

정 전류원을 이용한 전기
치수(齒髓)검사기의 개발

연세대학교 대학원
생체공학협동과정
전기전자공학전공
김 재 성

정 전류원을 이용한 전기
치수(齒髓)검사기의 개발

지도 김 덕 원 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2003년 12월 일

연세대학교 대학원

생체공학협동과정

전기전자공학전공

김 재 성

김재성의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2003년 12월 일

감사의 글

먼저 많은 가르침과 본 논문이 완성되기까지 세심한 지도와 아낌없는 배려를 베풀어 주신 김덕원 교수님께 감사드립니다. 논문의 세세한 부분까지 지도해 주신 남택상 교수님, 자상한 지도와 많은 가르침을 주신 이승종 교수님께 감사드립니다. 그리고 대학원에서 많은 애정으로 지도해주신 서활, 김남현, 유선국, 박종철 교수님께 감사드립니다. 공대에서 들었던 이충용, 윤홍일, 서대식, 김은태, 별루 교수님의 흥미로운 강의들이 참 기억에 남습니다. 항상 저희입장에서 생각해 주시는 안덕선, 송철규 교수님 감사합니다. 또한 학부 때부터 많은 가르침을 주신 강곤, 이수열, 이정환, 탁계래, 엄광문, 김경섭, 이봉수, 정순철 교수님 감사합니다. 여기까지 올 수 있도록 많이 격려해 주고 따뜻한 가르침을 주신 창용형, 수찬형, 기창형 다 선배님들 덕분입니다. 감사합니다. 그리고 같이 대학원 생활하며 동고동락한 선희, 철수, 준희 수고 많았다. 너희들 사랑과 노력에 힘입어 잘 마무리 할 수 있어 정말 고맙구나. 같이 졸업하게 되는 경하형, 동욱형, 혜정, 민섭, 세동씨 축하합니다. 그리고 김종찬 박사님, 동희형, 봉주형, 기식형, 승훈형, 석명형, 동근형, 계동, 준씨, 병수, 호현씨, 재민씨, 유석씨, 선영누나, 정숙누나 함께 해주셔서 감사합니다. 학부 때부터 친하게 지내며 힘들 때 많은 애정으로 보듬어주신 민규형, 기웅형, 병훈형, 영환형, 계혁형, 성민형, 영택, 자중, 익현, 근보, 상철, 익철승, 동근, 동현, 형도, 명현, 성훈, 영목에게 감사드립니다. 나의 동네 친구들 일민, 승수, 석관, 동우, 건효, 석원, 재호 지금껏 지켜온 우리들의 뜨거운 우정에 술한잔 올린다.

그리고 제가 태어나길 간절히 원하셨지만 절 보시지 못한 할아버지, 지금껏 어려움 없이 열심히 공부할 수 있도록 무한한 사랑을 주신 외할아버지, 외할머니 머리 숙여 감사드립니다. 못난 놈 뒷바라지로 정말 고생 많으신 아버지, 어머니 사랑합니다. 그리고 재형아 난 너와 형제라 참 좋다. 그리고 저를 많은 애정으로 바라봐 주시고 가르침을 주신 모든 분께 감사드립니다.

2003년 12월

드림

차 례

그림 차례	iii
표 차례	v
국문 요약	vi
제 1 장 서론	1
1.1 치수 검사	1
1.1.1 치수의 생리학적 구조	1
1.1.2 임상 진단법	2
제 2 장 본 론	5
2.1 전기 치수 검사	5
2.2 전기 치수 검사기 특성	8
2.2.1 파형 (waveform)	8
2.2.2 펄스 폭 (pulse duration)	8
2.2.3 전극 법	9
2.2.4 정 전류원 자극	10
2.2.5 정 전류 범위	11
2.2.6 전류의 세기	12
2.2.7 자극 파형의 주파수	12
2.3 시스템의 구현	14
2.3.1 전체 구성	14
2.3.2 PIC BASIC microcontroller	15
2.3.3 자극 파형의 제어	16
2.3.4 윈도우 (window) 파형 제어	16
2.3.5 버스트 (burst) 출력 제어	18
2.3.6 ICL 8038을 이용한 버스트 파형(burst wave) 발생	19
2.3.7 MPY 100을 이용한 파형의 곱셈 연산	21
2.3.8 전류 안정 회로 (current stabilize circuit)	24

2.3.9 정 전류 (constant current)의 구현	24
2.3.10 정 전류 특성 결정을 위한 R_s 설정	26
2.3.11 전압원 (voltage source)	26
2.3.12 전류 자동 증가와 증가 속도 제어	27
2.3.13 7 segment를 이용한 역치 값의 display	28
2.3.14 전기적 안전	28
2.3.15 PCB (Print Circuit Board)	29
제 3 장 실험 및 결과	30
3.1 정 전류 검증	30
3.1.1 부하 저항의 가변 실험	30
3.1.2 치아 모델을 이용한 기존 검사기와 비교 실험	32
제 4 장 고찰	41
참고문헌	43
Abstract	46

그림 차례

그림 1	치아의 해부학적 구조와 치수	1
그림 2	전기 치수 검사	5
그림 3	자극 펄스 강도와 펄스의 폭 간의 역치 반응에 대한 연구결과	9
그림 4	개발한 치수검사기의 전체 구성도	14
그림 5	PIC BASIC PB-3B	15
그림 6	원 칩 마이크로 프로세서 구조	15
그림 7	자극 파형 발생 제어 회로	16
그림 8	윈도 파형 발생을 위한 저 대역 통과 필터	17
그림 9	펄스 폭 변조 출력을 저 대역 통과 필터로 윈도 파형을 제어	17
그림 10	펄스폭 조절에 의한 진폭 조절	18
그림 11	버스트 출력 제어를 위한 저 대역 통과 필터	19
그림 12	ICL 8038을 이용한 버스트 파형 발생회로	19
그림 13	정현파 버스트 출력	20
그림 14	구형파 버스트 출력	20
그림 15	삼각파 버스트 출력	20
그림 16	MPY 100을 이용한 곱셈 연산회로	21
그림 17	곱셈 연산에 의한 버스트 파형의 출력	22
그림 18	단순 구형파 자극1	22
그림 19	단순 구형파 자극2	22
그림 20	버스트 삼각파1	23
그림 21	버스트 삼각파2	23
그림 22	버스트 정현파1	23
그림 23	버스트 정현파2	23
그림 24	버스트 구형파1	23
그림 25	버스트 구형파2	23
그림 26	정 전류 구현을 위한 전류 안정 회로	24
그림 27	증가형 MOSFET의 부하 곡선과 콘덕턴스 곡선	25
그림 28	고전압 발생회로	27
그림 29	교류 평활회로	27
그림 30	FND display1	28
그림 31	FND display2	28
그림 32	자발 탈출 전류와 주파수의 관계	29

그림 33	최종 PCB 회로	29
그림 34	개발한 치수검사기의 부하 저항을 이용한 정 전류원 특성	31
그림 35	D626의 부하 저항을 이용한 출력 특성	32
그림 36	치아 모델1 (전치)	33
그림 37	치아 모델2 (구치)	33
그림 38	치수 검사기의 전극을 이용한 임피던스 측정	33
그림 39	치아 모델의 임피던스 특성	34
그림 40	측정한 치아의 위치	35
그림 41	사람의 치아의 임피던스 특성	36
그림 42	D624의 치아 모델의 임피던스에 따른 각 레벨에서의 자극 전류의 크기	37
그림 43	D626의 치아 모델의 임피던스에 따른 각 레벨에서의 자극 전류의 크기	38
그림 44	정 전류원 치수 검사기의 치아 모델 임피던스에 따른 자극 전류의 크기	39

표 차례

표 1	자극 전류의 증가 주파수	28
표 2	발치된 치아의 임피던스 특성	34
표 3	사람의 치아 임피던스 특성	35
표 4	8개의 치아모델을 이용한 D624의 출력 전류특성	37
표 5	8개의 치아모델을 이용한 D626의 출력 전류특성	39
표 6	개발한 정 전류 치수검사기의 출력 전류특성	40

국문 요약

정 전류원을 이용한 전기 치수(齒髓) 검사기

전기를 이용한 치아의 자극은 치수의 생활력 평가의 한 방법이다. 전기 치수 검사기는 치수의 상태를 평가하는데 오랫동안 사용되어 왔다. 전기 치수 검사의 기본원리는 치아 내에 위치한 치수에 전류 자극을 가하여 유발되는 통증의 유무로 치수의 생활력을 평가한다. 그러나 치아를 둘러싸고 있는 에나멜질의 임피던스가 크고 개인에 따라 차이가 크기 때문에 치아의 상태에 영향을 받지 않고 자극을 제어하는 것은 불가능하다. 뿐만 아니라 대부분의 치수검사기가 전압 자극 방법을 사용하고 있어 개인의 치아 상태에 따라 자극 역치 값이 크게 변화한다. 그러므로 치아 조직, 치아 에나멜질의 두께 차, 치아의 생리학적 구조 등에 의한 치아 상태와 접촉 임피던스의 변화에 의해 발생하는 영향을 최소화하기 위해 정 전류 치수 검사기가 필요하다. 그리고 여러 가지 치아 상태에서의 생활력 평가를 위하여 치아 임피던스에 관계없이 넓은 전류 범위를 갖는 치수 검사기가 필요하다. 본 연구에서는 전류 안정 회로를 사용하여 최대 150 μA 의 정 전류와 검사 시 전류 자극에 의하여 유발되는 통증을 완화시키기 위하여 같은 크기의 자극 전류를 보다 적은 에너지로 전달하기 위한 버스트 파형을 발생시킬 수 있는 정 전류원 치수 검사기를 개발하고 그 성능을 확인하였다.

핵심 되는 말 : 치수, 전기 치수 검사, 치수 생활력, 정 전류원, 버스트 파형

제 1 장 서 론

1.1 치수 검사

1.1.1 치수의 생리학적 구조

치수 (齒髓)는 그림 1과 같이 치수강 (齒髓腔) 내에 포함된 풍부한 혈관과 결합 조직으로 이루어진 기관이다. 치수의 구성은 젤라틴 기질 (gelatinous ground substance)과 교원 섬유 (collagenous fiber), 은호 섬유 (argyrophilic fiber), 세포 성분 (cellular element), 말초혈관 (terminal blood vessels), 신경조직 (nerves) 등이다. 치수 내의 세포는 상호간에 느슨하게 결합하고 있기 때문에 이 세포사이에는 흡수되기 전의 축적된 삼출액을 수용하고 있다[1].

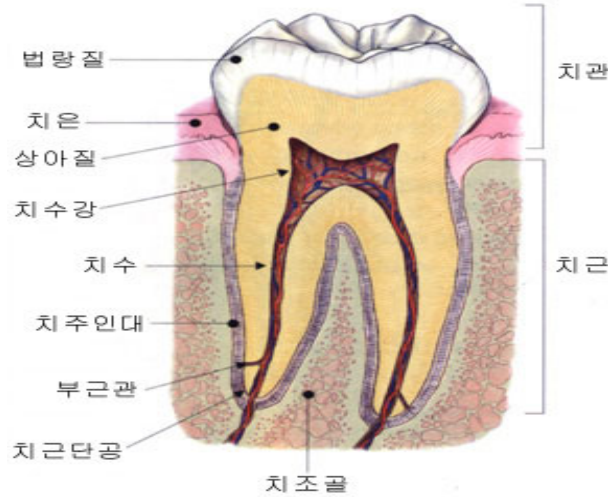


그림 1 치아의 해부학적 구조와 치수

또한 한냉 (寒冷), 온열 (溫熱), 압력 (壓力), 통각 (痛覺) 등과 같은 자극을 느끼

는 역할을 수행하며 치수에 가해지는 자극의 종류가 다르더라도 오로지 통각만을 느끼게 된다[1]. 치수의 생활력이 있음은 신경과 혈관으로 구성된 치수로 치수강이 채워져 있음을 의미하며 통증을 느끼는 감각 신경의 기능이 정상적일 때이다[3].

1.1.2 임상 진단법(Clinical Diagnostic Tests)

올바른 치료는 정확한 진단에서 비롯된다. 진단의 목적이 정확한 치료를 위하여 질병의 상태를 식별하고 확인하는 과정인 만큼 올바른 치료는 정확한 진단에서 비롯된다.

치수(pulp)의 생활력(vitality) 검사는 변연과 치근단 치주조직의 염증성 병소의 감별진단과 치료를 위한 우선적 방법을 선택하는데 필수적이다[2, 3]. 치수의 생활력 평가는 대부분 직접적인 방법으로 치수조직의 생활력을 측정하기 보다는 간접적인 방법에 의해 진단을 하게 되는데 주로 외부 자극에 대한 감수성 혹은 민감도로 측정하여 자극에 대하여 통증 반응을 하는 경우 그 치아의 치수는 생활력이 있는 것으로 판단하고 반응하지 않을 경우 생활력이 없는 것으로 판단한다 [1-3]. 임상 진단법에는 시진, 촉진, 타진 등과 같이 단순히 임상주의 감각으로 간단한 기구를 사용하여 행하여지는 방법부터 X-선 검사, 전기치수검사, 세균검사, 생검(biopsy), 생화학적 검사등과 같은 검사실 진단 등이 포함된다.

임상에서는 치수 질환치아 혹은 무수치의 진단을 위해서는 다음과 같은 여러 가지 검사를 시행한다.

① 시진 (Visual inspection) - 가장 기본적이면서 중요한 검사 방법으로 밝은 조명 아래에서 치아가 잘 건조된 상태에서 직접 눈으로 치아의 상태를 검사하는 방법이다.

② 타진 (Percussion) - 손가락이나 기구의 끝으로 치관부를 빠르고 적당한 강도로 두들겨서 치아가 민감한 정도를 파악하여 치주염 유무를 알아보는 방법이다.

③ 촉진 (Palpation) - 손끝으로 건드려 보고거나 가볍게 누른 느낌으로 조직의 단단한 정도를 알아보는 검사법이다.

④ 동요도 검사 (Mobility test) - 치아가 치조골에 단단히 부착되어 있는가를 알아보기 위해 손가락이나 설압자 (tongue blades)로 치아를 움직여 보는 검사법이다.

⑤ X-선 검사 (Radiograph) - 치과 임상에서 가장 많이 사용되는 중요한 검사 방법으로 치아의 해부학적 구조를 시각적으로 나타낼 수 있는 장점이 있으나 3차원 구조물을 2차원적으로 표현하기 때문에 다소 판독에 어려움이 있으며 방사선 노출의 위험이 있다.

⑥ 전기 치수검사 (Electric pulp test) - 근관치료영역에서 가장 유용한 진단기구의 하나로 치주 질환과 치근단 질환의 감별 그리고 해부학적인 표식, 즉 전치공이나 악이공과 근단병소의 감별에 이용되는 진단기구이다. 또한 치수 질환과 관계없는 병변, 예컨대 구상 상악낭종이나 치근단골섬유증 등을 진단할 때에도 매우 유용하며 국소마취 후 마취의 정도를 확인 할 때에도 유용하게 사용된다. 전기 치수검사의 정확도나 재현성은 온도 검사보다 우수한 것으로 보고 된 바가 있다.

⑦ 온도검사 (Thermal test) - 온열이나 한냉 (heat or cold)을 이용하여 급성치수염이나 급성치조농양 진단을 진단에 유용한 방법이다.

⑧ 외동형성에 의한 검사 (Test cavity) - 앞서 제시한 많은 검사를 하여도 치수의 생활력 유무가 명확하지 않을 경우 최후의 수단으로 법랑질과 상아질 경계부 또는 그 부위를 약간 넘어선 부위까지 삭제하는 방법으로 치수가 살아 있는 경우 대부분 동통반응이 나타나는데 이것으로 치수의 생활력을 진단한다.

⑨ 마취에 의한 검사 (Anesthetic test) - 환치를 알아내는 방법으로 제외법에 의한 진단을 할 경우 차례로 치아를 마취를 하면서 통증이 사라지는 것을 확인하여 환치를 찾아내는 검사법이다.

제 2 장 본 론

2.1 전기 치수 검사

치과 임상 연구 및 진료에서는 치수 (pulp)의 생활력 (vitality)을 평가하기 위하여 그림 2와 같은 전기 치수 검사법이 사용되고 있다[2, 5-7, 10, 22]. 치수의 생활력 검사는 치수의 변연과 치근단 치주 조직의 염증 (inflammation)과 괴사 (necrosis) 정도 등의 감별 진단과 치료 방법을 선택하기 위한 기본적인 과정이기 때문에 치과 임상에서 중요하다[1, 2]. 전기 자극에 대한 치아 조직의 감수성 (感受性)에 관한 연구는 19세기 말부터 시작 되었다[6, 8].



그림 2 전기 치수 검사

전기 치수 검사는 치아의 에나멜 질 표면에서 치아 내부에 위치한 치수에 수십 μA 정도의 자극 전류를 흘려주어 신경을 자극하여 진단을 한다. 피검자는 감지

전류 세기 이상의 자극에 의해 치수 신경이 자극이 되면 통증을 느끼게 되고 이러한 자극 반응으로 치수의 생활력 유무를 판단하게 된다[2, 4]. 전기 자극에 의하여 치수 신경이 자극되어 통증을 느끼게 되는 최소의 자극을 역치 자극(threshold stimulus)이라 한다. 보통 건강한 치아의 경우 20~50 μA 의 전류에서 자극을 감지하게 되지만 치아의 상태 등의 경우에 따라 최대 150 μA 에서 자극을 느낄 수 있다. 그러나 150 μA 의 전류에서 치수 자극 반응이 없을 경우 치수의 생활력에 문제가 있는 것으로 진단을 할 수가 있다[4, 5, 7, 9, 10].

최근에는 치과 연구 및 진료 등에서 다양한 종류의 전기 치수검사가기가 쓰이고 있으며 그 기기의 특성에 따라 많은 차이가 있다. 자극 전류의 발생 방법에 따라 정 전류 자극 방법과 전압 자극 방법으로 나눌 수가 있다.

치수 자극인가 시 동물 실험의 경우 치아를 절개하여 치수 강 내에 직접 전극을 삽입하거나 전도성이 좋은 상아질을 직접 노출시켜 치수에 자극을 가할 수 있으나 사람의 경우에는 불가능하다. 그러므로 치아의 바깥 에나멜질에서 전기 자극을 가한다[5]. 그러나 전체 임피던스는 치아를 둘러싸고 있는 고유저항이 큰 에나멜질의 임피던스 크기와 더불어 자극 전극의 접촉면에서 발생하는 접촉 임피던스를 포함하여 수백 $\text{k}\Omega$ 에서 수 $\text{M}\Omega$ 정도의 큰 임피던스를 갖는다[5,7,8]. 그러므로 기존의 임상에서 사용하는 치수 검사기들은 넓은 임피던스 범위에서 정 전류 자극의 구현이 힘들기 때문에 주로 전압 자극 방식의 검사기들이 대부분이다[5].

전압 자극 방법의 전기 치수 검사기는 옴의 법칙에 의하여 전압이 일정할 경우 부하 임피던스가 크면 전류가 작게 흐르고 부하 임피던스가 작으면 큰 전류가 흐르게 되므로 부하 임피던스에 의존적으로 자극 전류의 양이 결정이 된다. 사람의 치아마다 임피던스의 차이가 있으며 부하 임피던스의 변화, 예를 들면 치아와 전극 간의 움직임에 의한 접촉 임피던스 변화, 치아의 두께와 같은 생리학적 구조 등에 크게 의존하기 때문에 같은 전압의 자극에서도 치수에 전달되는 자극 전류가 일정하지 못하다는 문제점이 있다[4, 5, 7]. 그러므로 자극 전류량이 변화하기 때문에 전압 자극의 치수 검사기의 역치 레벨은 의미가 없다[8]. 그 뿐만 아니라 전도성이 좋은 구강 조직에 자극 전극이 접촉 할 경우 수십 mA 정도의 많은 양의 전류가 한꺼번에 흐르게 되어 피검자에게 심한 고통을 유발하거나 심지어는 조

직의 피사를 야기 시키는 등의 문제들이 제기되고 있다[8].

반면 정 전류원을 이용한 치수 검사기의 경우 부하 저항과 접촉 임피던스 변화 등의 임피던스 변화에 관계없이 일정한 전류 자극이 가능하므로 자극 전류의 변화가 발생하지 않는다. 또한 자극 레벨에 따라 일정한 자극 전류를 출력하기 때문에 역치 레벨 값의 의미가 있으며 정 전류원으로 인하여 최대 자극 전류의 크기가 제한되기 때문에 구강조직에 닿을 경우에도 제한된 전류만이 흐르므로 비교적 안전하며 유발되는 통증이 덜하다. 그러므로 치아 조직, 에나멜질의 두께, 치아의 생리학적 구조, 접촉 임피던스의 변화 등에 의한 영향이 적은 정 전류 자극 원의 치수 검사기가 필요하다[5].

본 논문에서는 전류 안정회로를 이용하여 치수 생활력 검사의 최대 전류인 $150 \mu\text{A}$ 의 정 전류원을 구현하였다. 특히 검사 시 접촉 임피던스를 줄이기 위하여 전도성 물질을 사용하였을 경우의 치아 임피던스 범위인 수 $\text{k}\Omega$ 에서 약 $2 \text{M}\Omega$ 사이에서 정 전류를 흘려 줄 수 있는 정 전류원의 치수 검사기를 구현하였으며 자극 전류에 의해 유발되는 통증을 완화시키기 위하여 버스트 (burst) 파형으로 출력을 구현하였다.

정 전류원 치수검사기임을 검증하기 위하여 부하 저항을 무 부하 상태에서부터 $10 \text{M}\Omega$ 까지 가변시켰을 경우의 출력전류를 측정하였으며 발치한 치아를 이용한 치아 모델을 이용하여 현재 임상에서 치수 검사용으로 사용하는 D624 (Parkell, 미국), D626 (Parkell, 미국) 두 종류의 치수 검사기와 비교 검증 하였다.

2.2 전기 치수 검사기 특성

2.2.1 파형 (waveform)

치아의 전기적 감수성 검사는 최초에는 직류 (direct current)를 이용하여 측정하였다. 그러나 낮은 전류에 의해 유발되는 역치 자극은 전극 그리고 전극과 치아 접촉면에서 발생하는 극성화 (polarization) 현상에 영향을 받는다. 그 결과 직류에 의한 방법은 폐기되고 전극의 극성화 문제를 해결하기 위하여 교류 펄스를 이용하게 되었다. 교류를 이용한 최초의 생리학적 실험에서는 일정하지 않은 주파수의 펄스를 단지 전류의 세기만을 조절하여 교류 전류 자극 실험을 수행하였다. 그 후 상대적으로 일정한 주파수를 갖는 전력선 주파수의 교류를 이용한 실험이 진행되었다[8].

전자 장비의 발달로 파형 구현의 재현성이 높아지게 되자 구형파 자극을 생리학적 실험과 전기적 진단에 널리 이용하게 되었다. 그리고 전기 자극을 이용한 치아의 통증연구에 곧 적용이 되었다. 현재 대부분의 전기 치수 검사기의 자극 파형으로 교류 구형 펄스 파를 사용하고 있다[8, 18, 19].

2.2.2 펄스 폭 (pulse duration)

초기의 Mumford와 Bjorn 등의 연구[9]와 Daskalov [8]등이 수행한 펄스 강도와 자극 펄스의 폭 간의 역치 반응에 대한 연구 결과 그림 3에서 보는 바와 같이 자극 펄스의 폭이 짧아질수록 역치 값이 증가하게 되고 펄스폭이 길어질수록 역치 값이 감소하게 되는 것을 밝혔다. 또한 자극 펄스폭이 10 msec 이상이 될 경우 10 msec가 기전력 (rheobase)으로 자극 펄스의 폭을 더 늘리더라도 역치 값의 변화가 생기지 않았다[5, 8]. 그러므로 본 연구에서는 현재 대부분의 전기 치수 검사기의 자극 파형으로 사용하고 있는 교류 구형 펄스 파의 펄스폭을 10 msec

이상으로 설정하여 사용하도록 하였다[8].

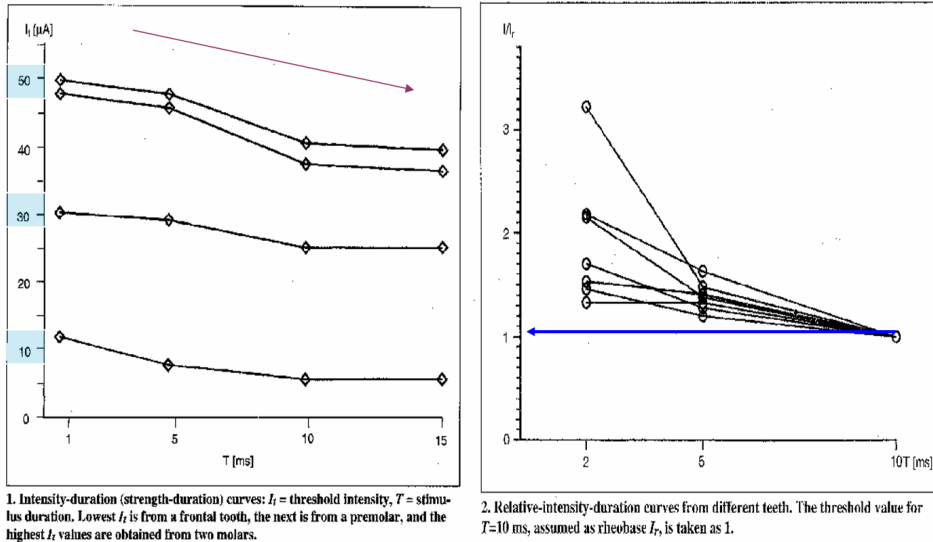


그림 3 자극 펄스 강도와 펄스 폭 간의 역치 반응에 대한 연구결과

2.2.3 전극 법

전기 치수 검사를 위해 사용하는 전극 법으로 쌍 전극 (bipolar) 방법과 단 전극 (monopolar) 방법이 있다. 쌍 전극 방법은 전류 확산이 적어 구강 조직에 자극을 줄 위험이 낮기 때문에 더 좋을 것 같으나 실제로 많은 전기 치수검사기들에서 단 전극 방법역시 충분히 조건을 만족하고 상대적으로 전극 법이 복잡하지 않기 때문에 대부분 단 전극의 방법을 사용하고 있다[8].

단 전극 방법은 자극을 가하는 전극을 치아의 표면에 접촉시키고 다른 한 전극을 피험자의 손이나 입술 등의 신체 일부분에 접촉시켜 전류의 흐름을 완성시키는 방법이다. 단 전극 자극 (monopolar stimulation)의 장점은 전류가 다른 곳으로 새지 않고 오로지 한 층의 에나멜의 저항 층으로만 흐른다는 것이다[5, 8].

2.2.4 정 전류원 자극

전기 치수 검사는 치아 내부의 치수로 수 μA 의 전류를 흘려주어 치수 신경을 자극하여 진단을 한다[4]. 전기 치수검사에서 유발되는 통증은 치아 내의 치수 신경자극에 의해서만 유발된다는 전제 조건하에 시행된다[5].

치아를 전기적으로 모델링 해 보면 대부분이 저항성분으로 구성되고 리액턴스 성분이 거의 존재하지 않기 때문에 치아의 임피던스를 저항성분으로 간주하여도 큰 무리가 없다[8]. 그러므로 단순한 하나의 저항으로 대치하여 생각 할 수가 있다. 실제로 치아의 저항 성분 측정 시 매우 큰 값을 가지며 계속적으로 변화한다. 저항 성분이 큰 주된 이유는 치아와 전극 간의 접촉 임피던스성분이 크기 때문이며 치아 표면을 둘러싸고 있는 에나멜질의 고유저항이 크기 때문이다[5]. 또한 저항 성분의 크기가 계속적으로 변화하는 주된 이유는 측정 시 움직임 등에 의한 치아와 전극 간의 접촉임피던스의 변화와 치아의 두께 등의 생리학적 구조, 치아 표면의 오염 상태, 금 (crack) 등에 의해 크게 좌우된다[5, 7, 8]. 전극과 치아 사이의 접촉저항은 경계면의 접촉을 개선하는 전도성 치약을 이용하여 상당히 줄일 수가 있다[5, 8].

일반적으로 임상에서 많이 사용하고 있는 정 전압 자극원의 치수 검사기는 세 가지 측면에서 전기 생리학적 자극 실험용으로 부적합하다[4, 5, 7, 8].

첫째로 초기에 갑자기 큰 전류가 흐를 수가 있다. 전압 자극 펄스가 치아에 인가되면 에나멜질 층의 커패시턴스 성분에 의해 충전을 하기 위하여 초기에 갑자기 많은 전류가 한꺼번에 흐르게 되고 커패시터 성분에 충전이 다 된 후에는 전류가 급수적으로 감소하여 전류가 줄어드는 현상이 일어나기 때문이다.

둘째로 치아의 두께나 표면의 금(crack), 생리학적 구조, 접촉 임피던스 등에 의하여 임피던스의 변화가 발생했을 경우이다. 옴의 법칙에 의하여 전압이 일정할 때 부하의 임피던스성분이 크면 전류가 작게 흐르고 임피던스성분이 작으면 전류가 많이 흐르게 된다. 그러므로 쉽게 변화하는 임피던스 성분에 의존적으로 전류의 양이 변하기 때문에 자극 전류가 일정하지 못하게 된다. 또한 경우에 따

라 자극 전류량이 다르기 때문에 전압원 치수 검사기의 역치 값 레벨이 의미가 없다.

셋째로 임피던스 성분이 적어서 전도성이 좋은 구강 조직에 자극 전극이 접촉할 경우 많은 전류가 흐르게 되어 심한 고통을 느끼게 된다. 심지어는 국부적 화상이나 괴저를 일으키기도 한다.

반면 정 전류원 자극을 이용한 치수검사기의 경우 부하 저항과 접촉 임피던스 변화 등 임피던스 성분의 변화에 독립적으로 일정한 크기의 전류 자극이 가능하다. 정 전류원 검사기는 레벨에 따라 일정한 자극 전류를 출력하기 때문에 역치 레벨의 의미가 있으며 정 전류원으로 인하여 자극 전류의 크기가 제한이 되기 때문에 구강조직에 닿을 경우에도 적은 전류가 흘러 비교적 생체에 안전하다. 또한 초기에 많은 전류가 흐르지 않는다. 그러므로 치아의 두께의 차이의 변화나 치아의 생리학적 구조, 접촉 임피던스 등의 영향을 최소화하기 위하여 정 전류 자극원의 치수 검사기가 필요하다.

2.2.5 정 전류 범위

치아자체와 전극간의 접촉 임피던스를 포함하는 전체 임피던스 크기는 수 $M\Omega$ 이며 치아와 접촉 표면의 상태에 상당히 의존적이다. 특히 끝이 뾰족하여 단면적이 좁은 금속 전극을 건강한 치아의 에나멜질 표면에 접촉할 경우 (worst case)에는 거의 $10 M\Omega$ 정도이다[8]. 그러므로 임상에서 전기 치수 검사를 시행할 경우 전극과 치아 사이의 접촉을 개선하여 접촉 임피던스를 줄이는 전도성 물질(치약 등)을 사용한다. 전도성 물질을 사용할 경우 접촉 임피던스가 상당히 감소하게 되어 치아만의 저항 값인 $1\sim 2 M\Omega$ 의 범위에서 임피던스를 가지게 된다[5, 8]. 그러므로 전도성 물질을 사용하였을 경우인 $1\sim 2 M\Omega$ 의 범위에서 임피던스 성분의 변화에 대하여 독립적인 정 전류원 치수검사기가 요구된다. 그러나 전압 자극기는 전극과 치아 사이, 그리고 치아를 포함한 전체 임피던스가 수 $k\Omega$ 정도로 매우 작을 경우에서만 유효하며, 이런 조건은 실제의 치아 상태에서 거의 불가능하다[5].

2.2.6 전류의 세기

치아의 외부에서 전류 자극을 인가하였을 때 통증을 느끼게 되는 최소의 자극을 역치 자극(threshold stimulus)이라 한다. Mumford와 Bjorn 등의 연구에 의하면 보통 건강한 치아의 경우 20~50 μA 의 전류에서 자극을 감지하게 되고 치아의 상태에 따라 최대 150 μA 에서 자극을 느낄 수가 있으며 150 μA 의 전류에서 치수 자극 반응이 없을 경우 치수의 생활력에 문제가 있는 것으로 진단할 수가 있다[5, 9, 10]. 자극 전류의 세기를 150 μA 로 제한을 둔 이유는 150 μA 이상의 전류가 치아로 흐르게 될 경우 치수뿐만이 아니라 구강 조직의 신경을 자극하여 마치 그 치아의 치수가 생활력이 있어서 자극에 반응을 한 것과 같은 허위 반응(false response)을 일으킬 수 있기 때문이다[4, 5, 7, 10].

정 전압 치수 검사기의 경우 부하의 크기, 즉 치아의 임피던스와 접촉 임피던스를 합한 전체 임피던스에 영향을 받아 전체 부하의 임피던스가 클 경우 치수에 흐르게 되는 자극 전류가 감소하게 되지만 전체 부하의 임피던스 크기가 작을 경우에는 큰 자극 전류가 흐르게 되어 치수의 생활력이 없는 경우임에도 불구하고 치수에 큰 전류가 흐르게 되어 치수뿐만이 아니라 구강 조직 등을 자극시켜 마치 치수가 반응을 한 것과 같은 허위 반응을 일으킬 수가 있다. 또한 큰 전류로 인하여 구강조직이나 치수 조직을 상하게 할 수가 있다[8]. 그리고 대부분의 정 전압 자극원의 치수검사기의 경우 치아의 임피던스가 크고 전압 출력이 작기 때문에 자극 전류가 150 μA 에 도달하지 못한다.

2.2.7 자극 파형의 주파수

초기의 치수검사는 치아 자극 펄스의 파형이나 지속 시간, 주파수 등을 고려하지 않고 수 백 kHz 정도의 높은 주파수의 자극을 사용하였다. 그 결과 연속적인 자극 반응에 의하여 자극 반응의 중복(overlapping)이 발생하여 자극 반응이 왜곡되었다. 자극 반응의 중복에 의해 상당히 다른 역치 값에서 자극을 감지할 하게

되며 부정확한 반응과 역치 값을 측정하게 하였다. 반면 수 mHz 정도의 너무 낮은 주파수의 경우 상당히 긴 시간의 측정 시간이 요구되기 때문에 측정 시 불편하며 병리학적인 측면에서는 자극의 감수성이 떨어지게 된다[8]. 그러므로 자극의 반복 주파수 (repetition frequency)는 측정 시간과 자극 반응의 중복이 일어나지 않도록 고려하여 5 Hz로 선정하였으며 치수에 전달되는 자극 에너지를 줄임으로서 유발되는 통증을 줄이기 위한 버스트 파형의 주파수는 50 Hz로 하였다[7].

2.3 시스템의 구현

2.3.1 전체 구성

본 연구에서 개발한 정 전류원 전기 치수 검사기의 전체 구성도는 그림 4와 같다. 자동으로 증가하는 자극 전류가 단계적으로 증가하는 속도의 선택을 위하여 3상 선택 스위치 (3 state selection switch)를 이용하여 저속, 중속, 고속으로 선택하고 자극 전류의 인가를 위하여 자극 버튼을 누르고 있는 동안 마이크로 컨트롤러의 출력을 이용하여 자극 파형을 발생시키는 자극 파형 발생회로와 치수에 인가되는 자극 전류발생을 위한 정 전류 발생회로를 통해 자극전류가 발생되게 된다. 자극 전류는 전류 자극 프루브를 통하여 치아에 인가되며 치수를 자극한 후의 전류는 손바닥이나 입술과 같은 피검자의 신체 일부와 정 전류 발생회로의 그라운드와 접촉시켜 자극 전류의 폐 루프를 형성시킨다. 동시에 인가되는 자극 전류의 크기는 7 - segment display를 통하여 측정할 수 있도록 하였다.

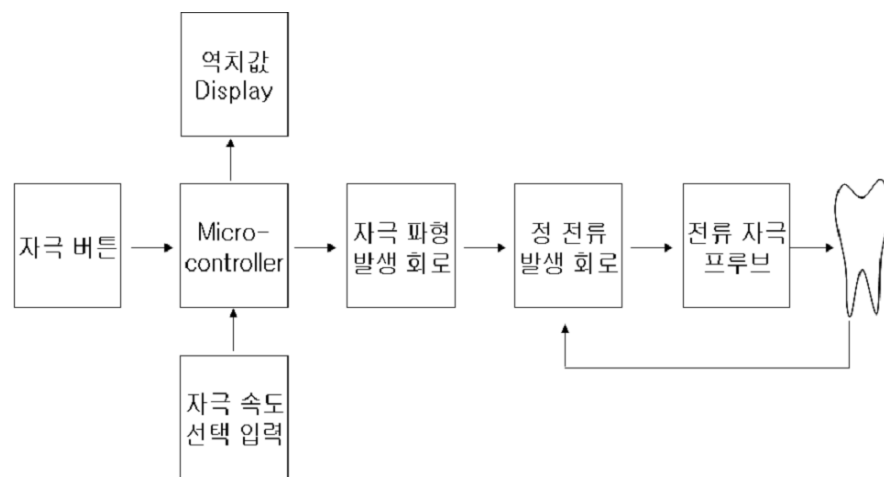


그림 4 개발한 치수검사기의 전체 구성도

2.3.2 PIC BASIC microcontroller

자극 파형의 제어는 컴파일 테크놀로지 사 (Comfile technology, 한국)의 그림 5와 같은 PIC BASIC microcontroller (PB - 3B)를 이용하여 전류 자극 파형을 발생시켰다[12]. 본 연구에 사용한 PB - 3B의 특징은 마이크로 칩 (Microchip, 미국)사의 원 칩 마이크로 컨트롤러인 PIC 16F876을 기본코어로 하여 그림 6에서 보는 것과 같이 하나의 칩 안에 EEPROM (electrically erasable and programmable read only memory)과 CPU (central processing unit)가 모두 내장되어 있다.

명령 수행을 위해 작성한 프로그램은 EEPROM에 저장되기 때문에 명령어 수행이 빠르며 전원을 꺼도 메모리가 지워지지 않는다. 4kbyte의 프로그램 메모리와 80kbyte의 데이터 메모리, 21개의 양방향 I/O 포트, 5채널의 10bit 해상도 (resolution)를 갖는 아날로그 디지털 (A/D, analog to digital) 컨버터와 2채널 8bit 해상도의 PWM (pulse width modulation) 출력 포트를 가지고 있다.

CPU에서 프로그램 메모리로 접근하는 방식을 의미하는 메모리 액세스 방식은 직렬 접근 방식보다 병렬 방식이 빠르며 PB - 3B의 메모리 액세스 방식은 병렬 접근 방식이다.

입출력의 특성을 선택적으로 제어할 수 있는 양방향성의 입출력(I/O) 포트를 입력 포트로서 사용하여 자동으로 증가하는 자극 속도의 선택을 위한 3상 선택 스위치와 치수 자극 전류의 인가를 위한 자극 버튼의 입력을 받아서 자극 속도와 자극 출력을 조절할 수 있도록 하였다.



그림 5 PIC BASIC PB-3B

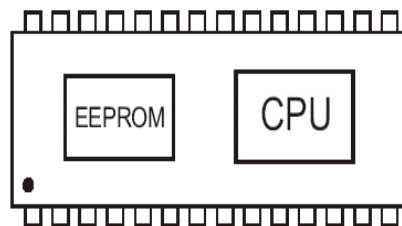


그림 6 원 칩 마이크로 프로세서의 구조

2.3.3 자극 파형의 제어

자극 파형의 제어는 그림 7에서 보는 바와 같이 PB - 3B의 12번 pin의 PWM0 출력과 13번 pin의 PWM1 출력을 제어하여 치수에 인가되는 자극 전류 파형의 반복 주파수와 버스트 자극 주파수 그리고 자극의 세기를 제어한다[12].

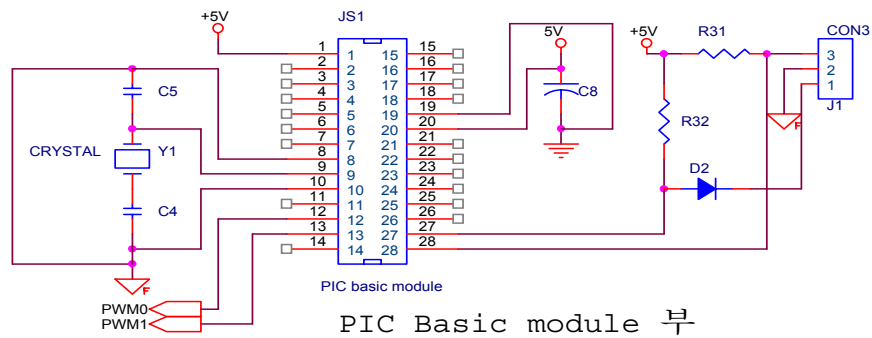


그림 7 자극 파형 발생 제어 회로

2.3.4 윈도우 (window) 파형 제어

펄스폭 변조 출력이 저 대역 통과 필터 (low pass filter)를 통과하게 되면 직류가 된다. 이 원리를 이용하여 그림 8에서와 같이 12번 pin의 PWM0 출력을 마이크로 프로세서의 동작을 제어하는 펌웨어(firmware) 프로그램으로 제어하여 펄스폭 변조 출력의 온 (on time)과 오프 (off time) 되는 주기를 조절하였다. 그 결과 그림 9에서 보는 바와 같이 직류 출력이 On/Off 되므로 자극 파형의 반복 주파수(repetition frequency)를 결정하는 윈도우(window) 파형의 출력을 제어하였다.

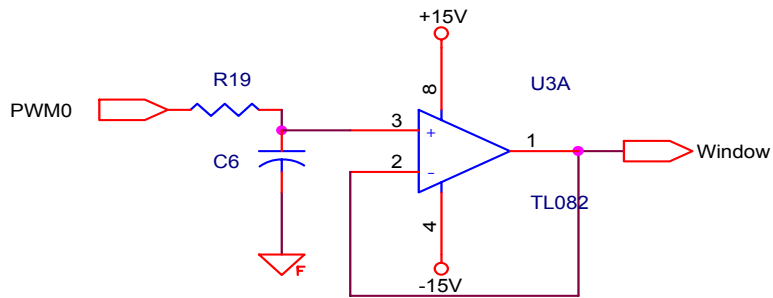


그림 8 윈도 파형 발생을 위한 저 대역 통과 필터

기존에 개발된 일부 전기 치수검사기의 경우 반복주파수를 자극 초기에는 낮은 주파수로 서서히 증가시키다가 일정 수준이상의 자극에서는 반복 주파수를 점점 높임으로써 자극의 반복주파수를 가변 한 경우가 있었다. 그러나 자극의 주파수가 변화하게 될 경우, 특히 높아지게 되면 자극 반응의 중복에 의해 부정확한 반응을 나타내게 된다[8, 18, 19]. 그러므로 본 연구에서 개발한 정 전류원 치수검사기에서는 일정한 자극의 인가를 위하여 반복 주파수를 변경하지 않도록 하였다.

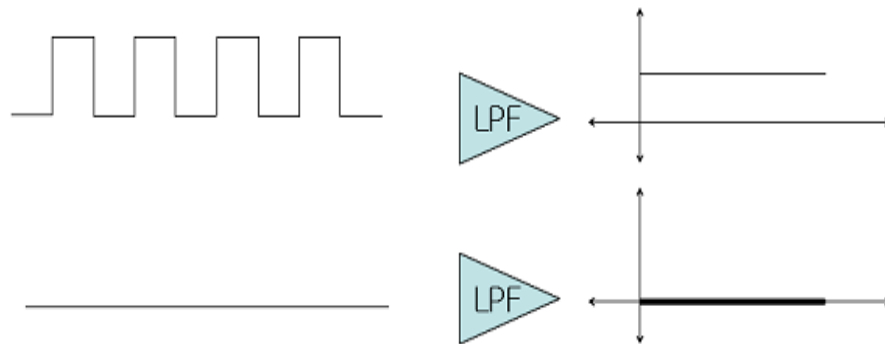


그림 9 펄스 폭 변조 출력을 저 대역 통과 필터로 윈도 파형을 제어

또한 펄스폭 변조 출력 파형의 duty cycle을 조절하여 그림 10과 같이 윈도 파형의 진폭을 조절하였다. 펄스폭 변조 출력 파형의 펄스폭 (pulse width)을 좁게 할 경우 직류의 레벨이 낮아져 윈도의 진폭이 작게 되고 펄스폭을 넓히면 직류

레벨이 높아지게 되므로 자극의 세기를 결정하게 되는 출력파형의 진폭을 제어할 수 있다.

그러므로 펄스폭 변조 출력의 온, 오프 주기와 펄스폭을 제어하여 자극 전류의 출력을 결정하게 되는 원도 파형의 반복 주파수와 진폭을 제어하였다.

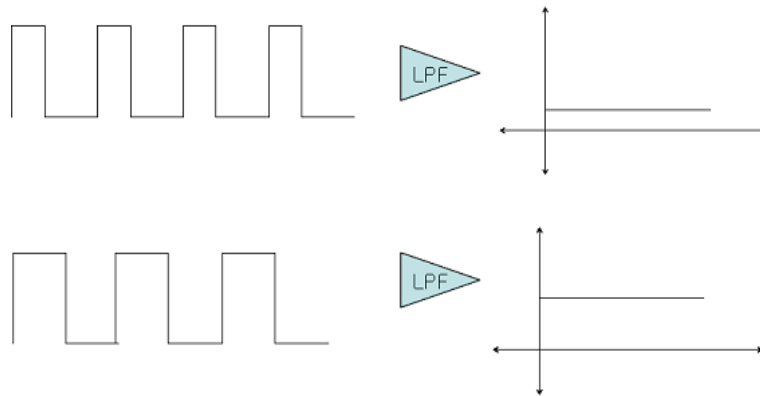


그림 10 펄스폭 조절에 의한 진폭 제어

2.3.5 버스트 (burst) 출력 제어

그림 11에서 보는 바와 같이 2.3.4에서 설명한 원도 파형의 제어 방법과 마찬가지로 13번 pin의 PWM1 출력을 제어하여 전기 치수 검사 시 전류 자극에 의해 유발되는 고통을 경감시킬 수 있는 버스트 (burst)파형을 발생시켰다. PWM1의 출력이 저 대역 필터를 통과하여 발생된 직류 전압을 이용하여 전압제어 고정밀 파형 발생기인 ICL 8038 (Intersil, 미국)에 입력하여 버스트 자극 파형으로 사용될 50 Hz의 구형파, 삼각파, 정현파, 펄스파를 발생시켰다[13].

버스트 파형은 단순 구형파의 출력에 비하여 에너지 전달 측면에서 고려하여 같은 크기의 자극 전류를 보다 적은 에너지로 자극을 전달 할 수가 있기 때문에 유발되는 고통을 경감시킬 수 있다[7].

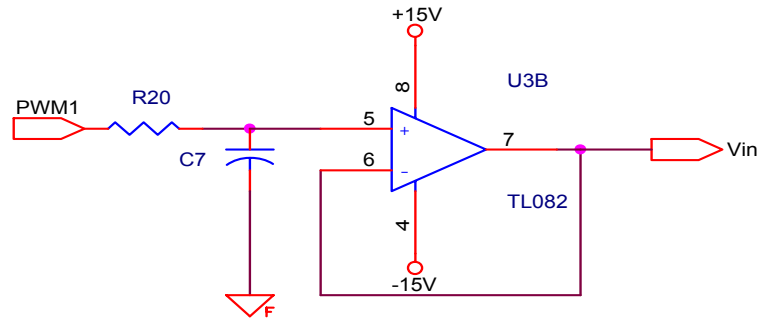


그림 11 버스트 출력 제어를 위한 저 대역 통과 필터

2.3.6 ICL 8038을 이용한 버스트 파형 (burst wave) 발생

그림 12의 ICL 8038은 외부에서 입력되는 전압에 의해 출력 파형의 주파수를 제어 할 수 있으며 발생하는 출력 파형의 주파수 정밀도와 재현성이 높다. 외부에서 입력되는 전압으로 조정 가능한 주파수의 범위는 0.001 Hz에서 300 kHz사이이다[13].

버스트 파형을 자극 파형으로 이용하기 위하여 반복 주파수를 제어하는 원도 파형과 버스트 자극파형의 곱셈 연산을 수행하여 그 결과를 자극 파형으로 구현하여 비교적 고통이 덜 한 자극을 가 할 수 있도록 하였다[7].

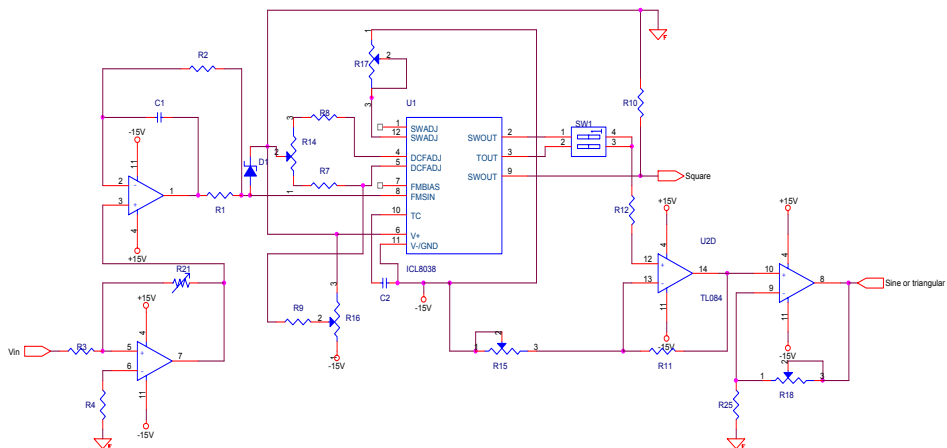


그림 12 ICL 8038을 이용한 버스트 파형 발생회로

전압제어 고정밀 파형발생기인 ICL 8038을 이용한 50 Hz의 버스트 파형은 다음의 그림 13-15와 같다.

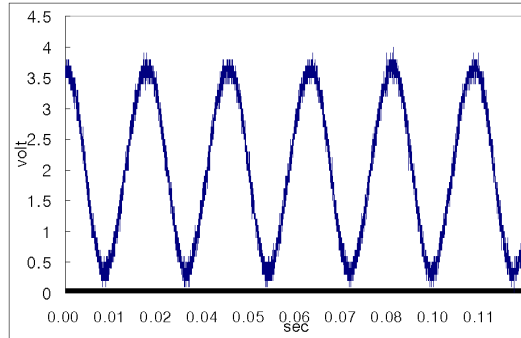


그림 13 정현파 버스트 출력

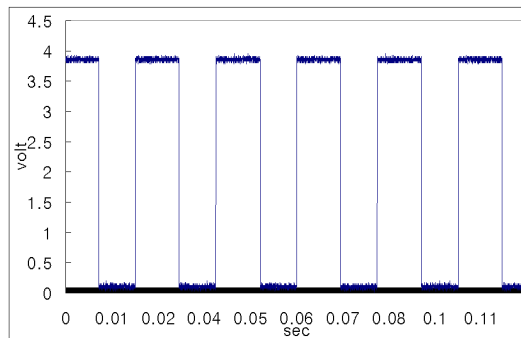


그림 14 구형파 버스트 출력

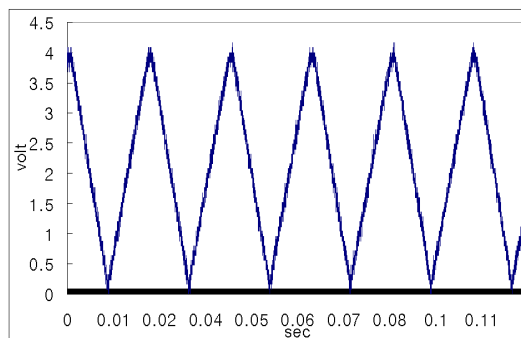


그림 15 삼각파 버스트 출력

2.3.7 MPY 100을 이용한 파형의 곱셈 연산

자극 파형의 반복 주파수와 진폭의 제어하기 위한 원도 파형과 전류 자극에 의해 유발되는 고통을 경감시키기 위한 버스트 파형의 곱으로 자극파형을 발생시키기 위하여 그림 16에서 보는 바와 같이 곱셈 연산기인 MPY 100 (BURR-BROWN, 미국)을 이용하여 두 파형의 곱셈 연산을 하였다[14].

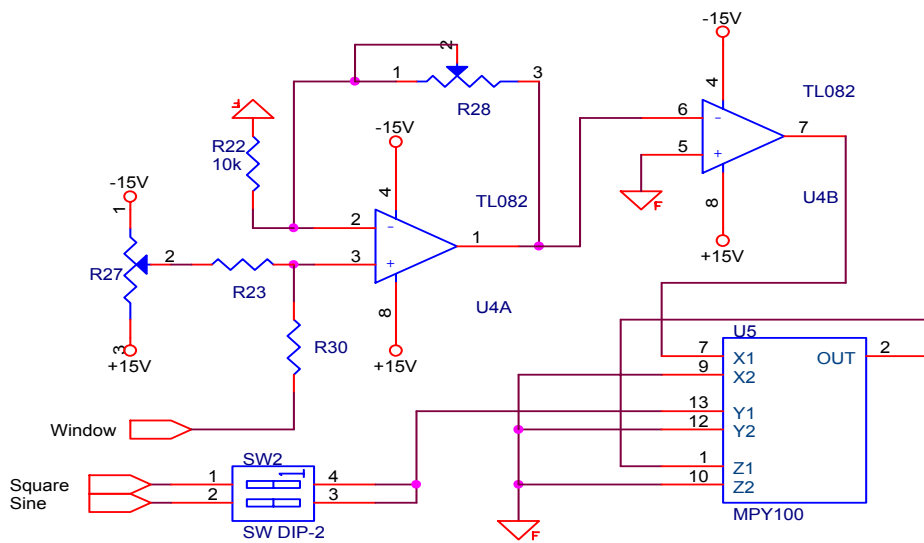


그림 16 MPY 100을 이용한 곱셈 연산회로

MPY 100의 출력은 식 (1)과 같은 관계식에 의해 출력이 결정되며 적은 노이즈와 높은 정밀도를 갖는 특성이 있다.

$$Out = \frac{(X1 - X2)(Y1 - Y2)}{10} + Z2 \quad \text{식(1)}$$

위 식(1)에 의해 출력을 결정하기 위하여 X1의 입력은 PWM0에 의해 생성된 원도 출력, Y1의 입력으로는 PWM1에 의해 생성된 버스트 입력을, X2와 Y2는 접지시켜 '0'을 입력으로 하여 최종 출력은 그림 17에서 보는 바와 같이 원도 출력

과 버스트 출력의 곱에 의하여 원도 출력에 의한 반복 주파수와 진폭을 갖고 버스트 파형이 내포된 파형이 출력되게 된다.

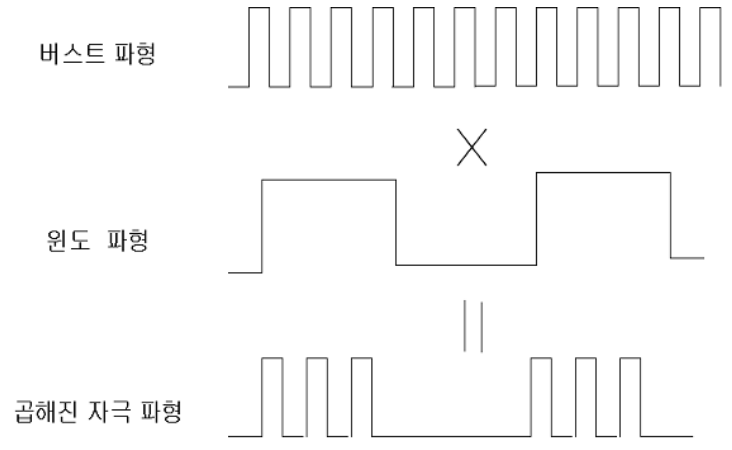


그림 17 곱셈연산에 의한 버스트 파형의 출력

MPY 100을 이용하여 곱셈 연산을 한 후의 최종적 자극 파형은 그림 18-25에서 보는 바와 같이 단순 구형 파형 (simple rectangular wave), 버스트 구형파형 (burst rectangular wave), 버스트 정현파형 (burst sinusoidal wave), 버스트 삼각 파형 (burst triangular wave)을 출력한다.

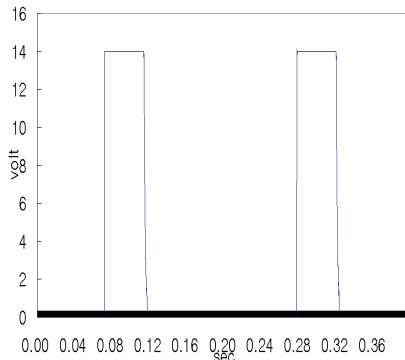


그림 18 단순 구형파1

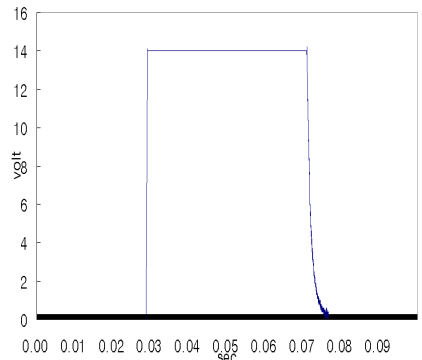


그림 19 단순 구형파2

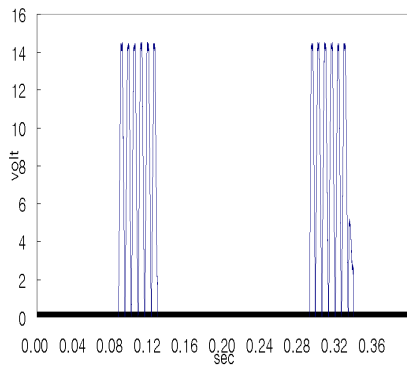


그림 20 버스트 삼각파1

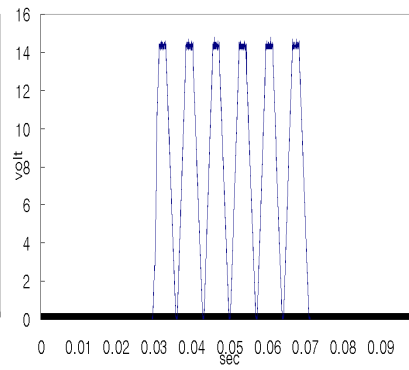


그림 21 버스트 삼각파2

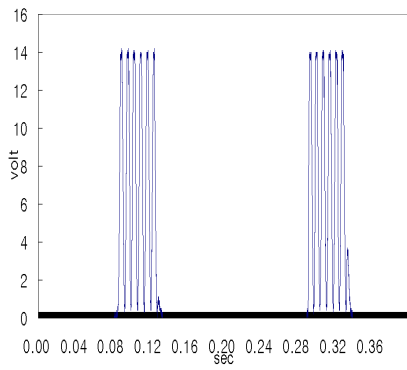


그림 22 버스트 정현파1

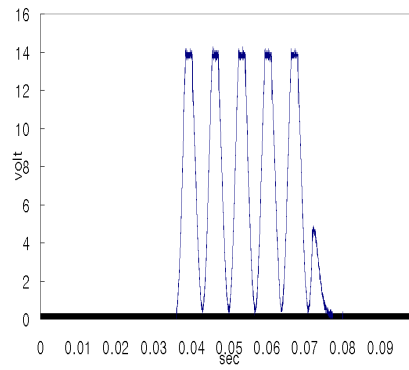


그림 23 버스트 정현파2

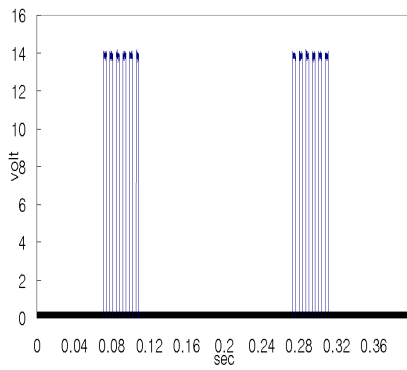


그림 24 버스트 구형파1

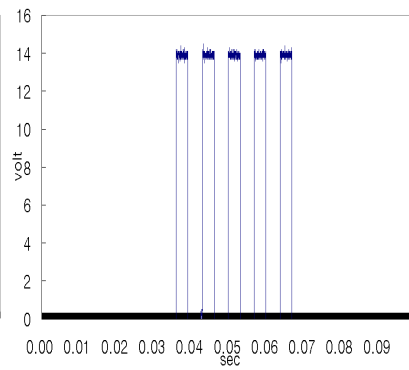


그림 25 버스트 구형파2

2.3.8 전류 안정 회로

정 전류원 구현을 위해 그림 26과 같은 전류 안정회로(current stabilizing circuit)의 FET (field effect transistor) 게이트 (gate)에 MPY 100의 곱셈연산 결과 출력되는 자극 파형을 입력하여 FET 소자의 특성인 게이트 입력 전압으로 드레인 전류를 제어하여 정 전류원을 구현하였다.

FET (FQP2N90, FAIRCHILD, 미국)의 게이트로 전압 자극을 입력하기 위해 사용된 OPA 111 (BURR-BROWN,미국)은 입력 전압에 대하여 $8nV\sqrt{Hz}$ 의 낮은 잡음 특성과 최대 $250\ \mu V$ 의 낮은 오프셋 전압을 갖는 정밀 연산 증폭기이다. 그러므로 자극 발생회로에서 만들어진 자극 파형을 오프셋 변화와 파형의 왜곡 없이 그대로 전달 할 수 있다[15].

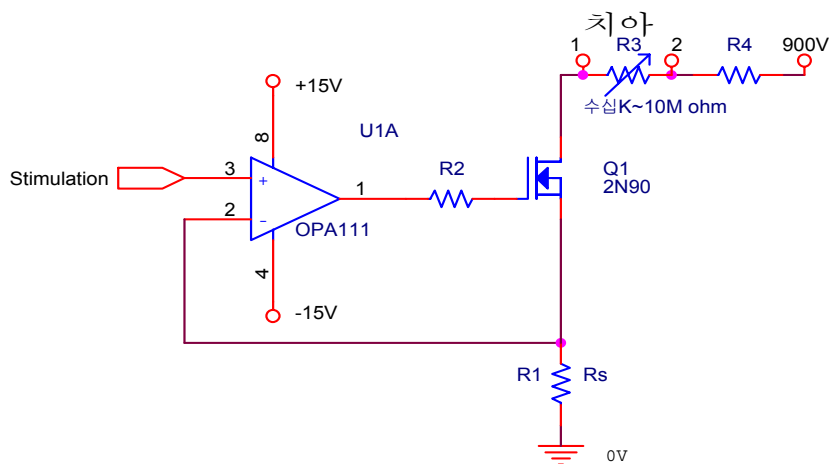


그림 26 정 전류 구현을 위한 전류 안정 회로

2.3.9 정 전류 (constant current)의 구현

정 전류원의 구현에 사용한 FET는 N 채널의 증가형 (Enhancement mode) MOSFET (metal-oxide semiconductor field effect transistor)이다. 그림 27에 증

가형 MOSFET의 전형적인 드레인곡선군과 부하 곡선을 나타내었다[11].

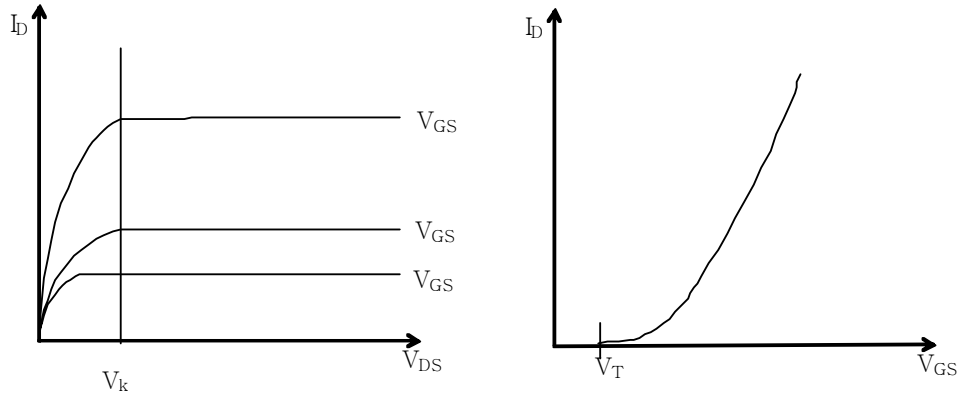


그림 27 증가형 MOSFET의 부하 곡선과 콘덕턴스 곡선

V_{GS} 가 V_T 보다 작을 때는 드레인 전류는 거의 '0'이고, V_{GS} 가 V_T 보다 클 때는 FET는 전도되며 드레인의 전류는 게이트 전압에 의해 제어된다[11].

여기서 드레인 전류곡선이 거의 수직인 부분과 거의 수평인 부분을 주목해 보면 수직인 부분은 음성 영역에 대응되고 수평인 부분은 전류원 영역에 대응된다. 증가형 MOSFET는 이들 두 영역 중 어느 하나의 영역에서 동작할 수가 있다. 다시 말해 전류원 또는 저항으로서 동작을 할 수가 있다. 그러므로 임피던스 변화에 영향을 받지 않는 정 전류 치수 검사기를 구현하기 위하여 FET의 전류원 영역을 사용하여 정 전류원을 구현하였다. 그 조건으로 V_{DS} 가 V_k ($V_{GS}-V_T$)보다 훨씬 크게 설정을 해주면 FET는 포화영역(saturation)에서 동작을 하게 된다.

전달 콘덕턴스 곡선에서도 알 수 있는 바와 같이 전류 곡선이 포물선이므로 제곱법칙에 따르지만 이 포물선은 시작점이 V_T 이기 때문에 이 포물선의 식은 다음 식 (2)와 같이 표현되며 포화영역에서의 드레인 전류이다.

$$I_D = k(V_{GS} - V_T)^2 \quad \text{식(2)}$$

I_D 는 드레인의 전류이고 k 는 각 MOSFET의 특성에 따라 주어지는 상수, V_{GS} 는

게이트 소스간의 전압, V_T 는 FET가 동작하기 시작하는 문턱전압이다.

위의 그림22와 식(2) 에서 알 수 있는 바와 같이 증가형 MOSFET의 게이트의 입력 전압이 0 V이면 FET가 차단이 되어 드레인으로 전류가 전혀 흐르지 않으며 게이트 전압이 V_T 이상일 경우 게이트의 전압에 의해서만 드레인으로 흐르는 전류가 제어된다. 그러므로 드레인의 전류는 오로지 게이트에 입력되는 전압에 의해서만 전류가 제어가 된다.

2.3.10 정 전류 특성 결정을 위한 R_s 설정

전류 안정회로의 정 전류원적 특성을 결정하는 FET의 소스 저항(R_s)을 실험적으로 설정해 주었다. R_s 의 설정에 따른 특성의 변화는 R_s 가 작아질수록 회로의 임피던스 성분이 작아지기 때문에 최대 전류가 증가하게 되고 반면에 정 전류원적 특성이 줄어들게 되지만 R_s 가 커질수록 최대 전류는 줄어들게 되지만 정 전류원의 특성이 좋아지게 된다. 구현하려는 치수검사기의 사양에 부합하도록 최대 전류의 크기와 정 전류원적 특성을 고려하기 위하여 R_s 값을 실험적으로 선정하였다.

2.3.11 전압원 (voltage source)

치수에 의한 부하의 저항성분 크기와 전류 안정회로의 임피던스 크기에 의해 전체 임피던스의 크기가 결정되며 옴의 법칙에 의해 원하는 크기의 자극 전류를 발생시키기 위한 출력이 일정한 전압원이 필요하다. 치수 자극 전류를 생성하기 위해 사용한 전압원은 그림 28에서 보는 것과 같은 TDK사의 직류를 교류로 변환하는 (DC to AC) 인버터 CXA-L10 (TDK, 일본)을 사용하였다.

대지와 접지를 차단하기 위한 목적으로 배터리를 전원을 이용하였기 때문에 비교적 낮은 배터리 전원의 전압을 이용하여 고전압을 발생시키기 위하여 DC to AC inverter를 사용한 결과 900V의 교류전압 출력을 발생시킬 수 있었다[16]. 다

시 고전압의 교류 출력을 직류로 변환하기 위하여 그림 29와 같은 브릿지 정류기 (bridge rectifier)와 커패시터를 이용하여 평활회로 (smoothing circuit)를 구성하여 직류 900 V를 출력하였다.

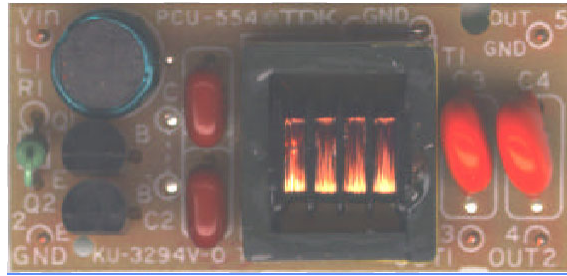


그림 28 고전압 발생회로

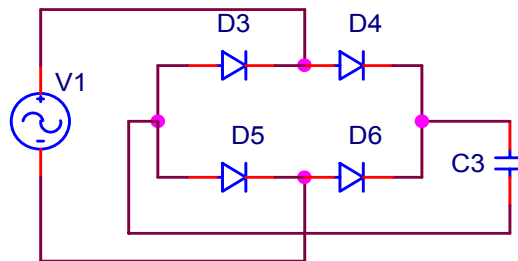


그림 29 교류 평활회로

2.3.12 전류 자동 증가와 증가 속도 제어

치수 검사 시 자극 버튼을 누르고 있는 동안 자극 전류를 자동적으로 증가시키면서 역치 값을 측정할 수 있도록 하기 위하여 자극 전류의 자동증가 속도를 제어할 수 있도록 하였다. 자극 버튼을 누르고 있는 동안 마이크로 컨트롤러가 자극 버튼이 눌러져 있는지의 여부를 계속해서 포트 체크를 하여 버튼이 눌러져 있는 동안 자극 전류의 세기가 자동으로 증가하도록 구현하였다. 자극 전류의 증가 속도의 선택은 3상 선택 스위치를 이용하여 표 1과 같이 저속, 중속, 고속으로 선택할 수 있도록 하였다.

표 1 자극 전류의 증가 주파수

선택 속도	증가 주파수
저속	1 Hz
중속	3 Hz
고속	5 Hz

2.3.13 7 segment를 이용한 역치 값의 display

자극 전류의 역치를 측정하기 위하여 7 segment 어레이로 그림30, 31과 같이 구성된 FND에 나타내도록 하였다.



그림 30 FND display1



그림 31 FND display2

2.3.14 전기적 안전

자극 전류의 크기가 μA 단위의 미소 전류이지만 고 전압을 사용하기 때문에 치수검사기의 전기적 안전을 위하여 대지와 전원의 접지를 분리하였다. 대지와 전원 접지를 분리 하기위하여 주 전원을 배터리를 사용하였다. 또한 오작동이나 FET가 파괴되었을 경우를 감안하여 2차적인 안전장치로 그림 26에서 보는 바와 같이 전압회로에 직렬로 1 M Ω 의 저항(R4)을 삽입하여 최대 전류를 0.9 mA로 제한시켰다. 자극 전류의 버스트 출력의 반복 주파수인 50 Hz에서 자발 탈출 전류가 남자의 경우 약 16 mA, 여자의 경우 10.5 mA인 점을 감안한다면 상당히 작은 전류이며, 감지 임계전류정도의 크기이므로 안전한 범위에 속한다 할 수가 있다[17].

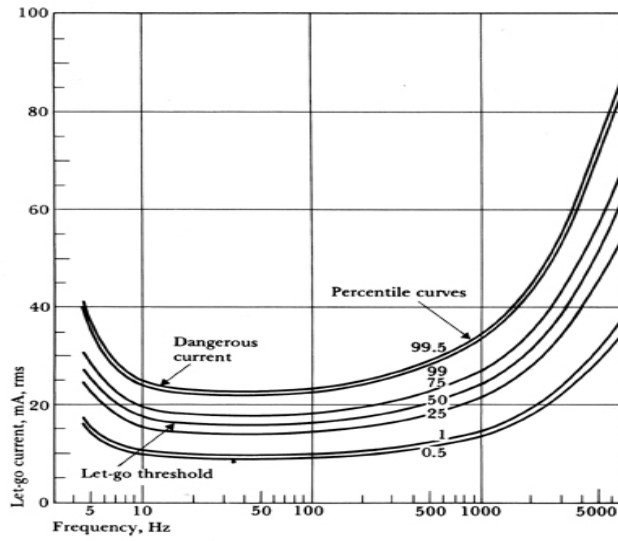


그림 32 자발 탈출 전류와 주파수의 관계[17]

2.3.15 PCB (Print Circuit Board)

본 연구에서 각 모듈 별로 개발한 치수 검사기의 회로를 PCB로 제작한 것은 그림 33과 같다.



그림 33 최종 PCB 회로

제 3 장 실험 및 결과

3.1 정 전류 검증

3.1.1 부하 저항의 가변 실험

본 연구에서 개발한 정 전류원을 이용한 치수 검사기의 성능 평가를 위하여 부하 저항을 치아에 금 (crack)이 발생하여 전류가 매우 잘 흐르게 되는 극단적인 경우인 무 부하 상태(short, 단선)에서부터 치아 상태에 따른 최악의 경우인 10 M Ω 까지 부하 저항을 변화시킬 때 정 전류원의 특성을 측정하였다. 자극 전류는 그림 33에서 보는 바와 같이 FET 게이트 전압의 증가에 따라 드레인 전류가 증가하는 것을 확인하였다. 무 부하 상태에서부터, 접촉임피던스를 줄이기 위하여 전도성 물질을 사용하였을 경우의 치아 임피던스 범위인 약 2 M Ω 사이의 범위에서 부하 저항의 임피던스 변화에 영향을 받지 않는 정 전류원임을 확인하였다. 일반적인 치아 임피던스 크기 이상의 범위인 3 M Ω 에서는 104 μ A, 4 M Ω 에서는 85 μ A, 끝이 날카로운 전극의 사용이나 전도성 물질(paste)을 사용하지 않아 접촉 임피던스가 큰 경우나, 치아의 병변 등의 경우에 따라 최악의 경우인 10 M Ω 에서도 약 40 μ A의 자극 전류가 흐름을 확인하였다.

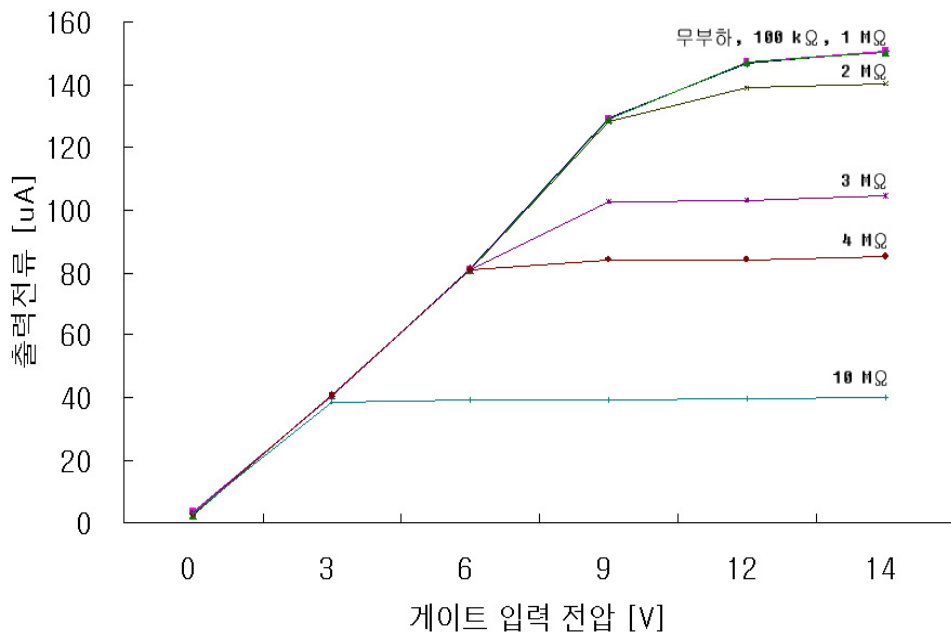


그림 34 개발한 치수검사기의 부하 저항을 이용한 정 전류원 특성

반면에 현재 치과 임상에서 치수 검사를 위해 사용하고 있는 D626 (Parkell, 미국)의 경우 그림 34에서 보는 바와 같이 부하 저항의 크기가 바뀔에 따라 자극 전류의 변화가 심하여 같은 레벨의 자극에서도 일정한 자극 전류를 흘려 줄 수가 없었다. 그 뿐만 아니라 전압원의 영향에 의해 자극 전류의 변화가 계속해서 발생하게 되며 치수 검사를 위한 최대 전류가 부하 저항이 50 kΩ일 경우 약 30 μ A 정도이므로 치아의 상태에 따라 치수의 생활력 평가에 요구되는 최대 전류인 150 μ A에 미치지 못하여 부족함이 있다.

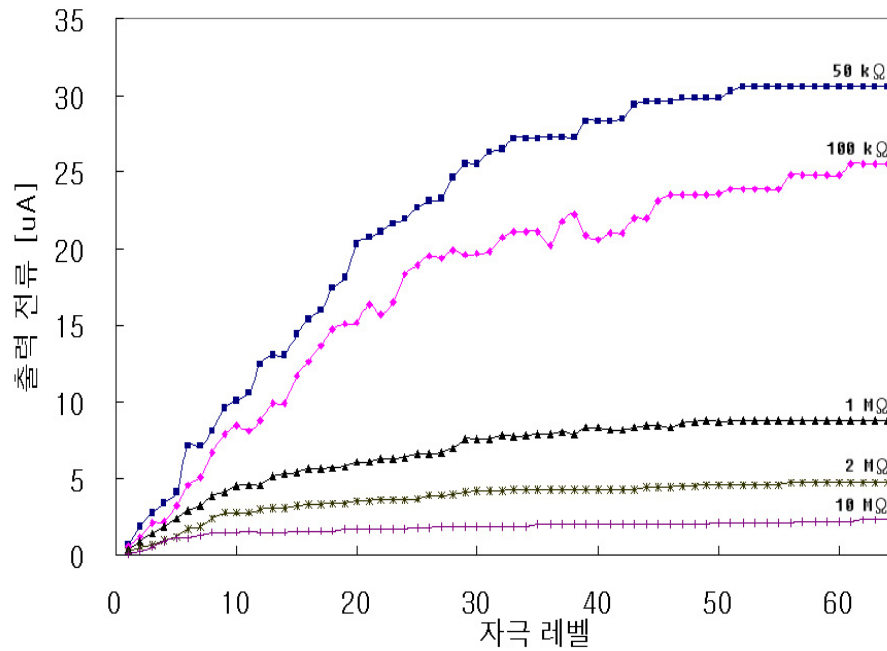


그림 35 D626의 부하 저항을 이용한 출력 특성

3.1.2 치아 모델을 이용한 기존 검사기와 비교 실험

발치한 치아를 이용한 치아 모델은 그림 35, 36과 같으며 각각의 임피던스 특성을 LCR 미터 (4248A, Agilent 미국)를 이용하여 50 Hz 정현파로 그림 38과 같이 치수 검사기의 전극을 이용하여 치아 임피던스를 측정된 결과는 표 2, 그림 39와 같다. 50 Hz에서 치아의 임피던스를 측정된 이유는 본 연구에서 개발한 치수 검사기의 버스트 파형의 주파수가 50 Hz이기 때문이다.



그림 36 치아 모델1(전치) 그림 37 치아 모델2 (구치)



그림 38 치수 검사기의 전극을 이용한 임피던스 측정

표 2에서 나타난 바와 같이 치아의 임피던스 크기가 약 $2 \text{ M}\Omega$ 내외에서 분포를 하는 것을 알 수 있다. 표 2의 치아 모델의 번호는 치아의 고유번호와 상관없이 무작위로 선정된 것이며 이중 1번에서 6번까지는 대구치이며 7번과 8번은 전치이다. 발치한 치아와 실제 사람의 치아의 임피던스 크기를 비교하기 위하여 그림 40과 같은 부위에서 치아 임피던스를 LCR 미터를 이용하여 측정한 결과는 표 3과 그림 41과 같다. 이 측정 결과는 1997년 I. Daskalov 등이 본 연구에서의 측정 방법과 동일하게 치수 검사용 전극과 전도성 물질(치약 등)을 사용하여 측정한 것과 같이 $1\sim 2 \text{ M}\Omega$ 의 범위에 속하는 것을 확인하였다[8].

표 2 발치된 치아의 임피던스 특성 (단위 : MΩ @ 50 Hz)
 R : Resistivity, X : Reactance

치아 모델번호	R	X	Impedance
1 (대구치)	1.92	- 0.31	1.94
2 (")	3.17	- 0.30	3.18
3 (")	2.44	- 0.42	2.48
4 (")	2.01	- 0.70	2.13
5 (")	1.89	- 0.52	1.96
6 (")	2.45	- 0.22	2.46
7 (소구치)	1.03	- 0.21	1.05
8 (소구치)	1.62	- 0.32	1.65
mean±std	2.13±0.66	-0.38±0.18	2.17±0.65

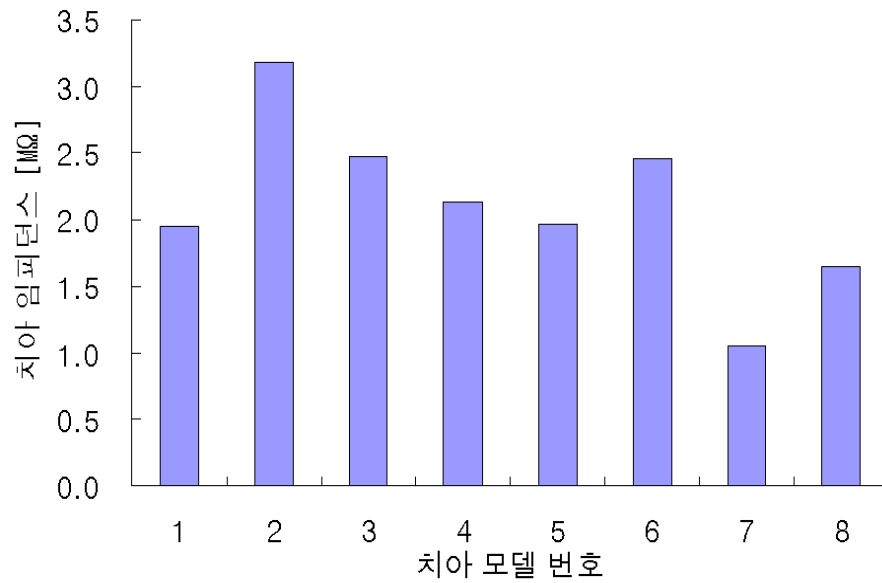


그림 39 치아 모델의 임피던스 특성

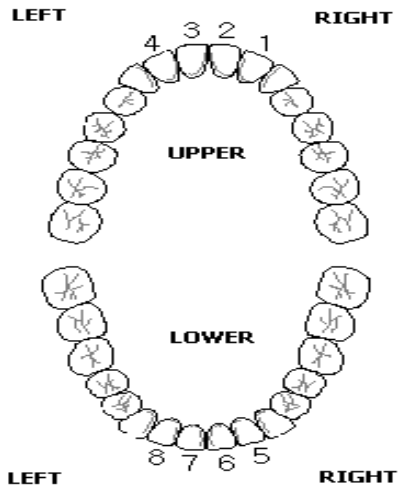


그림 40 측정한 치아의 위치

표 3 사람의 치아 임피던스 특성 (단위 : $M\Omega @ 50 \text{ Hz}$)

R : Resistivity, X : Reactance

A : 실험 참가자1 (여, 24), 실험 참가자2 (남, 27)

측정한 치아번호	A			B		
	R	X	Impedance	R	X	Impedance
1	2.39	- 0.21	2.40	2.89	- 0.44	2.92
2	1.82	- 0.24	1.84	2.39	- 0.51	2.44
3	2.58	- 0.61	2.65	2.14	- 0.17	2.15
4	1.83	- 0.18	1.84	2.25	- 0.20	2.26
5	1.77	- 0.53	1.85	2.72	- 0.24	2.73
6	1.06	- 0.13	1.07	1.23	- 0.14	1.24
7	1.08	- 0.20	1.10	2.39	- 0.34	2.41
8	1.01	- 0.27	1.05	1.34	- 0.14	1.35
mean±std	1.69±0.6	-0.3±0.17	1.72±0.61	2.14±0.61	-0.27±0.14	2.19±0.61

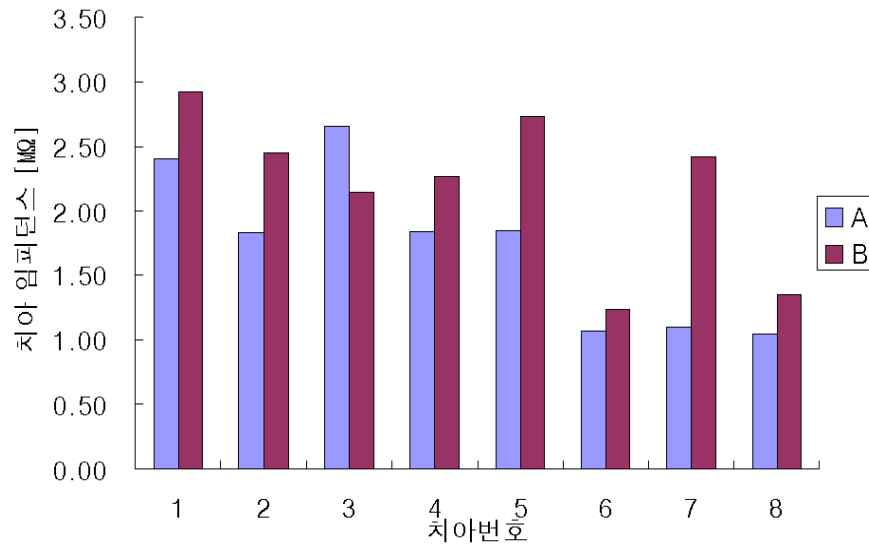


그림 41 사람의 치아의 임피던스 특성

발치한 치아 모델을 대상으로 현재 임상에서 사용하고 있는 Parkell의 두 치수 검사기 D624, D626과 개발한 정 전류원을 이용한 치수검사기를 이용하여 전달되는 자극 전류에 대하여 비교 검증하였다. 그 결과는 그림 42-44와 같다.

현재 임상에서 사용하고 있는 D624의 치아의 임피던스에 따른 각 레벨에서의 자극 전류의 출력 특성은 다음의 표 4와 같다. D624는 자극의 세기를 수동으로 다이얼을 돌려서 증가시키는 방식의 치수 검사기로 각 자극 단계별 자극 전류는 그림 42와 같다. 그림에서 보는 바와 같이 각 치아마다 임피던스의 크기가 다르기 때문에 전달되는 자극 전류의 크기가 일정하지 못하다는 것을 알 수가 있다. 그 뿐만 아니라 같은 자극 레벨에서도 전달되는 자극 전류의 크기가 일정하지 못하며 자극의 최대 전류량이 약 50 μ A로 치수 검사 시 요구되는 최대 150 μ A에 이르지 못하는 것을 확인하였다.

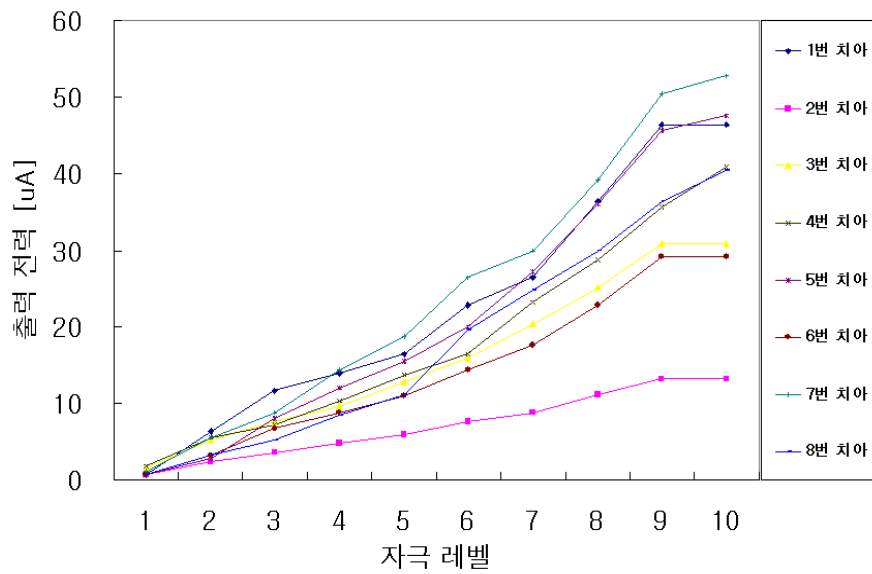


그림 42 D624의 치아모델의 임피던스에 따른 각 레벨에서의 자극 전류의 크기

표 4 8개의 치아모델을 이용한 D624의 출력 전류특성 (단위 : μA)

Level	1번치아	2번치아	3번치아	4번치아	5번치아	6번치아	7번치아	8번치아
1	0.8	0.8	1.6	1.8	0.8	0.8	1.2	0.8
2	6.4	2.4	5.2	5.6	2.8	3.2	5.6	3.2
3	11.6	3.6	7.6	7.2	8.0	6.8	8.8	5.2
4	14.0	4.8	9.6	10.4	12.0	8.8	14.4	8.4
5	16.4	6.0	12.8	13.7	15.6	11.0	18.8	11.2
6	22.8	7.6	16.0	16.4	20.0	14.4	26.4	19.6
7	26.4	8.8	20.4	23.2	27.2	17.6	30.0	24.8
8	36.4	11.2	25.2	28.8	36.0	22.8	39.2	30.0
9	46.4	13.2	30.8	35.6	45.6	29.2	50.4	36.4
10	46.4	13.2	30.8	40.8	47.6	29.2	52.8	40.4

D626의 자극 증가는 버튼을 이용하여 증가시키는 방식의 치수 검사기로 각 자극 단계별 자극 전류는 그림 43과 같다. D624의 치아의 임피던스에 따른 각 레벨

에서의 자극 전류의 출력 특성과 마찬가지로 각 치아마다 임피던스의 크기가 다르기 때문에 전달되는 자극 전류의 크기가 일정하지 아니하였으며 같은 자극 레벨에서도 전달되는 자극 전류의 크기가 일정하지 못했다. 또한 자극의 최대 전류량이 약 $40 \mu\text{A}$ 로 역시 치수 검사 시 요구되는 최대 $150 \mu\text{A}$ 에 이르지 못하는 것을 확인하였다.

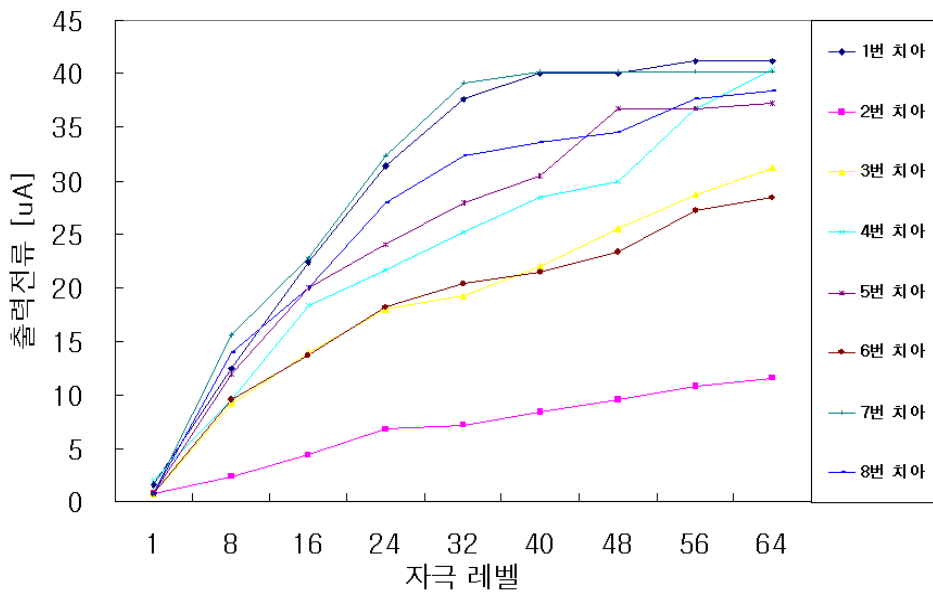


그림 43 D626의 치아모델의 임피던스에 따른 각 레벨에서의 자극 전류의 크기

표 5 8개의 치아모델을 이용한 D626의 출력 전류특성 (단위 : μA)

Level	1번치아	2번치아	3번치아	4번치아	5번치아	6번치아	7번치아	8번치아
1	1.6	0.8	0.8	2.0	0.8	0.8	0.8	0.8
8	12.4	2.4	9.2	9.6	12.0	9.6	15.6	14.0
16	22.4	4.4	14.0	18.4	20.0	13.7	22.8	20.0
24	31.4	6.8	18.0	21.6	24.0	18.2	32.4	28.0
32	37.6	7.2	19.2	25.2	28.0	20.4	39.2	32.4
40	40.0	8.4	22.0	28.4	30.4	21.4	40.2	33.6
48	40.0	9.6	25.6	30.0	36.8	23.4	40.2	34.6
56	41.2	10.8	28.7	36.8	36.8	27.2	40.2	37.6
64	41.2	11.6	31.2	40.4	37.2	28.4	40.2	38.4

반면 개발한 정 전류원을 이용한 치수검사기의 경우 그림 44에서 나타난 바와 같이 치아의 임피던스 크기에 관계없이 전달되는 자극 전류의 크기가 레벨에 따라 일정한 것을 확인하였다. 또한 치수 검사 시 요구되는 최대 전류인 약 $150 \mu A$ 까지의 전류 자극이 가능하였다.

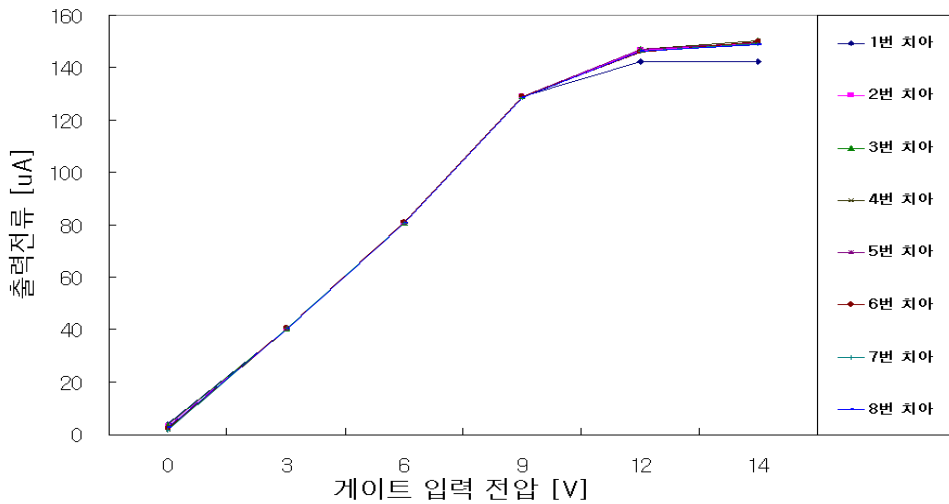


그림 44 정 전류원 치수 검사기의 치아 모델 임피던스에 따른 자극 전류의 크기

표 6 개발한 정 전류 치수검사기의 출력 전류특성 (단위 : μA)
 (V_g : 게이트 입력 전압, 단위 : volt)

V_g	1번치아	2번치아	3번치아	4번치아	5번치아	6번치아	7번치아	8번치아
0	4.0	3.2	3.6	2.0	2.4	2.4	1.6	2.8
3	40.4	40.4	40.4	40.4	40.4	40.8	40.8	40.4
6	80.8	80.4	80.8	80.8	80.8	81.2	80.8	80.8
9	128.8	129.2	129.2	129.2	129.2	129.2	128.4	128.4
12	142.4	146.8	147.2	147.2	147.2	146.0	146.4	146.4
14	142.4	149.6	150.4	150.4	149.6	150.0	149.2	148.8

제 4 장 고 찰

정확한 역치 전류 값을 알기 위해서는 임피던스에 영향을 받지 않는 정 전류원의 구현이 중요하다. 현재 임상에서 사용되고 있는 정 전압원을 이용한 치수 검사기는 옴의 법칙에 의해 일정한 전압에서 부하의 크기에 변화에 따라 자극 전류의 크기가 변하기 때문에 일정한 자극 전달이 불가능하다. 치아마다 임피던스가 다르기 때문에 일정한 자극 전류를 흘려 줄 수가 없다면 치수 검사 시 자극 반응에 대한 유무만을 관찰할 뿐 역치 자극에 대한 정보를 알 수 없다. 반면에 본 연구에서 개발한 치수 검사기는 치아에 금(crack)이 발생하여 전류의 전도가 매우 잘되는 경우인 수백 k Ω 에서 약 2 M Ω 의 넓은 임피던스 범위에서 정 전류 자극이 가능하도록 구현하였기 때문에 일정한 자극 전류에 의한 자극으로 역치에 대한 정보를 알 수가 있다.

최대 전류 크기에 대한 고려 역시 중요하다. 치수 검사 시 과도한 전류가 흐르게 되면 치수의 생활력이 없음에도 불구하고 치수가 아닌 구강조직의 자극으로 인하여 피검자가 허위반응을 나타내는 경우가 있다. 이를 방지하기 위해 최대 자극 전류의 크기를 150 μ A로 제한하였다. 또한 임상에서 사용되고 있는 정 전압원을 이용한 치수 검사기의 경우 자극 전류의 최대 출력이 40~50 μ A 정도로 제한되어 있기 때문에 피검자의 역치가 높을 때에는 자극 전류가 이에 미치지 못하여 치수의 생활력이 있음에도 불구하고 올바르게 진단하지 못하는 경우가 있다.

또한 자극으로 인하여 유발되는 통증의 경감을 위한 버스트 파형을 구현하였다. 현재 임상에서 사용하고 있는 대부분의 치수 검사기의 자극 파형은 단순 구형파이기 때문에 피검자에게 고통스러운 통증이 유발되었다. 이를 해결하기 위하여 버스트 파형을 이용하여 같은 크기의 자극 전류에서 보다 작은 에너지를 전달시켜 피검자에게 유발되는 통증을 경감시킬 수 있도록 하였다.

그러므로 본 연구에서는 정 전류원의 구현을 위하여 전류 안정회로를 이용함으로써 치수 검사 시 요구되는 치아의 임피던스 범위에서 자극 전류의 변화 없이

안정적으로 치수 검사를 가능하게 하였다. 자극 파형으로 버스트 파형을 사용함으로써 유발되는 통증을 경감시킬 수 있도록 하였다.

참고문헌

- [1] L. I. Grossman, *Endodontic Practice*, Lippincott Williams and Wilkins, 10th edition, pp. 1-42, 1987
- [2] I. W. Wang, S. T. Young, "An Improved Electric Pulp Tester", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 15, no. 1, pp. 112-115, 1996
- [3] J. Lindhe, *Textbook of Clinical Periodontology*, Munksgaard, 2nd edition, pp. 258-279, 1992
- [4] M. G. Pepper, "An Electric Tooth Pulp Vitality Tester", *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 19, pp. 208-214, 1981
- [5] B. Matthews, B. N. Searle, "Electrical Stimulation of Teeth", *Pain*, vol. 2, pp. 245-251, 1976
- [6] A. S. Grayson, "A New Electric Pulp Vitality Tester", *Quintessence International*, vol. 8, no. 3, pp. 79-82, 1977
- [7] P. M. H. Dummer, M. Tanner, J. P. McCarthy, "A laboratory study of four electric pulp testers", *International Endodontic Journal*, vol. 19, pp. 161-171, 1986
- [8] I. Daskalov, B. Indjov, N. Mudrov, "Electrical Dental Pulp Testing", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 16, no. 1, pp. 46-50, 1997
- [9] J. M. Mumford, "Pain Threshold of Normal Human Anterior Teeth", *Archives of Oral Biology*, vol. 8, pp.493-501, 1963
- [10] B. Matthews, B. N. Searle , D. Adams, R. Linden, "Thresholds of Vital and Non-Vital Teeth to Stimulation with Electric Pulp Testers", *British Dental Journal*, vol. 137, pp. 352-355, 1974
- [11] Malvino, *Electronic Principles*, Mc Grow Hill, 5th edition, 1997
- [12] Comfile technology, *PICBASIC DATABOOK*, 10th edition, 2002
- [13] Intersil corporation, ICL 8038 datasheet, 1998

- [14] BURR-BROWN, MPY 100 datasheet, 2000
- [15] BURR-BROWN, OPA 111 datasheet, 2000
- [16] TDK, CXA - L10A datasheet,2003
- [17] J. G. Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*, John Wiley & Sons. INC., 3rd edition, 1998
- [18] 이재형, *전기치료학*, 대학서림, 1995
- [19] 박래준, *전기치료학*, 현문사, 2003
- [20] J. Black, *Electrical Stimulation*, Praeger Publishers, 1999
- [21] R. L. Cooley, J. Stille, R. M. Lubow, "Evaluation of a Digital Pulp Tester", *Oral Surgery*, vol. 58, pp. 437-442, 1984
- [22] S. Cohen, R. C. Burns, *Pathways of the Pulp*, Mosby, 3rd edition, pp. 15-17, 1984
- [23] K. M. Hargreaves, H. E. Goodis, *Seltzer and Bender's Dental Pulp*, Quintessence books, pp. 151-204, 2002
- [24] A. J. Guerra, L. M. Lin, "Electric Pulp Tester and Apex Locator Barrier Technique", *Journal of Endodontics*, vol. 19, no. 10, pp. 532-534, 1993
- [25] E. A. Lado, R. G. Marks, "Reliability and Validity of a Digital Pulp Tester as a Test Standard for Measuring Sensory Perception", *Journal of Endodontics*, vol. 14, no. 7, pp. 352-356, 1988
- [26] F. Greenwood, H. Horiuchi, B. Matthews, "Electrophysiological Evidence on the Type of Nerve Fibres Excited by Electrical Stimulation of Teeth with a Pulp Tester", *Archives of Oral Biology*, vol. 17, pp. 701-709, 1972
- [27] Mattinarhi, Anttivistanen, J. Kuhta, T. Huopaniemi, "Electrical Stimulation of Teeth with a Pulp Tester in the Cat", *Scandinavian Journal of Dental Research*, vol. 87, pp. 32-38, 1979
- [28] J. W. Myers, "Demonstration of a Possible Source of Error with an Electric Pulp Tester", *Journal of Endodontics*, vol. 24, no. 3, pp. 199- 200, 1998
- [29] R. L. Cooley, S. F. Robison, "Variables Associated with Electric Pulp

Testing", *Oral Surgery*, vol. 50, no. 1, pp. 66-73, 1980

ABSTRACT

Development of an electric pulp tester using constant current source

Kim, Jae Sung
The Graduate Program
in Biomedical Engineering
The Graduate School
Yonsei University

Electric stimulation of teeth is used for assessing pulp vitality. Electric pulp tester has been used to measure pulp conditions for many years. The principle is based upon the assumption that a subject feels the pain produced by electrical current stimulation of intradental nerve. Because of very high and wide range of impedance of the enamel, it is very difficult to determine stimulation levels regardless of teeth status. Most pulp testers use voltage stimulation method and their stimulating threshold levels significantly depend on each individual. Therefore, a constant current stimulator is necessary to minimize the effect of wide variation due to different enamel thickness. And it is also necessary to test teeth vitality with a wide current range regardless of tooth impedance. In this study, we constructed a burst-wave type pulp tester to reduce the pain using a current stabilizing circuit with the maximum current of 150 μ A.

Key words : dental pulp, electric pulp test, pulp vitality, constant current source, burst wave