

통증 완화 치료기용 인체 부하 변동에 따른 피드백 제어가 가능한 고주파 회로 설계

High Frequency Circuit Design using Feedback Control with Body Load Fluctuation for Pain Relief Therapy

박철원[†] · 원철희^{*}
(Chul-Won Park · Chul-Hee Won)

Abstract - High frequency system has been used for the purpose of skin care and obesity treatment, by high-frequency energy is applied to the human body generates deep heat. Conventional high frequency system could not selection control by depending on the body load fluctuations. Such as burns and side effects have been reported by system instability and then therapeutic effect is insufficient. During treatment, objective information about the status of the patient was no. Because of treatment methods are subjective, and so tailored treatments were impossible. In this paper, high frequency medical system with sinusoidal frequency characteristics without distortion of the Push pull switching scheme for pain relief therapy was designed. And control circuit that was designed by feedback using the output changes according to the body-load fluctuation. Last, power circuit for efficient control the heat generated from the hardware was proposed.

Key Words : Body load fluctuation, Deep heat, Feedback, High frequency energy, Medical system, Push pull switching, Sinusoidal frequency, Tailored treatments, Therapeutic effect

1. 서 론

무릎 관절염과 같이 통증을 수반하는 질환들은 일상 생활에서 흔히 발생하는데 대부분의 환자는 노인 계층이다. 세계적으로 노인 인구는 급격히 증가하고 있는 추세인데 이에 따라 보다 안정적이고 치료의 효과를 높일 수 있는 개선된 통증 완화 치료기가 필요하다. 국내 2010년도 기준 관절염 치료 시장 규모는 약 4,000억 원으로 예상되는데 이와 관련된 의료 서비스 수요 증가로 인한 통증 완화 치료기기 시장의 확대가 기대되고 있다[1,2].

고주파 시스템은 고주파 에너지를 인체에 가하여 심부열을 발생시켜 피부 미용 및 비만 치료의 목적으로 사용되어 왔다. 종래의 고주파 시스템은 TR, FET 소자를 0.1~1MHz 까지 스위칭 하여 고주파를 발생시켜 인체 치료에 적용하였다. 그런데 효율이 좋지 않고 기기 내부 스위칭소자나 수동 소자로부터 열축적과 과부하의 문제로 잦은 고장의 원인이 되고 있었다. 대부분의 고주파 시스템은 일정한 대역의 주파수를 양극의 금속 전극을 통하여 인체에 인가하여 심부 발열을 유도하는 장치로 부하 변동에 따른 선택적 제어가 불가능하였다. 이에 따라 시술자의 주관적인 판단과 환자의 반응을 살펴서 치료의 강도, 방법, 그리고 치료 시간이 정해지는 아날로그 식 치료가 이루어졌다[1,3]. 또 종래의 고주파 시스템은 시스템의 불안정으로 화상과 같은 부작용 등이 보고되었고 치료 효과도 미흡하였다. 더욱이 치료시 환자의

상태에 대한 객관적인 정보가 없고 이에 따른 치료 방법이 주관적이라 맞춤형 치료는 불가능하였다[4].

따라서 본 논문에서는 열의 효율적 제어와 인체 부하 변동에 따른 피드백 제어가 가능한 고주파 회로를 설계 제작한 후 시험하였다. 연구 내용을 요약하면, 첫째, 푸시풀 스위칭 방식의 정현 주파수 특성을 갖는 고주파 발생 회로를 설계하였고[5~8] 둘째, 부하 변동에 따른 가변적 출력을 피드백하여 제어해주는 회로를 설계하였다[9,10]. 셋째, 300W급 SMPS를 이용하여 최적의 출력 안전성을 갖는 전력 회로를 개발하였으며[11~13] 끝으로 각각의 하드웨어로 부터 발생된 열의 효율적 제어를 위한 전력 회로를 설계하였다.

2. 피드백 제어가 가능한 고주파 회로 설계

2.1 MAIN CPU 및 소프트웨어

Main CPU 보드는 ARM코어 기반의 32bit ARM-Cortex-m 시리즈 CPU를 중심으로 설계(8bit 4ch DAC/ADC, PWM)하였다. 이 CPU를 선정함으로써 저가격(5,000원), 고성능(72MHz, 1.25DMIPS/MHz)을 기대할 수 있었으며, 개발 환경 및 소프트웨어 호환성을 확보하였다. 스위칭 회로의 1차측 전류, 2차측의 전압을 비교하여 고주파 전력 제어 신호를 통해 전류량 비교 데이터를 기반으로 SMPS의 입력 전압을 제어하였다. 또 신뢰성이 향상된 스위칭 소자 및 주변 전자 부품의 전류 변화에 따른 Fan 속도 제어를 통한 온도 변화 제어를 통해 PWM 방식을 이용한 구형파 400~500KHz를 발생시키는 Duty 가변용, 전자파 간섭을 감안한 디지털 가변 회로를 설계(MCP4551-8bit : 257Steps) 하였다.

표 1은 Main CPU 회로의 세부 항목과 그 제원을 나타내었다. 그림 1은 Main CPU 회로를 나타내었다.

[†] 교신저자, 종신회원 : 강릉원주대학교 전기공학과 교수 · 공박
E-mail : cwpark1@gwnu.ac.kr

^{*} 정 회 원 : (주)에너지플러스 연구개발팀장 · 공석
접수일자 : 2013년 1월 21일
최종완료 : 2013년 2월 21일

표 1 메인 CPU 회로의 세부 항목과 제원

Table 1 Detailed item specifications of main CPU circuit

세부 항목	제원
MAIN CPU	STM32F103RDT6
FLASH Program Memory (14-bit words)	256 to 512 Kbytes
Data Memory(bytes)	1538 × 8 byte
I/O Ports	51/80/112 I/Os
Interrupts	16 External interrupt
Etc.	USB, CAN, 11timers, 3ADCs

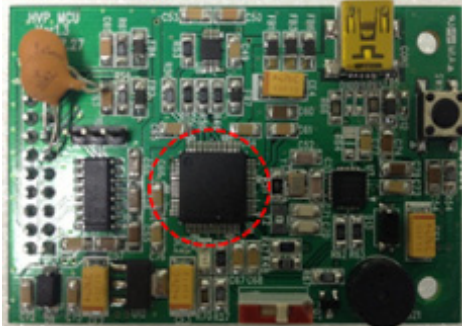


그림 1 메인 CPU 회로
Fig. 1 Main CPU circuit

2.2 부하에 따른 피드백 제어 고주파 발생 회로

부하에 따른 피드백 제어 고주파 발생 회로를 위하여 FET 스위칭 소자를 이용한 고효율 공진 발진 회로를 구성하였고 스위칭 소자 전압 손실의 보정을 위한 회로의 개발로 알고리즘에 의한 정현파 구현함으로써 안정화 기능을 개선하였다. 부하에 따른 역기전력에 대한 스너버 보호회로 및 높은 효율의 피드백 회로를 설계하였고 출력단, 신성근 자극전류(스파크) 제거용 전류 필터를 설계하였다.

부하 임피던스 값의 변화를 센싱하여 피드백 시스템을 통한 정확한 정현파를 구현하였고 최종 출력 미세 신호를 피드백 회로를 통해 최초 디지털부의 구형파 Duty비 제어가 가능한 회로를 구현하였다.

그림 2는 피드백 제어가 가능한 고주파 발생 회로를 나타내었다.

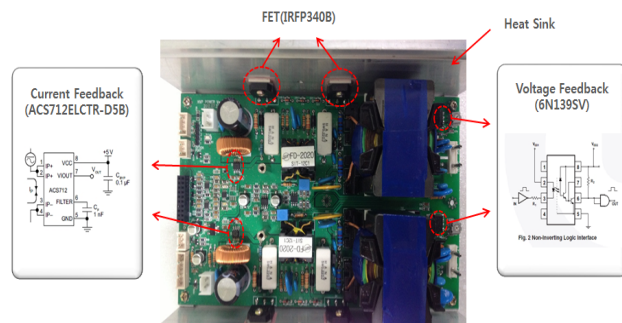


그림 2 피드백 제어가 가능한 고주파 발생 회로
Fig. 2 High-frequency circuit using feedback control

그림 3은 신호 발생기와 통신 소자, 개발용 USB 회로가 포함된 Main CPU 회로도의 블럭도를 나타내었다. 그림 4는 인체 부하 변동에 따라 전압과 전류를 피드백 제어하여 고

주파를 발생시키는 고주파 회로도의 블럭도를 나타내었다. 그림 5는 전원 제어 회로도의 블럭도를 나타내었다.

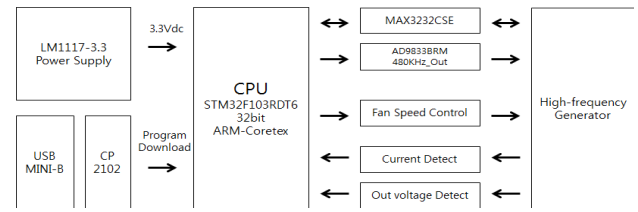


그림 3 메인 CPU 회로도의 블럭도
Fig. 3 Block diagram of main CPU schematic circuit

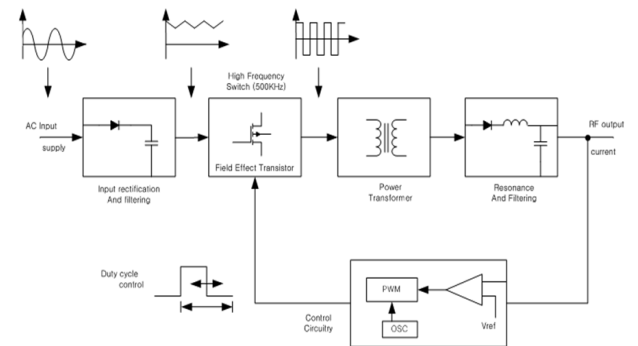


그림 4 고주파 발생 회로도의 블럭도
Fig. 4 Block diagram of high-frequency generating schematic circuit

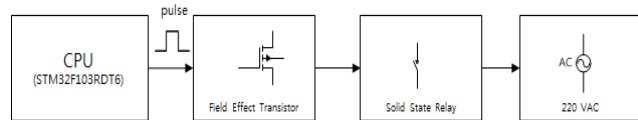


그림 5 전원 제어 회로도의 블럭도
Fig. 5 Block diagram of power source control schematic circuit

2.3 기술 개발 전·후 비교

그림 6은 기술 개발 전의 제품 사진과 기술 개발 후의 제

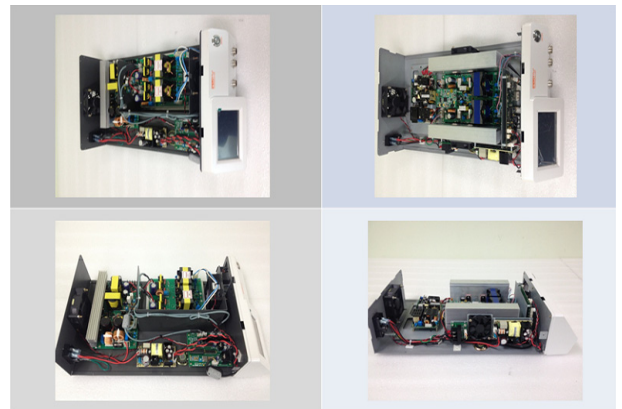


그림 6 기술 개발 전후의 비교
Fig. 6 Comparison of before and after in technology development

품 사진을 비교하여 나타내었다. 기존의 제품은 고정된 고조파를 발생시켰던 반면에 기술 개발을 통해 개선된 제품은 인체 부하 변동에 따라 가변된 고조파를 발생시킬 수 있는 장점을 가지고 있다. 그림 6의 왼쪽이 기술 개발 전의 제품을 오른쪽이 기술 개발 후의 제품 사진을 나타내었다.

3. 실험 및 결과

3.1 부하 변화에 따른 수집된 전압, 전류 데이터

그림 7은 인체 부하 변화에 따른 테스트 장면을 나타내었다. 표 2와 표 3에는 각각 부하 변동 제어에 의한 입력 전류 피드백 평균 데이터와 부하 변동 제어에 의한 출력 전압 피드백 평균 데이터를 나타내었다. 이는 피드백 제어의 평가 기준으로 사용할 수 있다.

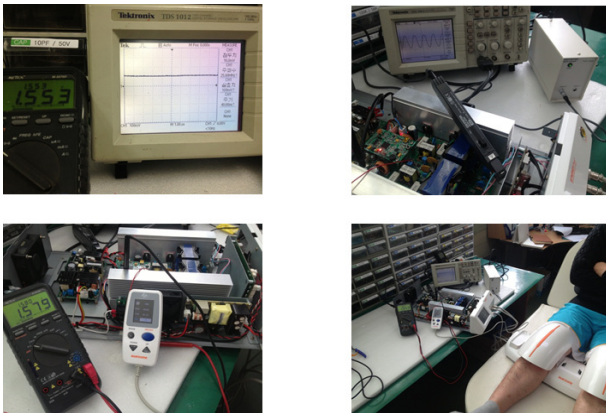


그림 7 부하 테스트와 전압 전류 데이터 수집

Fig. 7 Load test and voltage current acquisition

표 2 부하 변동 제어에 의한 입력 전류 피드백 평균 데이터

Table 2 Input current feedback average data by body load fluctuation control

파워 (단계)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
전류(A)	0	0.01	0.01	0.01	0.02	0.02	0.02	0.03	0.08	0.2
파워 (단계)	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
전류(A)	0.24	0.43	0.52	0.56	0.60	0.64	0.67	0.70	0.73	0.76
파워 (단계)	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
전류(A)	0.79	0.82	0.84	0.87	0.89	0.92	0.94	0.96	0.97	0.98
파워 (단계)	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40
전류(A)	0.99	0.99	1	1	1	1.01	1.01	1.02	1.02	1.03
파워 (단계)	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50
전류(A)	1.03	1.05	1.08	1.11	1.15	1.24	1.30	1.38	1.45	1.53

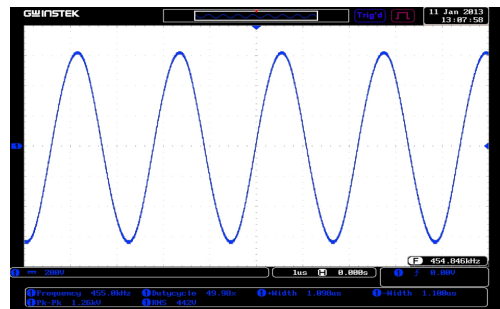
표 3 부하 변동 제어에 의한 출력 전압 피드백 평균 데이터

Table 3 Output voltage feedback average data by body load fluctuation control

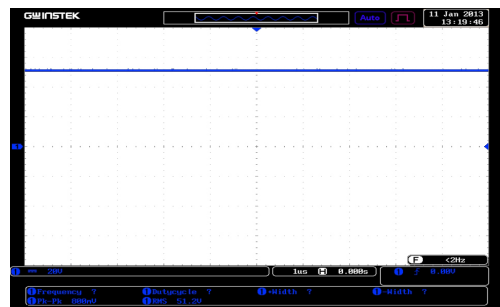
파워 (단계)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
전압(V)	0	0	0	0	0	0.01	0.01	0.01	0.01	0.07
파워 (단계)	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
전압(V)	0.1	0.27	0.33	0.39	0.45	0.5	0.54	0.56	0.62	0.67
파워 (단계)	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
전압(V)	0.73	0.78	0.87	0.91	0.99	1.02	1.05	1.10	1.13	1.16
파워 (단계)	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40
전압(V)	1.19	1.2	1.21	1.24	1.26	1.27	1.28	1.3	1.31	1.31
파워 (단계)	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50
전압(V)	1.32	1.35	1.44	1.45	1.46	1.47	1.49	1.5	1.51	1.55

3.2 각 부분의 신호 분석

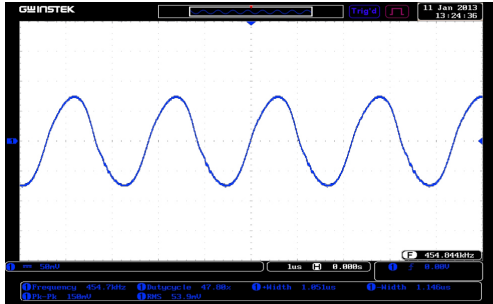
그림 8은 출력 파형과 입력 직류 전압, 출력 전류 파형 (0.1V/A), 전압과 전류의 위상차를 나타내었다. 그림 8의 (a)로부터 주파수가 455KHz임을 알 수 있다. (b)로부터 입력 전압은 51.2Vdc임을 알 수 있다. (c)와 (d)로부터 전압은 440V, 전류는 539mA, $\cos 76.9^\circ = 0.227$ 이므로 소비 전력은 $51.24 \text{ W} \times 2ch = 102.48 \text{ W}$ 임을 알 수 있다.



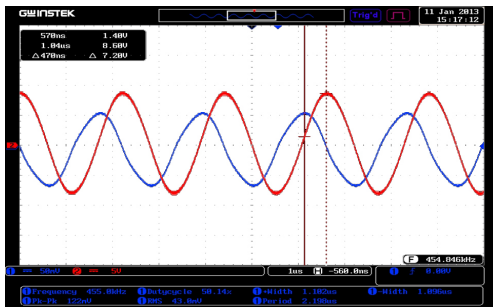
(a) 출력 파형
(a) Output signal



(b) 입력 전압
(b) Input voltage



(c) 출력 전류 파형 (0.1V/A)
(c) Output current signal (0.1V/A)



(d) 전압과 전류의 위상차
(d) Phase angle difference of voltage and current

그림 8 각 부분의 신호

Fig. 8 Signals of each part

3.3 동작 환경 온도

자체 현장 실험을 통해 영하 -10 ~ 25°C 까지 필드 테스트 하였으나 이상이 없었다. 향후 추후 제품 품목 허가 진행 과정에서 영상 50°C 까지의 성적서를 보완, 대체할 예정이다. 본 연구에서는 일반적인 동작 환경 시험을 수행하였으나 큰 무리는 없을 것으로 예상된다.

4. 결 론

본 논문에서는 첫째, 용량성 전류 통전 방식에 전극을 인체인가 부하 변동에 따른 가변적 출력을 피드백하여 전력 제어 회로(DC power (Tr 1차측) 0.2~1A, AC power(Tr 2차측) (0~5V) 400~500kHz) 및 알고리즘을 설계하고 구현하였다. 둘째, FET 푸시풀 스위칭 방식의 컨버터, 정현 주파수 특성을 갖는 고주파 발생 회로 및 전력 회로를 개발하였다. 셋째, 최적의 출력 안전성을 갖는 SMPS(300W, 55V, 6A)를 활용하였다. 넷째, 신뢰성 향상을 위해 하드웨어로부터 발생된 열의 효율적 제어를 위한 회로 설계 및 온도 피드백 기법을 적용하였다.

향후 사지 관절 치료기, 척추 치료기, 무릎 관절 치료기, 재활 치료기 등의 통증 완화 치료기의 핵심 기술로서 치료 목적에 맞는 주변 품을 개발하여 다른 시스템과 연결하면 다양한 분야에 적용 가능할 것으로 여겨진다. 또한 보조기의 목적과 병증의 치료 및 부분적 비만치료 등 활용도가 무한할 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 2012년도 산학협력선도대학(LINC) 육성사업 기술개발과제의 재원으로 교육과학기술부의 지원을 받아 수행한 과제의 일부입니다.

참 고 문 헌

- [1] 박철원, 임석원, 원철희, “인체부하 변동에 따른 피드백 제어 고주파회로 설계의 소개”, 대한전기학회 산업전기위원회 추계학술대회 논문집, pp. 69~76, 2012. 10.
- [2] Parker, MG, et al, “fatigue response in human quadriceps femoris muscle during high frequency electrical stimulation”, J Orthop Sports Phys Ther 7:145, 1986.
- [3] 정종진, “심부투열용 가변형 고주파 발생장치에 관한 연구”, 부산대학교 석사논문, 2006년 2월.
- [4] 박철원, 임석원 외, “인체부하 변동에 따른 피드백 제어가 가능한 고주파 회로 설계”, 산학협력선도대학(LINC) 육성사업 기술개발과제 결과보고서, pp. 1~26, 2013. 1.
- [5] 김희준, “스위칭 전원의 기본 설계”, 성안당, 2011. 5.
- [6] 백수현, 김영석, 김희준, “전력전자공학”, pp. 415~505, 교보문고, 2011.
- [7] 직업능력개발교재위원회, “반도체회로”, pp. 228~273 성안당, 1993. 5.
- [8] W. McMurray, “Selection of snubber and clamps to optimize the design of transistor switching converters”, IEEE Transactions on Industry Applications, Vol. IAI6, No. 4, pp. 513-523, 1980.
- [9] 박선호, 오영환 “실전 ARM Coretex-M3 시스템 프로그래밍 완전정복 I”, D&W Wave, 2010. 12.
- [10] 박선호, 오영환 “실전 ARM Coretex-M3 시스템 프로그래밍 완전정복II”, D&W Wave, 2011. 2.
- [11] 김성철, “고밀도 고전압 전원장치용 고주파 펄스 변압기 설계와 응용”, 영남대 대학원 박사논문, 2005년 8월.
- [12] 방영호, “X-Ray용 고주파 공진형 인버터의 디지털제어회로의 적용 연구”, 동서대학교 석사학위 논문, 2001년 12월.
- [13] Peter Resca, Dave Murray, “Evolving Standards Reshape Medical Power Supplies”, Power Electronics Technology 2007.
- [14] 식품의약품안전청, “의료기기의 전자파 안전에 관한 공통기준 규격”, 고시 제2009-54호.
- [15] 식품의약품안전청, “의료기기의 전기·기계적 안전에 관한 공통기준규격 개정”, 고시 제2011-77호.

저 자 소 개



원 철 희 (元 鐵 喜)

1982년 9월 30일생. 2008년 한라대학교 전기·전자공학과 졸업. 2012년 한라대학교 정보산업대학원 전기·전자공학과 졸업(공석). 2011년~현재 (주)에너지플러스 연구개발팀 팀장.

Tel : 033-735-7684

Fax : 033-735-7685

E-mail : wch5511@naver.com



박 철 원 (朴 哲 圓)

1961년 8월 13일생. 1988년 성균관대학교 전기공학과 졸업. 1996년 성균관대학교 대학원 전기공학과 졸업(공박). 1989년~1993년 금성산전연구소 주임연구원. 1993년~1996년 프로컴시스템 기술연구소 선임연구원. 1993년~1997년 성균관대학교 전기전자 및 컴퓨터공학부 강사. 1997년~2007년 강릉원주대학교 전기공학과 전임강사, 조교수, 부교수. 2007년~현재 강릉원주대학교 전기공학과 교수.

Tel : 033-760-8786

Fax : 033-760-8781

E-mail : cwpark1@gwnu.ac.kr