

가속도 센서를 이용한 행태 분석
모니터링 시스템 개발

연세대학교 대학원

의공학과

이 승 형

가속도 센서를 이용한 행태 분석
모니터링 시스템 개발

지도 이 경 중 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2003년 12월 일

연세대학교 대학원

의공학과

이 승 형

이승형의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2003년 12월 일

감사의 글

본 논문이 있기까지 지도와 격려를 아끼지 않으신 지도교수 이경중 교수님께 진심으로 감사의 말씀을 드립니다. 또한 바쁘신 와중에도 부족한 저의 논문을 꼼꼼히 살펴주신 김영호 교수님과 신태민 교수님께 감사드립니다. 그리고 저의 대학과 대학원 생활동안 많은 가르침을 주신 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 조효성 교수님, 이철규 교수님, 김법민 교수님, 김한성 교수님께 감사드립니다. 또한 학교생활에서 큰 형님처럼 격려와 배려를 아끼지 않으신 안종수 선생님께 감사드립니다.

같은 연구실에서 함께 생활했던 많은 선배님들의 얼굴이 떠오릅니다. 지금은 학교에 없지만 함께 고생을 하며 정을 쌓은 최호선 선생님, 박광리 선배님, 지정호 선배님, 이윤희 선배님, 노형진에게 감사드리며, 대학원 생활 동안 옆에서 지켜보며 많은 충고와 도움을 주신 이진 선배님, 박호동 선배님께 감사드립니다. 또한 함께 생활하며 도움을 준 조성필, 지종철, 이재영, 안영호, 서현순, 임예택, 송미혜에게 감사드립니다.

대학원 생활동안 많은 힘을 준 동기 김해관, 강상묵, 이주성 그리고 후배 윤상호, 이광재, 이경무, 서광석, 이상원, 정임숙, 최유나에게 감사드리며, 그 외 모든 의공학과 대학원생 여러분께 감사드립니다.

직장생활을 하면서 논문을 완성할 수 있도록 배려해 주신 박익로 사장님, 류기홍 팀장님 및 회사 동료 여러분께도 감사드립니다.

끝으로 항상 자식만을 위해 희생해 오신 아버님과 어머님에게 깊이 감사드리며, 못한 제게 격려와 사랑을 준 가족들과 사랑하는 아내에게 진심으로 감사드립니다.

2003년 12월

이 승 형 올림

차 례

그림 차례	ii
표 차례	iii
국문 요약	iv
제1장 서론	1
제2장 행태 모니터링 시스템 설계	3
제3장 행태 구분 알고리즘 개발	5
3.1 실험 방법	7
3.2 자세 변화 구간과 동적 동작 구간 구분	8
3.3 자세 구분	9
3.4 동적 동작의 구분	12
3.4.1 뛰기 및 계단 내려오기 구분	12
3.4.2 계단 오르기 및 걸기 구분	13
3.5 기준값 결정 알고리즘	16
3.6 에러처리 알고리즘	18
제4장 결과 및 고찰	19
4.1 행태 분석 알고리즘의 성능 평가	19
4.2 일상생활에의 적용성 평가	23
제5장 결론	27
참고 문헌	29
ABSTRACT	32

그림 차례

그림 1 시스템 하드웨어 블록도	4
그림 2 행태 구분 알고리즘 블록도	5
그림 3 실험 방법 블록도	7
그림 4 동적동작구간 검출의 예	8
그림 5 자세 구분의 예	9
그림 6 자세 구분 방법	11
그림 7 뛰기 및 계단 내려오기 구분의 예	12
그림 8 걷기 및 계단 오르기 구분의 예	14
그림 9 기준값 보정 방법	17
그림 10 행태 분석 알고리즘 적용 결과의 예	19
그림 11 피검자별 검출율 비교	22

표 차례

표 1 문턱치 결정을 위한 기준값	16
표 2 자세 및 동작별 검출율 비교	20
표 3 일상생활에의 적용 결과	24
표 4 피검자별 검출율	26

국 문 요 약

가속도 센서를 이용한 행태 분석 모니터링 시스템 개발

본 연구에서는 3축 단일 가속도 센서를 허리 뒤 척추 부분에 부착하여 인체의 세 방향의 가속도 신호를 측정 할 수 있는 행태 모니터링 시스템을 설계하였고 측정된 가속도 신호를 분석하여 일상생활에서 일어날 수 있는 대표적인 아홉 가지 자세 및 동작을 구분하는 행태 구분 알고리즘을 설계하였다. 자세 구분 알고리즘은 몸의 기울기가 변화할 때 각 축의 가속도 신호의 DC레벨이 변화됨에 근거하여 설계하였으며, 동적 동작 구분 알고리즘은 각 동작 시 각 축의 가속도 신호의 평균 전력 및 음의 피크 신호의 평균 전력의 차이에 근거하여 설계하였다.

설계된 알고리즘의 성능 평가를 위해 30명의 피검자로부터 아홉 가지 자세 및 동작이 포함된 5분여 동안의 다양한 운동 프로토콜로 인체의 가속도 데이터를 획득하였고, 개발된 알고리즘을 적용하여 비디오 영상 분석결과와 비교 분석한 결과 평균 93.8%의 검출율을 얻어 알고리즘의 임상 적용 가능성을 확인하였다. 또한 실제로 3명의 피검자로부터 1시간 동안의 일상생활을 하는 도중에 데이터를 획득하였으며 알고리즘을 적용하여 분석한 결과 평균 93.3%의 검출율을 보였다.

핵심 되는 말 : 3축 가속도 센서, 행태 모니터링 시스템, 행태 구분 알고리즘

제 1 장 서 론

심장질환이나 만성피로, 당뇨병, 암, 정신질환, 치매 등 최근 많이 발생하는 주요 질병들은 일상생활에서 충분한 운동 부족으로 인한 잘못된 생활 습관이 그 주요 원인으로 분석되고 있는 가운데 최근에는 인체의 운동량을 정확하고 객관적으로 측정하기 위한 많은 방법들이 연구되고 있다.[1]

인체 운동량을 측정하기 위한 기존의 방식은 관찰자가 환자의 운동량을 관찰하여 기록하는 방법이 사용되었으나 이 방법은 관찰자의 주관에 의해 이루어지므로 실제 운동량과 많은 차이를 보이고 있다. 이로 인해 더욱 객관적으로 인체의 운동량을 측정하는 방법으로서 Schulman과 Reisman은 1959년 과행동증(hyperactivity) 어린이의 운동량을 측정하기 위해 최초로 가속(acceleration)과 감속(deceleration)을 측정하는 장비인 actometer를 개발하였으며 그 후 운동량 측정을 위해 가속도 센서를 이용한 활동 상태 모니터링 시스템이 개발되었다.[1]

가속도 센서를 이용한 초기의 운동량 측정 시스템은 인체의 한 부분에서 한 방향으로의 가속도 신호를 측정하였는데 이 방식은 장시간 동안 하나의 센서로 간편하게 인체의 운동량을 정량적으로 측정할 수 있다는 장점을 가지고 있지만 인체의 운동량을 움직임 횟수로 평가하는 단순한 방법이었기 때문에 일상생활의 다양한 행동구분을 통한 자세한 운동량 평가를 할 수 없었다.[2]

그러므로 인체의 다양한 활동을 좀더 정확하고 효율적으로 측정하기 위해 인체의 여러 곳, 즉 가슴, 허리, 손목, 허벅다리, 발목 등에 센서를 부착하여 측정된 가속도 신호 분석을 통해 움직임 횟수뿐만 아니라 눕기(lying), 앉기(sitting), 서기(standing), 동적활동(dynamic activity)을 구분

하는 알고리즘이 개발되어 좀더 자세한 운동량 평가가 이루어지고 있다.[3][4] 그러나 이러한 방법은 인체의 다양한 곳에 센서를 부착하고 생활을 해야 하기 때문에 환자가 움직임에 제약을 받는 단점이 있다.

인체의 움직임과 에너지 소비와의 상관관계에 대한 연구를 위해 허리나 가슴에서 인체의 세 방향의 데이터를 하나의 3축 가속도 센서를 이용하여 측정하는 방법이 사용되면서 여러 개의 센서를 사용하여 측정하는 것에 비해 환자의 불편 없이 인체의 운동량을 측정하는 방법이 연구되고 있지만 아직까지는 다양한 인체의 행동을 자세하게 구분하지 못하고 있다.[5]

또한 가속도 센서뿐만 아니라 기울기 센서를 사용하여 인체의 서고 앉는 자세 변화 신호 및 움직임 신호를 검출하여 운동량을 평가하는 연구가 진행되고 있지만 다양한 인체의 행동을 정확히 검출하지 못하고 있다.[6]

그러므로 최근에는 앉아서 작업하는 여러 가지 동작이나, 걷기와 뛰기, 계단 오르기, 계단 내려오기 등 좀더 세분화된 동작들의 구분을 위한 많은 신호처리 방법들에 대한 연구의 필요성이 증가되고 있다. 또한 동작 모니터링 결과를 임상에 적용할 경우에도 동작 분석 알고리즘을 기반으로 인체의 운동량을 측정, 분석하는 것이 일반화되고 있다. 이를 위해서는 피검자의 동작을 모니터링 할 수 있는 측정시스템의 개발과 신호분석 알고리즘의 개발이 필요하다.[6][7][8]

이에 본 연구에서는 3축 가속도 센서를 사용하여 피검자의 불편 없이 행동을 모니터링 할 수 있는 소형 경량의 휴대용 행태 모니터링 시스템을 설계하고, 인체의 가속도 데이터를 획득, 분석하여 일상생활에서 주로 이루어지고 있는 다양한 행동들을 검출할 수 있는 행태 분석 알고리즘을 개발하여 그 유용성을 평가해 봄으로써 설계된 시스템의 실제 임상에서의 적용 가능성을 평가해 보려 한다.

제 2 장 행태 모니터링 시스템 설계

본 연구에서 설계된 시스템은 환자의 가속도 데이터를 입력받는 센서부와 측정된 데이터를 A/D변환하여 저장 및 PC로 전송하는 디지털 하드웨어, 메모리, 전원부로 구성되어 있다.

가속도 센서는 piezoelectric, piezoresistive, piezocapacitive 기술을 이용한 세 가지 종류로 분류된다. Piezoelectric 가속도 센서는 인가된 물리력에 의해 발생하는 전기적 전하에 의해 반응하는 센서로 자기 자신이 스스로 신호를 만들어 내기 때문에 공급전원이 필요하지 않아 능동 디바이스라 불린다. 그러나 안정상태 입력(중력등)에 대해서는 응답을 하지 않기 때문에 인체의 운동량을 측정하는 데는 많이 사용되지 않는다. Piezoresistive 가속도 센서는 움직임에 의해 변화하는 실리콘 저항에 의해 가속도를 측정하는 센서이다. 이 저항은 전기적으로 가속도의 크기와 주파수에 비례하는 전압을 제공하는 휘트스톤 브릿지에 연결되어 있다. Piezoresistive 가속도 센서는 중력 등의 안정상태 입력에 대해 DC응답을 가지고 있기 때문에 자세 변화 같은 정적운동을 측정하기에 용이하고 가격이 저렴하기 때문에 가장 많이 사용되고 있다. Piezocapacitive 가속도센서는 piezoresistive 형태에 비해 높은 민감도를 갖지만 가격이 비싸기 때문에 잘 사용되지 않는다. 최근에는 하나의 센서로 세 축의 가속도 신호를 자세히 측정할 수 있는 3축 가속도 센서가 동작 구분 및 에너지 소비 측정에 많이 이용되고 있다.

일반적으로 일상생활을 하는 동안의 인체의 운동으로 인한 가속도는 $-12g \sim +12g$ 의 진폭범위와 DC \sim 20Hz의 주파수범위를 갖는 것으로 보고되고 있다[5]. 그러나 본 연구에서는 허리 뒤 척추 부분에 가속도 센서를 부착하였기 때문에 구분하고자 하는 동작의 가속도 신호 측정 결과 가장 가

속도 크기가 큰 튀기의 경우 최대 $\pm 4g$ 의 진폭범위를 넘지 않으므로 $500\pm 25mV/g$ 의 민감도, $\pm 4g$ 의 입력범위 및 DC~100Hz의 대역폭을 갖는 piezoresistive 타입의 CXL04LP3 3축 가속도 센서(Crossbow사)를 사용하였다.

CPU는 PIC16C73 마이크로 컨트롤러를 사용하였으며 PIC16C73에 내장된 8비트 A/D를 사용하여 32sps로 데이터를 변환 시킨 후 메모리에 저장하였다. 메모리는 512K비트 I²C CMOS Serial EEPROM 4개를 사용하여 총 256K바이트의 메모리 용량을 사용하였다. 전원은 9V 건전지를 사용하였으며 MC7805 레귤레이터를 이용하여 시스템에 필요한 5V전원을 공급하였다. 그림 1은 설계한 시스템의 하드웨어 블록도이다.

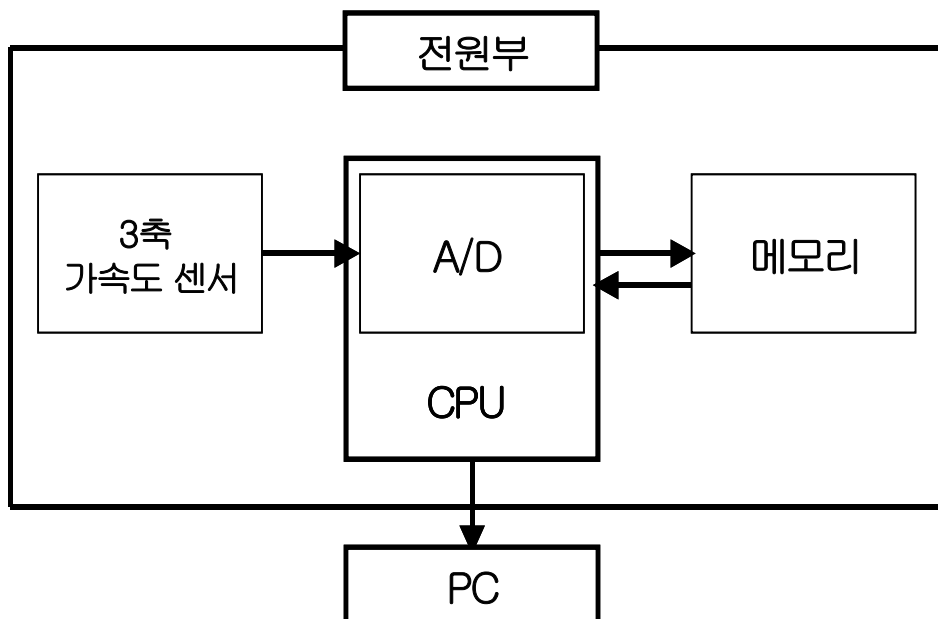


그림 1 . 시스템 하드웨어 블록도

제 3 장 행태 구분 알고리즘 개발

본 연구에서는 3축 가속도 센서를 사용하여 측정한 세 방향의 가속도 신호를 분석하여 일상생활 중 빈도수가 높은 대표적인 행동인 서기, 숙여 앉기, 기대어 앉기, 바로 눕기, 엎드려 눕기의 5가지 자세와 걷기, 계단 오르기, 계단 내려오기, 뛰기의 4가지 동적동작을 구분할 수 있는 행태 구분 알고리즘을 개발하였다.

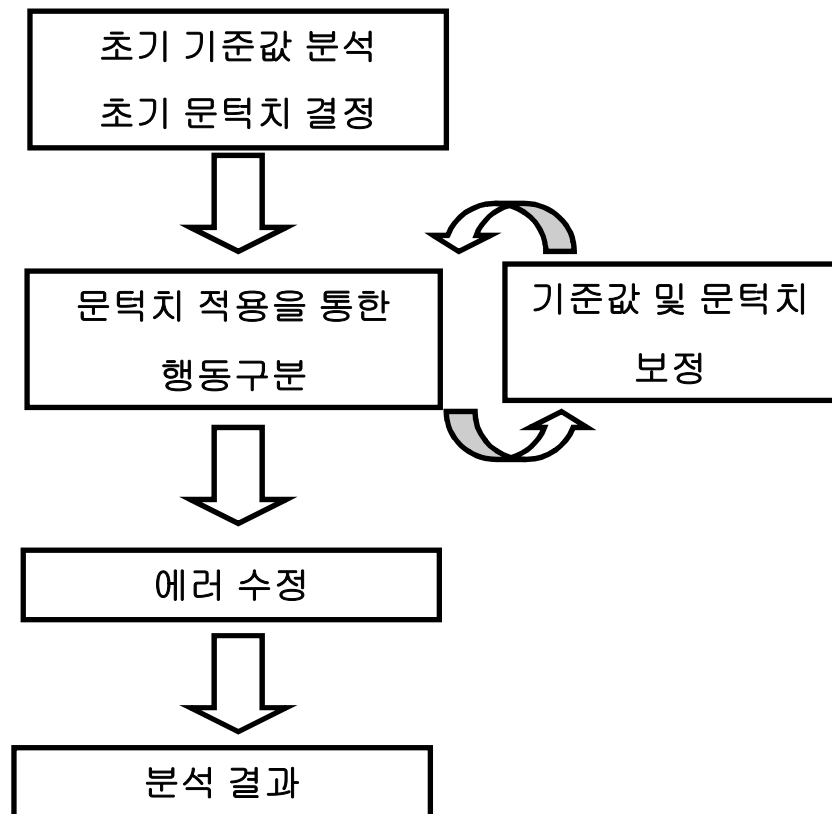


그림 2 . 행태 구분 알고리즘의 블록도

그림 2는 본 연구에서 개발한 행태 구분 알고리즘의 블록도이다. 행태 구분 알고리즘은 크게 초기 기준값 분석 및 보정과 동작 결정 및 에러 처리부로 구성된다.

일상생활에서의 행동들은 피검자의 행동 특징에 따라 매우 다양한 형태로 나타난다. 즉 같은 행동을 하더라도 피검자에 따라 다양한 신호 크기와 형태를 가지므로 피검자에 적응적으로 적용 가능한 알고리즘의 개발이 필요하다. 본 연구에서는 피검자의 동작을 결정하기 전에 피검자의 동작 특성을 분석하여 문턱치 값을 결정하기 위한 기준값을 결정하는 초기 기준값 결정 알고리즘을 개발하였다.

결정된 초기 기준값을 적용하여 초기 문턱치 값을 결정한 후 동작 결정 알고리즘에 적용하여 1초 단위로 동작을 구분하는 동작 결정 알고리즘이 수행된다.

데이터 측정 시 큰 움직임이나 자세 변화 과정 중 센서의 움직임이 발생할 수 있으며 측정된 DC레벨이 변화하게 된다. 이와같은 DC레벨의 변화에 적응적으로 문턱치를 적용하기 위해서는 기준값을 보정해 주어야 하며 이러한 과정은 기준값 보정 알고리즘에서 수행된다.

모든 데이터의 분석이 끝나면 기본적으로 발생하는 에러를 최소화하기 위해 분석 결과에 에러를 제거하는 에러처리 알고리즘을 적용한다.

3.1 실험 방법

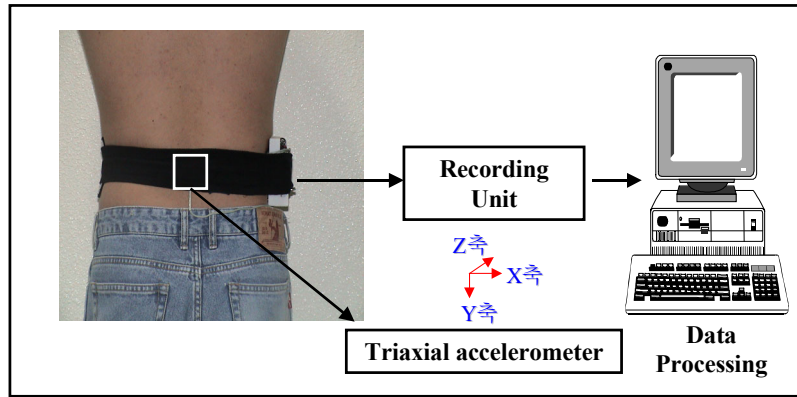


그림 3 . 실험방법 블록도

그림 3은 실험 방법에 대한 블록도이다. 실험은 20대의 건강한 성인 30명(21-28세, 남성 26명, 여성 4명)을 대상으로 데이터를 획득하였다. 신호는 각각 다른 운동 프로토콜을 적용하여 획득하였으며 한 피검자별 5분 동안의 데이터를 측정하였다.

데이터 측정 시 비디오로 피검자의 동작을 촬영함으로써 데이터 분석 시 동작구분 알고리즘을 적용하여 분석한 결과와 비디오 데이터를 분석한 결과를 비교하였다. 3축 가속도 센서는 인체의 중심축인 허리 뒤 척추부분에 부착함으로써 인체 중심의 세 방향의 가속도 신호를 특정 방향에 편향됨 없이 측정할 수 있도록 하였으며 피검자의 불편을 줄임으로써 실생활에 적용이 용이하도록 하였다. 가속도 센서로부터(X축은 좌우방향, Y축은 상하방향, Z축은 앞뒤방향) 측정된 데이터는 시리얼 포트를 통하여 PC로 전송되어 MatLab을 이용하여 분석하였다.

3.2 자세변화 구간과 동적 동작 구간 구분

동작의 유무는 측정된 신호의 AC 신호를 추출하여 신호의 크기를 비교함으로써 구분할 수 있다. 움직임이 없을 때는 DC신호로 나타나며 움직임이 있는 동작은 AC 신호로 나타나기 때문이다.

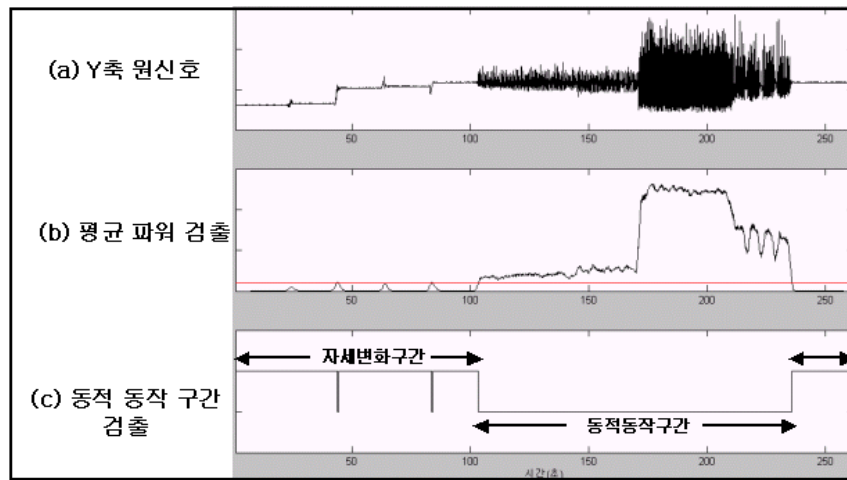


그림 4 . 동적동작구간 검출의 예

그림 4는 AC 신호의 평균 전력을 이용하여 동적 동작 구간과 자세변화 구간을 검출한 예를 보여주고 있다. 그림 4(a)는 Y축 원신호 파형을 보여주고 있고 그림 4(b)는 Y축 원신호 파형을 1-12Hz 대역 통과 필터를 적용하여 AC 신호를 추출한 후 절대값을 취하고 64점 이동평균을 취함으로써 신호의 평균 전력을 구한 것이다. 그림 4(c)는 평균 전력값에 문턱치를 적용하여 동적 동작의 유무를 구분한 것이다.

3.3 자세 구분

Piezoresistive 형태의 가속도 센서는 중력방향에 대한 기울기의 차이에 의해 신호의 DC값이 변화하는 특징을 가지고 있다. 따라서 자세 변화에 기인한 몸의 기울기 변화를 가속도 신호로 측정하고, 측정된 신호의 DC변화의 특징을 이용하여 다섯 가지의 자세 구분이 가능하다. 자세 변화에 따라 Y축 및 Z축 가속도 방향이 중력방향에 대해 많은 기울기 변화를 보이게 되기 때문에 신호의 DC 분석을 통해 다섯 가지 자세를 판단할 수 있다.

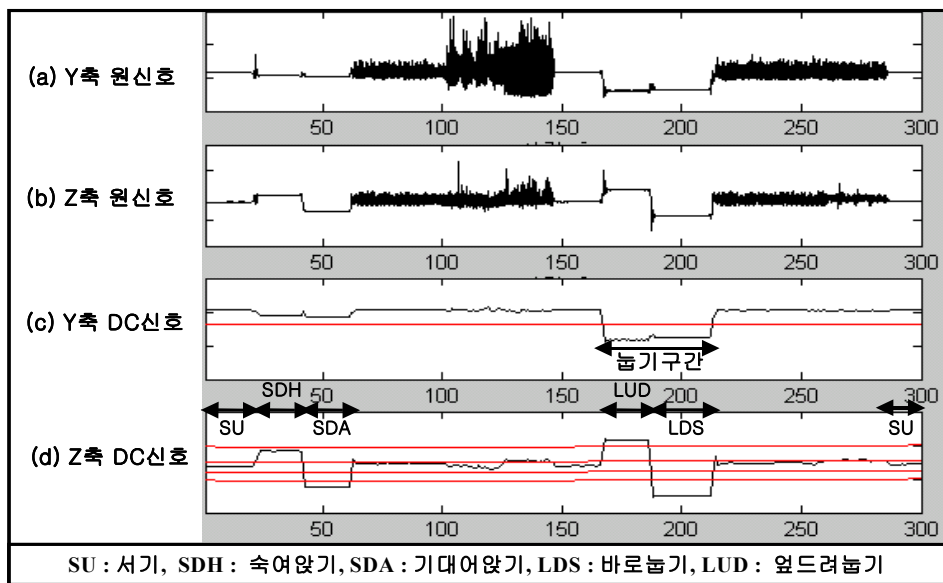


그림 5. 자세 구분의 예

그림 5는 자세 구분의 예를 보여주고 있다. 그림 5(a)는 Y축 원신호를 보여주고 있으며 그림 5(b)는 Z축 원신호를 보여주고 있다. 그림 5(c)와 5(d)는 자세 변화 구간으로 구분된 Y축 및 Z축의 신호에 1Hz 저역 통과

필터를 취하여 DC신호를 추출한 것이다. 동적 동작은 서있는 상태에서 이루어지기 때문에 동적 동작이 있는 구간은 서있는 자세로 판단하였고, 동적 동작이 없는 구간은 DC분석을 통해 자세를 구분하였다. 그림 5(c)의 Y축 DC 신호에서는 바로 눕거나 엎드려 눕기에서의 DC신호 레벨이 다른 자세보다 낮게 나타나는 것을 확인 할 수 있으므로 Y축 DC 신호에 문턱치를 적용하면 눕기 구간을 검출 할 수 있다. 눕기 구간을 구분하는 문턱치는 기준값(서있는 구간의 DC 평균값)에서 실험적으로 얻은 임의의 값을 빼준 값으로 결정된다(문턱치A).

그림 5(d)의 Z축 DC 신호에서는 몸의 기울기가 앞으로 기울어지는 정도에 따라 DC 레벨이 상승하는 것을 확인 할 수 있기 때문에 숙여 앉거나 엎드려 눕기 시에는 DC 레벨이 기준값에 비해 상승하며 기대어 앉거나 바로 눕기 시에는 DC 레벨이 기준값에 비해 하강한다. 때문에 눕기 구간으로 검출된 구간에서 Z축 DC 신호 레벨에 문턱치를 적용하면 두 가지 눕기를 구분할 수 있다. 만약 기준값에서 경험적 실험치를 더해준 문턱치 값(문턱치B)보다 DC신호 레벨이 크면 엎드려 눕기로 구분하고 기준값에서 경험적 실험치를 빼준 문턱치 값(문턱치C)보다 작으면 바로 눕기로 구분한다. 마찬가지로 눕기 구간이 아닌 구간에서의 DC 신호 레벨에 문턱치를 적용하여 숙여 앉기, 기대어 앉기를 구분한다. 눕거나 앉기가 아닌 구간은 서기로 판단한다. 그림 6은 자세 구분 방법을 나타내고 있다.

자세 변화구간		Y축 DC신호	
		문턱치 A	
		높기 구간	앉기 또는 서기 구간
Z축 DC신호	문턱치 B 몸이 앞으로 기울어짐 \searrow 바로 서있기	앞드려 높기	속여 앉기
	문턱치 C \searrow 몸이 뒤로 기울어짐	에러	서기
		바로 높기	기대어 앉기
문턱치 A : 서기 동작 시 10초 동안의 Y축 DC 신호의 평균값 - 450 문턱치 B : 서기 동작 시 10초 동안의 Z축 DC 신호의 평균값 + 150 문턱치 C : 서기 동작 시 10초 동안의 Z축 DC 신호의 평균값 - 150			

그림 6 . 자세 구분 방법

기준값(서기 시 DC 평균값)의 초기값은 처음 데이터 획득 시 기준값 측정 구간을 설정하고 이 구간의 데이터를 분석하여 초기 기준값을 설정한다. 기준값인 서기의 DC 평균값은 시간에 따라 변화한다. 일상생활을 하는 동안에 큰 움직임에 의해 센서의 부착 위치가 처음과 조금씩 다르게 되어 서있을 때의 DC 값이 변화하게 된다. 기준값은 다른 자세를 구분하는 문턱치를 결정하기 때문에 서있을 때의 DC값의 변화는 에러를 발생시킬 수도 있다. 본 연구에서는 알고리즘을 적용하여 서기로 검출되는 구간이 10초가 되면 10초 동안의 평균값을 기준값의 초기값에 적용시키는 보정 알고리즘을 설계하여 기준값의 변화에 따른 에러를 줄였다.

3.4 동적 동작의 구분

3.4.1 뛰기 및 계단 내려오기 구분

동적 운동 중 뛰기 시의 가속도 신호는 다른 동적 운동에 비해 매우 크다. 계단을 내려올 때는 몸이 중력의 영향을 받기 때문에 한 계단씩 내려올 때 마다 상하 방향으로 몸의 속도 변화가 크게 나타나며 이는 Y축 가속도 신호의 크기가 뛰기를 제외한 다른 동적 운동에 비해 크게 나타나는 원인이 된다.

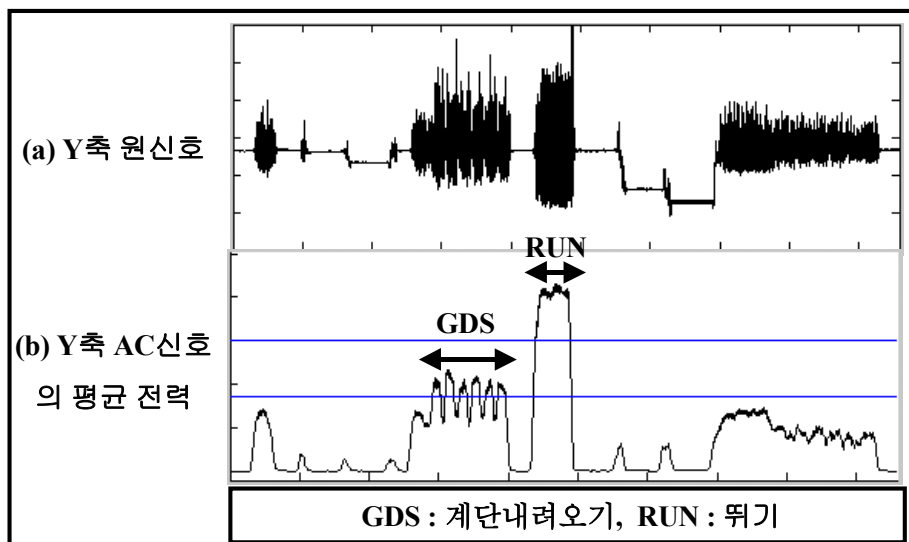


그림 7. 뛰기 및 계단 내려오기 구분의 예

그림 7은 뛰기와 계단 내려오기 구분의 예이다. 그림 7(a)는 Y축 원 신호를 보여주고 있으며 그림 7(b)는 Y축 신호의 AC 신호를 추출한 후 절대값을 취하고 64점 이동평균을 취하여 신호의 평균 전력을 나타낸 것이다. 그림에서 보면 뛰기 가속도 신호의 평균 전력은 다른 신호에 비해 매

우 크게 나타나기 때문에 문턱치(문턱치D)를 적용하여 구분 가능하다. 뛰기 구간을 제외한 나머지 동적운동구간에서 계단 내려오기의 평균 전력은 다른 신호에 비해 크게 나타남으로 문턱치(문턱치E)를 적용하면 걷기 및 계단 오르기 신호와 구분 가능하다.

각각의 동적 행동에 따른 가속도 신호의 크기는 사람의 행동 특성에 따라 그 크기가 다르므로 하나의 문턱치를 모든 사람에게 적용할 경우 많은 에러가 발생한다. 모든 피검자의 행동 특성을 반영한 문턱치를 적용하기 위해 걷기 행동시의 Y축 AC신호의 평균 전력이 기준값으로 사용되었다. 기준값의 초기값은 처음 데이터를 획득 시에 기준값 측정 구간을 설정하고 이 구간을 분석하여 초기 기준값을 설정한다. 기준값에 따른 뛰기 및 계단 내려오기 구분을 위한 문턱치는 식 (3.1), (3.2)와 같이 결정된다.

$$\text{뛰기 구분을 위한 문턱치(문턱치D)} = \text{기준값} + 400(\text{경험적 실험값}) \quad (3.1)$$

$$\begin{aligned} \text{계단 내려오기 구분을 위한 문턱치(문턱치E)} & \quad (3.2) \\ & = \text{기준값} + 60(\text{경험적 실험값}) \end{aligned}$$

3.4.2 계단 오르기 및 걷기 구분

계단 오르기 시와 걷기 시의 가속도 신호는 큰 차이가 나지 않는다. 그러나 계단을 올라갈 때는 일반적으로 몸의 중심이 앞으로 쏠리면서 상체의 기울기가 앞으로 조금 기울어지는 현상이 나타나기 때문에 앞뒤방향 가속도 신호인 Z축 신호의 DC 레벨이 서있을 때보다 좀더 상승하는 현상이 나타난다. DC 레벨이 상승 시 음의 피크도 같이 상승 하게 되기 때문에 걷기 신호에 비해 음의 피크 신호 크기가 크게 나타난다. Z축 신호의 DC 분석을

통해서도 구분 가능하지만 DC 변화의 크기가 작기 때문에 많은 에러가 발생하므로 음의 피크 신호 추출을 통해 계단 오르기 와 걸기를 구분하는 것이 더욱 효과적이다.

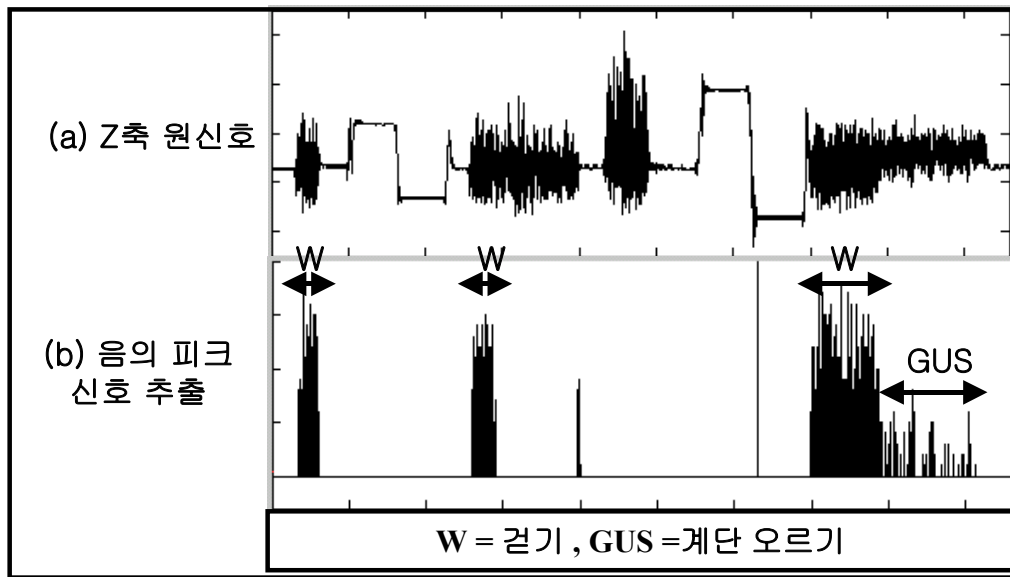


그림 8 . 걸기 및 계단 오르기 구분의 예

그림 8은 걸기 및 계단 오르기 구분의 예를 보여주고 있다. 그림 8(a)는 Z축 원신호이고 그림 8(b)는 Z축 신호에서 음의 피크 신호만을 추출한 것이다. Z축의 원 신호에서 자세변화구간과 동적동작구간 중 뛰기 및 계단 내려오기로 구분된 구간을 제거하고 걸기와 계단 오르기 신호만이 포함된 신호를 추출한다. 이 신호에서 서기 시의 Z축 가속도 신호의 10초간의 가속도 신호 평균값을 기준값으로 정하여 이 값보다 큰 값을 제거하고 작은 값에 대해서만 절대값을 취해주면 그림 8(b) 같은 신호를 얻을 수 있다.

음의 피크 추출을 위한 기준값의 초기값은 데이터를 획득 시 기준값 측정 구간을 설정하고 이 구간을 분석하여 정한다. 서기 시의 Z축 신호의

평균값은 시간에 따라 변화하므로 음의 피크를 추출하여 구분 시 에러 요인이 된다. 그러므로 자세 검출 시의 보정 알고리즘과 같은 방법으로 알고리즘을 적용하여 서기로 검출되는 구간이 10초가 되면 10초 동안의 평균값을 기준값의 초기값에 적용시켜 음의 피크 추출 시 에러를 줄였다.

그림 8(b)로부터 계단 오르기 동작시의 신호가 걷기 동작시의 신호 크기에 비해 작게 나타남을 알 수 있으므로 추출된 음의 피크 신호의 평균전력을 구하여 문턱치(문턱치F)를 적용함으로써 계단 오르기와 걷기를 구분할 수 있다. 문턱치를 결정하기 위한 기준값으로 걷기 시의 Z축 신호에서 추출된 음의 피크 신호의 평균전력 값이 사용되었다. 기준값의 초기값은 처음 데이터를 획득 시에 기준값 측정 구간을 설정하여 이 구간을 분석하여 초기 기준값을 설정한다. 기준값에 따른 계단 오르기 및 걷기 구분을 위한 문턱치는 식 (3.3)과 같이 결정된다.

$$\text{계단 오르기 와 걷기 구분을 위한 문턱치(문턱치F)} \quad (3.3)$$

$$= \text{기준값(걷기 시 10초 동안의 음의 피크신호의 평균전력 값)} / 3$$

3.5 기준값 결정 알고리즘

자세 및 동적 동작 구분 시 사용되는 기준값을 구하기 위해 데이터 측정 시 피검자가 데이터 측정 시작 부분에 각각 10초 동안 서기와 걷기 동작에 대한 기준값 측정 기간을 설정하였으며 알고리즘 작동 초기 부분에 이 기간의 데이터를 분석하여 기준값을 결정하였다. 본 연구에서 설계한 동작 분석 알고리즘에 사용되는 기준값은 표1과 같다.

표 1 . 문턱치 결정을 위한 기준값

행동 신호	서기	걷기
Y축 신호	10초 동안의 평균 DC값 (눕기 기간 검출을 위한)	10초 동안의 평균 전력 (뛰기, 계단 내려오기 구분을 위한)
Z축 신호	10초 동안의 평균 DC값 (자세 구분을 위한)	10초 동안의 평균 음의피크 전력 값 (걷기, 계단 오르기 구분을 위한)
	10초 평균 값 (음의 피크 추출을 위한)	

측정된 데이터를 동작 분석 알고리즘에 적용 및 분석하기 전에 피검자에게 적응적으로 적용 가능한 문턱치를 결정하기 위해 획득된 데이터의 처음 20초 동안의 신호를 분석하여 다섯 가지 기준값을 결정한다. 결정된 기준값은 피검자의 행동 특성을 반영하고 있으며, 이러한 기준값으로 결정된 문턱치를 적용함으로써 피검자에 적응적으로 알고리즘을 적용할 수 있다. 또한 시간에 따라 변화하는 기준값인 서기 시의 기준값들은 알고리즘에 의해 서기 행동이 10초 검출되면 검출된 데이터를 분석을 통한 새로운 기준값을 생성하여 그림 9와 같은 방법으로 알고리즘에 적용한다.

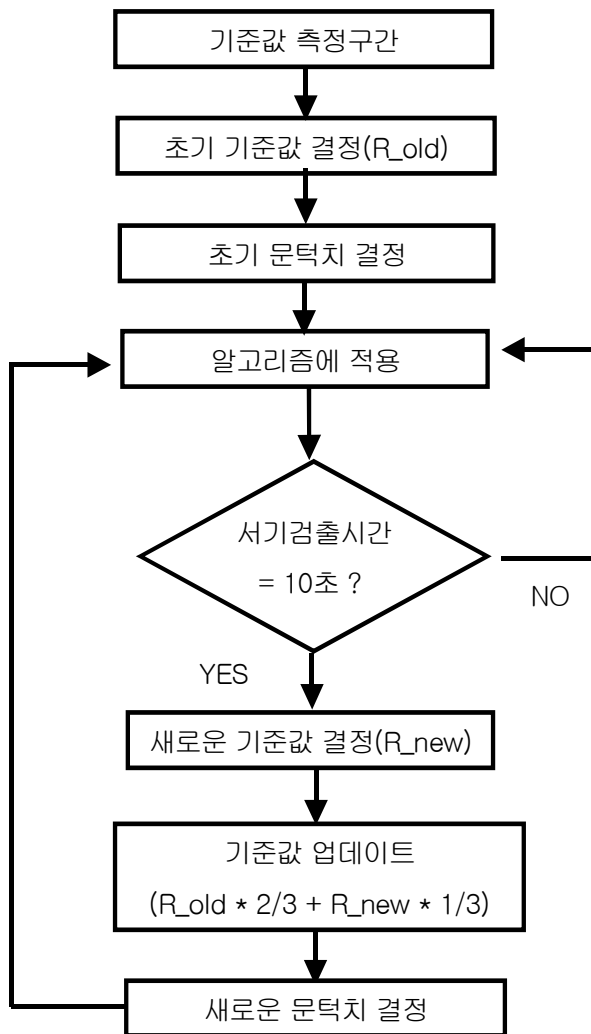


그림 9 . 기준값 보정 방법

3.6 에러처리 알고리즘

알고리즘을 통해 구분한 결과와 비디오를 통해 구분한 결과를 비교해보면 자세 변화 과정에서의 가속도 신호에 의한 에러 및 계단 운동 시 층이 변할 때 약간의 걷는 구간에 의한 에러가 발생하였다. 비디오 분석 시 자세 변화 과정은 동적 동작으로 고려하지 않았으며 계단 운동 사이의 걷는 구간은 계단 운동으로 가정하였다. 그러므로 자세 변화 과정 중 5초미만의 동적 동작구간은 동적 동작이 아닌 자세로 구분되도록 하였다. 또한 계단과 계단 사이에 1~2보정도 걷는 부분이 있는 경우 걸기로 구분하지 않고 계단 운동의 연속으로 구분하여 계단 운동이 끝나고 다음 행동이 5초 이상 있을 때까지 계단 운동으로 구분하도록 하는 에러처리 알고리즘을 설계하여 에러를 제거하도록 하였다.

제 4 장 결과 및 고찰

4.1 행태 분석 알고리즘의 성능 평가

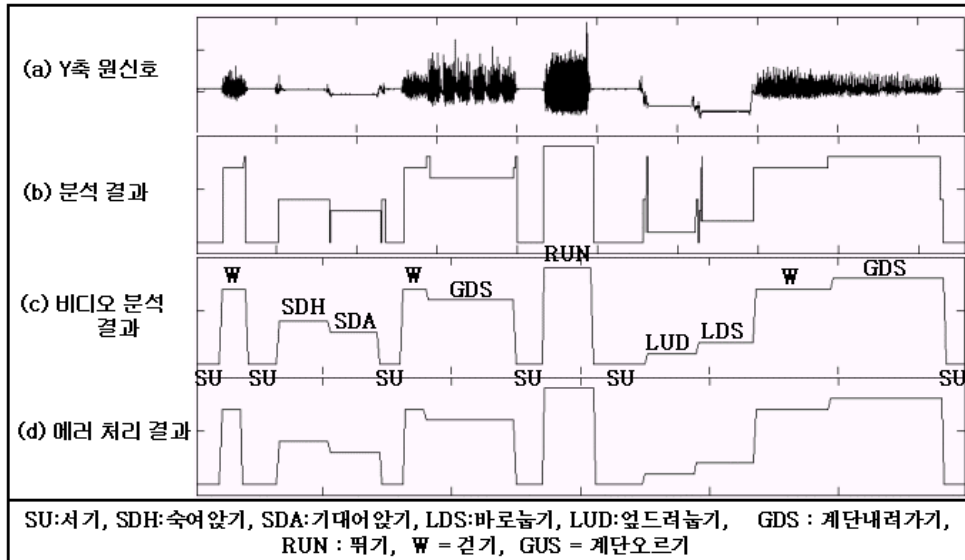


그림 10 . 동작 분석 알고리즘 적용 결과의 예

그림 10은 동적 구분 알고리즘을 적용하여 인체의 가속도 신호를 분석한 결과의 예이다. 그림10(a)는 Y축 원 신호를 보여주고 있으며 그림10(b)는 설계된 동적 구분 알고리즘을 적용하여 구분한 결과이며 그림10(c)는 비디오 분석결과를 보여주고 있다. 비디오 영상 분석은 프레임 단위로 볼 수 있는 동영상 플레이어를 사용하여 육안으로 분석하였으며 1초 단위로 동작을 구분하였기 때문에 약간의 오차를 포함하고 있다. 그림 10(d)는 에러 처리과정을 거친 결과의 예를 보여주고 있는데 에러처리 과정을 거친 후에 자세 변화 과정의 에러나 계단 운동중의 에러가 수정되어 비디오 분

석결과와 더 유사한 결과를 얻을 수 있음을 보여주고 있다.

자세 및 동적 동작 구분을 위하여 측정된 가속도 데이터에 알고리즘을 적용하여 1초 단위로 대표동작을 구분하였다. 즉 1초 동안 가장 많은 빈도수를 차지하는 자세 및 동작을 대표 동작으로 구분하여 비디오 분석 결과와 동작구분 알고리즘을 적용한 결과를 비교해 봄으로써 알고리즘을 평가하였다.

설계된 행태 구분 알고리즘의 평가를 위해 30명의 피검자로부터 얻은 데이터에 알고리즘을 적용하였다. 행동구분 알고리즘을 통해 구분된 결과는 비디오로 촬영한 영상 데이터를 분석한 결과와 비교하여 시스템의 행동 검출율을 평가하였다. 검출율은 식 (4.1)을 이용하여 계산하였다.

$$\text{검출율} = \frac{\text{비디오 분석 구간에서의 알고리즘적용 검출시간}}{\text{비디오데이터분석 검출시간}} \times 100(\%) \quad (4.1)$$

표 2 . 자세 및 동작별 검출율 비교

분류 행동		비디오 분석 검출 시간 (초)	알고리즘 적용 검출시간 (초)	검출율(%)
자세	서기	2,173	2,007	92.4
	기대어 앉기	578	533	92.2
	숙여 앉기	555	513	92.4
	앞드려 눕기	666	619	92.9
	바로 눕기	676	628	92.9
동적 동작	걸기	1,854	1,707	92.1
	계단 오르기	1,160	1,126	97.1
	계단 내려오기	997	957	96.0
	뛰기	764	746	97.6
Total		9,423	8,836	93.8

표 2는 자세 및 동작별 검출율 비교 결과를 보여주고 있는데 걷기가 가장 낮은 검출율인 92.1%를 보였으며 계단 오르기가 가장 높은 97.6%의 검출율을 보여 평균 93.8%의 검출율을 얻었다. 모든 행동이 모두 90% 이상의 검출율을 획득하여 설계된 알고리즘의 정확성이 높음을 확인 할 수 있었다.

본 연구의 선행 연구에서는 웨이블릿 및 FFT를 이용하여 서기, 앉기, 눕기의 세 가지 자세와 걷기, 계단 오르기, 계단 내려오기, 뛰기의 4가지 동적 동작을 구분하는 알고리즘을 설계하여 성능을 평가해 보았다. 인체의 행동은 동일한 행위를 하는 경우에도 개인마다 또는 그 상황마다 매우 다른 다양성을 갖기 때문에 선행 연구에서는 동적 동작의 경우 평균 87.3%의 검출율을 보였다.[8] 본 연구에서는 피검자에게 적응적으로 적용 가능하도록 알고리즘을 구성하여 95.7%의 높은 동적 동작 검출율을 얻을 수 있었다.

다른 동작으로 잘못 검출된 결과를 분석해 보면 대부분의 에러는 동작이나 자세가 변화되는 과정에서 발생함을 알 수 있다. 즉, 대부분 검출하려고 하는 동작 이전에 일어난 동작이나 다음에 일어난 동작으로 잘못 검출되고 있다. 동작구분 알고리즘 적용 과정에서 이동 평균을 취함으로써 동작이나 자세 변화 과정에서의 신호들이 좌, 우로 퍼지는 현상이 발생하기 때문에 동작의 시작과 끝부분에서 에러가 발생하며 비디오 분석 시 동작이 시작되거나 끝나는 부분의 판단이 모호하기 때문에 에러가 발생한다. 본 연구에서는 가변 문턱치를 적용하고 에러처리를 함으로써 에러를 최소화 하였으나 완전하게 없앨 수는 없었다. 그러나 동작의 진행 과정에는 많은 에러가 발생하지 않았기 때문에 지속시간이 긴 동작을 하는 경우 큰 문제가 되지 않는다.

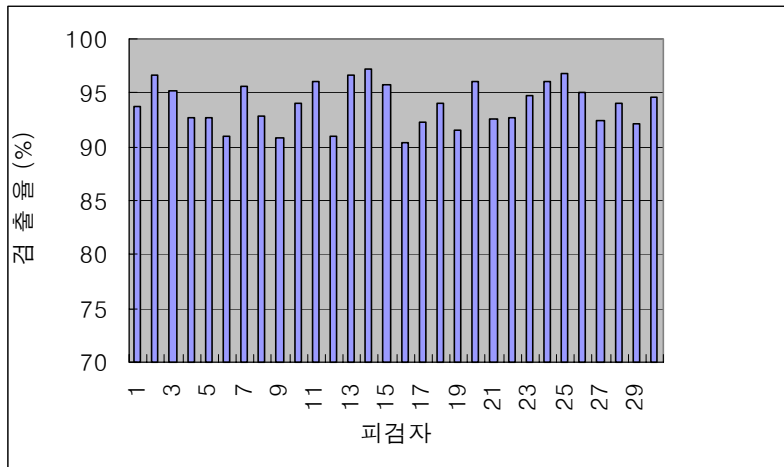


그림 11 . 피검자별 검출율 비교

그림 11은 피검자별 검출율을 비교한 것으로서 30명에 대한 평균값이 93.8%(표준편차:±2.01)을 보였으며 모든 피검자자 90% 이상의 비교적 고른 검출율을 보였다.

4.2 일상생활에의 적용성 평가

본 연구에서는 장시간동안 일상생활을 하고 있는 피검자로부터 데이터를 측정하여 설계된 알고리즘을 적용하여 봄으로써 알고리즘의 실생활에의 적용성을 평가하였다.

3명의 20대 피검자가 미리 작성된 운동 프로토콜에 의해 행동하는 것이 아니라 일상적인 생활을 하는 중 각각 1시간 동안의 데이터를 측정하여 알고리즘을 적용하여 분석하였다. 데이터 측정 시 비디오로 동시에 촬영하여 분석함으로써 알고리즘의 분석을 통한 결과와 비교하였다.

일상생활을 하는 동안에는 우리가 구분하고자 하는 9가지 자세와 동적 동작뿐만 아니라 다양한 많은 규정할 수 없는 행동들이 일어난다. 비디오 영상 데이터 분석 시 구분하고자 하는 행동이 아닌 다른 행동이 일어났을 경우 기타 행동으로 구분하였으며 알고리즘을 적용하여 분석한 결과와 비교 시 고려하지 않았다.

표 3 . 일상생활에의 적용 결과

알고리즘 분석 검출(초)	비디오 분석 검출(초)										
	서기	앞드려 놓기	바로 놓기	기대어 앉기	숙여 앉기	계단 내려오기	걸기	계단 오르기	뛰기	총 계	검출 율 (%)
서기	1734	2	0	8	32	0	78	0	0	1854	91.5
앞드려 놓기	0	614	0	0	0	0	0	0	0	614	98.9
바로 놓기	4	3	1654	0	0	0	0	0	0	1661	99.9
기대어 앉기	48	0	0	1269	0	0	0	0	0	1317	99.0
숙여 앉기	5	1	2	0	230	0	4	0	0	242	87.8
계단 내려오기	9	0	0	0	0	192	41	12	1	255	97.0
걸기	65	0	0	1	0	6	912	12	0	996	81.0
계단 오르기	27	1	1	4	0	0	72	176	0	281	86.3
뛰기	4	0	0	0	0	0	19	4	63	90	98.4
총계	1896	621	1657	1282	262	198	1126	204	64	7310	93.3

표 3은 일상생활에서 얻어진 데이터에 알고리즘을 적용한 결과이다. 총 3명의 피검자로부터 얻은 데이터에 대하여 가로축은 비디오 분석을 통해 검출한 시간을, 세로축은 알고리즘을 적용하여 분석한 시간을 나타내고 있다. 예를 들어 서기 자세를 검출한 결과를 보면 비디오 분석을 통해서 총 1896초를 검출하였으며 비디오 분석 시 서기 자세로 검출된 시간에 알고리즘 적용한 결과가 서기로 바르게 검출된 시간이 1734초이며 바로 눕기, 기대어 앉기, 숙여 앉기, 계단 내려오기, 걷기, 계단 오르기, 뛰기로 잘못 검출된 시간이 각각 4초, 48초, 5초, 9초, 65초, 27초, 4초로 분석되었다. 검출율은 비디오 분석 검출 시간인 1896초 시간동안 1734초만이 바르게 검출되었기 때문에 91.5%의 결과를 보였다. 검출 시간은 3명의 피검자에게 적용하여 얻은 결과들을 모두 합산하여 나타낸 것이다.

바로 눕기가 가장 높은 99.9%의 검출율을 보였으며 걷기가 가장 낮은 81.0%의 검출율을 보여 평균 93.3%의 검출율을 보였다. 5가지 자세 구분의 결과는 평균 95.4%의 검출율을 보였고 4가지 동적 동작은 평균 90.7%의 검출율을 보였다.

동적 동작에 비해 자세 구분이 검출율이 높은 이유는 행동을 지속하는 시간이 길기 때문이다. 행동 검출 시 에러는 행동이 변화되는 과정에서 많이 발생하기 때문에 행동 지속 시간이 길면 길수록 에러가 감소한다.

반대로 일상생활에서의 동적 동작에서는 행동의 지속 시간이 짧고 잦은 행동 변화가 일어나는 경우가 많기 때문에 동적 동작 구분 시 많은 에러가 발생한다. 특히 동적 동작 중 걷기가 가장 낮은 검출율을 보였으며 서기나 계단 운동으로 잘못 검출되었다. 일상생활에서 보행 시 다양한 속도와 다양한 패턴으로 걷기 때문에 검출이 어려우며 비슷한 형태의 신호를 갖는 계단 운동으로 잘못 검출되는 경우도 있었으며 천천히 걸을 때 신호의 크기가 매우 작아 걷기가 서기로 잘못 검출되는 경우가 많이 있었다. 향후에

이러한 문제를 해결하기 위해 좀더 다양한 걷기 형태에 따른 검출이 가능하도록 알고리즘을 보완해야 한다.

표 4. 피검자별 검출율

	피검자 1	피검자 2	피검자 3
검출율(%)	95.2	89.6	93.4

표 4는 피검자별 검출율 결과이다. 피검자 2가 가장 낮은 검출율인 89.6%를, 피검자 1이 가장 높은 95.2%의 검출율을 보였다. 피검자 2의 경우는 실험을 하는 동안 주로 사무실 정리정돈을 하였고 피검자 1과 3은 주로 공부를 하였다. 때문에 피검자 2는 다른 피검자에 비해 행동의 지속 시간이 매우 짧았고 자주 움직였으며 매우 많은 행동 변화가 있었고, 이로 인한 동적 동작의 구분 시 에러가 발생하였다. 반대로 피검자 2와 3은 비교적 높은 검출율을 보였다.

일상생활을 하는 피검자의 데이터에 알고리즘을 적용하여 본 결과 평균 93.3%의 높은 검출율을 보였고 피검자별로 검출율이 큰 차이를 보이지 않았기 때문에 실생활에 적용 가능함을 확인 할 수 있었다. 그러나 좀더 정확한 구분과 높은 검출율을 얻기 위해서는 몇 가지 문제점을 해결해야 한다. 알고리즘의 검출 성능을 향상시키기 위해서는 행동 변화 구간의 에러를 좀더 효율적으로 처리하기 위한 알고리즘의 보완이 필요하며 구분하고자 하는 행동을 좀더 세분화하여 좀더 많은 행동을 구분함으로써 검출 성능의 향상뿐만 아니라 동작 분석 시스템의 다양한 분야에 대한 적용의 폭을 넓히는 것이 필요하다.

제 4 장 결 론

본 연구에서는 3축 단일 가속도 센서를 허리 뒤 척추 부분에 부착하여 인체의 세 방향의 가속도 신호를 측정 할 수 있는 행태 모니터링 시스템을 설계하였고 측정된 가속도 신호를 분석하여 일상생활에서 일어날 수 있는 대표적인 아홉 가지 자세 및 동작을 구분하는 행태 구분 알고리즘을 설계하였다. 자세 구분 알고리즘은 몸의 기울기가 변화할 때 각 축의 가속도 신호의 DC값이 변화됨에 근거하여 설계하였으며 동적 동작 구분 알고리즘은 각 동작 시 각 축의 가속도 신호의 평균 전력 및 음의 피크 신호의 평균 전력의 차이에 근거하여 설계하였다.

설계된 알고리즘의 성능 평가를 위해 30명의 피검자로부터 아홉 가지 자세 및 동작이 포함된 5분여 동안의 다양한 운동 프로토콜로 인체의 가속도 데이터를 획득하였고 개발된 알고리즘을 적용하여 비디오 영상 분석결과와 비교 분석한 결과 평균 93.8%의 검출율을 얻어 알고리즘의 임상예의 적용 가능성을 확인하였다. 또한 실제로 3명의 피검자로부터 1시간 동안의 일상생활을 하는 도중에 데이터를 획득하였으며 알고리즘을 적용하여 분석한 결과 평균 93.3%의 검출율을 보였다.

대부분의 활동상태 모니터링은 장기간의 일상생활중의 행동을 분석하는데 사용되기 때문에 일상생활에서 이루어 질수 있는 다양한 행동들을 정확하게 구분하기 위한 알고리즘의 보완이 필요하다.

본 연구에서는 3축 가속도 센서를 사용하여 인체의 세 방향의 가속도 신호를 측정하여 분석하였다. 그러나 실제로 분석한 결과 본 연구에서 구분하고자 하는 자세나 동작 구분은 두 축의 가속도 신호만을 사용하여 분석이 가능하였다. 그러나 활동량을 분석하기 위한 시스템에서는 3축 가속도 센서를 사용하는 것이 시스템 확장 측면이나 좀더 다양한 응용연구에 적합하다. 본 연구에서 사용되지 않은 X축(좌우방향) 가속도 신호는 인체

의 좌, 우 균형이 맞지 않은 환자, 가령 편마비 환자 같은 경우의 보행 분석이나 인체의 가속도 신호를 바탕으로 인체의 에너지소비를 간접 측정하는 방법에 대한 연구 등에 응용될 수 있다. 또한 자세 구분 및 행동 구분 알고리즘을 바탕으로 설계된 동작 분석 시스템은 심장질환, 노인행동분석, 노인성 치매, 만성피로, 재활의학, 스포츠 분석 시스템 등 다방면의 많은 부분에서 응용될 수 있다.

참고문헌

- [1] Henry J. Montoye, Han C. G. Kemper, Wim H. M. Saris, Richard A. Washburn, "Measuring physical activity and energy expenditure", *Human Kinetics*, pp.72-96, 1996.
- [2] Kim L. Coleman, Douglas G. Smith, David A. Boone, Aaron W. Joseph, Michael A. del Aguila, "Step activity monitor: long-term, continuous recording of ambulatory function", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol.36, NO.1, 1999.
- [3] F. Foerster, M. Smeja, J. Fahrenberg, "Detection of posture and motion by accelerometry: a validation study in ambulatory monitoring", *Computers in Human Behavior*, Vol.15, pp.571-583, 1999.
- [4] H. G. van Steenis, J. H. M. Tulen, "The effects of physical activities on cardiovascular variability in ambulatory situations", *Proceedings-19th International Conference-IEEE/EMBS*, pp.105-108, 1997.
- [5] Carlijn V.C. Bouten, Karel T. M. Koekkoek, Maarten Verduin, Rens Kodde, Jan D. Janssen, "A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.44, pp.136-147, 1997.
- [6] K. Aminian, Ph. Robert, E. E. Buchser, B. Rutschmann, D. Hayoz, M. Depairon, "Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol.37, pp.304-308, 1999.

- [7] B. Najafi, K. Aminian, F. Loew, Y. Blanc, "An ambulatory system for physical activity monitoring in elderly", *IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine & Biology*, pp.562-566, 2000.
- [8] S. H. Lee, H. D. Park, H. R. Yoon, K. J. Lee, "Design of a Portable Activity Monitoring System", *The Korean Institute of Electrical Engineer*, Vol.51, pp.32-38, 2002
- [9] Hendrika J. G. van dem Berg-Emons, Johannes B. J. Bussmann, Aggie H. M. M. Balk, Henk J. Stam, "Validity of ambulatory accelerometry to quantify physical activity in heart failure", *Scand J Rehab Med*, Vol.32, pp.187-192, 2000.
- [10] Gerwin A. L. Meijer, Klaas R. Westerterp, Francois M. H. Verhoeven, Hans B. M. Koper, "Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.38, pp.221-229, 1991.
- [11] T. Tamura, T. Fujimoto, H. Sakaki, Y. Higashi, T. Yoshida, T. Togawa, "A solid-state ambulatory physical activity monitor and its application to measuring daily activity of the elderly", *Journal of Medical Engineering & Technology*, Vol.21, pp.96-105, 1997.
- [12] Sieber P. van der Werf, Judith B. Prins, Jan H. M. M. Vercoulen, Jos W. M. von der Meer, Gijs Bleijenberg, "Identifying physical activity patterns in chronic fatigue syndrome using actigraphic assessment", *Journal of Psychosomatic Research*, Vol.49, pp.373-379, 2000.

ABSTRACT

Development of Activity Monitoring System using accelerometer

Lee, Seung Hyung
Dept. of Biomedical Engineering
The Graduate School
Yonsei University

This paper describes design of an activity monitoring system and activity classification algorithm for analyzing human activity using body-fixed 3-axis accelerometer on the middle of the lower back. In the first step, we distinguish static and dynamic activity period using AC signal analysis. Then five postures were classified by applying the threshold in DC signal corresponding to the static activity period. Also, after comparison of average power and taking negative peak signal in the dynamic activity period, the four dynamic activities were classified by applying the threshold.

To evaluate the performance of the proposed algorithm, the measured signals obtained from 30 subjects based on applied various activity protocols were applied to the proposed algorithm and the results were compared with the simultaneously measured video data. As a result, the activity classification rate of 93.8% on average was obtained. Also the measured signal obtained from 3 subjects during 1 hour daily activity were applied to the proposed algorithm and activity classification rate of 93.3% on average was obtained.

Key words : 3-axis accelerometer, Activity monitoring system, Activity classification algorithm