

Sincronização do fluxo sanguíneo cerebral e pressão arterial para cálculos de autorregulação cerebral

L. A. F. Yoshida*, A. S. M. Salinet**, J. Salinet*

*Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil.

**Hospital das Clínicas/FMUSP (Neurologia), São Paulo, Brasil.

e-mail: liandra.ayumify@gmail.com

Introdução: O bombeamento sanguíneo pelo ventrículo esquerdo cardíaco determina o fluxo de sangue ejetado para o corpo, que, por sua vez, possui uma velocidade associada à pressão e à contração do coração. Os sinais de fluxo sanguíneo cerebral bilateral (vFSC) e de pressão arterial (PA), medidos por meio do Doppler Transcraniano e Finometer, oferecem informações dinâmicas da circulação cerebral para cálculo do índice de autorregulação, uma estratégia protetora do cérebro para que variações na pressão não alterem o fluxo sanguíneo cerebral [1]. A avaliação deste mecanismo é feita pela correlação entre as variações da PA e a resposta da vFSC. Mesmo sendo obtidos simultaneamente, estes sinais não estão sincronizados quando visualizados no software de aquisição de dados, prejudicando o processamento e análise de dados pelos clínicos. Este projeto de iniciação científica visou: 1) compreender e caracterizar os sinais de vFSC e PA de pacientes controle e com acidente vascular cerebral (AVC), e 2) implementar 3 métodos de correção do atraso entre os sinais de PA e vFSC obtidos.

Métodos: Foram utilizados sinais de PA e vFSC coletados de forma “simultânea” pelos seus respectivos equipamentos durante 13 min em 7 sujeitos controles e 17 pacientes com AVC (CAPPesq no.126713). Durante a aquisição, os sinais são integrados pelo equipamento Doppler-Box (frequência de amostragem de 100 Hz), no entanto sua sincronização não é garantida. Pré-processamento: os sinais foram filtrados de forma bidirecional com um filtro passa-banda (filtro FIR, ordem 8, entre frequências de 0,5 e 20 Hz) para redução de baixas e altas frequências não fisiológicas (artefatos). (i) Caracterização da PA e vFSC: a caracterização dos sinais consistiu na identificação dos valores mínimos, médios e máximos de vFSC e PA, além de uma análise do padrão morfológico das curvas entre os grupos; (ii) Sincronização entre PA e vFSC: no software *Matlab (R2017a, MathWorks TM, USA.)* foram empregados 3 métodos para cálculo do atraso entre os sinais de PA e vFSC para segmentos variando de 10 s até 13 min, sendo eles: (1) Cálculo da primeira derivada (máx. dPA/dt e $dvFSC/dt$), (2) Utilização da função ‘findpeaks’ para identificação dos pontos fiduciais de PA e vFSC; picos abaixo de 80% do valor máximo de vFSC e distância entre picos menores que 0,5 s foram desconsideradas e (3) Correlação cruzada entre as curvas de PA e vFSC. Para os métodos 1 e 2, a correção do atraso foi implementada batimento-a-batimento, e no método 3 a correção do atraso foi realizada conforme o respectivo tamanho do segmento utilizado.

Resultados: Através da caracterização dos sinais identificou que em sujeitos controles vFSC e PA estão na faixa de 20-100 cm/s e 60-140 mmHg, respectivamente. Pacientes com AVC apresentaram maiores valores de PA sistólica e menores valores de PA diastólica. Os limites de valores e morfologia da vFSC mostraram-se variar de forma significativa e dependente principalmente da severidade do AVC (maior severidade, maior a influência sobre a vFSC) e se o hemisfério analisado é afetado ou não (o hemisfério não afetado apresenta valores semelhantes aos dos sujeitos controles). Os atrasos médios são apresentados na Tabela 1.

Conclusão: Os métodos (1) e (2) identificam pontos fiduciais nas curvas de PA e vFSC (entre batimentos) e a diferença entre eles é corrigida com base na máxima inclinação ou encontro de picos locais, sendo considerados métodos mais precisos. No método (3), as morfologias dos sinais são comparadas em todo segmento analisado de forma a identificar o tempo em que a maior correlação entre os sinais é obtida. Por apresentarem morfologias completamente diferenciadas, quando submetidos a este método, os atrasos detectados tornam-se menos precisos. Do ponto de vista tecnológico, o atraso deveria se apresentar constante, pois a correção é feita pelo equipamento; pequenos atrasos podem estar relacionados com alterações morfológicas das curvas de PA e vFSC durante o AVC, porém, não devem ser tão significativos a ponto de afetar também as análises de pós-processamento em autorregulação cerebral e diagnóstico clínico.

Referências: [1] Salinet, ASM, Panerai RP, Robinson TG (2014) The longitudinal evolution of cerebral blood flow regulation after acute ischaemic stroke. *Cerebrovasc Dis Extra*; 4(2):186-97.

Método	Atraso médio (s)		
	Geral	AVC	Controle
1	0,15	0,17	0,10
2	0,12	0,12	0,11
3	0,5	0,61	0,32

Tabela 1. Atraso médio detectado em cada um dos métodos aplicados.