDI) has progressed to calculate regional myocardial deformation by measuring 1-dimensional regional longitudinal (L) and radial (R) strain rate (SR) and strain (ϵ). **Objectives:** This study aims to demonstrate normal healthy neonate patterns in the first 24 hours of life and establish their reference values. **Methods:** Fifty-five healthy neonates were selected with mean age of 20.14 ± 14 hours. Systolic as well as early and late diastolic components of the extracted SR/ ϵ curves were measured through the apical and parasternal views in three digitally obtained consecutive cardiac cycles at rates of 300 ± 50 frames/s. Multiple comparisons were made between walls and



Instituição: Maternidade Hilda Brandão da Santa Casa de Misericórdia. Belo Horizonte-MG – BR. Clínica Baeta Vianna, Belo Horizonte-MG, BR. Instituto do Coração da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor FMUSP). São Paulo-SP – BR. St. George's Hospital. London - United Kingdom – UK
Correspondência: José Luiz Barros Pena Rua Bernardo Guimarães Nº 490 /1201 30140-080 Belo Horizonte-MG – BR Telefones: (31) 3273-0522 jlpena.bh@terra.com.br

Recebido em: 10/06/2012 - **Aceito em:** 25/06/2012



segments. Results: Significant differences occurred in longitudinal strain between the measurements of the basal septal wall systolic SR/ε related to apical (-1.89 ± 0.60 , -25.86 ± 4.83 vs -1.66 ± 0.22 , -24.23 ± 3.48), $P=0.04$ e $P=0.02$). Regional RV longitudinal deformation was nonhomogeneous, presenting significant differences between basal and apical segments. Absolute SR/values with all their components were higher in R direction when compared to L (systolic SR $2,98 \pm 0,78$ s⁻¹ vs $(-1,89 \pm 0,60$ s⁻¹ systolic $53,8\% \pm 19\%$ vs $(-) 24,8\% \pm 3\%$ $P<0,01$). SR/ε interobserver variability was 0.7% and 1.2%, respectively. **Conclusion:** The regional myocardial, Doppler-based (SR/ε) deformation indices represent a clinically reproducible technique in neonates and allow regional function analyses of different LV and RV segments. These indices represent novel parameters, independent of visual interpretation, and can be used as a reference to diagnose cardiac involvement in neonate diseases.

Descriptors: Echocardiography, Doppler; Infant, Newborn; Myocardium/abnormalities; Heart Defects, Congenital

Introdução

A avaliação da função regional do miocárdio, tanto em adultos, quanto em crianças, foi, até há alguns anos, baseada apenas na interpretação visual da excursão endocárdica do eco bidimensional, em geral precária, ou na excursão ao modo-M de um setor muito limitado¹.

É sabido que a interpretação visual é não quantitativa, subjetiva, limitada pelo poder de resolução do olho humano e dependente da experiência individual do ecocardiografista². O Doppler tecidual é uma modalidade relativamente recente, que se emprega para a medida e quantificação das velocidades dentro do miocárdio, ou seja, tecido sólido em tempo real^{3,4}. O implemento de *software* específico nos equipamentos comerciais fez com que surgisse uma série de estudos confirmando a aplicabilidade da técnica. Tais relatos iniciais indicavam que o registro de padrões de velocidades regionais poderia ter valor na quantificação da função regional do miocárdio^{3,5,6}.

Índices de deformação miocárdica (*strain* e *strain rate*)

Como a função miocárdica é definida como a habilidade do músculo cardíaco em desenvolver força, duas propriedades do músculo, do ponto de vista mecânico, são fundamentais: movimentação e deformação. De fato, quando uma força age em um corpo rígido, a Segunda Lei de Newton diz que essa força resultará em uma aceleração do corpo, que vai se manifestar como uma mudança na maneira na qual o objeto move-se. Além do mais, quando o corpo é elástico, essa mesma força pode ocasionar uma deformação no referido corpo. A exten-

são e direção dessa deformação, em relação à força, dependem das propriedades elásticas do corpo⁷.

O músculo cardíaco pode ser considerado um tecido incompressível e o seu volume (não a massa) permanece constante durante a deformação. Isso significa que a sua deformação longitudinal é inversamente proporcional às alterações observadas em sua espessura. Ou seja, quanto mais o músculo alonga-se, mais ele se afila e, quanto mais ele se encurta, mais ele se espessa.

Embora dados encorajadores tenham sido obtidos, ficou claro que o emprego isolado das velocidades do miocárdio tem duas importantes limitações: a amplitude da velocidade interrogada é dependente do ângulo, no qual a região está sendo estudada, e a movimentação global do coração, rotação e contração dos segmentos miocárdicos adjacentes vão influenciar a estimativa regional das velocidades.

Com o objetivo de superar alguns desses problemas, a técnica do *strain rate* (SR) ultrassônico, ou em outras palavras, a taxa de deformação imagiológica, foi desenvolvida pela estimativa dos gradientes espaciais das velocidades miocárdicas. Por meio das curvas do *strain rate*, o *strain* (ε) local (isto é, as curvas de deformação regional) podem ser obtidas.

Essas novas técnicas de deformação miocárdica introduzem conceitos derivados de engenharia mecânica, sobre os quais muitos ecocardiografistas não estão familiarizados. O método do *strain rate*, por meio do Doppler tecidual, foi desenvolvido na *Norwegian University of Science and Technology*, em Trondheim, na Noruega, resultando em tema central de duas teses de doutoramento, sendo uma em tecnologia⁸ e outra em Medicina⁹. O método foi, originalmente validado em modelo me-



cânico em cooperação com a Universidade de Leuven, Bélgica¹⁰. Seguiram-se várias publicações, relacionando a obtenção da técnica e aplicabilidade clínica, com a ecocardiografia convencional, angiografia e ressonância nuclear magnética^{11,12}.

1.1 Strain

Strain é definido como a deformação de um objeto em relação a sua forma original. Apesar de o conceito sugerir certa complexidade, se imaginarmos um objeto unidimensional, as únicas deformações possíveis que ele pode sofrer são o alongamento ou encurtamento. A quantidade relativa da deformação expressa em porcentagem constitui o *strain*. O *strain* utiliza o símbolo ϵ e pode ser definido pela equação abaixo:

$$\epsilon = \frac{L - L_0}{L_0}$$

Onde ϵ é o *strain*, L_0 é o comprimento original, L é o comprimento do objeto após a deformação. Desde que a mudança no comprimento seja sempre relativa ao seu comprimento inicial, ele constitui uma quantidade sem dimensão e sempre expressa em porcentagem. Por convenção, a equação 1 é definida de forma que o alongamento é representado por um valor positivo para o *strain*, enquanto que o encurtamento é representado por um valor negativo (Figura 1).

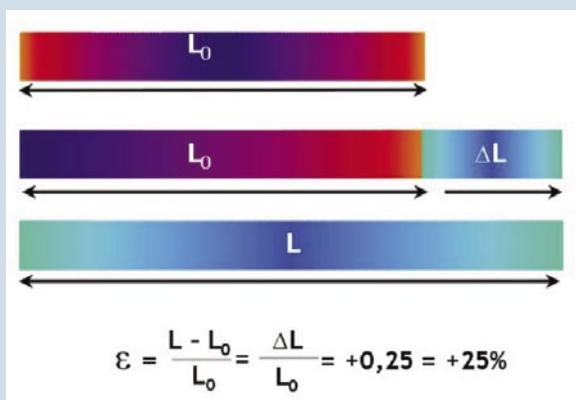


Figura 1: Deformação de objeto unidimensional

A deformação (*strain*) de um objeto unidimensional está limitada ao seu alongamento ou encurtamento. Neste caso houve 25% de alongamento em relação a sua forma original (L_0) e assim de acordo com a fórmula de Lagrangian existe um *strain* positivo de 25% ou 0,25. Este *strain* pode então ocorrer em taxas de repetição (SR) diferentes.

1.2 Strain rate

Strain rate (SR) é a velocidade (taxa) na qual a deformação (ϵ) ocorre. Em outras palavras, constitui na deformação ou *strain* por unidade de tempo. Ele é representado pelo símbolo $\dot{\epsilon}$ e pode ser definido pela equação abaixo:

$$\dot{\epsilon} = \frac{\Delta \epsilon}{\Delta t}$$

A unidade do SR é 1/s ou s^{-1} . Embora s^{-1} seja de fato o mesmo que hertz (Hz), é preferível utilizá-la, já que a unidade Hz, normalmente, é usada para expressar uma mudança periódica. Essa nova técnica avalia o gradiente de velocidades entre dois pontos próximos do miocárdio, o que parece ser um método mais lógico para avaliação da contratilidade segmentar.

Assim, o *strain rate* é a medida da velocidade de deformação do miocárdio, definida pela fórmula $(V_2 - V_1)/d$, onde V_2 e V_1 são as velocidades de encurtamento do miocárdio em dois pontos separados por uma distância d (Figura 2).

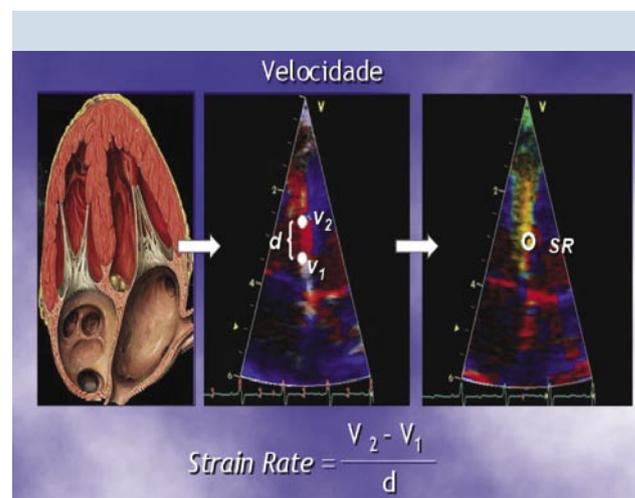


Figura 2: Strain Rate

Diferentemente do DT, que mede a velocidade de movimentação de um dado ponto do miocárdio em relação ao transdutor (em cm/s), o *strain rate* (SR) mede as velocidades de movimentação do miocárdio em dois pontos adjacentes, ou seja a variação da velocidade destes 2 pontos naquela distância d (em mm). Essa distância d pode ser ajustada pelo operador e geralmente é cerca de 10 a 12 mm em pacientes adultos. Distâncias menores aumentam o grau de ruído, enquanto distâncias maiores diminuem a resolução do método. Esta medida fornece o gradiente intramiocárdico de velocidades por unidade de tempo (pós processado) e representa a taxa de deformação da fibra.



Essa medida fornece o gradiente intramiocárdico de velocidades por unidade de tempo. O SR é negativo durante o encurtamento, positivo durante o alongamento e, teoricamente, é mais adequado para a deformação diastólica; isto é, a taxa de alongamento ou afilamento será positiva durante a diástole. Dessa forma, dois objetos podem ter a mesmo valor do *strain*, mas diferentes taxas de deformação (SR). O SR pode ser medido de qualquer segmento miocárdico, no qual a deformação seja paralela à imagem do setor ecocardiográfico¹³. A caracterização da deformação miocárdica regional para a função longitudinal e radial parece ser importante na cardiologia pediátrica, especialmente, em algumas doenças congênitas que apresentam formas cardíacas alteradas.

O objetivo deste estudo foi determinar os padrões de normalidade da deformação miocárdica dos neonatos, nos segmentos do VE e VD, em eventos sistólicos e diastólicos. Tais dados podem ser utilizados como referência para detecção de anormalidades em doenças congênitas ou adquiridas

2- Casuística e método

Foram incluídas, neste estudo, crianças recém-nascidas, de ambos os sexos, com idade gestacional normal, que apresentaram gestação a termo, sem complicações, com peso igual ou superior a 2.500g, índice de Apgar, no primeiro e quinto minutos, (baseado na frequência cardíaca, respiração, tônus muscular, cor da pele e irritabilidade reflexa) igual ou superior a 7¹⁴, sem anormalidades ao exame clínico cardiológico no berçário e sem alterações ao exame Ecocardiográfico Doppler basal. O forame oval permeável foi considerado achado normal nessa faixa etária e a persistência do canal arterial até o terceiro dia de vida foi considerada achado fisiológico.

2.1 Casuística

De um total de 187 crianças, 55 foram estudadas em um primeiro exame, realizado na Maternidade Hilda Brandão, da Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte-MG, com idade média de $20,14 \pm 14,0$ horas, grupo este formado por 29 crianças do sexo masculino (52,7%). O peso e comprimento médios foram, respectivamente, 3.174 ± 374 g e $49,21 \pm 2,25$ cm. Em todas as crianças, foram medidos os perímetros cefálico, torácico e abdominal. O parto foi normal, via vaginal, na maioria dos casos, perfazendo 76,4% do total. A idade média da mãe foi $25,31 \pm 6,19$ anos. A idade média gestacional foi $39,01$

$\pm 1,18$ semanas. O consentimento livre e esclarecido foi assinado pelos pais e o estudo foi aprovado pela Comissão de Ética dos hospitais envolvidos.

2.2 Método

O exame ecocardiográfico foi realizado com o equipamento Vivid 7® (GE-Vingmed Ultrasound AS, Horten, Noruega), dotado de segunda harmônica e transdutor infantil multifrequencial eletrônico de 5,0 a 8,0MHz. Os exames foram gravados em videocassete, em tempo real e em formato digital (*compact disc*), para posterior análise. Todos os neonatos foram examinados acompanhados da mãe e, às vezes, do pai, deitados em decúbito dorsal, em ambiente calmo e com baixa luminosidade. Não houve qualquer tipo de sedação. Procedeu-se ao exame ecocardiográfico completo, com análise segmentar sequencial. Medidas convencionais das dimensões cardíacas foram obtidas em modo-M, observando-se as recomendações da Sociedade Americana de Ecocardiografia¹.

Para a medida dos índices de deformação miocárdica (*strain/strain rate*), ajustes especiais no equipamento foram feitos para se obter uma taxa de quadros/s de 300 ± 50 , com redução do ângulo-setor do equipamento para 30° ou menos, redução da profundidade, utilização do recurso *tilt* para melhor alinhamento, com o objetivo de manter cada parede no centro do setor do feixe ultrassônico, além do ajuste apropriado da escala de velocidade para evitar o fenômeno de *aliasing*.

Foram registrados e armazenados, digitalmente (em *compact disc*), três ciclos cardíacos completos e consecutivos em cada um dos cortes ecocardiográficos em posições paraesternal e apical. As imagens digitalizadas foram transferidas para computador dotado de programa específico de análise (*Echo PAC PCTM aplicação SW by GE Vingmed Ultrasound, versão 3.0.0. build 1375*). Dessa forma foi possível a computação dos valores do *strain rate* e *strain* regionais unidimensionais.

Inicialmente, procedemos à temporização dos eventos cardíacos, medindo a abertura e fechamento das valvas aórtica e mitral, por meio do Doppler, para análise do ventrículo esquerdo e das valvas pulmonar e tricúspide para análise do ventrículo direito. O comprimento da distância medida (SL = *strain length*) foi ajustado para 6mm e, na análise propriamente dita, ajustamos a área de amostra a uma altura de 1,0mm, comprimento de 1,0mm e ângulo de 0°.

Para cada curva de *strain rate* e *strain*, foram realiza-

das as seguintes medidas: picos sistólico, diastólico inicial e final. Foram realizadas três medidas consecutivas para obtenção da média e desvio padrão, em cada segmento das paredes, nos cortes transversais e longitudinais (Figura 3).

das, principalmente, em tabelas e em alguns gráficos e sintetizadas por medidas de tendência central (média e mediana) e de variabilidade (desvio padrão). Os valores de referência, com abrangência de 95% da amostra, foram obtidos pelo método da curva de Gauss e os dados

calculados como média e ± 2 desvios padrão. As medidas foram agrupadas por segmentos e as comparações foram feitas entre os segmentos basal, médio e apical do VE e VD. Para comparações múltiplas, utilizamos a análise de variância de Bonferroni e $P < 0,005$ foi considerado, estatisticamente, significativo. Para estudar a variabilidade interobservador, dois investigadores independentes realizaram 36 medidas em segmentos de paredes de 10 neonatos escolhidos ao acaso. Para análise da variabilidade intraobservador, um dos investigadores mediu 36 segmentos deste grupo e, novamente, mediu-os quatro semanas depois. Os testes de correlação foram feitos como sugerido por Bland e Altman¹⁵.

4- Resultados

Forame oval patente estava presente em 91% dos neonatos e o canal arterial em 67,3%, todos sem repercussão hemodinâmica. As câmaras cardíacas apresentavam tamanho normal, com função sistólica normal. O Doppler tecidual, captado eletronicamente (TVI = *tissue velocity imaging*), demonstrou dados com qualidade satisfatória. Poucos segmentos das paredes anterior (n= 6), lateral (n= 3), inferior (n= 1) e septal (n= 1), relacionados principalmente à diástole inicial ou final, foram eliminados da

análise final (3, devido a artefatos de reverberação).

Em todas as crianças realizamos medidas do *strain rate* (SR) sistólico, diastólico inicial e final e *strain* (ϵ) sistólico, diastólico inicial e final, analisando as funções longitudinal e radial. Exemplos representativos das curvas de SR/ ϵ longitudinal (corte apical) e radial (corte paraesternal) são apresentados na Figura 4.

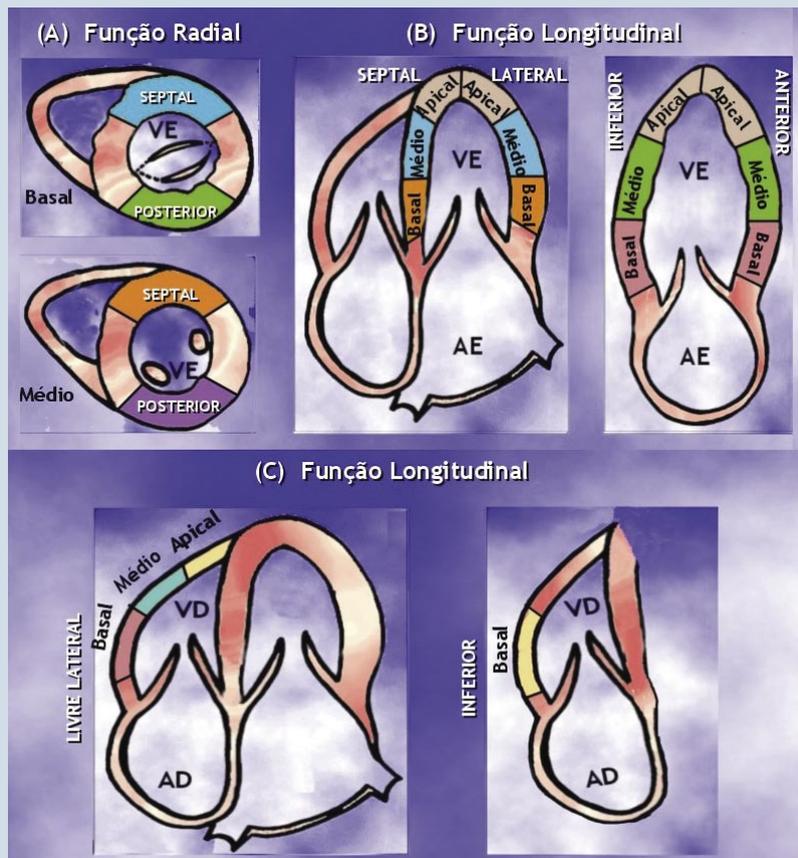


Figura 3: Paredes e segmentos do VE e do VD

(A) No canto superior esquerdo representação esquemática de corte paraesternal eixo transversal dos ventrículos, nos segmentos basal e médio, relacionados às paredes septal e posterior, para avaliação da função radial. (B) No canto superior direito cortes apical de 4 e 2 câmaras das paredes septal, lateral, inferior e anterior com todos os seus segmentos (basal, médio e apical) para estudo da função longitudinal. (C) No canto inferior esquerdo corte apical 4 câmaras demonstrando segmentos basal, médio e apical da parede livre do ventrículo direito. No canto inferior direito corte apical 2 câmaras demonstrando segmento basal da parede posterior do VD. Ambos os cortes são utilizados para avaliação da função longitudinal.

3- Análise Estatística

Os dados foram analisados, utilizando programa comercialmente disponível SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences, Chicago, IL*), versão 12.0. Seguiu-se, após a verificação da consistência dos dados, com a análise descritiva das variáveis. As informações foram resumi-



Tabela 1: Valores normais de SR e ϵ : função regional radial do VE

Strain rate (unidade s^{-1})						Strain (unidade %)									
Corte	Segmento / Parede	Componente	Media \pm DP	corte	Segmento / Parede	Componente	Media \pm DP	Corte	Segmento / Parede	Componente	Media \pm DP	Corte	Segmento / Parede	Componente	Media \pm DP
Basal Septo		Sistólico	-1,89 \pm 0,60		Basal Inferior	Sistólico	-1,81 \pm 0,32	Basal Septo		Sistólico	-25,86 \pm 4,83	Basal Inferior		Sistólico	-25,11 \pm 3,13
		Diastólico inicial	3,19 \pm 1,57			Diastólico inicial	3,00 \pm 0,90			Diastólico inicial	17,43 \pm 4,57			Diastólico inicial	16,41 \pm 3,46
		Diastólico final	2,39 \pm 0,90			Diastólico final	2,16 \pm 0,81			Diastólico final	7,70 \pm 3,14			Diastólico final	8,24 \pm 2,76
Médio Septo		Sistólico	-1,82 \pm 0,46		Médio Inferior	Sistólico	-1,84 \pm 0,31	Médio Septo		Sistólico	-24,85 \pm 3,40	Médio Inferior		Sistólico	-25,37 \pm 3,09
		Diastólico inicial	2,86 \pm 1,28			Diastólico inicial	2,88 \pm 0,99			Diastólico inicial	17,15 \pm 3,71			Diastólico inicial	16,78 \pm 3,00
		Diastólico final	2,10 \pm 0,97			Diastólico final	2,08 \pm 0,93			Diastólico final	7,40 \pm 2,17			Diastólico final	7,62 \pm 2,36
Apical 4 - Câmaras	Apical Septo	Sistólico	-1,66 \pm 0,25*	Apical 2 - Câmaras	Apical Inferior	Sistólico	-1,90 \pm 0,31	Apical 4 - Câmaras	Apical Septo	Sistólico	-24,23 \pm 3,08	Apical Inferior		Sistólico	-25,41 \pm 3,63
		Diastólico inicial	3,16 \pm 1,30			Diastólico inicial	3,33 \pm 1,18			Diastólico inicial	16,05 \pm 3,11			Diastólico inicial	16,62 \pm 2,98
		Diastólico final	2,28 \pm 1,24			Diastólico final	2,42 \pm 0,82			Diastólico final	7,21 \pm 2,30			Diastólico final	8,11 \pm 2,38
Apical 4 - Câmaras	Basal Lateral	Sistólico	-1,83 \pm 0,37	Apical 2 - Câmaras	Basal Anterior	Sistólico	-1,89 \pm 0,43	Apical 4 - Câmaras	Basal Lateral	Sistólico	-24,46 \pm 3,82	Basal Anterior		Sistólico	-25,81 \pm 5,55
		Diastólico inicial	3,15 \pm 1,53			Diastólico inicial	3,36 \pm 1,54			Diastólico inicial	16,81 \pm 3,58			Diastólico inicial	17,88 \pm 4,44
		Diastólico final	2,12 \pm 1,29			Diastólico final	2,42 \pm 1,36			Diastólico final	7,15 \pm 2,54			Diastólico final	7,04 \pm 3,00
Médio Lateral		Sistólico	-1,67 \pm 0,30		Médio Anterior	Sistólico	-1,71 \pm 0,29*	Médio Lateral		Sistólico	-24,36 \pm 3,53	Médio Anterior		Sistólico	-25,28 \pm 4,19
		Diastólico inicial	2,96 \pm 1,19			Diastólico inicial	3,38 \pm 1,78			Diastólico inicial	16,98 \pm 3,20			Diastólico inicial	17,49 \pm 4,24
		Diastólico final	2,04 \pm 1,09			Diastólico final	2,22 \pm 1,11			Diastólico final	7,34 \pm 3,02			Diastólico final	7,31 \pm 4,17
Apical Lateral		Sistólico	-1,66 \pm 0,22*		Apical Anterior	Sistólico	-1,58 \pm 0,30*	Apical Lateral		Sistólico	-24,40 \pm 3,48	Apical Anterior		Sistólico	-24,61 \pm 3,17
		Diastólico inicial	2,82 \pm 1,14			Diastólico inicial	2,94 \pm 1,22			Diastólico inicial	17,16 \pm 3,67			Diastólico inicial	16,93 \pm 3,35
		Diastólico final	1,87 \pm 0,79			Diastólico final	2,30 \pm 1,37			Diastólico final	7,14 \pm 2,72			Diastólico final	7,19 \pm 2,39

* $P < 0,05$, basal versus apical ou médio versus apical na mesma parede

Tabela 2: Valores normais de SR e ϵ : função regional radial do VE

Strain rate (unidade s^{-1})			ϵ (unidade %)		
Eixo curto paraesternal					
Segmento	Componente	Média \pm DP	Segmento	Componente	Média \pm DP
Basal Posterior	Sistólico	2,98 \pm 0,78	Basal Posterior	Sistólico	49,72 \pm 12,86
	Diastólico Inicial	-5,53 \pm 1,70		Diastólico Inicial	-36,98 \pm 10,88
	Diastólico Final	-3,89 \pm 1,73		Diastólico Final	-11,48 \pm 5,62
Med Posterior	Sistólico	2,86 \pm 0,63	Med Posterior	Sistólico	55,72 \pm 12,13
	Diastólico Inicial	-6,23 \pm 2,03		Diastólico Inicial	-40,97 \pm 9,31
	Diastólico Final	-3,78 \pm 1,63		Diastólico Final	-13,00 \pm 5,33

Unid: unidade; Med: médio posterior

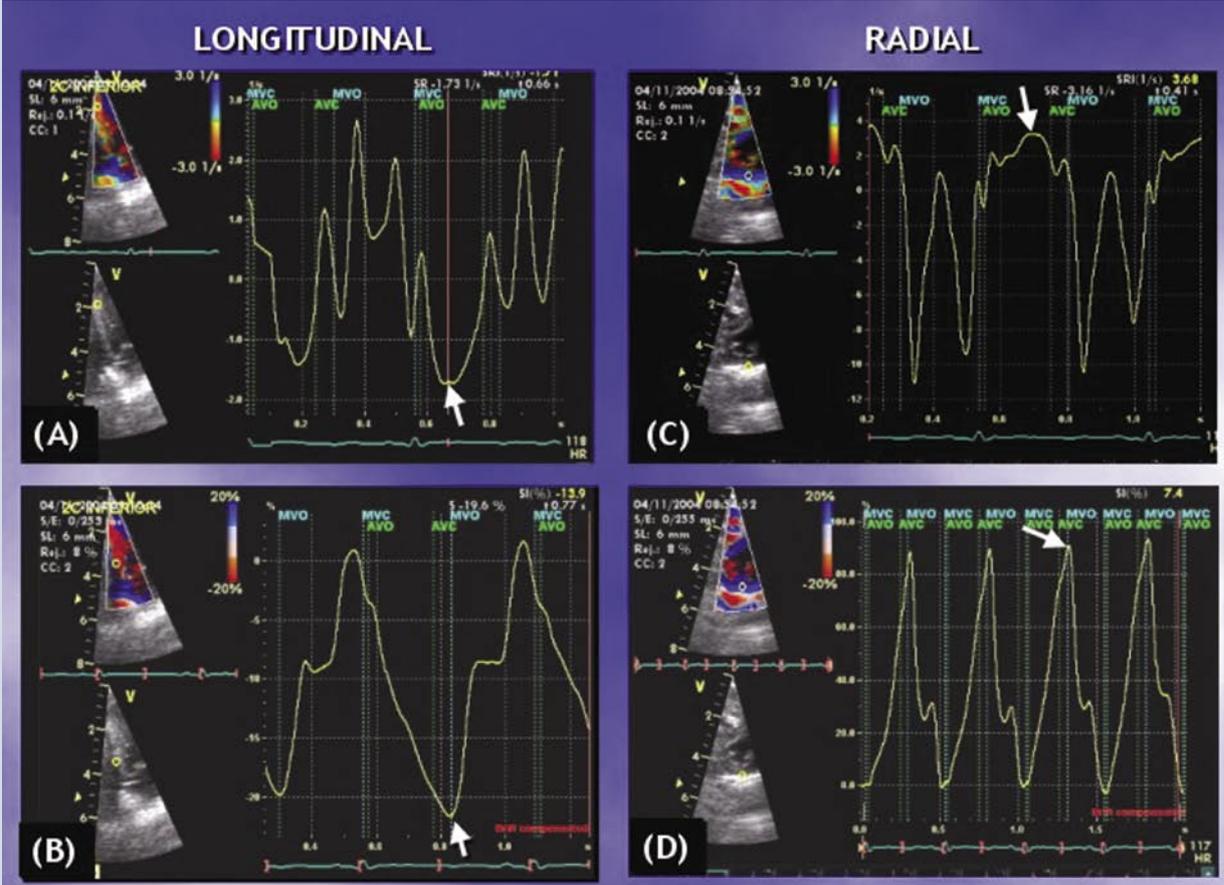


Figura 4: Função Longitudinal x Radial

À esquerda imagem bidimensional obtida em corte apical 2 câmaras com amostra de volume colocada no segmento basal da parede inferior. Em (A) curva de SR com componente sistólico negativo (encurtamento) e em (B) curva do com componente sistólico positivo. À direita (C, D) curva radial obtida em parede posterior do corte transversal dos ventrículos ao nível dos músculos papilares. O SR sistólico é positivo (espessamento), assim como o sistólico. As setas indicam o local onde foram medidos os componentes sistólicos do SR/ε.

4.1 Função longitudinal regional do VE

A Tabela 1 demonstra os valores de pico sistólico e diastólicos inicial e tardio de SR e ε. A parede septal foi a que apresentou diferenças mais pronunciadas nas medidas dos índices de deformação miocárdica. Verificamos diferença significativa quando comparamos as medidas do SR e ε sistólicos do segmento basal em relação ao apical ($-1,89 \pm 0,60$, $-25,86 \pm 4,83$ versus $-1,66 \pm 0,25$, $-24,23 \pm 3,08$), $P=0,04$ e $P=0,02$. Na comparação entre os segmentos médio e apical, o SR demonstrou redução significativa no segmento apical ($-1,82 \pm 0,46$, versus $-1,66 \pm 0,25$), $P= 0,01$. Nenhuma diferença significativa do ponto de vista estatístico foi verificada na comparação dos componentes diastólicos inicial e final do SR e ε.

4.2 Função radial regional do VE

Foi obtida apenas em parede posterior no nível dos segmentos basal e médio. Não foi feita medida da parede septal, pois as curvas apresentam formas mistas devido à dupla composição de camadas do septo interventricular¹⁶. Não foi verificada diferença estatisticamente significativa entre os segmentos basal e médio (Tabela 2).

4.3 Função longitudinal versus função radial

Todas as curvas longitudinais do SR foram negativas em sístole, indicando encurtamento miocárdico local e positivas em diástole, indicando alongamento miocárdico local. As curvas radiais mostraram padrão contrário às longitudinais, já que, durante a sístole, o miocárdio se espessa na direção radial e se afila durante a diástole. As mesmas diferenças foram apresentadas nas curvas do (Figura 4).



Os valores absolutos do SR radial, com todos os seus componentes, na parede posterior, segmentos basal e médio foram, significativamente, superiores aos do SR longitudinal, parede septal (SR sistólico $2,98 \pm 0,78 \text{ s}^{-1}$ versus $-1,89 \pm 0,60 \text{ s}^{-1}$; SR diastólico inicial $-5,53 \pm 1,70 \text{ s}^{-1}$ versus $3,19 \pm 1,57 \text{ s}^{-1}$; SR diastólico final $-3,89 \pm 1,73 \text{ s}^{-1}$ versus $2,39 \pm 0,90 \text{ s}^{-1}$, $P=0,00$).

Os valores do sistólico, diastólico inicial e final da função radial foram cerca do dobro dos valores obtidos em direção longitudinal (ϵ sistólico $49,72\% \pm 12,86\%$ versus $-25,86\% \pm 4,83\%$; ϵ diastólico inicial $-36,98\% \pm 10,89\%$ versus $17,43\% \pm 4,57\%$; ϵ diastólico final $-11,48\% \pm 5,62\%$ versus $7,70\% \pm 3,14\%$; $P < 0,001$).

4.4 Função longitudinal regional do ventrículo direito

O estudo da deformação do ventrículo direito foi realizado apenas em direção longitudinal, avaliando-se a parede livre com seus segmentos basal, médio e apical e a parede inferior (segmento basal).

A avaliação regional do VD revelou que o ϵ sistólico foi, significativamente, superior no segmento médio da parede livre, em relação ao segmento basal ($-33,20 \pm 6,34$ versus $-28,38 \pm 4,90$, $p=0,00$) e em relação ao segmento apical ($-33,20 \pm 6,34$ versus $-31,95 \pm 5,06$, $P=0,021$).

Quando comparamos o segmento basal com o apical da parede livre do VD, verificamos que tanto o SR quanto o ϵ sistólico apresentam valores superiores no segmento apical. O comportamento dos componentes diastólico inicial e final ocorreu de forma semelhante (Tabela 3).

4.5 Deformação regional do ventrículo esquerdo versus ventrículo direito

Na comparação dos dados entre os ventrículos esquerdo e direito, verificamos que houve diferença, estatisticamente, significativa do ϵ sistólico dos segmentos basal, médio e apical com valores medidos no VD superiores aos do VE (). O SR sistólico também mostrou diferença significativa, neste grupo inicial de pacientes, com valores aumentados no segmento apical do VD em relação ao VE. Os componentes diastólicos inicial e final demonstraram alterações nos segmentos médio e apical.

4.6 Reprodutibilidade dos dados

A reprodutibilidade das medidas do ϵ sistólico e SR foi bastante satisfatória no estudo da função radial e longitudinal. A maior variabilidade intra e interobservador ocorreu com as medidas dos componentes diastólicos longitudinal e radial (Tabela 4).

Tabela 3: Valores normais de SR e ϵ : função regional longitudinal do VD

Strain rate (unidade s^{-1})				Strain (unidade %)			
Corte	Segmento	Componente	Média \pm DP	Corte	Segmento	Componente	Média \pm DP
Apical 4 - Câmaras	Basal Parede livre	Sistólico	$-1,93 \pm 0,52$	Apical 4 - Câmaras	Basal Parede livre	Sistólico	$-28,38 \pm 4,90$
		Diastólico inicial	$2,76 \pm 0,77$			Diastólico inicial	$20,43 \pm 4,52$
		Diastólico final	$2,09 \pm 0,85$			Diastólico final	$8,35 \pm 3,21$
	Médio Parede livre	Sistólico	$-1,91 \pm 0,45$		Médio Parede livre	Sistólico	$-33,20 \pm 6,34$
		Diastólico inicial	$3,00 \pm 1,00$			Diastólico inicial	$22,61 \pm 5,15$
		Diastólico final	$2,57 \pm 0,99$			Diastólico final	$10,72 \pm 4,07$
	Apical Parede livre	Sistólico	$-2,13 \pm 0,50$		Apical Parede livre	Sistólico	$-31,95 \pm 5,06$
		Diastólico inicial	$3,74 \pm 1,35$			Diastólico inicial	$21,02 \pm 4,01$
		Diastólico final	$3,33 \pm 1,34$			Diastólico final	$10,87 \pm 3,42$
Apical 2 - Câmaras	Basal Inferior	Sistólico	$-1,81 \pm 0,40$	Apical 2 - Câmaras	Basal Inferior	Sistólico	$-27,09 \pm 3,90$
		Diastólico inicial	$2,78 \pm 1,14$			Diastólico inicial	$19,00 \pm 3,73$
		Diastólico final	$2,13 \pm 0,83$			Diastólico final	$8,12 \pm 2,70$



Tabela 4: Reprodutibilidade dos dados

Corte ecocardiográfico	Parede	Componente	Variabilidade	
			Intraobservador	Interobservador
Apical 2 câmaras	Inferior	Sistólico ϵ	0,5%	1,2%
		Diastólico Inicial ϵ	8,4%	14,5%
		Diastólico Final ϵ	17,4%	48,0%
		Sistólico SR	0,6%	0,8%
		Diastólico Inicial SR	10,6%	5,1%
		Diastólico Final SR	6,6%	15,1%
Para esternal eixo curto	Posterior Wall	Sistólico ϵ	0,3%	0,7%
		Diastólico Inicial ϵ	10,7%	1,6%
		Diastólico Final ϵ	41,4%	18,1%
		Sistólico SR	2,0%	2,2%
		Diastólico Inicial SR	5,4%	1,6%
		Diastólico Final SR	11,0%	14,5%

Os valores estão expressos como porcentagem da média; ϵ = strain; SR = Strain Rate

5- Discussão

Este estudo sugere que os índices de deformação miocárdica (strain/strain rate), baseados no Doppler, constituem uma técnica, suficientemente robusta para ser empregada em investigações clínicas com neonatos. Existem poucos estudos acerca dos índices de deformação miocárdica em crianças e nenhum com o grupo específico de neonatos. Mesmo estudos utilizando apenas as velocidades são raros em crianças¹⁷ e, em todos, a avaliação restringiu-se à função longitudinal.

O primeiro estudo estabelecendo valores normais de referência para crianças foi feito por Weidemann et al.¹⁸, com casuística de 33 crianças, em uma faixa etária de 4 a 16 anos. Boettler et al.¹⁹ estabeleceram valores de referência em uma grande população de crianças normais, com idade variável de um dia até 16,9 anos.

O estudo da função regional longitudinal do VE demonstrou que existiu certa homogeneidade para os três segmentos do VE, a qual foi quebrada, principalmente, pela parede septal, que mostrou valores do SR e ϵ sistólicos mais reduzidos no ápice em relação aos segmentos basal e médio. Tal fato ocorreu, também, de maneira menos evidente nas paredes anterior e lateral, alterando-se apenas o SR. O ϵ diastólico inicial foi o único a mostrar diferença na parede

septal, apresentando menor valor no segmento apical. Weidemann et al.¹⁸, em trabalho mencionado acima, com 33 crianças saudáveis, em faixa etária maior, encontrou valores do componente diastólico final do SR e ϵ reduzidos nos segmentos apicais das paredes septal e lateral, quando comparados com os dos segmentos basais. Uma das hipóteses para explicar nossos achados reside na possibilidade de o miocárdio neonatal desenvolver menos força do que o miocárdio do adulto, já que existe um aumento progressivo do retículo miofibrilar e sarcoplásmico após o nascimento^{20,21}. Outra possibilidade seria o ângulo de insonação não adequado da região apical associado à direção da movimentação¹⁶. Devido a esse

fato, procuramos obter as curvas de deformação miocárdica nas porções mais basais do segmento apical. Por outro lado, a maior curvatura do ápice está associada com menor estresse da parede e, provavelmente, a uma maior deformação.

A avaliação regional do VD demonstrou aumento significativo do ϵ sistólico no segmento médio, em relação ao basal, e aumento de todos os componentes do SR/ no segmento apical. Tal achado encontra respaldo na literatura. Kowalski et al.¹³ verificaram que os índices de deformação miocárdica do VD apresentaram comportamento contrário ao das velocidades, com aumento de suas medidas nos segmentos médio e apical. Uma das explicações seria possíveis alterações da arquitetura da fibra miocárdica do VD aliadas à menor impedância arterial. Outra possibilidade, para explicar maiores valores obtidos no segmento médio, seria a angulação mais adequada do feixe ultrassônico nessa posição. Os valores do segmento basal da parede inferior foram, significativamente, inferiores àqueles obtidos na parede livre lateral do VD, provavelmente, porque a parede inferior é mais fixa, como também observado por Weidemann et al.¹⁸. Na comparação entre a parede livre do VD e a parede septal do VE, verificamos que os valores de com todos os seus componentes e em todas as paredes foram superiores no VD. O SR sistólico foi superior no segmento apical em relação ao VE.



5.1 Limitações

Uma das maiores limitações da metodologia atual é a dependência do ângulo do feixe ultrassônico, o que requer um grande nível de treinamento do operador. Deve-se tentar, em diferentes cortes e posições, alinhar o mais paralelamente possível, o feixe ultrassônico do ponto a ser interrogado. Trata-se de uma técnica unidimensional, indicando que apenas um componente da verdadeira deformação tridimensional de um segmento miocárdico está sendo medido.

Outro problema significativo, que pode dificultar a medida dos índices de deformação, é a presença de ruído nas curvas. A curva do SR é derivada comparando dois dados de velocidades do miocárdio e o seu cálculo amplifica o componente de ruído. Entretanto, foi possível fazer as medidas na maioria dos pacientes, adquirindo as imagens com taxa de quadros acima de 300/s.

Outra dificuldade, especialmente nos neonatos, foi manter a região de interesse no centro da imagem bidimensional, a qual apresenta paredes muito finas, o que consumiu muito tempo para as medidas.

A análise da função diastólica pelos índices SR/ε ainda não está totalmente estabelecida, pois os parâmetros da diástole inicial e final podem ser influenciados pelo relaxamento miocárdico e pelos componentes precoces do enchimento inicial. Provavelmente, o número de quadros/s disponíveis nos equipamentos atuais não é suficiente para esse registro, especialmente nessa faixa etária⁹. Além disso, as medidas dos componentes diastólicos tiveram pior reprodutibilidade, requerendo investigações futuras.

5.2 Implicações clínicas

A obtenção de um índice regional confiável de contratilidade, não dependente da estimativa visual e que apresenta limitações já bem estabelecidas²², reveste-se da maior importância para a prática clínica. Como se trata de índice derivado do ultrassom, tem caráter não invasivo, podendo ser obtido à beira do leito, em unidades de terapia intensiva ou blocos cirúrgicos, sem os inconvenientes de outras técnicas, como por exemplo, a ressonância magnética.

Outro benefício clínico potencial inerente a essa técnica é a temporização de eventos regionais específicos sistólicos e diastólicos, em segmentos acometidos que possam ser comparados tanto com os marcadores globais dos eventos quanto com os eventos que ocorrem, especificamente, em segmentos normais.

As cardiopatias congênitas, com seu amplo espectro, levando, em alguns casos, a grandes alterações do formato e posição dos ventrículos, fazem com que o método tradicional de avaliação da contratilidade miocárdica seja muitas vezes insuficiente e inadequado.

Tal técnica já vem sendo utilizada para avaliação pré e pós-operatória, especialmente em casos de transposição das grandes artérias e reimplante de coronárias^{23,24}.

Entretanto, verificamos na literatura médica falta de padrões de referência de normalidade em neonatos englobando suas fases inicial e tardia, assim como a definição do papel dos fatores hemodinâmicos e pressóricos na medida destes índices.

Dessa forma, esperamos contribuir para que essa técnica permita uma distinção funcional mais clara e precisa das várias cardiopatias congênitas ou outras condições que afetam o recém-nascido, favorecendo assim a instituição do tratamento clínico ou cirúrgico de forma mais adequada e rápida.

Referências

- Schiller NB, Shah PM, Crawford M, DeMaria A, Devereux R, Feigenbaum H, et al. Recommendations for quantification of the left ventricle by two-dimensional echocardiography. American Society of Echocardiography Committee on standards, subcommittee on quantitation of two-dimensional echocardiograms. *J Am Soc Echocardiogr.* 1989;2(5):358-67.
- Picano E, Lattanzi F, Orlandini A, Marini C, L'Abbate A. Stress echocardiography and the human factor: the importance of being expert. *J Am Coll Cardiol.* 1991;17(3):666-9.
- Sutherland GR, Stewart MJ, Groundstroem KWE, Moran CM, Fleming A, Guell-Peris FJ, et al. Color Doppler Myocardial Imaging: a new technique for the assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr.* 1994;7(5):441-58.
- Miyatake K, Yamagishi M, Tanaka N, Uematsu M, Yamazaki N, Mine Y, et al. New method for evaluating left ventricular wall motion by color-coded tissue doppler imaging: in vitro and in vivo studies. *J Am Coll Cardiol.* 1995;25(3):717-24.
- Fleming AD, McDicken WN, Sutherland GR. Assessment of colour Doppler tissue imaging using test-phantoms. *Ultrasound Med Biol.* 1994;20(9):937-51.
- Gorcsan III J, Gulati VK, Mandarino WA, Katz WE. Color-coded measures of myocardial velocity throughout the cardiac cycle by tissue Doppler imaging to quantify regional left ventricular function. *Am Heart J.* 1996;131(6):1203-13.
- D'hooge J, Rademakers F. Myocardial motion/deformation – principles In: Sutherland GR, Hatle L, Rademakers FE, Claus P, D'hooge J, Bijnens BH. *Doppler myocardial imaging – a textbook.* Leuven: Leuven University Press; 2005. p.9-32.
- Heimdal A. Doppler based ultrasound imaging methods for noninvasive assessment of tissue viability [thesis]. Trondheim:



- Norwegian University of Science and Technology; 1999.
9. Støylen A. Strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. Feasibility, clinical validation and physiological aspects [thesis]. Trondheim: Norwegian University of Science and Technology; 2001.
 10. Heimdal A, Støylen A, Torp H, Skjærpe T. Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. *J Am Soc Echocardiogr*. 1998;**11**(11):1013-9.
 11. Voigt JU, Arnold MF, Karlsson M, Hübbert L, Kukulski T, Hatle L, Sutherland GR. Assessment of regional longitudinal myocardial strain rate derived from Doppler myocardial imaging indexes in normal and infarcted myocardium. *J Am Soc Echocardiogr*. 2000;**13**(6):588-98.
 12. Edvardsen T, Gerber BL, Garot J, Bluemke DA, Lima J, Smiseth O. Doppler derived strain measures myocardial deformation: validation versus magnetic resonance imaging with tissue tagging. *Eur Heart J*. 2000;**21**(Suppl):30.
 13. Kowalski M, Kukulski T, Jamal F, D'Hooge J, Weidemann F, Rademakers F, et al. Can natural strain and strain rate quantify regional myocardial deformation? A study in healthy subjects. *Ultrasound Med Biol*. 2001;**27**(8):1087-97.
 14. Menkes JH, Sarnat HB. Perinatal asphyxia and trauma. In: Menkes JH, Sarnat HB. *Child neurology*. 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2000.p.402-67.
 15. Bland JM, Altman DJ. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986;**1**(8476):307-10.
 16. Sutherland GR, Di Salvo G, Claus P, D'hooge J, Bijnens B. Strain and strain rate imaging: a new clinical approach to quantifying regional myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr*. 2004;**17**(7):788-802.
 17. Mori K, Nakagawa R, Nii M, Edagawa T, Takehara Y, Inoue M, et al. Pulsed wave Doppler tissue echocardiography assessment of the long axis function of the right and left ventricles during the early neonatal period. *Heart*. 2004;**90**(2):175-80.
 18. Weidemann F, Eyskens B, Jamal F, Mertens L, Kowalski M, D'Hooge J, Bijnens B, Gewillig M, Rademakers F, Hatle L, Sutherland GR. Quantification of regional left and right ventricular radial and longitudinal function in healthy children using ultrasound-based strain rate and strain imaging. *J Am Soc Echocardiogr*. 2002a;**15**(1):20-8.
 19. Boettler P, Hartmann M, Wtzi K, Maroula E, Schulte-Moenting J, Knirsch W, et al. Heart rate effects on strain and strain rate in healthy children. *J Am Soc Echocardiography* 2005;**18**(11):1121-30.
 20. Nakanishi T, Okuda H, Kamata K, Abe K, Sekiguchi M, Takao A. Development of myocardial contractile system in the fetal rabbit. *Pediatr Res*. 1987;**22**(2):201-7.
 21. Stopfkuchen H. Changes of the cardiovascular system during the perinatal period. *Eur J Pediatr* 1987;**146**(6):545-9.
 22. Kvitting JPE, Wigström L, Strotmann JM, Sutherland GR. How accurate is visual assessment of synchronicity in myocardial motion? An in vitro study with computer-simulated regional delay in myocardial motion: clinical implications for rest and stress echocardiography studies. *J Am Soc Echocardiogr*. 1999;**12**(9):698-705.
 23. Mertens L, Weidemann F, Sutherland GR. Left ventricular function in abnormal left coronary artery arising from the pulmonary artery pre and post repair: the potential benefits of ultrasound-based regional strain and strain rate imaging. *Cardiol Young*. 2001;**11**(1):79-83.
 24. Eyskens B, Weidemann F, Kowalski M, Bogaert J, Symarkowski S, Bijnens B, et al. Regional right and left ventricular function after the Senning operation: an ultrasonic study of strain rate and strain. *Cardiol Young*. 2004;**14**(3):255-64.