칼만필터와 퍼지논리제어를 이용한 가속도센서 기반의 음파전신진동제어시스템에 대한 연구

연세대학교 대학원
의공학과
박 철 희

칼만필터와 퍼지논리제어를 이용한 가속도센서 기반의 음파전신진동제어시스템에 대한 연구

지도 신 태 민 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2013년 1월 일

연세대학교 대학원
의공학과
박 철 희

박철희의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 신 태민 인

심사위원 윤 영로 인

심사위원 이 용훈 인

연세대학교 대학원

2012년 12월 27일

감 사 의 글

2005년 대학교에 입학하고 대학생활을 하며 매시간 나름의 고민들과 대학생활을 통해서 인생이란 두 글자를 경험하면서 대학원 진학을 결정하고 2010년 대학원생으로서 제 2 의 대학생활을 시작하였습니다. ‘옷깃만 스쳐도 인연이다.’라는 말처럼 2005년 지도교수님이신 신태민교수님의 수업을 처음 들었을 때부터 시작된 인연이라고 생각합니다. 지도교수님의 수업을 들으면서 대학 이후의 사회에서의 제 역할을 고민하고 지금의 제 자신을 되돌아보았으며, 2009년 학부졸업논문을 시작으로 교수님뿐만 아니라 의용컴퓨터시스템연구실과 연을 맺게 되었습니다. 매 학기 사고뭉치인 저로 인해 사건사고가 끊이질 않았지만, 항상 저를 보호하고 지지해 주셨던 신태민교수님께 이 글을 통해 다시 한번 감사의 말을 전합니다. 지도교수님 뿐만 아니라 수업을 통해서 많은 가르침을 주신 다른 교수님들께도 감사의 마음을 표현합니다.

또한 대학생활동안 저를 응원해주고 힘이 되어준 다살이살판 동패여러분께 감사을 마음을 표합니다.

학부생 시절엔 좋은경험과 인생의 교훈을 느끼게 해주고, 대학원 진학을 결정했을 때 진심어린 걱정과 응원을 해주신, 학생회활동을 통해서 알게된 모든 형, 누나, 친구, 동생들에게 이 기회를 빌어 늦었지만 진심어린 감사의 마음을 표현합니다.

마지막으로 태어나서부터 지금까지 항상 제게 올바른 길을 알려주고자 하시고, 제 결정을 존중해 주시고 힘이 되어준 아버지와 그 옆에서 아버지와 같이 저를 지켜주신 어머님께 감사의 말과 함께 사랑의 마음을 표현합니다. 또한 항상 저를 응원해 주신 저의 가족들께 감사와 사랑의 마음을 표현합니다.

2013년 1월 1일

박 철 희 올림

차 례

그림 차례 ····· iv

표 차례 ····· vii

식 차례 ····· viii

국문 요약 ····· ix

제 1 장 서 론 ····· 1

제 2 장 배 경 이 론 ····· 3

2.1 전신진동기 ····· 3

2.1.1 진동기의 의학적 효과 ····· 3

2.1.2 전신진동기의 진동형태와 진동발생방식 ····· 3

2.2 칼만필터 ····· 7

2.2.1 칼만필터의 구조와 변수 ····· 7

2.2.2 평활화를 위한 칼나필터의 시스템 모델 ····· 8

2.2.3 변위 추정을 위한 칼만필터의 시스템 모델 ····· 10

2.3 퍼지논리제어 ····· 13

2.3.1 퍼지제어 ····· 13

2.3.1 학습알고리즘 ····· 14

제 3 장 음파전신진동제어시스템 ····· 15

3.1 시스템개요 ····· 15
3.2 음파전신진동제어시스템 구성 ····· 15
3.2.1 음파전신진동기 ····· 15
3.2.2 퍼지논리제어시스템 ····· 21
3.3 진동강도분석 ····· 23
3.3.1 가속도 신호를 이용한 진동강도 분석 ····· 23
3.3.2 가속도센서의 부착위치 ····· 25
3.4 퍼지논리제어기 ····· 27
3.4.1 동작범위제한기 ····· 27
3.4.2 퍼지논리제어 ····· 29
제 4 장 결과 및 고찰 ····· 33
4.1 음파전신진동기의 동작특성 ····· 33
4.1.1 고정된 PWM 값과 동작주파수에서 동작특성 ····· 33
4.2 음파전신진동제어시스템 평가 ····· 37
4.2.1 고정된 부하와 동작주파수에서 진동강도 평가 ····· 37
4.2.2 고정된 부하와 동작주파수에서 진동강도의 변경에 대한 평가 38
4.2.3 고정된 동작주파수와 진동강도에서 부하의 변경에 따른 진동강도 39

4.3 인체에 적용한 음파전신진동제어시스템 ····· 40

제 5 장 결론 ····· 42

참고문헌 ····· 43

ABSTRACT ····· 46

그 림 차 례

그림 1. 타원(원)형태의 진동판의 움직임 • • • • • • • • • • • • • • • • 4

그림 2. 시소형태의 진동판의 움직임 • • • • • • • • • • • • • • • • • 4

그림 3. 수직형태의 진동판의 움직임 • • • • • • • • • • • • • • • • • 5

그림 4. 회전 모터와 크랭크를 이용한 수직진동 발생방식 • • • • • • • • 5

그림 5. 두 개의 편심모터를 이용한 수직진동발생방식 • • • • • • • • • 6

그림 6. 액추에이터 방식의 수직진동발생방식 • • • • • • • • • • • • • 6

그림 7. 시스템잡음에 대한 칼만필터의 수렴속도 • • • • • • • • • • • 9

그림 8. 측정잡음에 대한 칼만필터의 수렴속도 • • • • • • • • • • • • 10

그림 9. 가속도를 이용한 추정변위 • • • • • • • • • • • • • • • • • • 12

그림 10. 퍼지제어기의 구조와 흐름 • • • • • • • • • • • • • • • • • • 13

그림 11. 퍼지논리제어기의 구조와 흐름 • • • • • • • • • • • • • • • • 14

그림 12. 음파전신진동기 블록도 • • • • • • • • • • • • • • • • • • • 15

그림 13. 본 연구에서 사용한 음파전신진동기의 액추에이터와 진동판 • • 16

그림 14. 진동판에 가해지는 부하에 따른 변위 • • • • • • • • • • • • 17

그림 15. 음파전신진동기의 동작주파수와 측정주파수 • • • • • • • • • 18

그림 16. 진동판에 가해지는 부하에 따른 공진주파수의 변화 • • • • • 19

그림 17. 레이저 변위센서를 이용하여 검출한 첨두치 ····· 20

그림 18. 가속도센서 ····· 21

그림 19. 제어보드 ····· 22

그림 20. 가속도 신호 처리 순서 ····· 23

그림 21. 대역통과필터통과 후에 검출된 피크와 계산된 첨두치 ····· 23

그림 22. 계산된 첨두치와 칼만필터를 적용한 첨두치 ····· 24

그림 23. 진동판의 가속도 센서 부착위치 ····· 25

그림 24. 진동판위 위치에 따른 가속도 결과 ····· 26

그림 25. 퍼지논리제어기의 블록도 ····· 27

그림 26. 동작범위제한기의 입력과 출력 ····· 27

그림 27. 동작주파수에 따른 제한된 동작 범위 ····· 28

그림 28. 본 연구에서 구현한 퍼지 논리 제어기의 블록도 ····· 29

그림 29.본 연구에서 사용한 삼각함수 형태의 입력의 소속함수 ····· 29

그림 30. 본 연구에서 사용한 소속함수 ····· 30

그림 31. 오차에 따른 PWM의 제어량 ····· 32

그림 32. 고정된 PWM과 동작 주파수에서 부하에 따른 진동강도 ····· 33

그림 33. 안정상태의 평활화 결과 ····· 34

그림 34. 낮은 진동강도에서 주파수분석 • • • • • • • • • • • • • • • • • 35

그림 35. 40 Kg의 부하일 때 진동강도 • • • • • • • • • • • • • • • • • 37

그림 36. 변화되는 진동강도와 PWM 제어량 • • • • • • • • • • • • • • • • • 38

그림 37. 고정된 동작주파수와 목표 진동강도에서 부하가 변경함에 따른 진동강도 39

그림 38. 인체에 적용한 음파전신진동제어시스템의 진동강도 • • • • • • • 40

표 차 례

표 1. 측정한 변위 ····· 20

표 2. 본 연구에서 사용한 퍼지규칙 ····· 31

표 3. 동작주파수와 부하에 따른 가속도 결과 ····· 36

표 4. 허용범위의 크기에 따른 결과 ····· 41

식 차 례

식 1. 칼만필터에서 예측값과 예측오차공분산 ····· 7

식 2. 칼만이득 ····· 7

식 3. 칼만필터의 추정값과 오차공분산 ····· 8

식 4. 평활화를 위한 칼만필터의 시스템모델 ····· 8

식 5. 정현파로 표현한 변위, 속도, 가속도 ····· 11

식 6. 변위추정을 위한 칼만필터의 상태변이행렬과 상태변수변환행렬 · 11

식 7. 3축의 가속도크기 ····· 25

식 8. 동작범위제한수식 ····· 27

식 9. Mamdani 추론식 ····· 31

식 10. 비퍼지화 수식(무게중심법) ····· 31

국 문 요 약

칼만필터와 퍼지논리제어를 이용한 가속도센서 기반의 음파전신진동제어시스템에 대한 연구

인간은 진동에 항상 노출되어 있으며, 다양한 영향을 미친다. 특정 진동주파수대역과 일정한 강도의 진동은 근력강화, 호르몬분비율 증가, 골밀도 향상 등 의학적으로 다양한 긍정적 효과를 보인다. 이러한 목적으로 개발된 진동기의 종류 중에서 전신진동기는 타원, 시소, 수직 3가지의 진동형태를 가지고 있다. 수직진동이 중력가속의 방향과 일치하여 거부감이 적으며, 액추에이터를 이용하여 수직진동을 발생시키는 전신진동기는 고정된 주파수에서 진동강도를 변화할 수 있는 장점을 가지고 있다. 그러므로 인체에 가장 적합한 전신진동방식이다. 하지만 액추에이터는 히스테리시스와 비선형 특성을 가지고 있다. 그로인해 진동판에 인가되는 부하에 따라서 동작특성이 변하는 문제점을 가지고 있다.

그러므로 본 연구에서 칼만필터와 퍼지논리제어를 적용한 음파전신진동제어시스템을 구현하여 액추에이터 방식의 문제점을 해결하고, 일정한 진동자극이 가능하게 하는 것을 목적으로 한다. 가속도센서를 이용하여 진동강도를 분석하고, 칼만필터를 이용하여 분석한 결과를 안정적으로 평활화한다. 칼만필터의 출력은 퍼지논리제어기에 입력으로 사용되고, 퍼지논리제어기의 학습알고리즘은 현재 동작특성을 파악하여 퍼지제어기의 소속함수를 변경하여 퍼지제어기가 최적의 제어량을 결정하도록 하였다.

결과적으로 본 연구에서 구현한 시스템은 0.01 G로 진동강도를 조절할 수 있으며, 동작주파수는 0.1 Hz 단위로 조절이 가능하다. 분동을 이용한 실험에서는 95 % 이상이 허용범위안에서 동작하였으며, 인체에 적용하였을 때는 최대 14% 가 허용범위에서 벗어나는 결과를 얻을 수 있었다.

핵심 되는 말 : 퍼지논리제어, 음파전신진동기, 칼만필터, 가속도센서, 학습알고리즘

제 1 장 서 론

인간의 항상 다양한 원인에 의해서 발생되는 진동에 노출되어 있다. 진동의 역치는 진동주파수에 따라서 차이는 있지만 크기가 0.01G이 이상이 되는 경우 인간의 감각을 통해서 인지할 수 있다[4,5].

이러한 진동은 주파수와 형태 강도에 따라서 생체에 다양한 영향을 미친다. 특히 1 ~ 20 Hz의 진동 주파수를 가지는 진동은 의학적으로 긍정적인 영향을 준다[4]. 실제로 20 Hz의 자극을 노인에게 장시간 자극한 경우 악력, 반응시간 등 일상생활을 하는데 필요한 능력이 증가 되는 것을 확인하였고, 30 Hz의 진동주파수는 골밀도를 향상 시키는 것으로 보고되었다[1].

위와 같이 생체에 진동을 전달하기 위한 진동기는 다양한 형태와 구동방식을 가지고 있다. 그중에서 전신진동기는 진동판의 진동형태에 따라서 타원, 시소, 수직 3가지 형태로 분류 할 수 있다. 그 중에서 수직방향의 진동자극이 중력의 방향과 진동축이 일치하여 인간에게 가장 익숙한 형태의 자극이 가능하다. 수직 전신진동기는 크랭크, 모터, 액추에이터를 이용하여 진동판을 흔든다. 특히 액추에이터를 사용한 전신진동기는 동일한 주파수에서 자극 강도를 변화할 수 있는 장점을 가지고 있다. 하지만 액추에이터가 가지고 있는 비선형특성을 모델링 하는 것이 선형화하기 어렵고, 비선형 특성으로 인해 부하에 따른 시스템의 동작특성이 변화한다.

그러므로 본 연구에서는 음파전신진동기의 비선형 특성을 극복하고, 사용자에게 일정한 진동자극을 인가하기 위해서 퍼지논리제어이론을 적용하여 음파전신진동기를 제어하고자 한다. 또한 칼만필터를 이용하여 제어시스템의 성능을 향상시키고자 한다.

본 연구에서 사용한 시스템은 음파전신진동기와 퍼지논리제어시스템으로 구성되어 있으며, 가속도센서를 이용하여 진동판의 진동강도를 분석한다. 구현한 퍼지논리제어기는 진동판에 가해지는 부하에 따라서 변하는 음파전신진동기의 특성을 파악하고, 일정한 자극을 전달하기 위한 최적의 제어량을 결정하여 음파전신

진동기로 전달한다.

생체에 직접적으로 자극하기 앞에 실험용 분동을 이용하여 음파전신진동제어 시스템을 검증하였고, 이후에 인체에 직접적으로 적용하여 본 연구의 목적을 확인하고자 한다.

제 2 장 배 경 이 론

2.1 전신진동기

2.1.1 진동기의 의학적 효과

기존 연구에 의하면 진동기는 근력증가, 호르몬분비촉진, 혈류속도증가, 골밀도향상 등 인체에 다양한 긍정적 효과를 주는 것이 보고되었다[1~4]. 44 Hz의 자극주파수로 3 ㎜의 진폭을 가진 진동자극을 가했을 때, 일반군은 근력이 23 %향상하였고, 진동자극을 받은 그룹은 근력이 46 %향상되었다. 전문운동선수들을 대상으로 진동자극을 한 경우 7.9 ~ 10.7 %의 근력이 향상되는 것을 확인하였다. 자극주파수가 26 Hz이고 진폭이 3 ㎜인 진동자극은 혈류속도를 6.5 cm/s에서 13 cm/s로 증가시키는 것이 보고되었다. 노인들을 대상으로 1년 동안 하루에 20분씩 30 Hz의 자극주파수로 0.3 G의 크기를 가진 진동을 자극하며, 골밀도가 향상되는 것이 확인되었다. 또한 3달 동안 일주일에 3번, 하루에 3분씩 20 Hz의 진동자극을 준 경우 악력, 다리근력, 반응속도 등 일상생활을 수행하는 능력이 향상되는 것을 확인하였다. 일정한 크기와 주파수의 진동자극은 테스토스테론의 분비율을 7 %증가시키고, 성장호르몬의 분비율을 460 %까지 증가시키는 것이 보고되었다. 반면에, 코트리솔(cortisol)은 32 %감소되었다. 그 외에도 제지방량의 향상, 근육의 이완, 근피로 회복속도 향상 등에서 긍정적인 효과를 주는 것으로 보고되었다[1-4].

2.1.2 전신진동기의 진동형태와 진동발생방식

인체에 긍정적인 의학적 효과를 주기위한 진동기는 자극범위에 따라서 국소진동기와 전신진동기로 구분한다[4]. 전신진동기는 진동판위의 전신을 동시에 자극하며, 진동판의 움직임에 따라서 타원(elliptical), 시소(oscillate), 수직(Vertical) 3가지 형태로 분류할 수 있다.

그림 2. 타원(원)형태의 진동판의 움직임

그림 1은 진동판이 타원형으로 회전하는 형태는 보여준다. 동작주파수는 20 ~ 50 Hz의 범위를 가지며, 고정된 주파수에서 진동강도를 조절할 수 없다. 진동강도는 동작주파수에 의존하여 변하며, 동작주파수가 높아지면 진동강도가 강해지고, 주파수가 낮아지면 진동강도가 약해진다.

그림 3. 시소형태의 진동판의 움직임

그림 2는 시소 형태의 진동을 보여준다. 진동판의 중심을 기준으로 시소와 같이 좌우로 흔들리며 진동을 발생한다. 상체까지 진동을 전달하기가 어려운 단점을 가지고 있고, 30 ~ 40 Hz의 동작주파수 범위를 가진다. 타원형태와 같이 고정된 주파수에서 진동강도를 조절할 수 없으며, 동작주파수와 진동판위에서 사용자의 두 발 사이의 간격을 통해서 조절이 가능하다. 두 발 사이의 간격이 좁으면 진동강도가 약해지고, 간격이 넓어지면 진동의 강도가 증가한다.

그림 4. 수직형태의 진동판의 움직임

그림 3은 진동판이 상하로 움직이는 수직진동을 보여준다. 진동축이 중력의 방향과 일치하므로, 다른 진동형태에 비해서 안전하고 거부감이 적다. 2 ~ 100 Hz의 동작주파수 범위를 가지고 있으며, 고정된 주파수에서 진동판의 진폭을 조절하여 진동강도를 조절할 수 있는 특징이 있다.

3가지의 진동형태 중에서 전신진동자극에 가장 적절한 형태인 수직진동을 발생하는 방식에는 크랭크, 편심모터, 액추에이터 3가지가 있다.

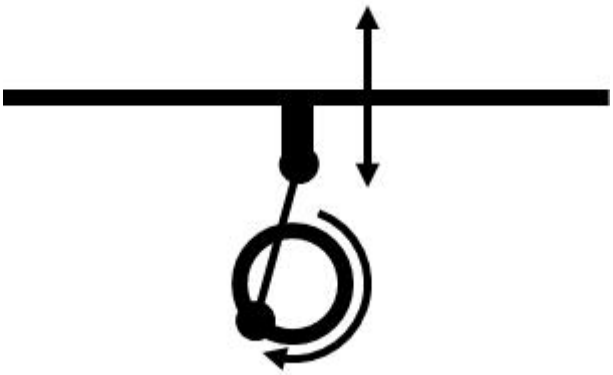

그림 5. 회전 모터와 크랭크를 이용한 수직진동 발생방식

그림 4는 크랭크방식으로 일반적인 회전모터와 크랭크축을 연결하여 기계적으로 진동판을 상하로 움직이는 방식이다. 간단한 구조를 가지고 있지만, 진동의 느낌이 거칠고, 진동판의 진폭을 변화할 수 없다. 동작주파수는 5 ~ 50 Hz의 범위를 가질 수 있고, 동작주파수가 낮으면 진동의 효과가 없고, 동작주파수가 높

으면 자극이 강하기 때문에 20 ~ 40 Hz 범위에서 선택하여 동작한다. 보통은 25 , 35 Hz를 두 가지를 선택하여 사용하며, 큰 소음이 발생하는 문제가 있다.

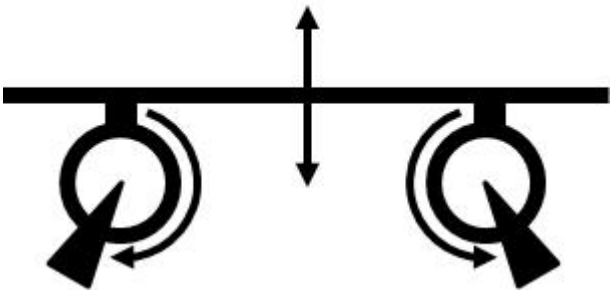

그림 6. 두 개의 편심모터를 이용한 수직진동발생방식

그림 5는 두 개의 편심모터를 이용한 수직진동을 발생하는 방식으로 진동판에 부착된 두 개의 편심 모터를 이용하여 수평성분을 서로 상쇄시키고 수직진동을 발생하게 하는 방식이다. 구조적으로 안정적이면서 간단하지만, 수평성분을 상쇄시키기 위해 사용하기 전에 초기화 과정이 필요하다. 동작주파수는 20 ~ 50 Hz의 범위를 가지고 있지만, 실제 사용가능한 주파수 범위는 좁다. 진동강도는 타원 방식과 같이 동작주파수에 의존하여 변한다.

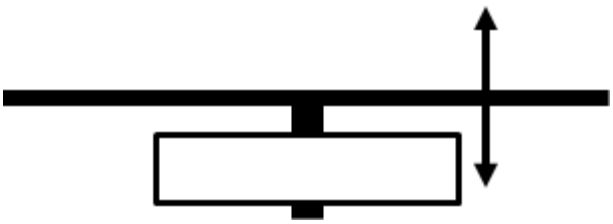

그림 7. 액추에이터 방식의 수직진동발생방식

그림 6은 액추에이터(Voice Coil Actuator) 또는 선형모터(Linear Motor)방식을 보여준다. 진동판에 연결된 액추에이터를 이용하여 진동을 발생시킨다. 실제

는 액추에이터 주변에 설치된 스프링이 진동판의 진동을 도와주며, 진동을 발생시키기 위해서 진동판에 하나 이상의 액추에이터를 연결하여 사용되기도 한다. 진동의 느낌이 부드럽고, 다른 방식과 비교하여 2 ~ 100 Hz의 넓은 동작주파수 범위를 가진다. 고정된 주파수에서 진동판의 진폭을 변화시켜 진동강도를 조절할 수 있다. 진동판위에서 다양한 자세를 가질 수 있으며, 소음이 다른 방식에 비해서 작다.

2.2 칼만필터(Kalman Filter)

칼만필터는 재귀필터의 한 종류로 본 연구에서는 진동강도를 분석하기 위해 첨두치검출기(Peak detector)의 결과를 평활화(Smoothing)하는 목적으로 사용하였다. 또한, 가속도 값을 이용하여 변위를 추정한다. 즉, 제어기의 성능을 높이고 안정성을 향상시키기 위해서 사용하였다[30,31].

2.2.1 칼만필터의 구조와 변수

$$\begin{aligned} \dot{x}_k &= A\widehat{x_{k-1}} \\ P_k^- &= AP_{k-1}A^T + Q \end{aligned} \qquad \text{식. 1}$$

칼만필터는 추정과 예측 두 부분으로 나누어진다. 예측부분은 직전에 추정한 값이 어떻게 변할 것인지 추측하는 부분으로, 추정값과 오차공분산을 예측한다.

식 1과 같이 직전의 추정값($\widehat{x_{k-1}}$)과 상태전이행렬(A)를 이용하여 예측값($\dot{x}_k$)을 계산하고, 상태전이행렬과 시스템잡음행렬(Q)을 이용하여 예측오차공분산(P^-)을 계산한다.

$$K_k = P_k^- H^T (HP_k^- H^T + R)^{-1} \qquad \text{식. 2}$$

추정부분은 센서의 측정값(M)과 예측값을 이용하여 새로운 추정값을 계산하

고, 오차공분산(P)을 갱신한다. 추정값을 계산하기 위해서는 칼만이득(K)값이 필요하므로, 예측오차공분산(P_k^-)과, 상태변수변환행렬(H), 측정잡음행렬(R)을 이용하여 식 2와 같이 칼만이득을 계산한다.

$$\begin{aligned} \hat{x_k} &= \dot{x}_k + K_k(M_k - H\dot{x}_k) \\ P_k &= P_k^- - K_k H P_k^- \end{aligned} \qquad \text{식. 3}$$

칼만이득을 계산하면, 측정값과 예측값을 이용하여 식 3과 같이 추정값($\hat{x}$)과 오차공분산을 계산한다[10-12].

칼만필터는 시스템모델에 따라서 필터의 특성이 결정되며, 상태전이행렬, 상태변수변환행렬, 측정잡음행렬, 시스템잡음행렬 4가지 변수를 통해서 필터의 특성을 결정한다. 상태전이행렬은 시간에 따라 출력되는 추정값의 물리량과 변화의 특성을 결정하며, 상태변수변환행렬은 칼만필터의 상태변수에서 센서의 측정값에 해당하는 값을 추출한다. 시스템잡음행렬과 측정잡음행렬은 칼만이득을 계산할 때 영향을 주며, 결과적으로 필터의 결과가 실제값에 수렴하는 반응속도를 결정하게 된다. 칼만이득이 작으면 추정값이 참값에 더 가까운 것을 의미하며, 크면 측정값이 참값과 가까운 것을 의미한다. 오차공분산은 칼만필터의 정확도를 의미하며, 작을수록 현재 칼만필터의 추정값이 실제값과 차이가 없음을 의미한다[10-12].

2.2.2 평활화를 위한 칼만필터의 시스템모델

본 연구에서는 가속도의 첨두치를 검출하여 평활화 하기위해 칼만필터를 사용하였다. 첨두치는 진동판의 동작주파수에 의존하여 갱신시간이 변경되므로 일반적인 필터를 적용하기에는 적합하지 않다. 반면에 칼만필터는 데이터의 입력이 갱신되는 시간과 무관하게 평활화를 적용할 수 있는 특징을 가지고 있다.

$$A = 1, H = 1, Q = 1, R = 1 \qquad \text{식. 4}$$

평활화를 위한 칼만필터의 시스템 모델은 식 4와 같다. 첨두치라는 물리량이 곧 측정값과 칼만필터의 상태변수가 되므로 상태전이행렬과 상태변수변환행렬은 '1'이 된다. 시스템잡음행렬과 측정잡음행렬 역시 물리량이 하나이므로 1 by 1 행렬이며, 사용자가 칼만필터를 적용할 시스템의 센서특성이나 기존의 연구결과를 토대로 결정하게 된다.

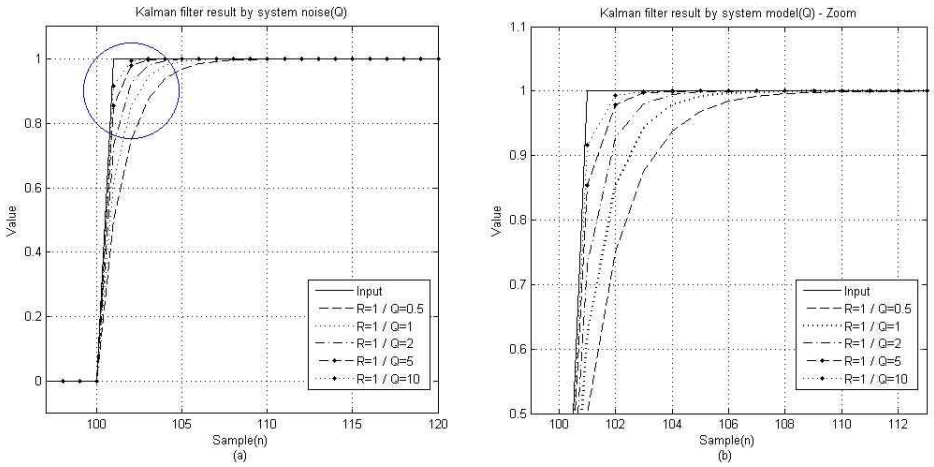

그림 8. 시스템잡음에 대한 칼만필터의 수렴속도

(a) - 시스템잡음에 따른 칼만필터의 출력 / (b) - (a)의 원을 확대

그림 7은 측정잡음을 고정하고, 시스템잡음을 0.5 ~ 10까지 변화시켜 보면서 n = 100일 때 스텝입력을 준 것이다. 그림에서 알 수 있듯이 시스템잡음이 커질수록 참값에 빠르게 수렴하는 것을 확인할 수 있다. Q가 0.5일 때는 4 샘플만에 참값과 일치 하였으며, Q가 10일 때는 15개의 샘플이 입력된 후에 참값과 일치하였다.

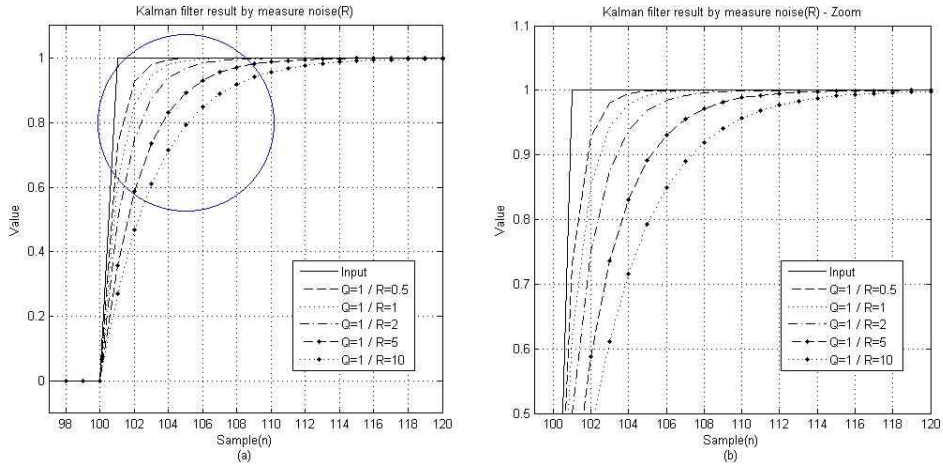

그림 9. 측정잡음에 대한 칼만필터의 수렴속도

(a) - 측정잡음에 따른 칼만필터의 출력 / (b) - (a)의 원을 확대

그림 8은 시스템잡음을 고정하고, 측정잡음을 0.5 ~ 10까지 변경하면서 스텝 입력에 대한 칼만필터의 결과를 관찰한 것이다. 측정잡음이 작을수록 참값에 빠르게 수렴하는 확인할 수 있다. R 이 0.5일 때는 8 샘플이 지난 후에 참값과 일치 하였으며, R이 10일 때는 32 샘플이 지난 후에 참값과 일치하는 것을 확인하였다. 그림 7, 8을 통해서 알 수 있듯이 칼만필터의 설계자는 두 잡음을 이용하여 시스템의 성능을 만족하는 적합함 최적의 수렴속도를 결정한다.

2.2.3 변위추정을 위한 칼만필터의 시스템모델

본 연구에서 가속도센서의 측정값을 이용하여 추정한 진동판의 변위와 레이저 변위센서의 측정값과 비교한다. 변위와 가속도는 2차 미분관계에 있으므로, 가속도를 시간에 대하여 2번 적분하면 변위를 얻을 수 있다. 하지만 실제 시스템에서는 가속도센서의 측정오차와 양자화오차로 인하여, 정확한 변위를 얻을 수 없다. 그러므로 본 연구는 진동형태가 정현파형태임을 이용하여 가속도 신호를 이용하여 진동판의 변위를 추정하였다.

$$\begin{aligned}&(a)\,Displacement(D) = (Amp.)\sin(wt)\\&(b)\,Velocity(V) = (Amp.)wcos(wt)\\&(c)\,Acceleration(acc.) = -(Amp.)w^2\sin(wt)\end{aligned} \qquad \text{식. 5}$$

음파전신진동기는 수직진동을 하는것을 시간의 흐름에 따라서 나타내면 식 5와 같이 정현파의 수식으로 나타낼 수 있다. 그러므로 변위는 식 5의 (a)로 나타낼 수 있고, 가속도는 식 5의 (c)와 같이 나타낼 수 있다. $w = 2\pi f$이고 위상차이가 없으므로 $D = Amp.$, $acc. = -(Amp.)(2\pi f)^2$로 표현이 가능하다.

$$A = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ \dfrac{(-9800)}{(2\pi f)^2} & 0 \end{pmatrix}, H = (1\ 0) \qquad \text{식. 6}$$

1 G는 9.8 $m/s^2$2이고, 변위의 단위는 ㎜이고, 가속도의 단위는 G인 것을 고려하면, 칼만필터의 상태전이행렬과 상태변수변환행렬은 식 6으로 표현이 가능하다. 상태전이행렬이 2 by 2 행렬 이고, 상태변수도 1 by 2 행렬이 되므로 시스템 잡음행렬은 임의의 2 by 2 대각 행렬로 구성하고, 측정잡음행렬은 측정하는 물리량이 하나이기 때문에 1 by 1 행렬로 구성한다.

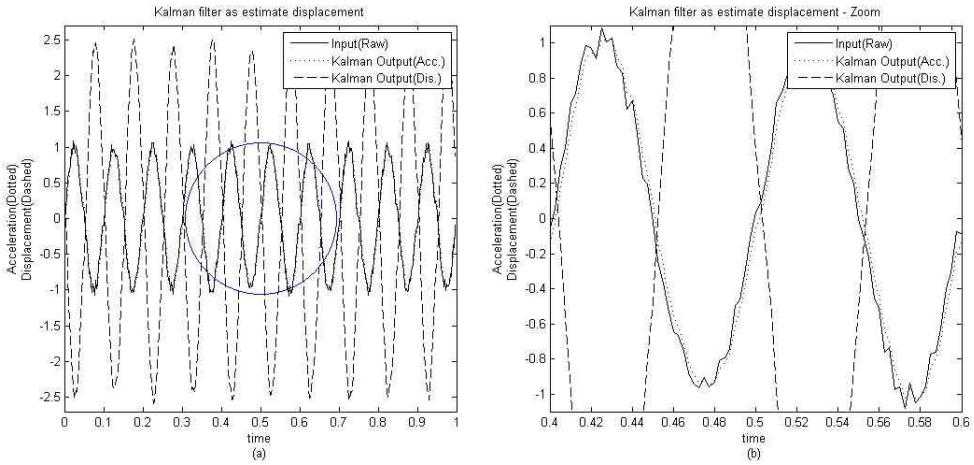

그림 10. 가속도를 이용한 추정변위

(a) - 가속도와 추정변위 / (b) - (a)를 확대

그림 9는 진동주파수가 10 Hz이고, 강도가 1 G인 가속도에 크기가 0.1 G인 잡음을 섞고 칼만필터를 적용한 그림이다. 그림 9의 (a)를 통해서는 변위가 추정되는 것을 확인 할 수 있고, 그림 9의 (b)를 보면 가속도의 잡음이 제거되는 것을 확인할 수 있다. 즉, 칼만필터를 이용하면 잡음제거와 동시에 새로운 물리량인 변위를 추정할 수 있다.

2.3 퍼지논리제어(Fuzzy Logic Control)

퍼지제어는 비선형 시스템의 제어에 적합한 제어방법이다[7,13-15]. 퍼지제어기의 성능을 향상시키기 위해 학습알고리즘을 합친 것을 퍼지논리제어라고 한다. 본 연구에서는 음파전신진동기의 동작특성이 변하는 것에 대응하여 최적의 제어량을 결정하기 위해서 사용하였다.

2.3.1 퍼지제어

퍼지이론은 애매하고 불분명한 상황에 대하여 소속함수를 이용하여 수학적으

로 접근하여 문제를 해결하는 이론이다. 퍼지제어는 시스템의 제어에 퍼지이론을 적용한 것으로, 애매한 상황에서 적절한 제어량을 결정할 수 있다[6-9].

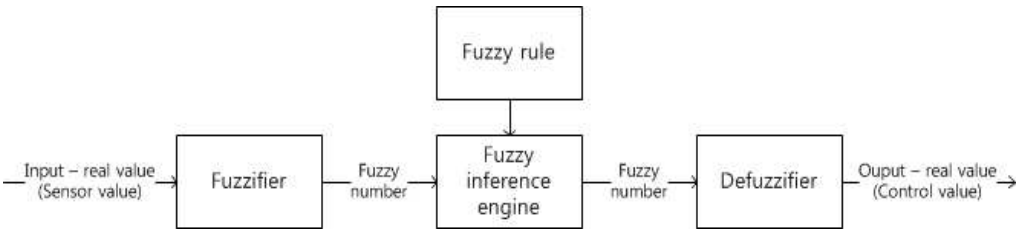

그림 11. 퍼지제어기의 구조와 흐름

일반적인 퍼지제어기는 그림 10과 같이 퍼지화기(fuzzifier), 퍼지규칙(fuzzy rule), 퍼지추론기(Fuzzy inference engine), 비퍼지화기(defuzzifier)로 구성되어있다.

퍼지화기는 시스템의 입력을 소속함수를 이용하여 퍼지이론을 전개할 수 있도록 각 소속함수에 해당하는 퍼지수로 변환하는 기능을 한다. 소속함수는 제어시스템 설계자의 경험과 지식을 기반으로 형태와 범위를 결정하게 되는데, 삼각함수와 사다리꼴함수형태, 가우스함수형태, 종형함수형태 등이 있다. 소속함수의 숫자가 많을수록 정밀한 제어가 가능하지만 많은 계산시간이 요구되므로 최적의 성능을 얻을 수 있는 적절한 소속함수의 개수를 결정해야 한다.

퍼지추론기는 퍼지화 된 입력과 퍼지규칙을 기반으로 퍼지연산을 수행하는 부분이다. 퍼지규칙은 제어대상에 대한 특성과 제어방법을 나타내며, IF-THEN 규칙으로 구성되어 있다. 퍼지추론방법에는 직접법, 혼합추론법, 간략추론법, 변형된 혼합추론법 등이 있으며, 설계자가 시스템의 특성에 고려하여 선택한다.

비퍼지화기는 퍼지추론기가 추론한 결과를 시스템의 제어량으로 변경하는 부분으로 퍼지수로 표현되었던 값을 시스템 제어를 위한 정량적인 제어량으로 변경하는 부분이다. 비퍼지화의 방법은 다양한 방법이 있으며, 면적중심법과 평균중심법을 많이 사용한다[6,7].

2.3.2 학습알고리즘

학습알고리즘은 과거의 입력과 출력, 현재 시스템의 상태를 기반으로 제어시스템의 성능을 높이기 위해서 사용된다. 기존의 제어기 설계방법으로 자동화가 어렵고, 경험적 지식을 기반으로 숙련자가 동작시켜야 하는 시스템을 자동화하기 위해서 필요한 기능이다. 즉, 퍼지제어기의 성능을 높이고, 제어대상의 상태를 판단하여 지능적으로 제어하기 위해서 사용한다.

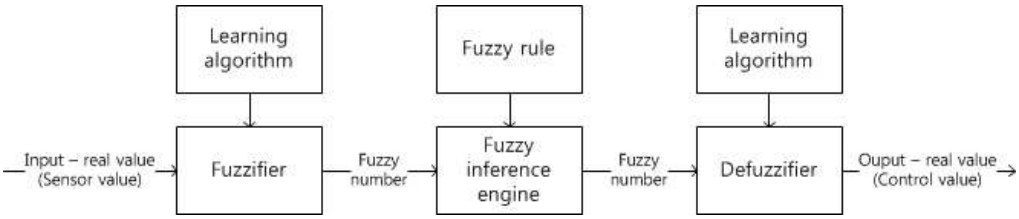

그림 12. 퍼지논리제어기의 구조와 흐름

퍼지논리제어기에서 학습알고리즘의 결과는 제어기의 설계자에 따라서 퍼지화기에 반영하여 소속함수를 변경하거나, 퍼지추론기에서 퍼지규칙을 변경하기도 한다. 또한 추론방법을 변경할 수도 있고, 비퍼지화기에서 비퍼지화 방법을 변경할 수도 있다. 본 연구에서는 그림 11과 같이 퍼지화기와 퍼지추론기 과정에서 출력의 소속함수를 변경하여, 적절한 제어량을 결정하도록 하였다. 퍼지화기에 적용된 방법은 목표주파수를 기준으로 소속함수의 개수와 넓이를 갱신한다. 비퍼지화기에 사용된 방법은 현재 가속도와 PWM값을 이용하여 특성을 파악하여 제어량의 범위를 변경한다.

제 3 장 음파전신진동제어시스템

3.1 시스템개요

음파전신진동기와 퍼지논리제어시스템를 합쳐서 음파전신진동제어시스템이라고 한다. 음파전신진동기는 액추에이터와 진동판을 포함한 전신진동기이며, 가속도센서를 이용한 진동강도분석기와 퍼지논리제어기를 합쳐 퍼지논리제어시스템이라고 한다[16-19].

3.2 음파전신진동제어시스템 구성

3.2.1 음파전신진동기(Sonic Whole Body Vibrator)

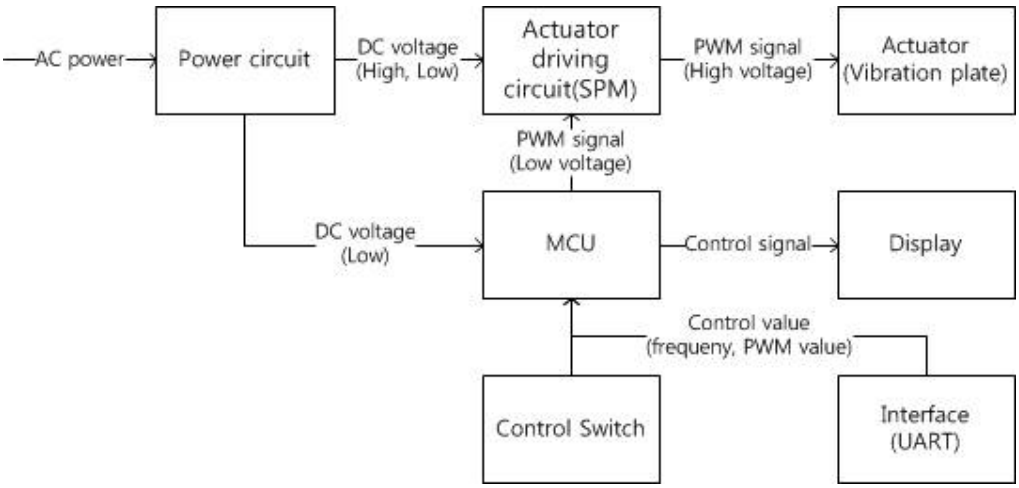

그림 13. 음파전신진동기 블록도

음파전신진동기는 그림 12와 같이 전원부와 액추에이터, 액추에이터 드라이빙부, PWM 신호발생부, 디스플레이부와 제어부, 외부통신을 위한 부분으로 구성되

어있다.

전원부는 교류전원을 입력받아서 액추에이터 드라이빙을 위한 직류전압과 PWM 신호발생부와 디스플레이부, 제어부를 위한 전원을 직류전원을 공급한다. 액추에이터 드라이빙부는 SPM(Smart Power Module)을 이용하여 구성되어 있으며, 음파전신진동기의 MCU에서 발생된 PWM 신호를 입력받아 액추에이터에 인가하는 높은 전압의 PWM 신호로 변환한다. 디스플레이부를 현재 동작주파수와 PWM 제어값을 보여주며, 제어부는 동작주파수와 PWM 제어값을 조절하며, 통신부를 통해서 다른 장치로부터 주파수와 PWM 제어값을 전달 받는다.

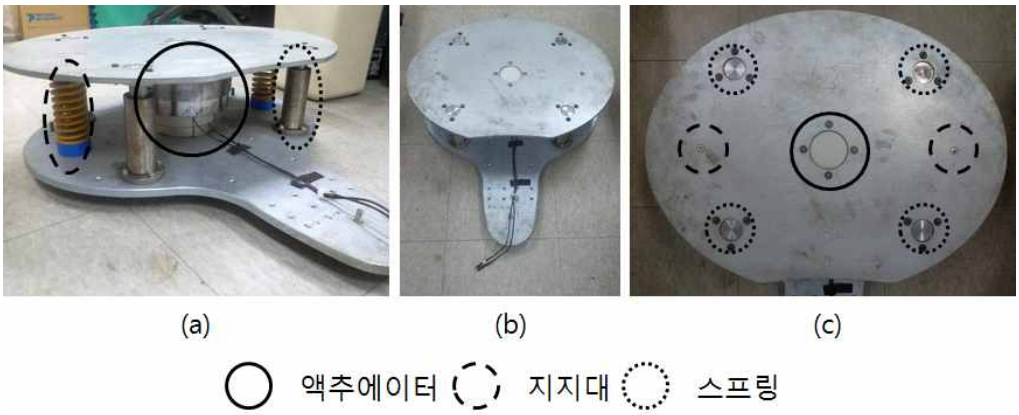

그림 14. 본 연구에서 사용한 음파전신진동기의 액추에이터와 진동판

그림 13은 본 연구에서 사용한 음파전신진동기의 액추에이터이다. 하나의 액추에이터가 진동판에 연결되어 있으며, 주변에 4개의 지지대가 있어서 수직진동을 하도록 도와준다. 좌우에는 스프링은 동작중에는 판이 진동하는 것을 도와주고, 정지시에는 진동판이 바닥에 닿지 않도록 지지해 주는 역할을 한다.

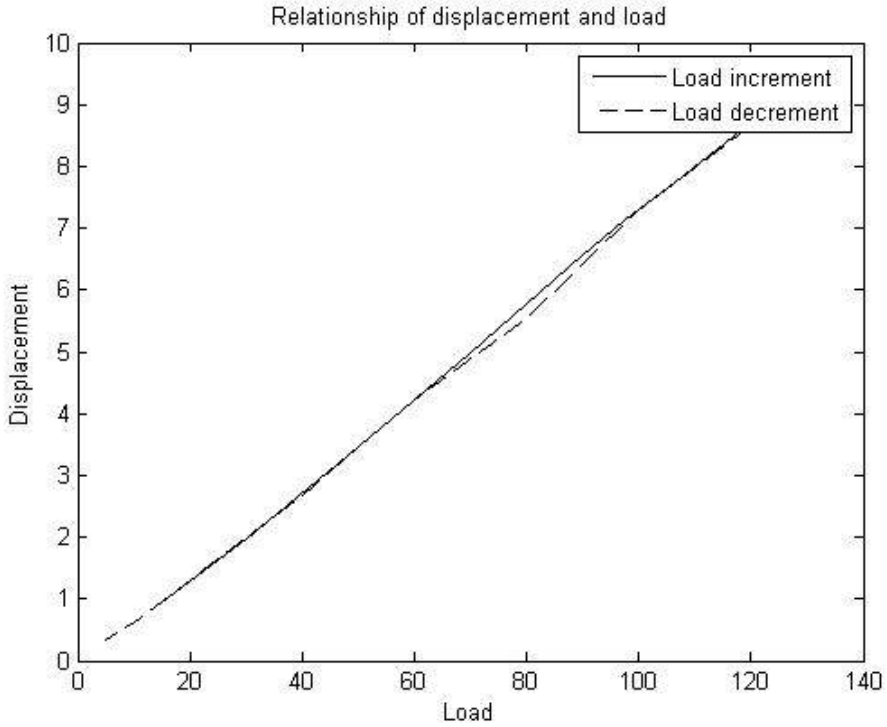

그림 15. 진동판에 가해지는 부하에 따른 변위

그림 14는 액추에이터에 실험용 분동을 추가하거나 감소시키면서 진동판의 변위를 살펴 본 결과이다. 80 Kg에서 차이가 발생하는 것을 확인하였다. 또한 회귀분석을 수행한 결과 부하를 증가할 때와 감소시킬 때 회귀식의 계수가 차이가 있고, 회귀식의 결정계수가 차이가 있다. 즉, 액추에이터가 히스테리시스특성을 가지고 있는 것으로 생각된다.

음파전신진동기의 동작주파수는 DDS알고리즘을 이용하여 진동판의 동작주파수를 결정한다. 본 연구에서는 3 ~ 50Hz의 동작 범위를 가지고, 0.1 Hz 단위로 제어 할 수 있다.

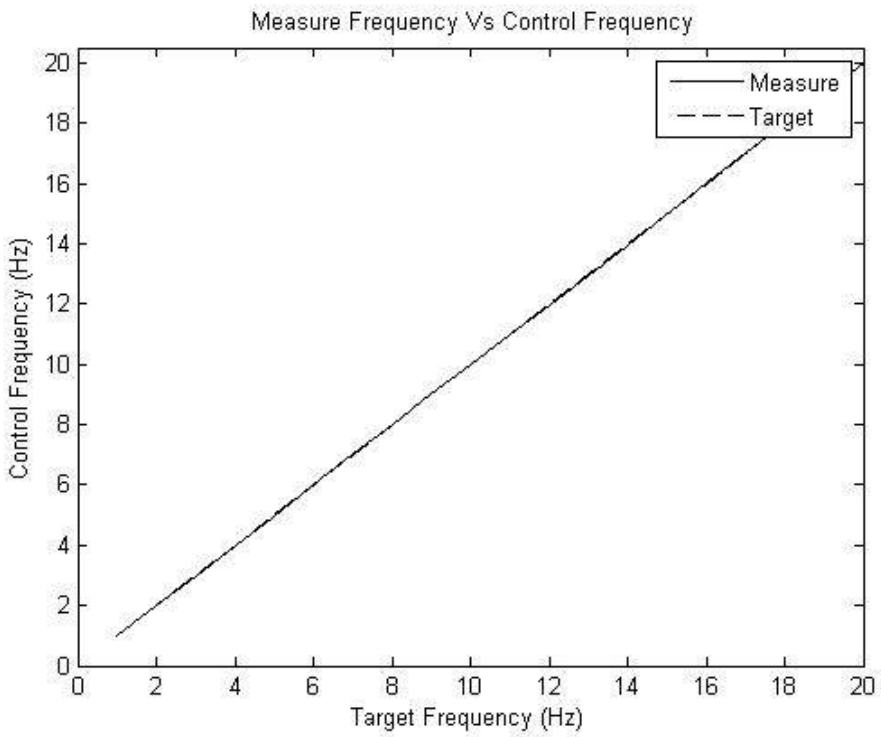

그림 16. 음파전신진동기의 동작주파수와 측정주파수

그림 15는 음파전신진동기에서 설정한 목표 동작주파수와 실제 판의 변위를 측정하여 주파수 분석을 한 주파수를 서로 비교한 그림이다. 목표주파수와 실제 주파수의 오차는 0.02 ~ 0.04 Hz이며, 회귀식의 결정계수는 1이다. 오차가 주파수의 제어단위 보다 작고, 결정계수가 1이므로 음파전신진동기는 사용자가 설정한 주파수대로 동작하는 것이 보장된다.

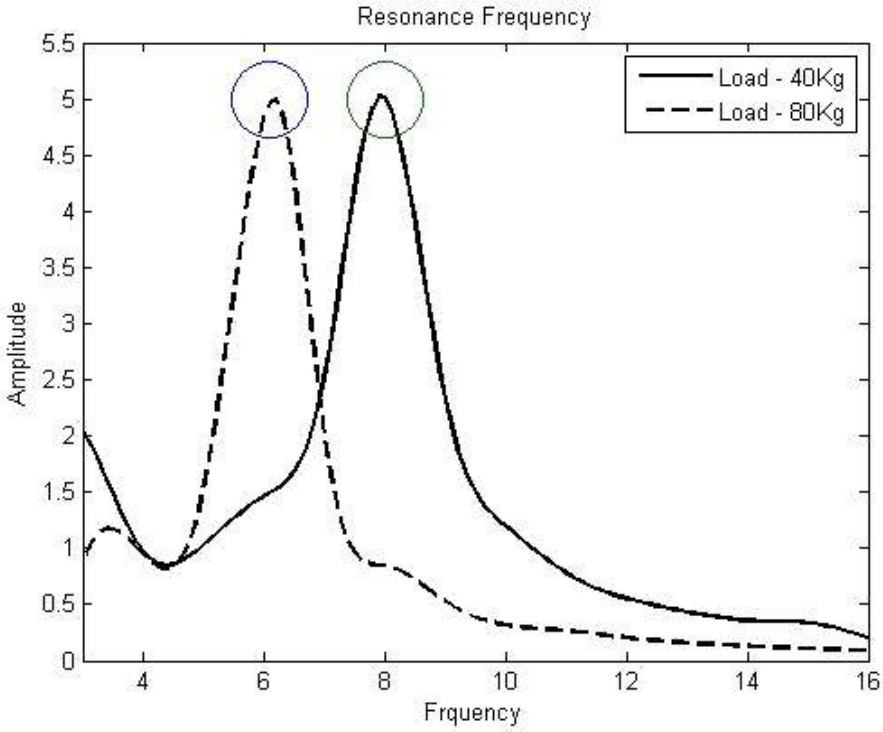

그림 17. 진동판에 가해지는 부하에 따른 공진주파수의 변화

본 연구에서 사용한 액추에이터는 진동판에 가해지는 부하에 따라서 공진주파수가 변하게 된다. 그림 16은 PWM 제어값과 진동판의 부하를 고정하고 동작주파수를 변경해 가면서 측정한 변위의 첨두치를 검출하여 나타낸 것이다. 부하가 변경됨에 따라서 공진주파수가 변하는 것을 확인 할 수 있다. 또한 부하에 따라서 공진주파수에서 최대 진폭을 가지게 하는 PWM 제어값도 차이가 있다. 즉, 진동판에 인가되는 부하에 따라서 동작특성을 분석할 필요성이 있다.

음파전신진동기의 진동강도는 PWM 듀티비를 조절하여 결정한다. 0 ~ 449 Step까지 조절이 가능하다.

표 1. 측정한 변위

	최소값	최대값	평균	표준편차
Measure_1	3.12	3.17	3.1558	.00994
Measure_2	3.10	3.16	3.1446	.01102
Measure_3	3.11	3.16	3.1516	.00976
Measure_4	3.12	3.16	3.1489	.00791
Measure_5	3.09	3.16	3.1424	.00953
Total			3.1487	

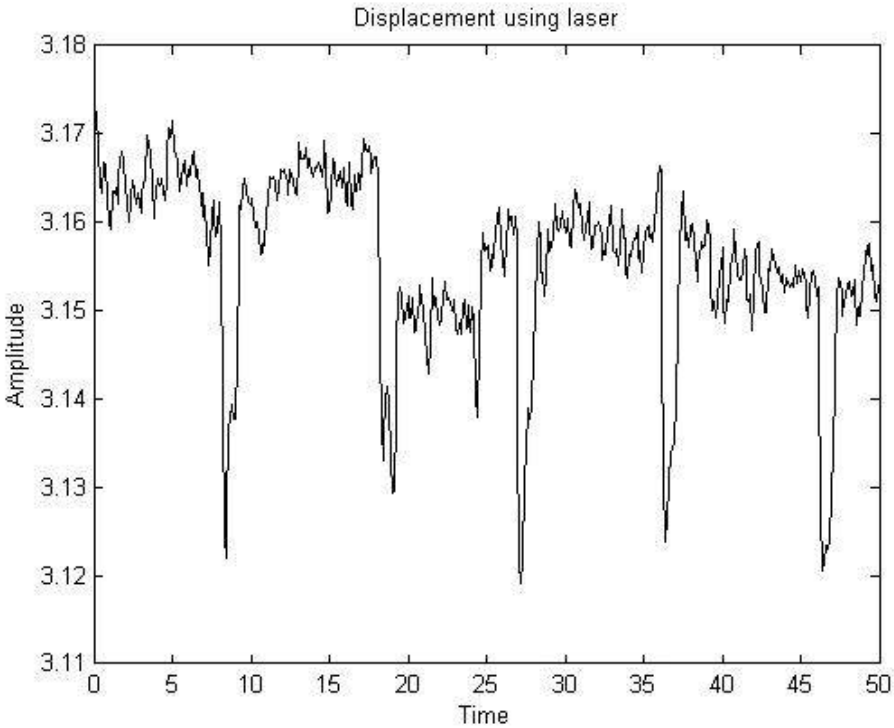

그림 18. 레이저 변위센서를 이용하여 검출한 첨두치

표 1은 동작주파수를 10 Hz로 고정하고, PWM 제어값은 30으로 고정한 상태에서 Laser 변위센서로 진동판의 변위를 측정하여 첨두치를 검출하고 분석한 것이다. 평균은 3.1487 mm로 각 측정치와의 오차는 0.0003 ~ 0.007 mm이다. 그림 17은 첫 번째 측정 결과이다. 비주기적으로 평균보다 낮은 변위가 발생하는 것을

확인 할 수 있다.

본 연구에서 사용한 음파전신진동기의 액추에이터는 그림 14를 통해서 히스테리시스특성을 가지고 있는 것을 확인하였고, 그림 16에서 진동판에 인가되는 부하에 따라서 공진주파수가 변경되는 것을 확인하였다. 그림 17에서 비주기적인 피크가 발생하는 것을 확인할 수 있다. 이와 같은 특성으로 인해 동일한 환경에서 진동기를 동작시켜도 일정한 크기의 진동을 유지하기 어려운 것을 확인하였다. 그러므로 제어이론을 적용하여 일정한 자극을 전달할 필요성을 확인하였다. 하지만 주파수는 오차가 제어단계보다 작으므로 제어이론을 적용할 필요가 없다.

3.2.2 퍼지논리제어시스템

퍼지논리제어시스템은 진동강도분석기과 퍼지논리제어기로 나눌 수 있으며, 가속도 센서와 제어보드로 구성되어 있으며, 음파전신진동기와 UART 통신을 한다.

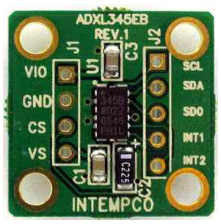

그림 19. 가속도센서

가속도센서는 Analog Device사의 ADXL-345로 선정하였고, 그림 18같이 개발보드 형태로 구성된 제품을 사용하였다. X, Y, Z 3축에서 각각 ±16 G까지 측정이 가능하며, 3.9 mG/LSB의 분해능을 가지고, 최대 샘플링 속도는 3200 Hz이다.

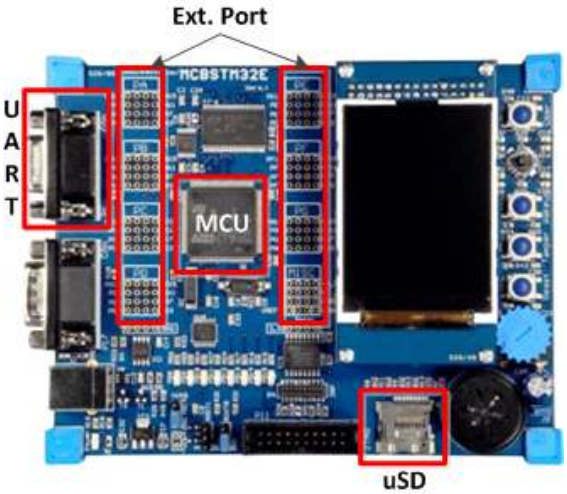

그림 20. 제어보드

제어보드는 STMicroelectronics사 제품으로 ARM사의 Cortex-M3 코어기반의 MCU인 STM32F103ZE를 사용하는 Keil사의 개발보드 MCBSTM32EXL을 사용하였다. 최대 72 MHz의 클럭을 가지며, SPI를 이용하여 가속도센서와 통신을 하고, UART를 이용하여 음파전신진동기에 제어량을 전송한다. uSD 카드를 통해서 가속도신호의 측정 및 분석 결과를 저장한다. ARM사에서 제공하는 CMSIS DSP Library를 이용하여 신호처리를 하였으며, 분석된 결과를 기반으로 퍼지논리제어기를 이용하여 최적의 제어량을 결정 한다.

3.3 진동강도분석

3.3.1 가속도 신호를 이용한 진동강도분석

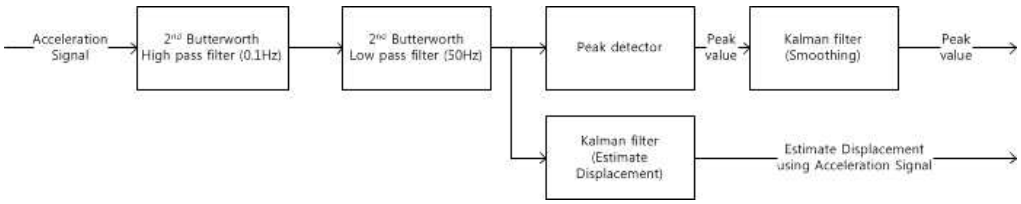

그림 21. 가속도 신호 처리 순서

측정된 가속도신호는 그림 20과 같이 디지털로 구현된 고주파통과필터와 저주파통과필터를 통과한 후 피크검출기를 통해서 첨두치를 계산한다. 계산된 첨두치는 칼만필터를 이용하여 평활화를 적용한 후 퍼지논리제어기의 입력으로 사용된다.

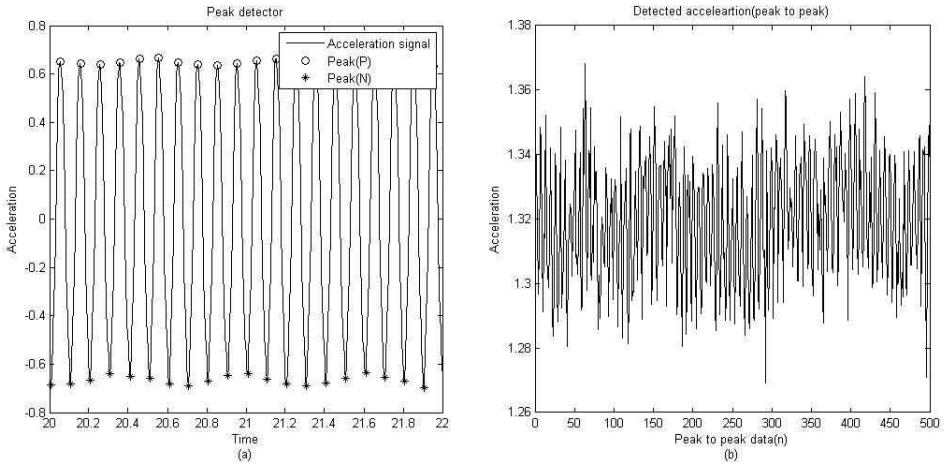

그림 22. 대역통과필터통과 후에 검출된 피크와 계산된 첨두치

(a) - 검출한 피크 / (b) - 계산된 첨두치

그림 21의 (a)는 대역통과필터를 통과한 가속도 신호의 피크를 검출한 일부를 확대한 그림이다. 그림에서 확인 할 수 있듯이 주기적으로 피크를 검출한다. 그림 21의 (b)는 검출된 피크를 이용하여 첨두치를 계산한 것이다. 평균은 1.3201G 이며, 표준편차는 0.0185이다. 검출된 Peak는 칼만필터를 통과 하여 평활화를 적용한다. 칼만필터는 앞에서 설명했듯이 잡음행렬에 따라서 필터의 수렴속도가 달라진다. 본 연구에서는 안정시에 추정값의 표준편차가 0.01 G 보다 작도록 잡음행렬을 설정하였다. 가속도의 제어단위가 0.01 G 이기 때문에 표준편차를 작게하여 안정적인 제어가 가능하게 하기 위함이다.

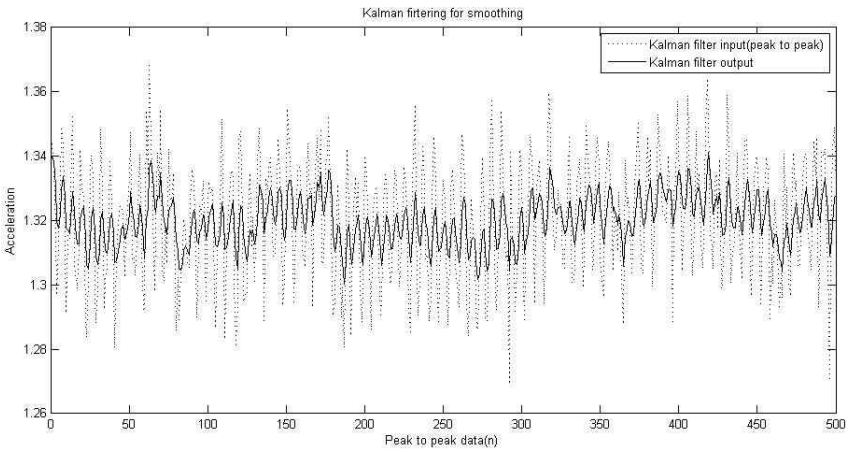

그림 23. 계산된 첨두치와 칼만필터를 적용한 첨두치

그림 22는 계산된 첨두치에 칼만필터를 적용한 결과이다. 계산된 첨두치의 (점선)의 표준편차는 0.018 G이고 칼만필터 출력(실선)의 표준편차는 0.007G이다.

3.3.2 가속도센서의 부착위치

그림 24. 진동판의 가속도 센서 부착위치

$$\vec{a} = \overrightarrow{a_x} + \overrightarrow{a_y} + \overrightarrow{a_z}, |a| = \sqrt[2]{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \qquad \text{식. 7}$$

가속도센서의 부착위치를 선정하기 위해서 그림 23와 같이 4군데에서 가속도 값을 측정하여 비교하였다. 진동기는 진동축이 수직이므로 가속도 센서에서 하나의 축을 사용하면 되고, 본 연구에서는 Z축을 사용한다. 3축을 모두 이용하기 위해서는 식 7을 이용하여 가속도의 크기를 계산한다. Z축만 사용한 경우와 3축을 합성하여 사용했을 때를 비교하면 경우와는 3축을 합성한 경우 Z축보다 2 ~ 3 % 증가한 값이 측정된다.

측정된 가속도는 칼만필터를 이용하여 변위를 추정하여 레이저 변위센서의 측정갑과 비교해 보았다. 레이저 변위센서와 비교를 그림 23의 2번 위치에 가속도 센서를 부착하였고, 레이저 변위센서의 측정 포인트가 가속도센서 위에 오도록 변위센서를 설치하였다. 그 결과 추정 변위와의 오차는 레이저 변위센서의 측정값을 기준으로 5% 이하의 크기를 가지고 있었으며, 추정변위가 실제 측정값보다 크게 추정하였다.

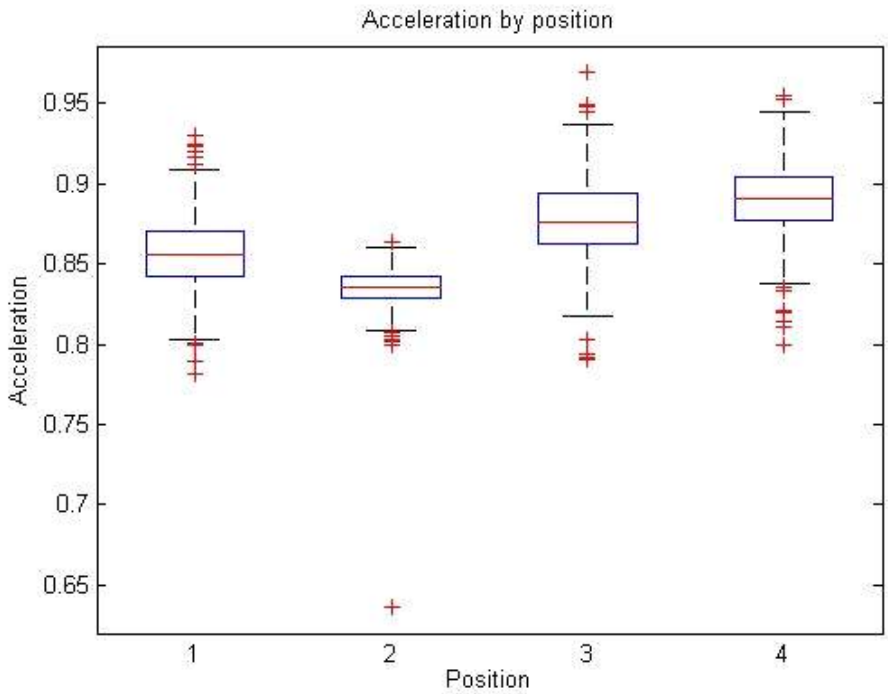

그림 25 진동판위 위치에 따른 가속도 결과

그림 24는 3번을 중심으로 1번과 4번의 위치에서 0.02 G의 오차를 가지고 작았으며 2번의 위치는 0.04 G의 오차를 보였다. 즉 4군데에서 모두 통계적으로 유의한 차이가 있음을 확인하였다. 본 연구에서는 가속도센서를 그림 22의 3번 위치인 진동판의 정중앙에 부착한다. 이는 액추에이터의 중심과 일치시키기 위함이다. 중앙에 설치가 불가할 경우에는 좌우 보다는 앞 또는 뒤에 가속도센서를 부착하는 것이 오차가 적음을 확인하였다.

3.4 퍼지논리제어기

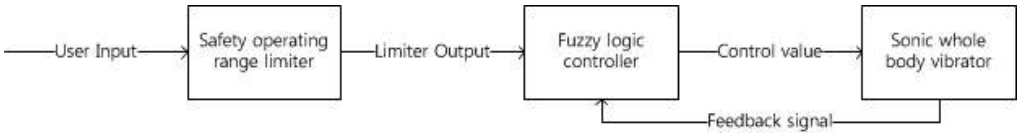

그림 26. 퍼지논리제어기의 블록도

퍼지논리제어기는 사용자가 원하는 동작주파수와 자극강도를 입력받아서 안전한 범위로 제한하고, 일정한 진동강도를 유지하도록 한다. 그림 25와 같이 동작범위제한기와 퍼지논리제어기로 구성 되어 있다.

3.4.1 동작범위제한기

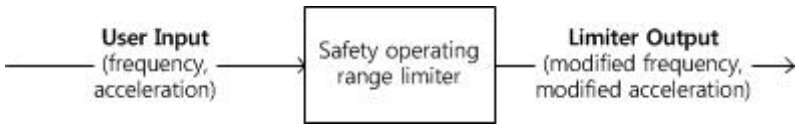

그림 27. 동작범위제한기의 입력과 출력

목표가속도와 동작주파수를 입력하면 인체에 피해는 주지 않는 안전한 동작범위로 제한한다. 전신진동은 진동판의 첨두치가 6 ㎜를 넘으면 인체에 상해를 줄 수 있다[2,3]. 또한 본 연구에서 사용된 액추에이터는 최대 3G의 가속도를 인가할 수 있으므로[20,25], 본 연구에서는 음파전신진동제어시스템은 첨두치를 5 ㎜로 제한하고, 최대 자극가속도를 3 G로 제한한다.

$$(a)\ \ Acceleration = 5(2\pi f)^2/9800\,(unit:G)$$
$$(b)\ \ Amplitude = 3000/(2\pi f)^2\,(unit:mm)$$

식. 8

자극가속도와 동작주파수의 관계는 식 8과 같다. 동작주파수를 알면 최대 허용할 수 있는 안정한 동작 범위를 계산할 수 있다.

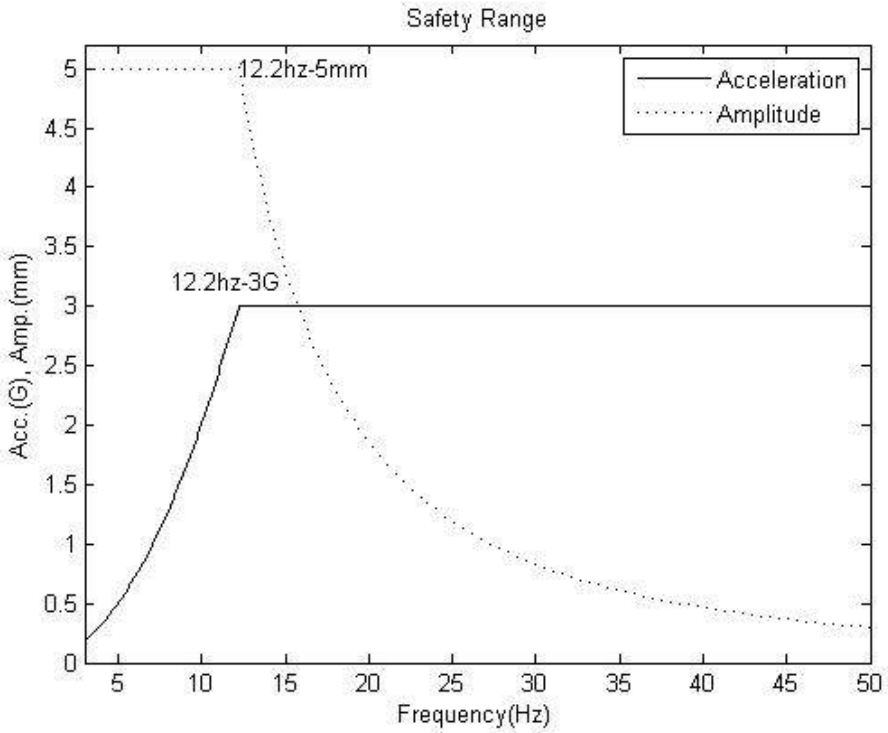

그림 28. 동작주파수에 따른 제한된 동작 범위

식 8의 (b)를 이용하면 진폭은 최대 3 Hz에서는 8.4434 mm의 진폭으로 동작해야 강한 자극이 가능하다. 하지만 앞서 언급했듯이 진폭이 크면 기계적으로 진동발생기에 부담을 주고, 인체에 상해를 발생시킨다. 그러므로 본 연구에서는 진폭을 최대 5 mm로 제한하였다. 그러므로 12.2 Hz이하에서는 3 G에 해당하는 가속도를 발생 할수 없고, 12.2 Hz 이상에서는 진폭이 줄어들고 최대로 자극이 가능한 가속도를 3 G로 제한한다.

3.4.2 퍼지논리제어

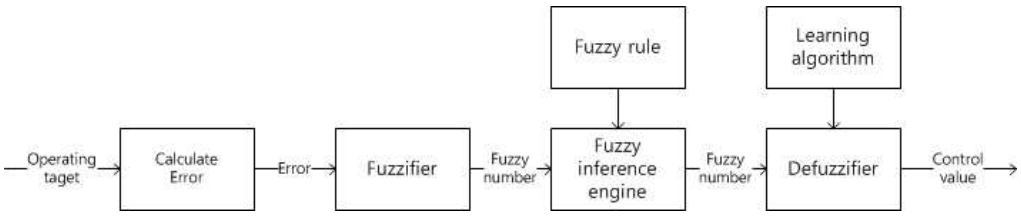

그림 29 본 연구에서 구현한 퍼지 논리 제어기의 블록도

그림 28은 본 연구에서 구현한 퍼지논리제어기의 블록도 이다. 그림 25,26에서 알 수 있듯이 결정된 동작목표와 현재 가속도와의 오차를 계산하고, 오차를 이용하여 제어를 한다.

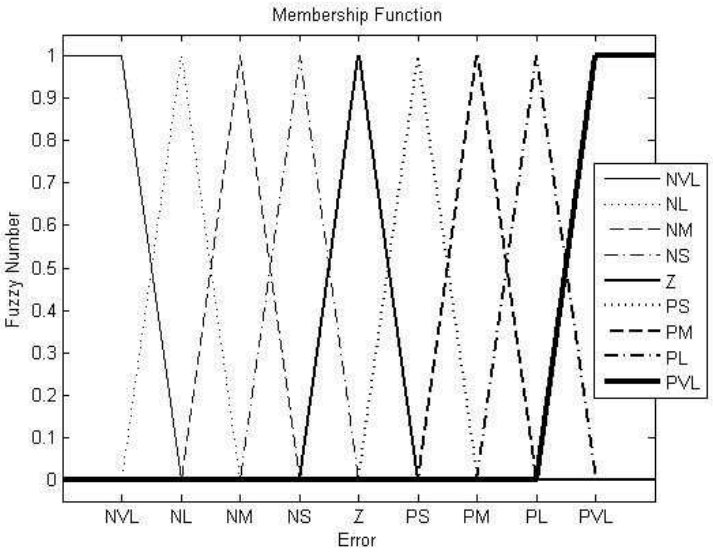

그림 30 본 연구에서 사용한 삼각함수 형태의 입력의 소속함수

Z-Zero, S-Small, M-Medium, L-Large, VL-Very Large / P-Positive, N-Negative

퍼지화는 그림 29와 같은 형태의 소속함수를 이용하여 수행한다. 오차가 없으면 Z(zero), 오차가 작으면 PS(positive small) 혹은 NS(negative small) 같이

해당하는 소속함수를 이용한다. 삼각함수를 이용하여 소속함수를 설계할 때는 분산을 이용하여 삼각함수의 넓이를 결정하지만, 본 연구에서는 제어량을 연속적으로 가지게 하기위해서 그림 29와 같은 형태로 소속함수를 결정하였다.

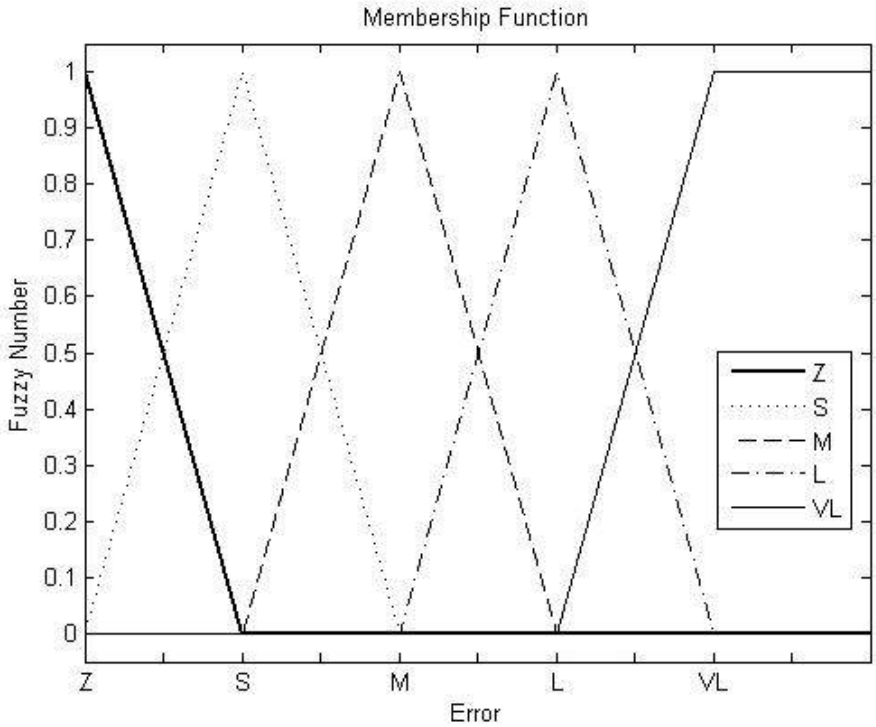

그림 31. 본 연구에서 사용한 소속함수

본 연구에는 그림 29와 같이 9개의 소속함수가 필요하지만, Z(Zero)를 중심으로 좌우가 PWM 제어량의 부호만 다르므로, 그림 30과 같이 5개의 소속함수를 이용한다.

표 2. 본 연구에서 사용한 퍼지 규칙

Rule 1 - If (Error is mf_Z) then (FuzzyOutput is mf_ZO)
Rule 2 - If (Error is mf_S) then (FuzzyOutput is mf_SO)
Rule 3 - If (Error is mf_M) then (FuzzyOutput is mf_MO)
Rule 4 - If (Error is mf_L) then (FuzzyOutput is mf_LO)
Rule 5 - If (Error is mf_VL) then (FuzzyOutput is mf_VLO)

$$\mu_r(Error, FuzzyOutput) = \mu_{mf}(Error) \wedge \mu_{mfO}(FuzzyOutput) \qquad \text{식. 9}$$

퍼지규칙은 표 2와 같이 5개 이다. 식 9와 같이 Mamdani 추론법을 이용하여 결과를 퍼지추론한다. 추론의 결과로 사용되는 소속함수는 학습알고리즘의 결과에 따라서 결정된다.

$$z = \frac{\int \mu_c(z) \bullet z\,dz}{\int \mu_c(z)} \qquad \text{식. 10}$$

추론한 결과는 비퍼지화 과정을 거쳐서 최종적으로 시스템의 제어량을 결정하게 되며, 본 연구에서는 무게중심법을 이용하여 비퍼지화를 하였다. 계산수식은 식 10과 같으며, 추론결과로 나온 확률밀도 함수를 적분하여 최종 제어량 z를 계산한다.

학습알고리즘은 현재 PWM값, 현재 가속도을 이용하여 현재 음파전신진동기의 특성을 파악하여, 제어량을 결정하기 위한 퍼지제어기의 출력소속함수를 변경한다. 동특성을 파악하는 것은 PWM 제어값과 가속도의 변화량의 관계를 파악하는 것으로, 공진주파수대역에서는 제어단위를 줄이고, 공진주파수대역에서 멀어질수

록 제어단위를 증가시킨다. 또한 목표가속도를 이용하여 입력의 소속함수를 변경하여 퍼지화 과정에서 오차의 범위를 변경한다.

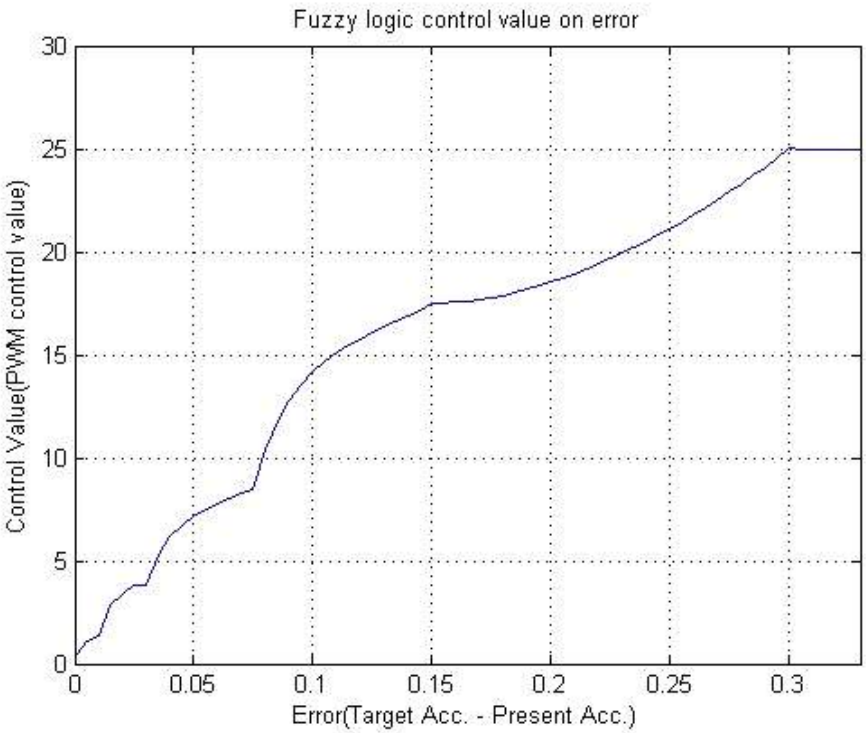

그림 32. 오차에 따른 PWM의 제어량

그림 31은 학습알고리즘의 결과가 0.01이고 자극가속도를 3 G로 일 때 오차에 따른 제어량을 보여준다. 0.3 G보다 큰 오차에 대해서 0.3 G때와 같은 제어량을 주어서 안정적으로 제어가 되도록 하였다. 학습알고리즘의 결과가 0.01이라는 것은 PWM 1단계가 진동강도를 0.01 G증가 혹은 감소시킬 수 있을 때 결과이다.

제 4 장 결과 및 고찰

4.1 음파전신진동기의 동작특성

4.1.1 고정된 PWM값과 동작주파수에서 동작특성

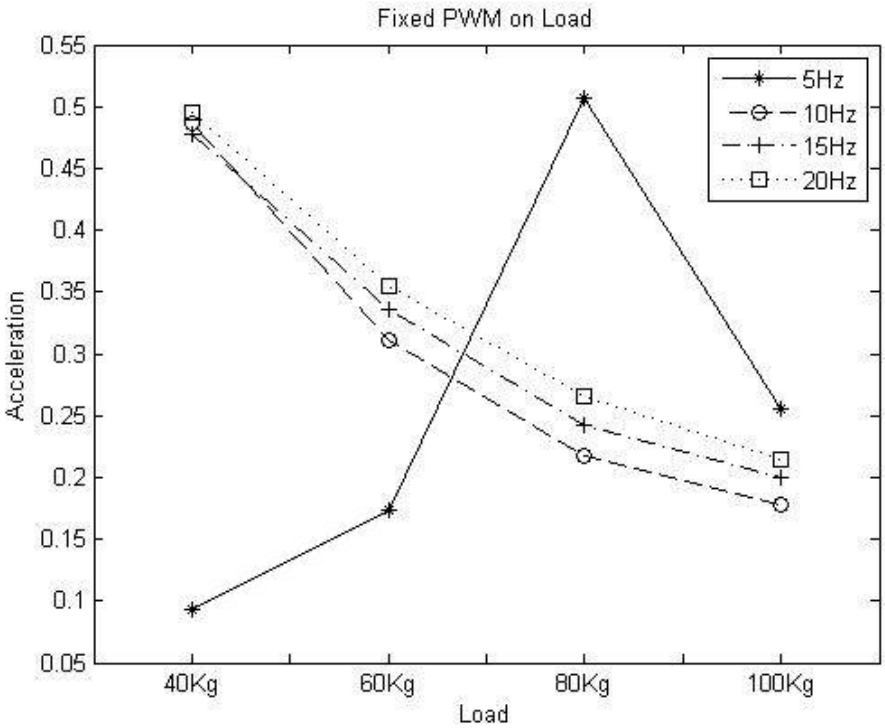

그림 33. 고정된 PWM과 동작 주파수에서 부하에 따른 진동강도

그림 32은 PWM 듀티비를 고정하고, 동일한 주파수에서 부하를 변경하며 진동강도를 관찰한 결과이다. 5 Hz(실선)일 때 80 Kg에서 제일 강한 진동강도를 나타내었다. 이는 그림 16에서 확인 할 수 있듯이 진동판의 부하가 80 Kg일 때 5 Hz에서 가까운 범위에서 공진주파수를 가지기 때문이다. 부하가 낮을수록 높은 주파수에서 공진 점을 가지기 때문에 10 Hz이상의 동작 주파수에서는 40 Kg의 부하

일 때 가장 크게 나타났다. 또한 이를 통해서 동일한 PWM에서 부하에 따라서 가속도가 변하는 것을 확인 할 수 있다.

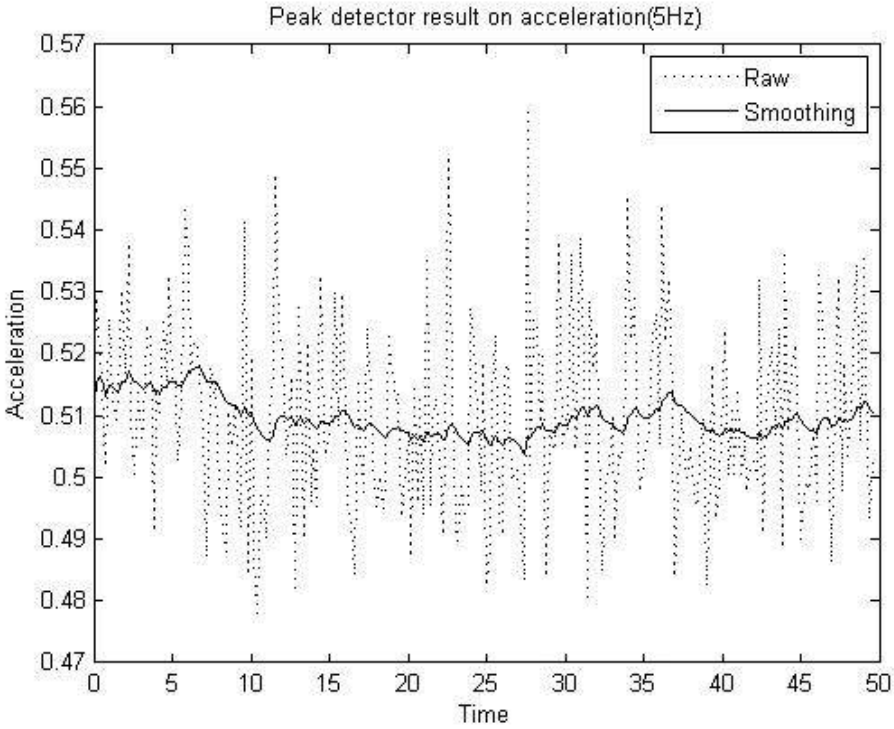

그림 34. 안정상태의 평활화 결과

그림 33은 검출된 첨두치 결과에 칼만필터를 적용한 결과로 칼만필터의 평활화 성능을 나타낸다. 칼만필터의 출력의 최대값과 최소값의 차이는 0.01 G이하로 조절 레벨보다 낮음을 확인 하였다. 평균은 같고 0.509 G로 서로 같고, 표준편차는 0.015와 0.003로 평활화 이후 표준편차가 0.01 G보다 작은 것을 확인할 수 있다.

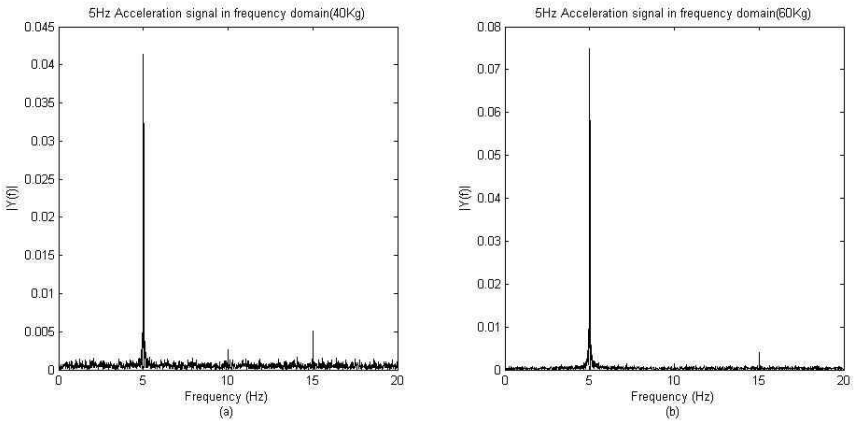

그림 35. 낮은 진동강도에서 주파수분석

(a)-40 Kg에서의 주파수 분석 / (b)-60 Kg에서의 주파수 분석

그림 32는 5 Hz에서 40 Kg과 60 Kg의 가속도 신호를 주파수도메인으로 변환한 것으로 5 Hz성분 외에 15 Hz 성분이 같이 검출 되는 것을 확인 하였다. 이는 진동강도가 너무 작아 다른 기계적인 요인에 의해 발생되는 현상이라고 생각된다. 실제로 5 Hz의 동작 주파수에서 진동강도가 높아지면 5 Hz성분만 관찰된다. 아래 표 3은 5,10,15,20 Hz에서 동일한 PWM을 유지할 때 부하에 따른 가속도 평균값과 표준편차를 보여준다.

표 3. 동작주파수와 부하에 따른 가속도 결과

		5 Hz(PWM - 11)				10 Hz(PWM - 58)			
		Raw		Kalman		Raw		Kalman	
		mean	std	mean	std	mean	std	mean	std
40 kg	1	0.0961	0.0395	0.0969	0.0059	0.4914	0.0206	0.4915	0.0041
	2	0.0942	0.0371	0.0940	0.0055	0.4867	0.0196	0.4870	0.0040
	3	0.0883	0.0360	0.0890	0.0055	0.4829	0.0190	0.4831	0.0024
		0.0929		0.0933		0.4870		0.4872	
60 kg	1	0.1761	0.0493	0.1768	0.0059	0.3113	0.0186	0.3112	0.0029
	2	0.1700	0.0403	0.1695	0.0050	0.3092	0.0195	0.3091	0.0029
	3	0.1739	0.0349	0.1748	0.0076	0.3111	0.0185	0.3113	0.0030
		0.1733		0.1737		0.3106		0.3105	
80 kg	1	0.5094	0.0149	0.5097	0.0031	0.2160	0.0178	0.2161	0.0029
	2	0.5064	0.0181	0.5064	0.0048	0.2181	0.0167	0.2180	0.0025
	3	0.5049	0.0452	0.5061	0.0100	0.2189	0.0158	0.2191	0.0024
		0.5069		0.5074		0.2177		0.2177	
100 kg	1	0.2524	0.0288	0.2526	0.0060	0.1779	0.0186	0.1779	0.0027
	2	0.2563	0.0189	0.2563	0.0028	0.1786	0.0157	0.1786	0.0023
	3	0.2582	0.0166	0.2584	0.0031	0.1787	0.0156	0.1787	0.0025
		0.2556		0.2558		0.1784		0.1784	
		15 Hz (PWM - 90)				20 Hz (PWM - 120)			
		Raw		Kalman		Raw		Kalman	
		mean	std	mean	std	mean	std	mean	std
40 kg	1	0.4832	0.0197	0.4834	0.0030	0.5035	0.0240	0.5037	0.0053
	2	0.4776	0.0204	0.4778	0.0040	0.4924	0.0245	0.4924	0.0043
	3	0.4743	0.0194	0.4744	0.0035	0.4879	0.0254	0.4881	0.0041
		0.4783		0.4785		0.4946		0.4947	
60 kg	1	0.3389	0.0195	0.3390	0.0039	0.3599	0.0233	0.3596	0.0057
	2	0.3359	0.0194	0.3359	0.0027	0.3523	0.0217	0.3523	0.0037
	3	0.3321	0.0198	0.3322	0.0031	0.3504	0.0213	0.3505	0.0037
		0.3356		0.3357		0.3542		0.3541	
80 kg	1	0.2412	0.0169	0.2411	0.0026	0.2689	0.0205	0.2689	0.0035
	2	0.2413	0.0174	0.2412	0.0026	0.2649	0.0189	0.2650	0.0030
	3	0.2427	0.0194	0.2429	0.0036	0.2633	0.0176	0.2633	0.0025
		0.2417		0.2418		0.2657		0.2657	
100 kg	1	0.2021	0.0194	0.2016	0.0053	0.2144	0.0190	0.2144	0.0031
	2	0.1998	0.0185	0.1997	0.0029	0.2123	0.0191	0.2123	0.0028
	3	0.1991	0.0186	0.1992	0.0029	0.2167	0.0194	0.2168	0.0031
		0.2003		0.2002		0.2145		0.2145	

4.2 음파전신진동제어시스템 평가

4.2.1 고정된 부하와 동작주파수에서 진동강도 평가

인체에 적용하기에 앞서 실험용 분동을 이용하여 부하와 동작 주파수를 고정한 상태에서 제어시스템이 일정한 진동강도를 유지할 수 있는지를 평가 하였다. 5, 10, 15, 20 Hz에서 부하를 변경해 가면서 결과를 측정 하였으며, 총 측정 시간동안 95 ~ 99 %에 해당하는 시간이 허용범위에 안에 존재하는 것을 확인하였다.

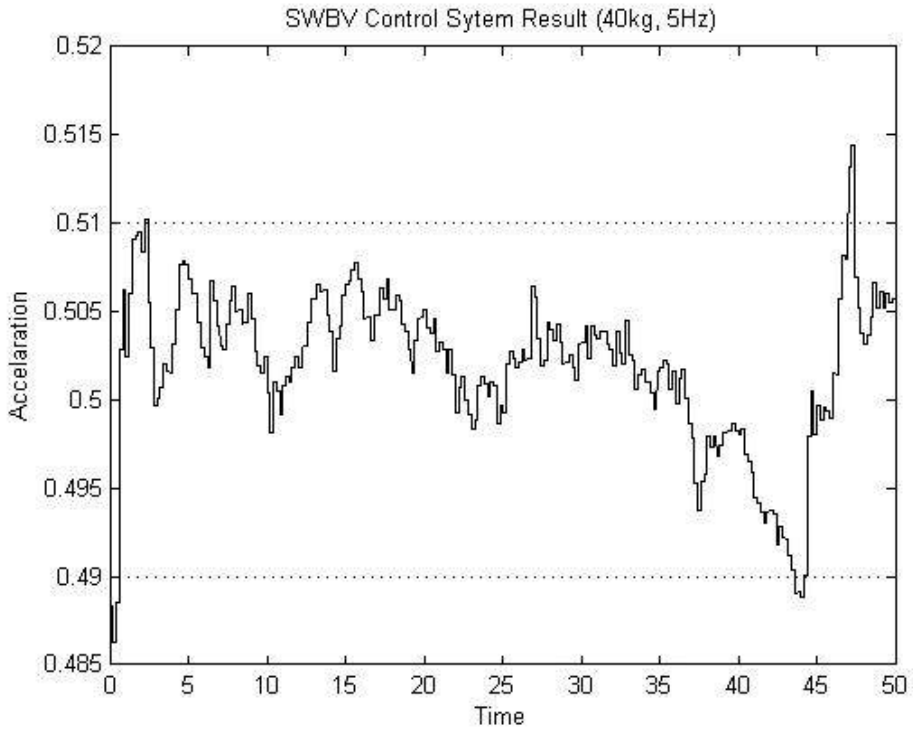

그림 36. 40 Kg의 부하일 때 진동강도

그림 34은 진동판의 부하가 40 kg이고 목표 가속도를 0.5 G, 동작주파수를 5

Hz로 설정하고 제어시스템을 적용했을 때 결과 파형이다. 진동강도를 0.01 G 단위로 조절 할 수 있으므로, 목표 진동강도를 기준으로 ±0.01 G 사이는 허용범위(점선)로 인정한다. 총 측정시간 중에서 허용범위를 벗어난 시간은 1.845초로 3.69 %에 해당된다. 고정된 부하에서 제어가 되는 경우는 그림 17과 같이 비주기적으로 낮은 변위가 발생하면서 허용범위를 넘어가는 경우가 발생되었기 때문이라고 생각된다.

4.2.2 고정된 부하와 동작주파수에서 진동강도의 변경에 대한 평가

40, 60, 80, 100 kg의 진동판의 부하에서 10초 마다 목표가속도를 변경하면서 허용범위를 벗어난 시간을 평가하였다. 총 측정시간 중에서 8.62 ~ 14.26 %가 허용범위에서 벗어난 시간 이었다. 10초 마다 목표가속도를 변경하였으며, 총 측정시간동안 4번의 변화가 있었다.

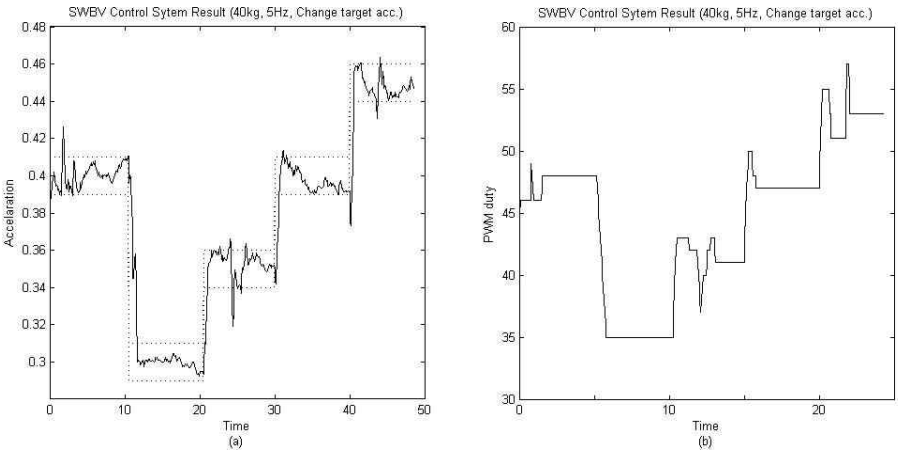

그림 37. 변화되는 진동강도와 PWM 제어량

(a) - 변화되는 목표진동강도와 측정된 진동강도 / (b) - 변화되는 진동에 대한 PWM 제어값

그림 36는 진동판의 부하가 40 kg이고 동작주파수가 5 Hz일 때의 진동강도를 관찰한 결과이다. 총 측정시간 중에서 12.58%의 시간동안 허용범위를 벗어났으

며, 4번의 변화가 있었으므로 각 단계에서 평균적으로 3.145 %가 허용범위 밖으로 벗어난 진동강도를 확인하였다. 이를 시간으로 변화하면 1.57초이며. 목표가 변경되면 1초 이내에 목표량의 90 %에 수렴하는 것을 확인하였다.

4.2.3 고정된 동작주파수와 진동강도에서 부하를 변경함에 따른 진동강도

동일한 진동강도와 주파수를 유지할 때 부하를 변경하여 진동기에 특성 변화 대한 반응을 평가 하였다. 100 Kg을 진동판의 부하로 주고 10초 마다 분동을 제거하여 부하에 변화를 주었다. 측정 결과 16.7 %가 허용범위를 벗어나는 것을 확인하였다.

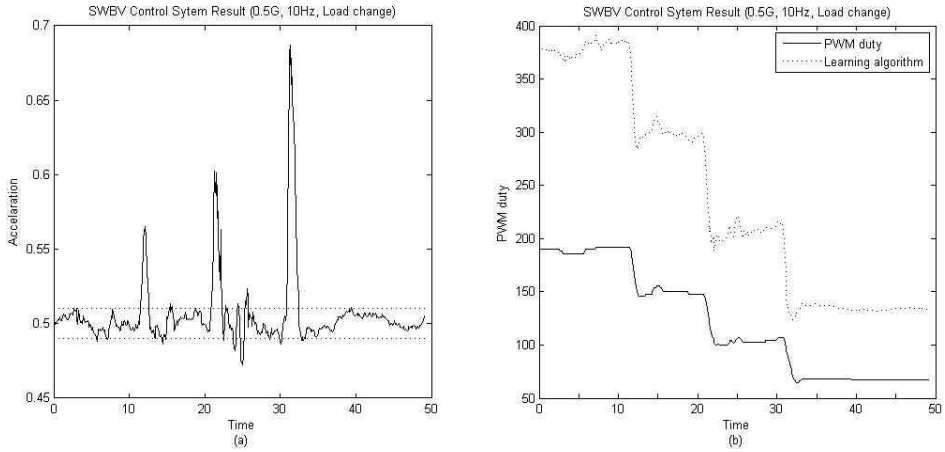

그림 38. 고정된 동작주파수와 목표 진동강도에서 부하가 변경함에 따른 진동강도 (a) - 측정한 진동강도 / (b) - 부하변화에 따른 PWM 제어량과 학습알고리즘의 결과

그림 37는 동작 주파수를 10 Hz, 목표 진동강도를 0.5 G를 고정하고 부하를 변경한 결과이다. 그림 37의 (a)에서 진동판의 부하를 변경함에 따라서 진동강도가 변경되었으나 허용범위안으로 수렴하는 것 을 확인하였으며, 변화된 특성에 맞춰서 학습알고리즘의 결과가 변하고, PWM 제어량이 변화하는 것을 그림 37의 (b)를 통해서 확인 하였다.

4.3 인체에 적용한 음파전신진동제어시스템

사람을 진동판 위에서 직립상태로 자세를 제한하였고, 일정한 진동강도와 동작주파수를 유지하도록 하였다. 허용범위에 벗어나는 샘플의 비율을 평가하였다. 피험자는 총 5명으로 체중이 75 ~ 85 Kg인 피험자를 대상으로 하였다. 허용범위를 ±0.01 G로 했을경우에는 총 측정시간 중에서 1.04 ~ 18.93 %에 해당하는 시간동안 허용범위를 벗어났다. 허용범위를 ±0.02 G로 한 경우에는 0 ~ 3.7 %가 해당범위를 벗어나는 것을 확인하였다.

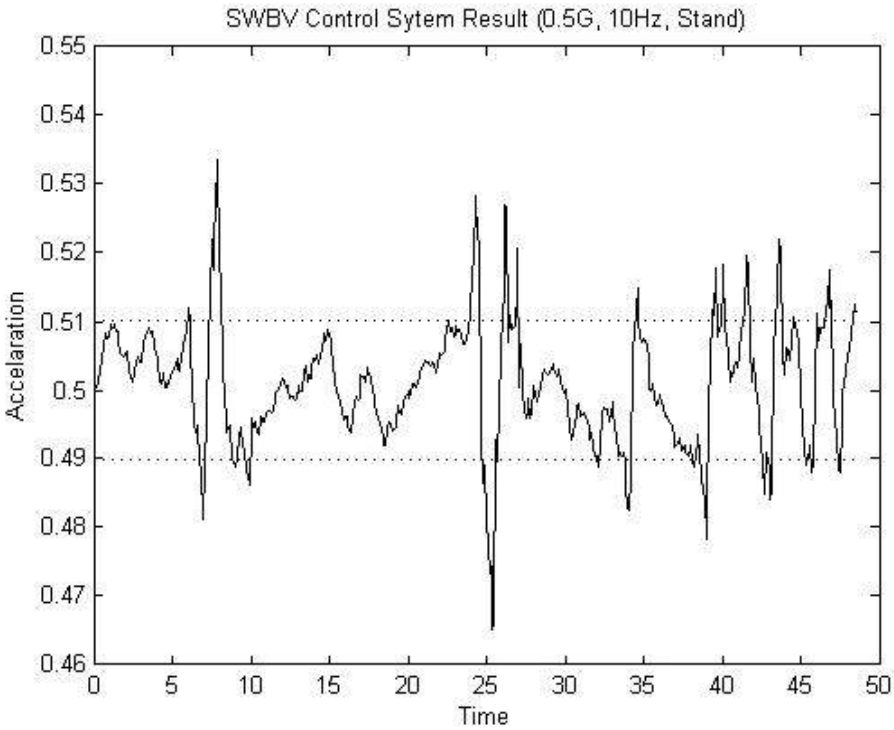

그림 39. 인체에 적용한 음파전신진동제어시스템의 진동강도

그림 38은 실험 데이터 중 한 사람에 대한 결과로 허용범위의 크기가 0.01 G

일 때 18.93%다 허용범위에서 벗어나는 것을 알 수 있다.

표 4. 허용범위의 크기에 따른 결과

	허용범위(%)	
	±0.01(G)	±0.02(G)
Case 1.	7.16	0.41
Case 2.	6.19	1.03
Case 3.	4.56	0.21
Case 4.	1.04	0
Case 5.	18.93	3.7
평균	**6.315(%)**	**0.895(%)**

표 4는 허용범위의 크기에 따라서 모든 피험자의 허용범위에서 벗어난 시간을 나타낸다.

음파전신진동제어시스템을 인체에 적용한 경우 같은 무게의 분동과 서로 다른 PWM 제어 값을 가졌다. 체중이 평균 체중이 80 Kg이므로 분동 80 Kg과 비슷한 제어량을 가질 것으로 생각되었지만, 실제는 60 Kg의 분동으로 실험했을 때와 유사한 값을 보였다. 이는 실제 인간의 체중보다 진동판에 가해지는 부하가 작아지는 현상으로 기존 연구를 통해 주파수에 따라서 부하의 가중치가 달라진다는 내용과 일치한다[4].

제 5 장 결 론

기존연구를 통해서 진동기는 인체에 다양한 긍정적 효과를 주는 것이 확인되었다[1,4,20-28]. 이러한 목적으로 다양한 형태의 진동기가 개발 되었다. 그 중에서 전신진동기는 전신을 동시에 자극할 수 있는 진동기로 수직진동을 하는 것이 제일 적합한 진동형태이다. 이러한 수직진동을 발생하는 방식중에서 액추에이터를 이용한 방법이 가장 좋은 방법이다. 하지만 액추에이터가 히스테리시스와 비선형특성을 가지고 있고, 그로인해 진동판에 인가되는 부하에 따라서 동작특성이 변하는 문제점을 가지고 있다.

그러므로 본 연구에서는 칼만필터와 퍼지논리제어를 이용하여 문제점을 해결하고 사용자가 설정한 동작환경을 일정하게 유지하는 것을 목적으로 하였다. 칼만필터는 진동강도를 평활화 하여 안정적으로 진동을 할 수 있게 하며, 퍼지논리제어기는 학습알고리즘을 통해서 현재 동작조건에서의 특성을 결정하고, 이를 기반으로 퍼지제어기의 소속함수를 변경하여 최적의 제어량을 결정하도록 하였다.

그 결과 본 연구에서 구현한 시스템을 분동을 이용하여 평가한 결과 총 측정시간대비 95 % 이상이 동작의 허용범위안에 존재하는 것을 확인하였고, 실제 인체에 적용한 경우에는 80 % 이상이 허용범위에 존재하였다. 또한 사용자가 동작환경을 변경하면 1초안에 동작목표의 90 % 이상에 도달하는 것을 확인하였다. 또한 진동판에 인가되는 부하의 변화로 인한 동작특성변화에 대응하여 최적을 제어량을 전달하는 것을 확인하였다.

향후에 좀 더 많은 피험자를 대상으로 제어시스템의 최적화와 안정화에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 생각된다. 본 연구에서는 진동기위에서의 자세를 직립상태로 제한하였지만, 추후에는 다양한 자세에서 일정한 자극을 유지할 수 있도록 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다. 또한 진동주파수와 강도에 따른 인체전달특성에 대해서 연구하며 사용자가 원하는 부위를 효과적으로 치료할 수 있는 알고리즘에 대한 연구가 필요하다.

참 고 문 헌

[1] Alfio Albasini, Martin Krause, Ingo Volker Rembitzki. (2010). *Using whole body vibration in physical therapy and sport : clinical practice and treatment exercises.* Philadelphia. Churchill Livingstone/Elsevier.

[2] Shrawan Kumar. (2008). *Biomechanics in ergonomics(2nd).* Boca Raton. Taylor & Francis.

[3] Don B. Chaffin, Gunnar B.J. Andersson, Bernard J. Martin. (2006). *Occupational biomechanics(4th)*, Hoboken, N.J. Wiley.

[4] Mansfield, Neil J. (2005). *Human response to vibration.* US. CRC Press.

[5] 장승호. (2007). *진동학의 이해[진동의 가시화].* 서울. 문운당.

[6] 오성권. (2005). *프로그래밍에 의한 하이브리드 퍼지 추론 시스템.* 서울. 내하출판사.

[7] 이상배. (1999). 비선형 *시스템의 효과적인 제어설계를 위한 퍼지-뉴로제어 시스템.* 서울. (주)교학사.

[8] 박종진, 최규석. (2001). *퍼지제어 시스템.* 서울. 교우사.

[9] Kazuo Tanaka, Hua O. Wang. (2001). *Fuzzy Control Systems Design and Analysis: A Linear Matrix Inequality Approach.* John Wiley & Sons, Inc.

[10] 김성필. (2005). *MATLAB 활용 칼만필터의 이해.* 서울. 도서출판 아진.

[11] Greg Welch, Gary Bishop. (2006). *An Introduction to the Kalman Filter.* University of North Carolina at Chapel Hill.

[12] MOHINDER S. GREWAL, ANGUS P. ANDREWS. (2008). *KALMAN FILTERING Theory and Practice Using MATLAB(3th).* Hoboken, New Jersey. John Wiley & Sons, Inc

[13] Young-Sik Choi, Dong-Young Yu, and Jin-Woo Jung. (2010). *퍼지제어기를 이용한 영구자석 동기전동기의 강인한 속도제어.* 전력전자학회 논문집 15. 5. 343-351.

[14] NIITTYMAKI J., KIKUCHI S. (1998). *Application of fuzzy logic to the*

control of a pedestrian crossing signal. Annual Meeting of the Transportation Research Board. 77. 30-38.

[15] Rajni Jain, N. Sivakumaran, T.K. Radhakrishnan. (2011). *Design of self tuning fuzzy controllers for nonlinear systems*. Expert Systems with Applications. 38. 4466-4476.

[16] José Maria Galvez, Maria Lucia Machado Duarte, Italo Devens Seschini, Luiza Pereira Rosa de Souza. (2008). *A PLC BASED TEST BENCH FOR EXPERIMENTAL ANALYSIS OF WHOLE-BODY VIBRATION (WBV) EFFECTS ON HUMANS*. ABCM Symposium Series in Mechatronics. 3. 177-186.

[17] 유주연, 박근철, 전아영, 김철한, 김윤진, 노정훈, 전계록. (2011). *3축 가속도 센서 기반의 무선 진동 측정 시스템*. Journal of Sensor Science and Technology. 20. 2. 131-136.

[18] 김윤경, 김성목, 노형석, 조위덕. (2011). *3축 가속도 센서를 이용한 실시간 걸음 수 검출 알고리즘*. 한국인터넷정보학회. 12. 3. 17-26.

[19] 최훈, 배현덕. (2012). *MEMS형 가속도 센서를 이용한 지진 데이터 취득 시스템의 설계 및 구현*. The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers .61.6. 851~858.

[20] 민진영. (2008). *음파를 이용한 진동운동기구개발*. 대한전자공학회 하계종합학술대회. 31. 1. 135-136.

[21] 김재등. (2007). *Vibration Exercise의 긍정적 방향을 위한 재조명*. 코칭능력개발지 9. 2. 101-111.

[22] 임용택. (2005). *새로운 운동-트레이닝 처방 방안으로서 전신진동운동에 관한 연구*. 코칭능력개발지. 7. 4. 105-116.

[23] 김상복, 임용택. (2007). *선행연구 분석을 통한 전신진동운동이 근신경계 기능향상에 미치는 효과 연구*. 9. 3. 115-126.

[24] 송현호, 김주영, 이철현, 이주행, (2011). *운동유발성 근육 손상 후 진동운동 적용이 근육손상 지표에 미치는 영향*. 코칭능력개발지. 13. 1. 179-788.

[25] 민진영, 배종진, *진동운동이 인체에 미치는 영향 고찰*. 대한기계학회 춘추

학술대회. 2672-2677.

[26] 백윤일, 선우섭. (2007). *진동운동의 자세 및 강도에 따른 피부체열과 대사계 호르몬 반응*. 운동영양학회. 11. 2. 169-178.

[27] 방현수, 천송희, 이현민, 허광호, 강종호, 김진상. (2008). *대퇴사두근에 대한 국소적 진동 적용이 수직점프에 미치는 영향*. 대한물리의학회지. 3. 2. 75-80.

[28] Cardinale. Marco, Bosco. Carmelo. (2003). *The Use of Vibration as an Exercise Intervention*. Exercise & Sport Sciences Reviews. 31. 3-7.

[29] Juha Kiiski, Ari Heinonen, Teppo L Järvinen, Pekka Kannus, Harri Sievänen. (2008). *Transmission of Vertical Whole Body Vibration to the Human Body*. JOURNAL OF BONE AND MINERAL RESEARCH. 23. 8. 1318-1325.

[30] Ch. Naga Koti Kumar, S.Sundeep, Ch.Durga Prasad (2012). *Optimal Control of Induction Motor With Kalman Filter*. ICAESM. 39-45.

[31] LIU Kun, BAI Ming, NI Yuhua. (2011). *Two-wheel self-balanced car based on Kalman filtering and PID algorithm*. IE&EM. 281-285.

ABSTRACT

Research of sonic whole body vibrator control system using kalman filter and fuzzy logic control based on acceleration sensor

Chulhee Park
Dept. of Biomedical Engineering
The Graduate School
Yonsei University

Humans are always exposed to vibration, and a variety of influences. Particular vibration frequency and constant vibration intensity give positive effect in human as muscle Strength, hormone rate increases, improved bone density, etc. Developed for this purpose Whole body vibrator(WBV) has three mode as ellipse, seesaw, vertical. Vertical vibration is comfortable. Because of vibration axis coincides with the direction of the gravitational acceleration. WBV has the advantage of being able to change the vibration intensity in fixed frequency. Therefore, sonic whole body vibrator(SWBV) is the way that is most suitable for the human body. But the SWBV has hysteresis and non-linear characteristics. So SWBV has a problem with changing operating characteristics depending on the load applied to the vibrating plate.

The purpose of this study is resolving SWBV problem and maintaining certain vibration stimulation. Through implementation is SWBV control

system using Kalman filter(KF) and Fuzzy logic control(FLC). Analyze vibration strength using acceleration sensors and smoothing is analysis result by KF. KF Output is used as input to FLC. learning algorithm identify the characteristics of the current operation. So update FLC memebership function. And FLC decide Optimal Control Value.

As a result of this study, the implementation of a system can adjust the vibration intensity to 0.01 G and can be controlled the operating frequency of 0.1 Hz units. Experiments using a weight more than 95% were operating within the allowable range. When applied to the human body, vibration strength up to 18.93 % from outside the allowable range.

Key words : Fuzzy Logic Control, SWBV(Sonic Whole Body Vibrator), Kalman Filter, Acceleration sensor, Learning algorithm