



ESTIMULADOR DE ALTA INTENSIDADE PARA ESTUDO DE LETALIDADE DE MIÓCITOS CARDÍACOS

E.S. Bortolazzo^{1*}, P.X. Oliveira^{1*}

¹ Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Unicamp, Campinas, Brasil

* ebortolazzo@ceb.unicamp.br

Contexto, Motivação e Objetivos A aplicação de um campo elétrico externo (E) é o único procedimento efetivo para reverter quadros de fibrilação ventricular, sendo a taxa de sucesso deste procedimento diretamente relacionada com a intensidade, duração e forma de onda do estímulo. Apesar de estudos terem demonstrado uma maior eficiência da estimulação bifásica e/ou multidirecional em relação à monofásica, ainda não há um consenso entre o uso da forma de onda exponencial (BTE, de *biphasic truncated exponential*) ou da retilínea (BR, de *biphasic rectangular*). Apesar de estudos clínicos indicarem eficiência semelhante na desfibrilação com BTE e BR, outros estudos demonstram que embora o E limiar de estimulação para o BTE seja maior em células isoladas, os efeitos indesejados são menores. Nosso grupo vem estudando a morte celular de miócitos ventriculares isolados de ratos devido ao E, evento relacionado à eletroporação, e a comparação do E letal entre a BTE e BR poderia melhorar a compreensão deste fenômeno. Entretanto, os estimuladores de alta intensidade disponíveis na academia tipicamente utilizam apenas forma de onda BTE devido à simplicidade do projeto elétrico. Adicionalmente, estimuladores BTE podem não ser tão precisos para pesquisa básica, visto que a tensão fornecida à carga varia ao longo da aplicação, levando a um erro do cálculo do E. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um canal de um estimulador elétrico de alta intensidade com pulso retilíneo (50 a 800 V, 250 Ω s, 5 ms), colaborando com pesquisas emergentes e adicionando maior precisão na estimativa do E.

Métodos. O diagrama de blocos do estimulador desenvolvido neste trabalho está apresentado na figura 1. O projeto do estágio de saída consiste em um conversor *buck* cuja fonte é o capacitor de 194 μ F (C1). Este elemento é pré-carregado com um conversor *flyback* até atingir 2.000 V a partir de uma fonte de tensão de 170 V. Para implementação do estágio *flyback*, um MOSFET-N1 foi chaveado utilizando a técnica de *PWM* a 20 kHz/20% por meio do micro-controlador (dsPIC30f4013) via interrupções. Um circuito de proteção em tempo real de sobre-corrente e sobre-tensão medeia esse chaveamento, bloqueando o chaveamento caso seja detectado uma falha. Finalizada a carga de C1, o conversor *buck* é utilizado como um estágio controlado abaixador de tensão, recortando a tensão fornecida por C1 e aplicando na carga alvo um pulso de tensão retangular selecionada pelo usuário de até 800 V. Para implementação da topologia desse estágio foi utilizado um MOSFET-N2 chaveado a 20 kHz pelo dsPIC30f4013. Um indutor de 10 mF e um capacitor de 1 μ F foram projetados para que o *buck* operasse no modo de condução contínua. Por meio do controle da largura do pulso é possível aplicar um pulso retangular (retilíneo) na carga alvo com a amplitude desejada. Tal controle é realizado pelo dsPIC30f4013 utilizando interrupções, e a relação entre a largura do pulso e a tensão de saída é obtida por meio de uma linearização por partes. Para permitir a descarga da energia residual em C1, um estágio de descarga foi implementado por meio de um relé e um resistor de 5 k Ω .

Resultados. A relação entre a tensão de saída e a tensão desejada foi linear, com um erro máximo de 8 V para pulsos de alta intensidade. O *slew-rate* do pulso de saída foi de 5 V/ μ s. Um exemplo de

pulso de saída, com 400 V, é apresentado na figura 2. O tempo de subida para esse pulso foi igual 90 μ s, e o *ripple* igual a 10 V de pico. O maior *ripple* ocorre para a tensão de saída máxima (800 V) e é igual a 15 V. O valor da regulação de linha neste ponto foi máxima e igual a 20 V ou 2,5%. Nesta mesma situação observou-se o maior *overshoot*, de 150 V e 30 μ s. Para pulsos de intensidade menor que 100 V, o erro máximo da tensão eficaz aplicada foi de 4%. Para o estágio do conversor *flyback* obteve-se uma potência de saída máxima igual a 150 W, como o tempo de pré-carga menor que 6 s.

Discussão e Conclusões. O projeto foi baseado em fontes chaveadas, o que representou uma eficiência muito maior, se comparado com transformadores tradicionais, além de menor volume e peso. O estimulador desenvolvido cumpriu o objetivo de aplicar pulsos retilíneos de alta intensidade com um erro máximo de 1% do valor eficaz. A variação de linha e o *ripple* na saída estão dentro de valores aceitáveis para um estimulador elétrico de alta intensidade. O *overshoot* observado, embora de curta duração, poderá ser reduzido com o uso de técnicas de controle. Por fim, o controle oferecido pelo dsPIC30f4013 permitiu um processo de carga e descarga rápidos e seguros. O próximo passo deste trabalho será replicar o canal desenvolvido para gerar pulsos bifásicos ou multidirecionais, e então realizar experimentos em células cardíacas isoladas.

Figura 1: Diagrama de blocos do estimulador de alta intensidade.

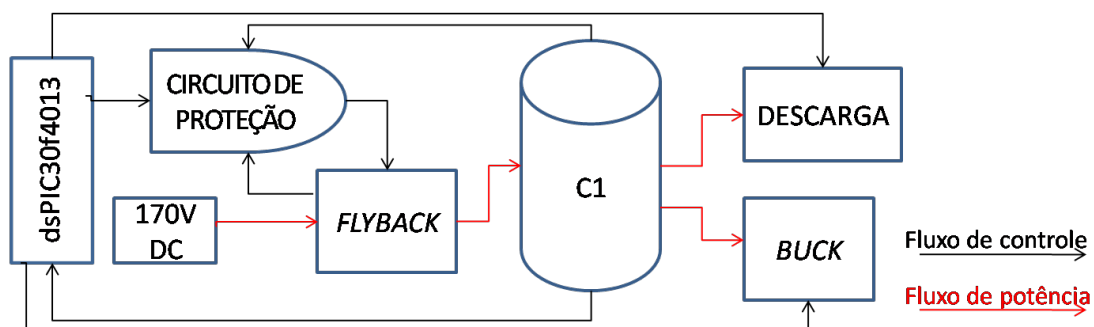
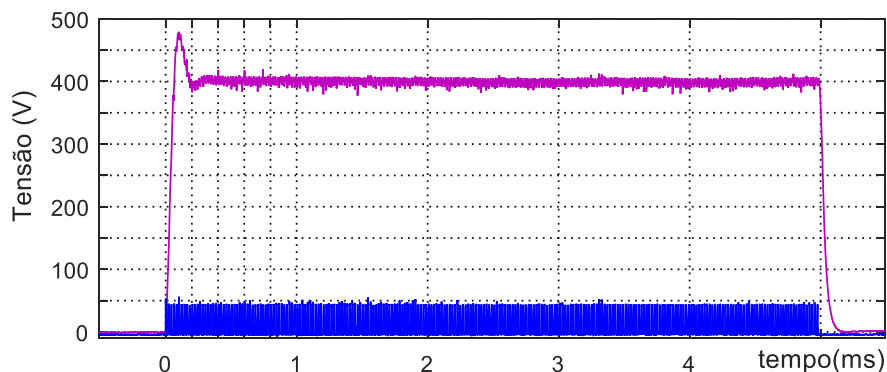


Figura 2: Forma de onda de saída do estimulador. Em rosa, pulso de saída com valor nominal de 408.6 V. Em azul, pulso de chaveamento com 20 kHz largura de pulso de 20%.



Agradecimentos. Unicamp; CAPES.

Palavras-chave. Estimulador; desfibrilador; retilíneo; campo elétrico; miócitos.