



DESENVOLVIMENTO DE UM CIRCUITO HOWLAND DE ALTA PRECISÃO PARA BIOIMPEDÂNCIA

Kaue Felipe Morcelles¹, Vinícius Grando Sirtoli,² Pedro Bertemes Filho³

¹ Acadêmico(a) do Curso de Engenharia Elétrica CCT - bolsista PROBIC/UDESC

² Acadêmico do Curso de Engenharia Elétrica – CCT

³ Orientador, Departamento de Engenharia Elétrica CCT – pedro.bertemes@udesc.br

Palavras-chave: Bioimpedância. Fonte Howland. Espectroscopia.

Este trabalho teve como objetivo principal o desenvolvimento de uma fonte de corrente Howland de alta precisão, para aplicação biomédica, trabalhando com frequências acima de 1 MHz. O projeto de um circuito com tais características se justifica pelo baixo desempenho das fontes Howland disponíveis na literatura em altas frequências, devido capacitâncias parasitas que degradam a impedância de saída. Por causa disso, projetistas de sistemas de bioimpedância normalmente utilizam fontes de tensão para excitação em altas frequências, porém fontes de corrente permitem um controle muito maior sobre a corrente elétrica injetada, possibilitando resolução máxima mantendo segurança do tecido.

Foi realizada uma revisão bibliográfica exaustiva sobre circuitos para medição de bioimpedância, comparando as vantagens entre fontes de tensão e fontes de corrente, seguido de comparação entre fontes de correntes disponíveis na literatura e por fim análise de diversas configurações diferentes de fonte Howland. A partir deste estudo, foi possível obter um panorama geral do estado da arte, dos princípios de funcionamento e limitações dos circuitos estudados. Após esta etapa, dividiu-se o circuito a ser projetado em *núcleo* e *circuito auxiliar*.

O *núcleo* consiste no circuito Howland em si, que as análises na literatura levaram a analisar a Fonte Howland Modificada (FHM), que é uma topologia clássica, e a Fonte Howland Modificada com *Buffer* da Realimentação Positiva (FHMP). Equações encontradas na literatura, modificadas neste trabalho para aumentar acurácia, descrevendo a transcondutância, impedância de saída, excursão máxima e ruído serviram para criar um modelo matemático do circuito. A partir deste modelo e de comparações por simulação foi possível concluir que o aumento máximo teórico no desempenho proporcionado pelo *buffer* adicional da FHMP não é o suficiente para justificar aumento de complexidade e custo ao acrescentar um segundo amplificador no sistema, que acrescenta mais ruído e componentes parasitas. Assim, a FHM foi escolhida para o núcleo.

O *circuito auxiliar* corresponde à circuitaria utilizada para melhorar as características do *núcleo*. Na revisão da literatura foram analisados os circuitos NIC (*Negative Impedance Converter*), GIC (*Generalized Impedance Converter*), configuração *Bridge*, e *buffers* de corrente

utilizando *Current Conveyors* e circuitos *Load-in-the-Loop*. Destes, escolheu-se o *buffer* de corrente *Load-in-the-loop* devido o grande aumento gerado na impedância de saída em uma banda larga de frequências e aumento na excursão. Equações, descrevendo a banda, impedância de saída e excursão, foram desenvolvidas para verificar aumento teórico no desempenho.

Para projetar o circuito utilizou-se um modelo matemático previamente desenvolvido do *núcleo* e *circuito auxiliar* para desenvolver um algoritmo em MATLAB 2009 que encontre a relação de resistores que possibilita maior impedância de saída, baseando-se nos amplificadores utilizados e especificações de projeto. O processo foi realizado tanto para a topologia de fonte Howland escolhida (nomeada neste trabalho como FHMLL) quanto para a FHM, a fim de comparar a melhoria e desempenho. Simulações em PSPICE 16.0 comprovaram a eficácia do algoritmo dentro das limitações do modelo matemático, porém mostraram que a capacitância de entrada do amplificador do circuito auxiliar gera um pico de transcondutância em alta frequência. Para reduzir este efeito foi projetado um compensador RC em paralelo com a carga capaz de ser regulado experimentalmente para obter uma banda lisa. As simulações foram realizadas com quatro cargas diferentes no intervalo, e os resultados são mostrados na tabela da Figura 2. O circuito projetado é mostrado na Figura 1.

Por fim os circuitos foram montados em placa de circuito impresso e testados nas mesmas condições da simulação, utilizando o amplificador AD825. É importante ressaltar que a impedância de entrada das ponteiras do osciloscópio TEKTRONIX utilizado, conforme previsto em simulações, interfere fortemente no desempenho do circuito, onde o compensador deve ser calibrado considerando as ponteiras de medição. Porém os dados na tabela da Figura 2 demonstram melhoria significativa no desempenho, comprovando que a topologia funciona dentro das limitações da bancada. Nesta tabela, Transcondutância (tomada em 50 kHz) e Banda são medidas utilizando resistor de 560Ω na saída, $\text{Erro}_{\text{Máx}}$ é o erro da corrente de saída, em relação ao valor previsto pela transcondutância, para cada carga citada para frequências de até 3MHz, e $R_{\text{Máx}}$ é o valor de máximo de carga em que a fonte de corrente opera linearmente.

Conclui-se que o circuito proposto gerou melhoria significativa no desempenho e pode auxiliar no desenvolvimento de sistemas de bioimpedância mais precisos em alta frequência. Mais estudos devem ser feitos na calibração do compensador, para chegar ao ponto ótimo do circuito, porém a prova de conceito necessária foi obtida neste trabalho.

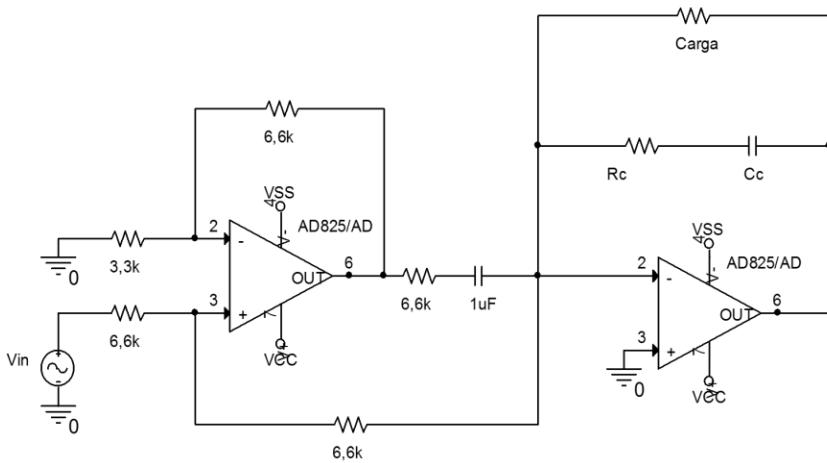


Fig. 1 Circuito proposto. Os valores de C_c e R_c do compensador dependem da calibração.

Circuito	FHM	FHMLL
Transcondutância (50 kHz)	0,3045mS	0,3042mS
Banda (3dB)	5 MHz	7 MHz
$\text{Erro}_{\text{Máx}}$ (Carga=560 Ω)	13,07%	1,05%
$\text{Erro}_{\text{Máx}}$ (Carga =1 kΩ)	20,98%	0,88%
$\text{Erro}_{\text{Máx}}$ (Carga =2,2 kΩ)	41,98%	0,91%
$\text{Erro}_{\text{Máx}}$ (Carga =5,6 kΩ)	69,15%	10,38%
$R_{\text{Máx}}$	1,6kΩ	7,0kΩ

Fig. 2 Tabela de resultados experimentais.