

무선 센서 네트워크 기반의 덤벨 컬 운동 분석시스템

(Analysis System for Dumbbell Curl Exercise based on Wireless Sensor Networks)

채명훈[†] 정인범^{**}
(Myung Hun Chae) (In Bum Jung)

요약 최근 다이어트와 체형 관리를 위해 운동을 하는 사람들이 늘어나면서 운동 보조를 목적으로 하는 u-Wellness 시스템들이 연구 및 개발되고 있다. 하지만 기존의 u-Wellness 시스템들은 걷기, 달리기, 자전거 타기 같은 야외 운동에만 집중되어 있으며 다른 실내 운동에 대한 연구는 전무한 실정이다. 본 논문에서는 무선 센서 네트워크를 기반으로 기본적인 웨이트 운동 중 하나인 덤벨 컬의 동작 횟수와 에너지 소비량을 측정할 수 있는 시스템을 구현 하였다. 제안된 시스템에서는 덤벨 컬의 회전 움직임 정보를 3축 가속도 센서를 통해 각도 값으로 변환한다. 그리고 각도 값들에 영교차(Zero-Crossing)와 문턱치(Threshold) 알고리즘을 적용하여 덤벨 컬의 총 동작 횟수를 측정 한다. 에너지 소비량은 측정된 덤벨 컬의 동작 회수와 회전운동 속도를 이용하여 산출 한다. 다수를 대상으로 한 실험 데이터를 통해 제안된 덤벨 컬 횟수 측정 알고리즘의 인식률을 평가하였다.

키워드 : 무선 센서 네트워크, 가속도 센서, 덤벨 컬, 에너지 소비량

Abstract Recently, many people are interested in physical exercises to manage their body-build and to achieve diet effect for body. For this purpose, u-Wellness systems are introduced based on intelligent sensor systems. However, the existing u-Wellness systems only focus on the outdoor exercises like walking, running, and bi-cycling. The u-Wellness system study for indoor exercises exploiting sensor systems is not enough. In this paper, Based on the wireless sensor networks, an exercise monitoring system is implemented for the dumbbell curl among weight-training. It measures the number of dumbbell curl action and the amount of energy expenditure during the exercising time. With triaxial accelerometer sensors, the proposed system transforms the rotation information of dumbbell curl into three angle data. As the proposed system applies the zero-crossing and threshold algorithm with the angle data, it calculates the total number of dumbbell curl actions. We estimate amount of energy expenditure based on the measured dumbbell curl number and rotation velocity. With the experimental data of multiple participators, we evaluate the cognition rate of dumbbell curl analysis algorithm.

Key words : WSN, Accelerometer, dumbbell curl, Energy expenditure

· 본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합 고급인력과정 지원사업의 연구결과로 수행되었음(NIPA-2011-C6150-1101-0002)

† 학생회원 : 강원대학교 컴퓨터정보통신공학과
duofinal@gmail.com

** 종신회원 : 강원대학교 컴퓨터정보통신학과 교수
ibjung@snsllab.kangwon.ac.kr

논문접수 : 2011년 9월 28일
심사완료 : 2011년 11월 17일

Copyright©2012 한국정보과학회 : 개인 목적이나 교육 목적인 경우, 이 저작물의 전체 또는 일부에 대한 복사본 혹은 디지털 사본의 제작을 허가합니다. 이 때, 사본은 상업적 수단으로 사용할 수 없으며 첫 페이지에 본 문구와 출처를 반드시 명시해야 합니다. 이 외의 목적으로 복제, 배포, 출판, 전송 등 모든 유형의 사용행위를 하는 경우에 대하여는 사전에 허가를 얻고 비용을 지불해야 합니다.

정보과학회논문지: 컴퓨팅의 실제 및 레터 제18권 제1호(2012.1)

1. 서론

근래의 현대인들은 산업·과학·의료 기술의 발전을 통해 부족할 것 없는 풍족한 생활환경을 보장 받고 있다. 이를 기반으로 우리나라의 남녀 평균 기대 수명은 2000년 75.95세에서 2009년 80.3세로 꾸준히 상승하고 있으며 2050년에는 65세 이상의 인구 비율이 38.2%에 이를 것이라고 예측되고 있다[1]. 하지만 한편으로는 전반적인 활동량 감소와 육류 위주의 서구적인 식습관이 자리 잡음에 따라 당뇨, 고지혈증 등의 성인병을 유발하는 비만 환자의 인구 비율이 1998년 26%에서 2007년 31.7%

로 급격하게 증가하고 있다[2]. 이러한 사회적 변화는 의료보존복지 서비스의 수요를 증가시키는 결과를 낳고 있으며, 이로 인한 인적 자원의 부족과 의료비 지출의 증가, 서비스 질의 하락 문제 등이 표면화 되고 있다[3].

정부는 이러한 문제를 해결하기 위한 대안으로서 정보통신 기술과 의료보존복지 서비스를 융합한 새로운 형태의 의료 서비스인 u-Healthcare에 주목하고 있다. u-Healthcare는 특정한 시간과 장소의 제한 없이 사용자의 생체 정보를 지속적으로 측정 할 수 있는 기술로서, 주기적인 관리가 필요한 환자의 치료와 거동이 불편한 노인의 원격 모니터링, 위급상황 판단 등 다양하게 활용되고 있다. 최근에는 전 세계적인 Well-Being 팬덤의 확산과 함께 건강한 삶의 대한 사회 전반적인 관심이 높아짐에 따라 기존의 의료적 활용 이외에도 일반인의 건강관리를 목적으로 하는 u-Wellness 분야의 연구 개발이 이루어지고 있다. 특히 인터넷과 TV 기타 매체를 통해 다이어트 및 체형 관리를 위한 다양한 운동 솔루션이 제시되면서, 이에 부합한 운동 보조 형태의 u-Wellness 시스템들이 상용화 되고 있다.

u-Healthcare 환경을 구축하기 위해서는 사용자의 생체정보를 획득하고 외부의 관리 기관으로 이를 송·수신할 수 있는 통신 환경을 동시에 갖춘 기반 기술이 필요하다. 또한 사용자의 신체에서 운용되는 만큼 작고 가벼운 기기가 사용되어야 한다. MEMS(Micro Electro Mechanical Systems)로 제작된 소형의 센서 노드로 구성되는 무선 센서 네트워크(WSN, Wireless Sensor Networks)는 정보통신 기술로서 상기의 요구 사항을 모두 만족하고 있다. 또한 무선 센서 네트워크에서 각각의 노드는 바이오 센서와 가속도 센서, 조도 센서, 압력 센서 등 다양한 센서를 장착할 수 있기 때문에 측정하려는 생체 정보의 종류와 특성 및 사용 환경에 따라 광범위하고 융통성 있는 활용이 가능하다[4].

본 논문에서는 기본적인 웨이트 운동 중 하나인 덤벨 컬의 수행 횟수와 에너지 소비량을 측정하는 기법에 대한 연구를 진행하였다. 덤벨 컬 동작은 이두근에 최대한 자극을 주기 위하여 상박을 비롯한 상체와 하체의 움직임은 고정시킨 상태로 수행해야 한다. 이러한 특징을 바탕으로 본 논문에서는 가속도 센서를 통해 하박의 움직임 변화를 감지하여 덤벨 컬의 횟수를 측정하는 알고리즘을 설계하였다. 그리고 덤벨의 무게와 회전 동작 속도를 활용하여 운동 시 소모되는 순수 에너지 소비량을 산출해 보았다. 최종적으로 구현된 시스템은 센서 착용에 의한 움직임의 불편함을 최소화하고 휴대의 편의성을 높이기 위하여 무선 센서 네트워크와 휴대용 무선 단말기를 사용하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 연구와 관

련된 배경지식들에 대하여 살펴보고 3장에서는 구현된 시스템의 전체 구조와 세부적인 사항들에 대해서 소개하고 덤벨 컬 동작에 의해 발생하는 가속도 신호의 특징을 분석해 본다. 4장에서는 두 단계에 걸친 덤벨 컬 횟수 측정 알고리즘을 설명한다. 5장의 실험 및 구현에서는 실험을 통해 논문에서 구현한 시스템의 성능을 평가하고 마지막으로 6장에서는 결론 및 향후 연구에 대한 계획을 제시한다.

2. 관련 연구

2.1 덤벨 컬(Dumbbell Curl)

덤벨 컬은 기본적인 웨이트 운동 중 하나로서 상박과 하박을 잇는 이두근의 강화를 목적으로 한다. 이러한 덤벨 컬의 수행 과정은 다음과 같다. 1) 팔꿈치의 윗부분인 상박을 몸통 방향으로 붙여 고정시키고 팔 전체를 아래로 내린다. 2) 이두근을 사용하여 손에 쥔 운동도구를 가슴까지 끌어올린다. 3) 2)의 과정과는 반대로 하박을 천천히 내려 처음 자세로 복귀 한 뒤 1)~2)를 반복한다. 덤벨 컬 운동 시 주의해야 할 점은 전체적인 운동 수행 과정 동안 하박을 제외한 다른 신체 부위의 움직임은 고정되어 있어야 한다는 것이다. 만약 어깨를 들어 반동을 이용하거나 상박에 과도한 움직임이 발생하면 어깨의 삼각근이나 여타 다른 근육으로 운동도구의 중량이 분산되어 이두근 강화를 위한 운동효과가 낮아지기 때문이다[5].

2.2 무선 센서 네트워크(WSN, Wireless Sensor Network)와 u-Healthcare

‘동시에 어디에나 존재하는’이라는 뜻을 가진 유비쿼터스(Ubiquitous) 컴퓨팅 기술은 눈에 보이지 않을 만큼 작거나 일상적인 주변 사물과 결합된 소형 혹은 이형의 디바이스를 통해 언제 어디서나 컴퓨팅 서비스를 제공받을 수 있는 환경을 의미한다. 근래 들어 비약적으로 발전된 MEMS 기술은 이러한 유비쿼터스 컴퓨팅의 현실화를 앞당기고 있으며 이 중에서 무선 센서 네트워크는 현재 가장 활발한 연구가 진행되고 있는 분야이다.

무선 센서 네트워크는 마이크로프로세서와 메모리, 전원 공급기, 무선 통신 기능을 갖춘 저전력 디바이스인 지능형 소형 센서 노드들의 집합으로 구성되며, 건물, 도로, 산, 초원 등 다양한 공간에 설치되어 주위 환경 정보를 수집한 뒤 센서 노드들 간의 독립적인 무선 네트워크를 통해 목적지로 전송 할 수 있는 기술이다. 각각의 센서 노드는 바이오 센서, 화학 센서, 자기 센서, 빛 감지 센서와 같이 필요에 따라 다양한 센서를 사용할 수 있다. 이러한 장점을 기반으로 무선 네트워크는 날씨 및 온습도의 변화 감지, 야생 동물 감시, 교통 관리 제어 등 다양한 분야에서 활용되고 있다. 특히 의료

및 건강관리를 위한 기반 기술로서는 생체 및 움직임 정보의 수집과 신체 내·외부의 근거리 통신 환경에 최적화된 무선 바디 에어리어 네트워크(WBAN, Wireless Body Area Network)와 거주지 전체를 대상으로 하는 무선 홈 네트워크(WHN, Wireless Home Network)가 연구되고 있다[6].

u-Healthcare는 정보통신 기술과 보건복지 서비스의 융합으로 탄생된 의료 보건복지 패러다임으로서 다양한 연구가 진행되고 있다. u-Healthcare의 정의를 살펴보면 특정한 장소와 시간에 관계없이 특정한 시간과 장소에 관계없이 사용자의 심박수, 혈압, 체온, 움직임과 같은 다양한 생체 정보를 지속적으로 측정하고 이러한 정보를 원격으로 모니터링 하여 적극적인 치료와 건강관리를 가능하게 하는 시스템이라고 할 수 있다[7].

u-Healthcare 시스템의 구현을 위해서는 여러 분야의 기술 융합이 요구된다. 현재 인간의 생체정보 측정 기술로는 무구속적 측정 기술과 전도성 직물이 연구 중이다. 데이터 전달을 위한 통신 기술에는 스마트 폰과 PDA 같은 고성능 모바일 기기들이 발달로 수집된 정보의 즉각적인 가공과 저장 관리가 가능해졌다[8-10].

u-Healthcare는 적용 대상과 제공하는 서비스의 세부적인 성격에 따라 각각 질병의 치료와 영양 중심의 u-Medical, 노년층의 집중 관리를 목적으로 하는 u-Silver, 일반인의 건강 유지와 개선을 목적으로 하는 u-Wellness로 분류할 수 있다. 이중에서도 특히 u-Wellness 분야는 삶의 질 향상을 위한 소비자의 니즈가 다양해짐에 따라 시장 규모가 급속히 증가하여 현재 세계 u-Healthcare 시장의 60% 이상을 차지하고 있다[11]. 현재 연구 개발되고 있는 u-Wellness 시스템들의 대부분은 운동 중인 사용자를 보조하는 역할에 집중하고 있다. 대표적으로 Nike와 Adidas, Polar는 달리기를 대상으로

운동 중 경과된 시간과 거리, 소모 칼로리 등의 관련 정보를 제공하여 다이어트를 위한 체계적인 계획 설정과 운동 페이스를 조절할 수 있는 종합적인 시스템을 상용화 하였다. 하지만 이와 같은 시스템들은 아직까지 달리기와 사이클링 같은 야외 운동에만 집중되어 있어 실내 웨이트 트레이닝에 관한 연구는 전무한 실정이다.

3. 덤벨 컬 시스템

3.1 시스템 구성

본 논문에서 설계한 덤벨 컬 측정 시스템은 그림 1에서 보는 것과 같이 사용자의 팔에 착용되어 움직임 데이터를 수집하는 움직임 측정기(Motion Measurer), 전송 받은 움직임 데이터를 처리하여 덤벨 컬의 수행 여부와 에너지 소비량을 측정하는 휴대용 서버 단말기(Mobile Server Device), 앞선 구성 요소들 간의 정보 교환을 가능하게 하는 중계기(Gateway)로 구성된다. 센서 착용에 의한 불편함을 최소화하기 위하여 움직임 측정기는 별도의 유선 연결이 필요 없는 무선 센서 노드를 사용하였다. 또한 움직임 데이터의 처리를 담당하는 서버 어플리케이션은 일반 PC, 랩탑, PDA 등 동작 환경에 관계없이 구현할 수 있으나 본 논문에서는 시스템 운용의 편의성을 위하여 이동이 간편한 휴대용 서버 단말기를 선택하였다. 마지막으로 중계기는 IEEE 802.15.4 기반의 ZigBee 통신 프로토콜을 사용하는 움직임 측정기와 휴대용 서버 단말기와의 데이터 전송을 위하여 IEEE 802.15.1 기반의 Bluetooth 통신 모듈을 사용하였다.

3.1.1 움직임 측정기

움직임 측정기는 가속도를 검출하는 가속도 센서 모듈(Accelerometer module)과 통신 기능을 갖춘 메인 센서 모듈(Main sensor module)로 구성되며 진행 과정은 다음과 같다. 덤벨 컬 동작에 의해 발생한 움직임 정

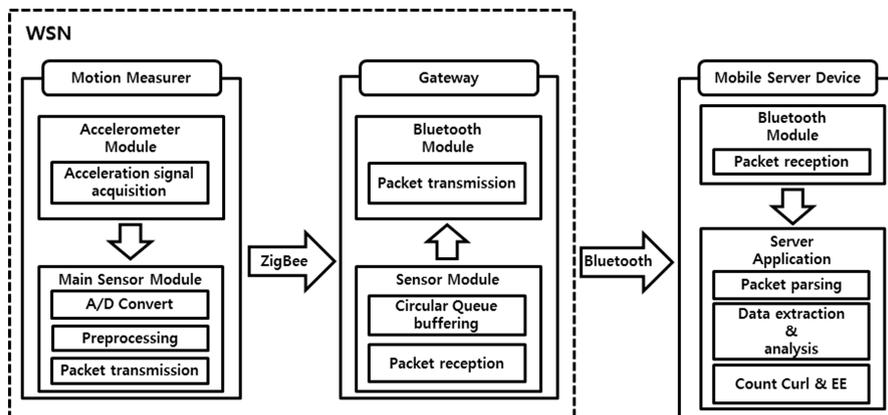


그림 1 시스템의 전체 구조 및 진행 과정

보는 가속도 센서 모듈을 통해 가속도 신호로 변환된다. 변환된 가속도 전기 신호는 UART 인터페이스를 통해 메인 센서 모듈로 전송되며 A/D 변환(A/D converter)과 잡음 제거를 위한 필터링 등의 전처리(Preprocessing) 과정이 수행된다. 전처리 과정이 끝난 데이터는 안정적인 전송을 위해 구조화된 메시지 패킷으로 캡슐화 된 뒤 증계기로 전송 된다(Packet transmission).

3.1.2 증계기

증계기는 통신 증계를 위한 Bluetooth 모듈과 메인 센서 모듈로 구성된다. 증계기는 메시지 패킷을 수신 받아 1차적인 데이터 오류 검출 과정을 수행하고 이상이 없을 시 Bluetooth 모듈을 통해 휴대용 서버 단말기로 전송한다. 이 때 불안정한 네트워크 상태, 순간적인 기기 이상 등의 이유로 메시지 패킷 전송 지연의 발생하여 이전에 움직임 측정기에서 수신된 메시지 패킷이 누락되는 문제가 발생한다. 이러한 문제를 해결하기 위해 환형 큐를 통한 버퍼링 기법(circular queue buffering)을 활용, 증계 도중 수신 받은 패킷을 보존 할 수 있게 하였다.

3.1.3 휴대용 서버 단말기

휴대용 서버 단말기에서는 가속도 데이터 처리와 분석을 통한 직접적인 덤벨 쥘 동작의 판단 과정이 수행 된다. 앞선 증계기의 수행 과정과 동일하게 수신된 메시지 패킷은 먼저 통신 잡음에 의한 패킷 손상의 유무를 검사한다(Packet parsing). 이 과정이 끝나면 해당 프로토콜에 따라 패킷을 분해하여 필요한 가속도 데이터만을 추출한다(Data extraction & analysis). 마지막으로 이렇게 추출된 가속도 데이터를 이용하여 쥘 동작과 에너지 소비량을 측정한다.

3.2 동작 모델링

덤벨 쥘 동작에서 전체적인 운동수행 과정 동안 하박을 제외한 다른 신체 부위의 움직임은 반드시 최대한 고정되어 있어야 한다. 만약 어깨를 들어 반동을 이용하거나 상박에 과도한 움직임이 발생하면 어깨의 삼각근

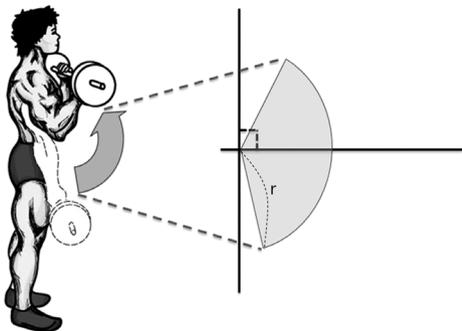


그림 2 덤벨 쥘의 동작 형태

이나 여타 다른 근육으로 자극이 분산되어 운동 효과가 줄어들게 된다. 그림 2는 이러한 덤벨 쥘의 동작 형태를 나타낸다. 그림에서 볼 수 있듯이 덤벨 쥘 동작을 수행하는 동안 하박의 움직임은 팔꿈치를 축으로 하는 회전 궤적을 그리게 된다. 이것을 다시 2차원 평면에서 표현하면 하박의 길이 'r'을 반지름으로 갖는 부채꼴로 나타낼 수 있으며 팔꿈치와 2차원 평면의 원점을 동일한 위치라고 가정 했을 때 부채꼴의 중심각의 크기와 하박의 회전 각도가 동일하다는 것을 알 수 있다. 즉 변화하는 하박의 각도를 측정할 수 있으면 이를 통해 덤벨 쥘의 동작 상태를 알 수 있다.

3.3 가속도 센서

3.3.1 각도 계산

가속도 센서는 단위 시간당 속도의 변화량 즉 가속도를 검출 하는 장치이다. 지구상의 모든 물체에는 지구 중심 방향으로 작용하는 중력이 작용하므로 중력 가속도 $g(9.8m/s^2)$ 를 검출할 수 있다. 가속도 센서에서 검출 되는 g의 값은 가속도 검출 방향의 기울기에 따라 변화한다[12]. 예를 들어 그림 3과 같이 가속도 검출 방향이 지상을 가리 쥘 때는 1g가 30° 출력되며 기울어진 상태에는 0.5g가 출력된다. 그리고 지상과 직교 상태인 경우에는 아무런 값도 검출되지 않는다. 이를 수식으로 표현하면 식 (1)과 같다.

$$V_{out} = V_{off} + S \times \sin\theta \tag{1}$$

V_{out} : 가속도 센서의 출력 신호 값

S : 가속도 센서의 측정 감도

V_{off} : 오프셋

센서의 측정 감도는 가속도 센서가 검출할 수 있는 가속도 신호 크기의 범위를 의미하며 오프셋은 초기 상태를 교정(calibration)하기 위한 전압 값을 의미한다. 다음으로 식 (1)을 정리하여 θ 에 대해 풀어보면 방정식인 식 (2)로 정리된다.

$$\theta = \arcsin\left(\frac{V_{out} - V_{off}}{S}\right) \tag{2}$$

θ : 센서의 기울기

이렇게 단방향의 가속도 값을 사용한 각도 계산 방법

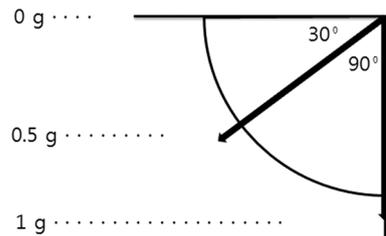
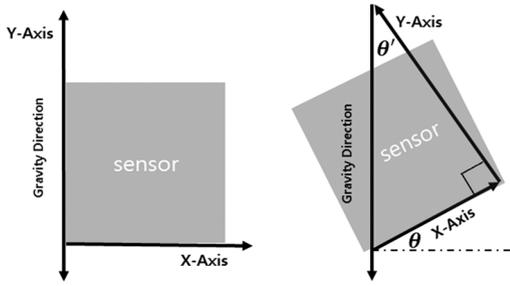


그림 3 센서의 기울기에 따른 가속도 크기의 변화



(a) 지상과 평행한 상태 (b) 기울어진 상태
그림 4 두 방향의 축을 통한 각도 계산

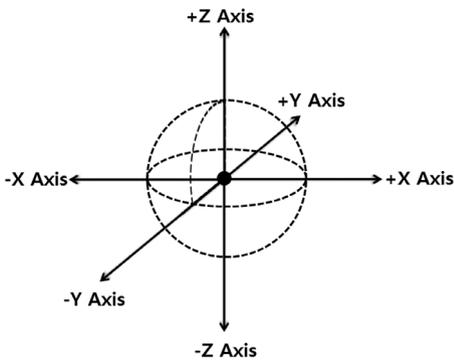


그림 5 3축 가속도 센서의 방위

은 연산 과정이 간단하다는 장점이 있지만, 각도 크기에 따라 가속도 출력 값이 비선형적으로 변화하는 특성 때문에 -45°~45° 범위 바깥의 각도는 정확성이 떨어진다. 이러한 문제는 복수의 가속도 축을 가진 가속도 센서를 사용하여 보완할 수 있다. 두 방향이상의 가속도 출력 값의 조합을 통해 각도를 계산하므로 좀 더 정확한 각도 측정이 가능하기 때문이다[13].

그림 4는 X, Y 두 방향의 축을 활용한 각도 계산의 예를 나타낸다. 그림 4(b)를 보면 X축의 가속도 성분을 옆변, Y축의 가속도 성분은 밑변, 중력 방향을 빗변으로 하는 삼각형이 만들어진다는 것을 알 수 있다. 따라서

삼각함수의 성질에 따라 Y축 가속도 성분과 중력 방향 성분의 사이각 θ' 와 가속도 센서의 기울기 θ 는 동일하다[13]. 이를 이용하여 센서의 기울기를 계산하면 식 (3)과 같다.

$$A_x = \sin\theta', A_y = \cos\theta', \frac{A_x}{A_y} = \tan\theta' \quad (3)$$

$$\therefore \theta = \arctan\left(\frac{A_x}{A_y}\right)$$

A_x, A_y : 각 축의 가속도 출력 신호 값

이러한 원리는 본 논문에서 사용하는 3축 가속도 센서에도 그대로 활용되며 각도 계산을 위한 코사인 성분의 값은 사인 성분을 제외한 나머지 축을 제공한 합이 제공근이 사용된다. 3축 가속도 센서는 그림 5에서 보는 것과 같이 x, y, z 세 방향의 가속도를 검출할 수 있으며 Y축의 대한 회전각은 피치(ρ)라고 하며 X축의 대한 회전각은 롤(ϕ), Z축과 중력 방향이 이루는 각을 세타(θ)라고 한다. 피치, 롤, 세타의 계산식은 식 (4)와 같다. 그림 6은 3차원 공간에서 측정되는 피치, 롤, 세타의 측정 형태를 나타낸다.

$$\rho = \arctan\left(\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}}\right)$$

$$\phi = \arctan\left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}}\right) \quad (4)$$

$$\theta = \arctan\left(\frac{\sqrt{A_x^2 + A_y^2}}{A_z}\right)$$

A_x, A_y, A_z : 각 축의 가속도 출력 신호 값

3.3.2 신호 측정 및 분석

그림 7은 실험자가 움직임 측정기를 팔에 장착 했을 때 가속도 센서 모듈이 가리키는 각 좌표축의 방향을 나타낸다. 각 축은 움직임 측정기가 지면과 평행한 상태를 기준으로 실험자가 정면을 바라 봤을 때 X축은 좌우, Y축은 앞뒤, Z축은 상하의 가속도를 측정할 수 있다. 효율적인 데이터 수집을 위하여 쉽게 탈착이 가능한

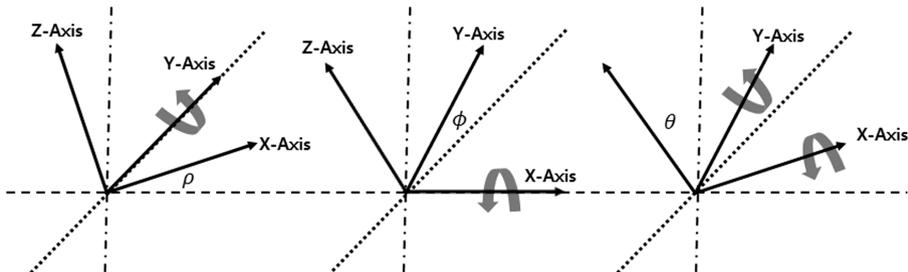


그림 6 피치, 롤, 세타

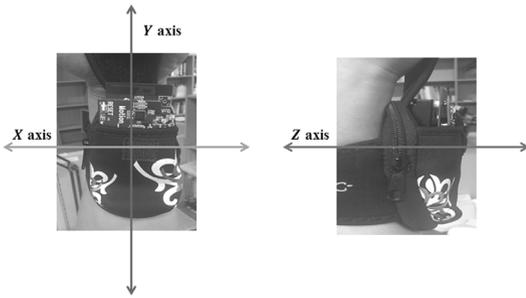
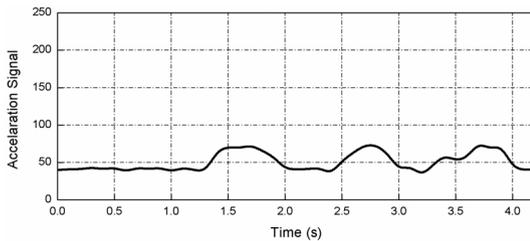


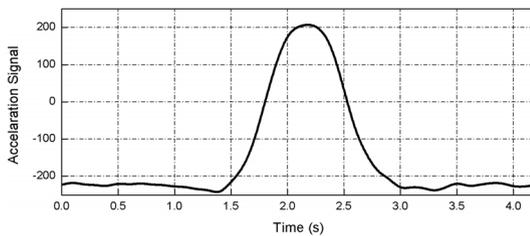
그림 7 3축 가속도 센서 모듈의 각 좌표축

밴드 타입의 파우치를 사용하였다. 파우치는 손목 안쪽에 착용하는데, 이렇게 하는 이유는 손목이 지지대가 되어 쥘 동작에 의한 움직임 측정기의 유격을 최소화하고 밴드의 중량 부담을 줄일 수 있기 때문이다.

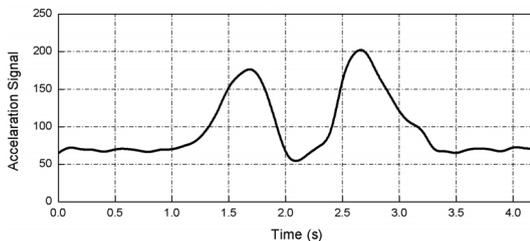
그림 8은 덤벨 쥘 동작을 1회 수행했을 때 발생하는 X, Y, Z축의 가속도 신호를 나타낸다. 그림에서 가로축은 초 단위의 경과 시간, 세로축은 변화하는 가속도



(a) X축의 파형

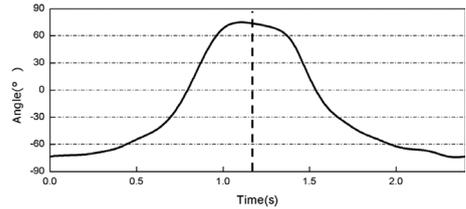


(b) Y축의 파형

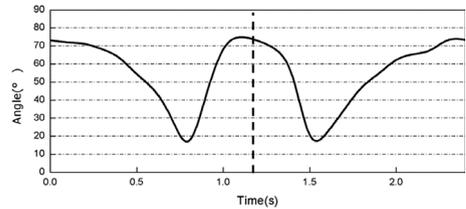


(c) Z축의 파형

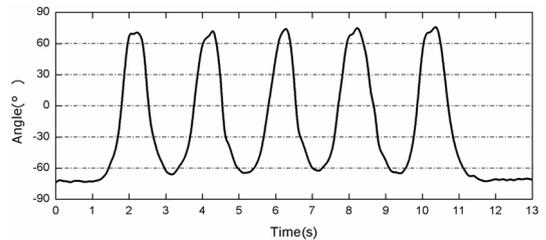
그림 8 가속도 신호 측정 결과



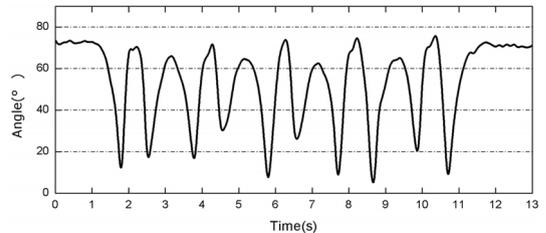
(a) 물 각도의 변화



(b) 세타 각도의 변화



(c) 쥘 동작 5회를 수행한 후 물 각도의 변화



(d) 쥘 동작 5회를 수행한 후 세타 각도의 변화

그림 9 쥘 동작에 의한 각도 변화 측정 결과

신호의 크기를 의미한다.

그림 8(a)의 X축의 가속도 파형을 살펴보면 진폭의 변화가 거의 없다는 것을 확인할 수 있다. 이것은 덤벨 쥘 동작에서 팔목의 좌우 움직임이 거의 발생하지 않기 때문이며 직접적인 쥘의 회전 동작과는 연관성이 없다는 것을 의미한다. 하지만 이에 비해 그림 8(b), 그림 8(c)의 Y축과 Z축 가속도 신호 파형은 각각 물 각도와 세타 각도에 대응되는 만큼, 진폭 변화와 함께 움직임에 대응하는 명확한 패턴이 존재한다는 것을 알 수 있다. 이와 관련된 자세한 특징은 그림 9를 통해 살펴본다.

그림 9(a)와 그림 9(b)는 컬 동작을 1회 수행했을 때 롤과 세타의 각도 파형을 나타낸다. 이 두 가지 파형은 시간축의 중앙을 경계로 좌우 대칭 형태로서 파형의 복잡도에는 큰 차이가 없다. 하지만 그림 9(c)와 그림 9(d)를 비교해보면 연속적인 컬 동작을 했을 때 각 패턴의 경계 값이 균일한 롤 각도에 비해, 세타 각도는 패턴간의 경계 값이 불균형하다는 것을 알 수 있다. 이러한 원인은 그림 6에서 볼 수 있는 것처럼 세타 각도가 롤과 피치의 각도를 모두 포함하기 때문이다. 즉 다시 말해서 연속적인 덤벨 컬 동작이 진행되는 동안 발생하는 미세한 손목 움직임 변화가 세타 각도에 영향을 끼치는 것이다. 이러한 이유로 하박의 회전 움직임을 판단하기 위해서는 롤 각도를 활용하는 것이 적합하다.

3.4 에너지 소비량 산출

에너지 소비량은 효율적인 운동 계획 및 식단 관리를 위한 중요한 정보로서 활용될 수 있다. 이러한 에너지 소비량 측정을 위한 방법으로는 신진 대사과정에서 발생하는 열을 검출하는 직접열량 측정법, 산소 소비량을 활용하는 간접열량 측정법, 대사를 동등치 상수를 이용한 계산법 등이 있으며 이밖에도 심박수 변화를 기반으로 한 측정법이 연구 되고 있다[14,15]. 본 논문에서는 덤벨 컬의 회전 동작 특성에서 아이디어를 얻어 에너지 소비량을 산출하였다. 계산 과정은 다음과 같다.

식 (5)는 회전 운동 에너지(Rotational Kinetic Energy)의 공식을 나타낸다[16]. 회전 운동 에너지는 어떤 물체를 회전 시키는데 소모되는 에너지로서 이를 덤벨 컬에

적용하면 덤벨을 회전 운동 시키는데 필요한 에너지라고 할 수 있다. 식의 세부 요소를 살펴보면 I 는 관성 모멘트, w 는 각속도를 의미한다.

$$KE_r = \frac{1}{2} I w^2 \tag{5}$$

덤벨의 질량을 m , 하박의 길이를 r 이라고 했을 때 I 는 식 (6)으로 도출된다. 여기서 하박의 길이는 팔꿈치에서부터 덤벨을 잡고 있는 손바닥의 중심까지로 정의한다. 다음으로 w 는 단위 시간 당 각도의 변화율로서 식 (7)을 통해 얻을 수 있다. θ_1 과 t_1 는 초기 컬 동작 상태에서의 하박의 각도와 시간을 의미하며 θ_2 와 t_2 는 하박을 가슴에 최대한 밀착시켰을 때의 각도와 시간을 의미한다.

$$I = mr^2 \tag{6}$$

$$w = \frac{\theta_2 - \theta_1}{t_2 - t_1} = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} \tag{7}$$

회전 운동 에너지의 계산 결과는 J (joule)단위이므로 최종적인 계산 결과에 0.2389를($1\text{Cal} = 4.1868\text{J}$) 곱하여 칼로리 단위로 변환한다.

4. 덤벨 컬 횟수 측정 알고리즘

덤벨 컬의 동작 상태와 그에 대응하는 각도 크기의 관계를 그림 10을 통해 도시하였다. LBA(Lowest Bending Angle)는 기본자세를 의미하며 MBA(Middle Bending Angle)와 HBA(Highest Bending Angle)는 각각 하박이 지면과 평행한 상태와 하박이 가슴에 최대한 밀

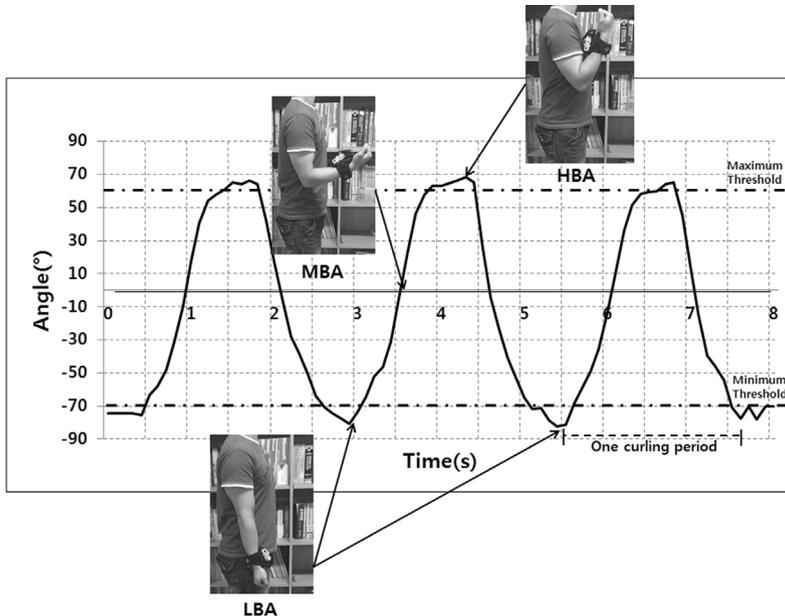


그림 10 덤벨 컬 동작 중 하박의 각도 변화

착한 상태를 의미한다. 이 세 가지 상태를 이용하여 덤벨 쥔 동작 과정을 나타내면 LBA → HBA → LBA 패턴으로 단순화 된다. 따라서 한 번의 완벽한 쥔 동작을 측정하기 위해서는 LBA와 MBA, HBA 상태를 판단할 수 있어야 한다. 이를 위하여 본 논문의 알고리즘에서는 LBA와 HBA 상태의 경계 값인 최소 문턱치(Minimum Threshold)와 최대 문턱치(Maximum Threshold)를 활용한다. 올바른 덤벨 쥔 수행 방법은 아직까지 추상적인 설명만 있을 뿐 회전 운동 범위에 대한 객관적인 기준이 존재하지 않는다. 팔꿈치 관절의 가동 범위(Range of motion) “-90° ~ +70°”를 문턱치로 사용하는 단순한 방법을 고려할 수 있으나 관절을 둘러싼 혈관과 근섬유 크기가 개인마다 차이가 심하다는 한계가 있다[17,18].

이러한 문제를 해결하기 위해서 본 논문에서는 문턱치 결정 과정을 활용하였다. 사용자의 신체적 특성에 맞는 문턱치가 설정되면 이를 기반으로 덤벨 쥔 동작을 판단한다. 덤벨 쥔 횟수 측정 알고리즘의 세부적인 과정은 다음을 통해 설명한다.

4.1 문턱치 결정

그림 11은 문턱치 결정 알고리즘의 과정을 나타낸다. 알고리즘은 덤벨 쥔 동작의 최초 자세인 LBA의 판단을 위하여 음의 각도가 측정된 후부터 시작된다. AngleList는 이전에 측정된 각도를 저장하는 변수이며 하박의 회전 움직임 방향을 알기 위해서 사용된다. 만약 현재 측

정한 각도가 이전 각도 보다 크다면 상승 중으로 반대의 경우는 하강 중이라고 할 수 있다. 움직임 방향이 확인되면 다음으로 점선으로 표시된 네모안의 Part A에서는 영교차(Zero-Crossing) 여부를 검출하고 쥔 동작 완료를 판단하는 과정이 진행된다. 영교차는 수집된 각도 값이 0°도 즉 MBA 상태를 통과 했는지에 대한 여부를 의미한다. 영교차는 이전에 측정된 각도와 현재의 각도 부호가 변경되었을 때 발생하며 음의 각도에서 양의 각도가 검출된 경우는 NTP(Negative Angle to Positive Angle) 그리고 양의 각도에서 음의 각도가 검출된 경우는 PTN(Positive Angle to Negative Angle)이라고 한다. 따라서 만약 NTP와 PTN이 순서대로 발생한다면 MBA를 두 번 거쳤다는 것을 의미하므로 한 번의 쥔 동작이 완료된 것이다.

덤벨 쥔 동작 완료가 확인되면 LBA에 해당하는 AngleList의 최소값을 $PeakList_{min}$ 에, HBA에 해당하는 AngleList의 최대값을 $PeakList_{max}$ 에 할당하고 AngleList를 초기화하여 덤벨 쥔 동작 인식 과정을 다시 시작한다. 이러한 과정이 반복되어 $PeakList_{min}$ 와 $PeakList_{max}$ 요소의 개수가 “N”을 만족하게 되면 각 요소간의 크기가 균등한지 판단하는 표준 편차(SD)를 계산한다. 만약 표준 편차의 값이 10°를 넘어 편차가 심할 경우 수집된 각각 $PeakList_{min}$ 와 $PeakList_{max}$ 의 중간 값을 산출하며 반대의 경우 평균값을 산출한다. 최종적으로 이렇게 계산된 결과를 문턱치로 결정한다.

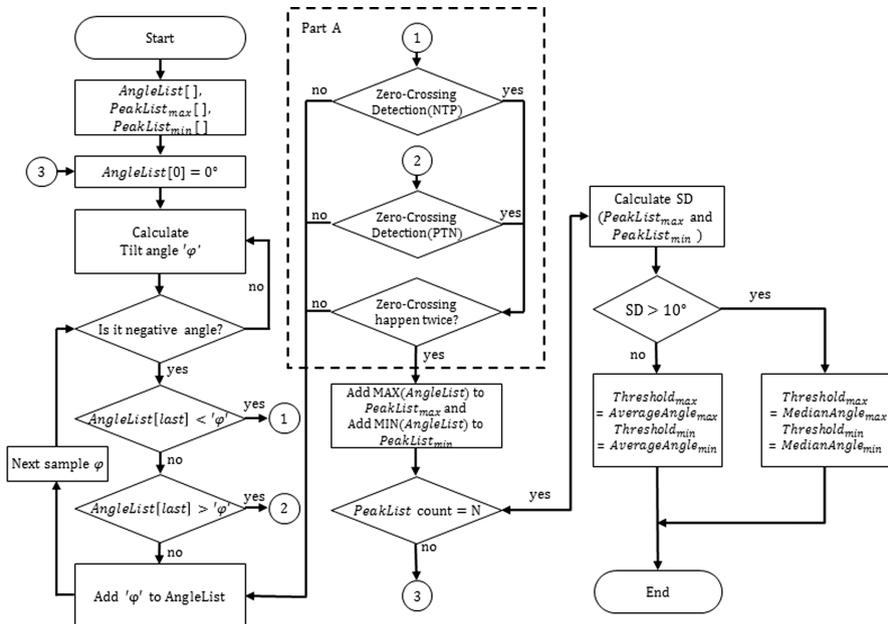


그림 11 문턱치 결정 알고리즘

4.2 덤벨 쥔 동작 판단

그림 12는 덤벨 쥔 동작 판단 알고리즘의 순서를 나타낸다. $Curl_{count}$ 은 $Curl_{set}$ 각각 현재 수행한 덤벨 쥔 횟수와 목표치를 의미한다. $Flag_{min}$ 와 $Flag_{max}$ 는 각도가 최소 문턱치 혹은 최대 문턱치까지 도달했는지 즉 LBA 상태와 HBA 상태를 판단하기 위해 사용되는 변수이다. 본 알고리즘의 전체적인 수행 과정은 다음과 같다. 먼저 Part A에서는 LBA 상태를 판단하는 과정이 진행된다. 이를 위해 $Flag_{min}$ 의 현재 상태를 확인한다. $Flag_{min}$ 이 false라면 LBA 상태에 도달하지 못한 것이므로 측정된 각도와 최소문턱치 값의 비교 과정을 반복한다. 이를 통해 최소문턱치 미만의 각도가 측정되면 $Flag_{min}$ 을 true로 변경하고 Part B 과정으로 넘어간다. Part B에서는 덤벨 쥔 동작의 완료 여부를 판단한다. 진행 과정은 앞서의 Part B와 유사하게 $Flag_{max}$ 상태와 최대 문턱치 이상의 각도가 측정되었는지 확인하는 과정으로 이루어진다. 여기서 $Flag_{min}$ 과 $Flag_{max}$ 가 모두 true가 되면 하박의 위치가 HBA 상태까지 도달한 것이라고 할 수 있다. 하지만 완전한 덤벨 쥔 동작을 완료시키기 위해서는 하박이 원래 위치인 LAB 상태로 되돌아가야 하기 때문에 이를 위해 문턱치 비교 과정이 다시 한 번 진행된다. 모든 과정이 완료되면 $Curl_{count}$ 를 하

나 증가시키고 $Curl_{set}$ 값과 비교하며 목표치를 만족하게 되었을 경우 덤벨 쥔 동작 측정을 종료한다.

5. 실험 및 구현

움직임 측정기와 중계기에는 한백전자의 ZigBeX-1을 사용하였으며 휴대용 무선 단말기는 HTC의 스마트폰인 Desire를 사용하였다. 표 1은 세부적인 구성 요소의 사양을 나타낸다. 움직임 측정기와 중계기에 구현된 애플리케이션은 Cygwin 환경에서 nesC 언어를 사용하여 구현하였다. 움직임 측정기의 가속도 센서 모듈(MMA 7260qt)에서는 초당 100개의 가속도 신호를 수집하여 30ms 주기마다 중계기로 전송한다. 덤벨 쥔 동작 이외에 외부적 요인으로 발생하는 신호의 임펄스 잡음을 제거하기 위하여 미디언 필터(median filter)를 사용하였다.

표 1 시스템의 세부 사양

사양	구성 요소	
	움직임 측정기, 중계기	휴대용 무선 단말기
기종	한백전자 ZigBeX-1	HTC Desire
CPU	ATmega128	Qualcomm QSD8250 snapdragon
메모리	Flash memory 512Kbyte	DDR1 576Mbyte
운영체제	TinyOS 2.x	Android 2.2

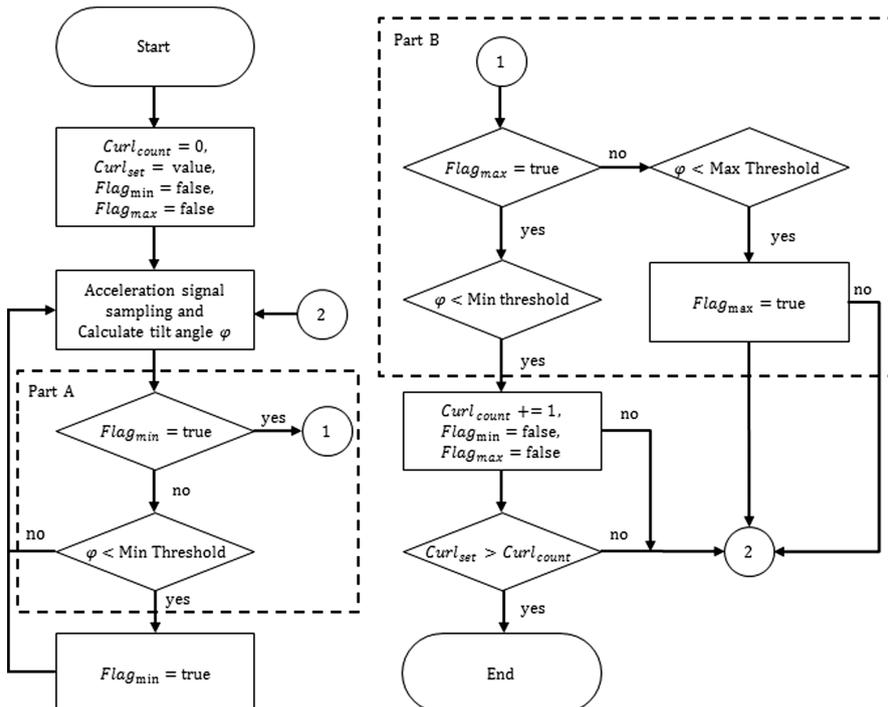


그림 12 덤벨 쥔 동작 판단 알고리즘

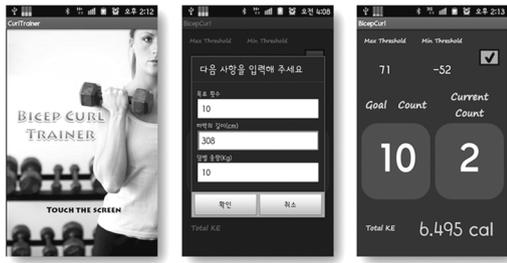


그림 13 서버 애플리케이션

휴대용 무선 단말기의 서버 애플리케이션은 Android 2.2 환경에서 구동되며 Java를 이용하여 개발하였다. 그림 13은 서버 애플리케이션의 인터페이스를 나타낸다.

덤벨 쥘 횟수 측정 알고리즘과 이를 바탕으로 구현된 시스템의 성능 평가를 위하여 나이 25±3세의 남자 대학생 및 대학원생 10명을 대상으로 실험을 진행 하였다. 올바른 동작 측정을 위해 실험을 시작하기 전에 앞서 대상자들에게 덤벨 쥘의 정확한 동작 과정과 주의 사항을 알려주었다. 또한 에너지 소비량의 측정을 위하여 각 대상자들의 하박 길이를 측정하였다. 각 대상자들은

5Kg의 덤벨을 사용하여 10회씩 3 세트의 덤벨 쥘 운동을 수행하게 하였다. 이 중에서 첫 번째 세트는 문턱치 결정 과정에 할애했으며 직접 지켜보면서 실험자들에게 정확한 동작을 지시하였다. 그리고 나머지 두 세트를 통해 덤벨 쥘 횟수와 에너지 소비량을 측정하였다. 실험 결과는 표 2를 통해 확인할 수 있으며 표에 있는 덤벨 쥘 동작의 인식률은 식 (8)을 통해 산출된다.

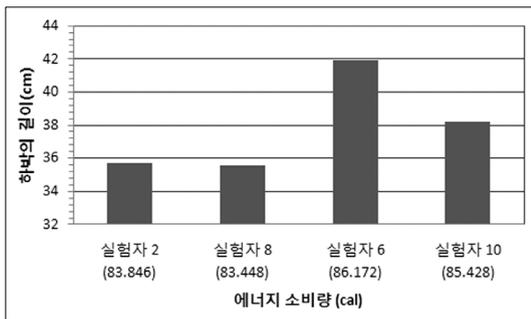
$$\text{인식률(\%)} = \frac{\text{측정된 동작 횟수}}{\text{전체 동작 횟수}} \times 100 \quad (8)$$

표를 살펴보면 20회의 쥘 동작 중 평균적으로 19.3회가 측정되었고 미 측정된 동작은 0.7회로서 96.5%의 높은 인식률을 보였다는 것을 확인할 수 있다.

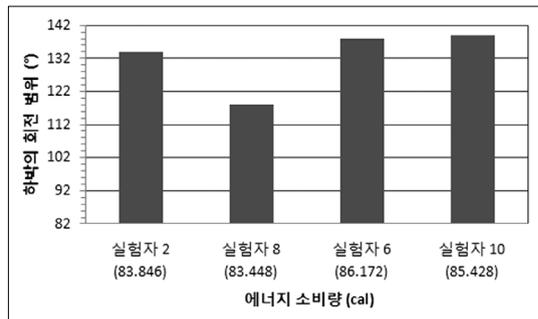
에너지 소비량의 경우 실험자 6이 20회 모두가 측정된 다른 실험자 2, 8, 10과 비교하여 가장 큰 값이 산출되었다. 이는 실험자 6의 하박의 길이가 다른 실험자들에 비하여 상대적으로 길고 최대·최소 문턱치가 높아 평균적인 회전 동작의 범위가 넓기 때문이라고 해석할 수 있으며 그림 14를 통해 확인할 수 있다. 전체적인 실험 결과를 통해 본 논문에서 구현한 덤벨 쥘 운동 분석 시스템이 사용자의 운동 수행 보조에 도움이 될 것이라고 예상된다.

표 9 실험 결과

	문턱치 (°)		측정된 동작 횟수	미 측정된 동작 횟수	인식률(%)	하박의 길이(cm)	에너지 소비량(cal)
	최대	최소					
실험자 1	72	-64	18	2	90	36.8	81.241
실험자 2	65	-69	20	0	100	35.7	83.846
실험자 3	69	-70	19	1	95	37.0	83.204
실험자 4	71	-68	19	1	95	38.8	81.101
실험자 5	73	-63	19	1	95	36.1	82.502
실험자 6	76	-62	20	0	100	41.9	86.172
실험자 7	72	-68	19	1	95	37.4	82.246
실험자 8	62	-56	20	0	100	35.6	83.448
실험자 9	73	-71	19	1	95	39.5	82.109
실험자 10	69	-70	20	0	100	38.2	85.428
평균	70.2	-66.1	19.3	0.7	96.5	37.7	83.1297



(a) 하박의 길이에 따른 에너지 소비량



(b) 문턱치 범위에 따른 에너지 소비량

그림 14 실험 결과 비교

6. 결론

노인 인구나 만성 질환자의 수가 급격히 증가하고 삶의 질을 높이고자 하는 일반인들의 요구 사항이 다양해짐에 따라 정보통신 기술과 의료보건의 서비스 융합시킨 새로운 보건복지 패러다임인 u-Healthcare의 대한 관심이 높아지고 있다. 특히 최근에는 인터넷과 TV 기타 매체를 통해 다이어트 및 체형 관리를 위한 다양한 운동 솔루션이 제시되면서, 이에 부합한 운동 보조 형태의 u-Wellness 시스템들이 u-Healthcare 연구 개발에 많은 부분을 차지하고 있다. 하지만 기존의 u-Wellness 시스템들은 달리기와 자전거 타기 같은 야외 운동에 집중해 있으며 웨이트 트레이닝 같은 실내 운동에 특화된 연구는 전무한 실정이다.

본 논문에서는 기본적인 웨이트 트레이닝인 덤벨 쉐의 운동 보조를 위한 덤벨 쉐 분석 시스템을 구현하였다. 본 시스템은 센서의 착용에 의한 사용자의 불편함을 최소화하고, 센서에서 수집된 데이터를 효율적으로 전송하기 위하여 센서와 무선 통신 인터페이스를 동시에 갖춘 무선 센서 네트워크를 활용하였다. 또한 센서 노드의 낮은 성능으로는 데이터의 수집과 처리를 동시에 처리하기 어렵기 때문에 상대적으로 고사양의 처리 장치와 통신 자원을 갖춘 스마트 폰을 활용하여 전체적인 시스템의 휴대와 이동의 편의성을 높였다. 그리고 덤벨 쉐의 동작 횟수 측정을 위해 영교차와 문턱치 기반의 알고리즘을 설계하였다. 설계된 알고리즘은 개인에게 최적화된 문턱치를 설정하기 위한 문턱치 결정 과정과 쉐 횟수를 측정하는 쉐 동작 판단 과정으로 구성된다. 에너지 소비량의 경우 덤벨 쉐의 움직임 특징에서 아이디어를 얻어 회전 운동 에너지 공식을 이용하여 산출하였다. 마지막으로 10명의 실험자를 대상으로 한 실험을 통해 96.5%에 높은 쉐 동작 인식률을 확인할 수 있었다.

차후에는 가속도 센서 이외에 ECG 센서와 같은 다른 바이오 센서와 연계된 멀티 모달 형태의 에너지 소비량 측정 시스템을 구현하여 간접 칼로리미터의 측정 결과와 신뢰성 비교 연구를 진행할 예정이다.

참고 문헌

[1] OECD, "OECD Factbook Health status : Life expectancy," OECD, 2010.
 [2] Ministry of health & Welfare, "Korea national health and nutrition examination survey," Ministry of health & Welfare, 1998-2007.
 [3] Taemin. Song, Sanghyun. Jang, "u-Healthcare: Issue and Research Trends," *KIHASA: Health and social affairs forum*, vol.171, pp.70-86, 2011.1.
 [4] Jennifer. Y, Biswanath. M, Dipak. G, "Wireless

sensor network survey," *Computer Networks*, vol.52, pp.2292-2330, 2008.
 [5] Wonsik. Kim, "Weight training methodology," Samsungbooks, 2011.
 [6] I.F. Akyildiz, W. Su, Y. Sankarasubramaniam, E. Cayirci, "Wireless sensor networks: a survey," *Computer Networks*, vol.38, pp.393-422, 2002.
 [7] U. Varshney, "Pervasive healthcare," *IEEE Computer Society*, vol.36, no.12, pp.138-140, 2003.
 [8] Y. Wang, L. Li, B. Wang L. Wang, "A Body Sensor Network Platform for In-home Health Monitoring Application," *4th international conference on ubiquitous information technologies & applications (ICUT 2009)*, pp.1-5, 2009.
 [9] M. Pacelli, G. Loriga., N. Taccini, R. Paradiso, "Sensing Fabrics for Monitoring Physiological and Biomechanical Variables: E-textilesolutions," *IEEE-EMBS International Summer School and symposium on Medical Devices and Biosensors*, pp.1-4, 2006.
 [10] A. Lymperis, A. Dittmar, "Advanced Wearable Health Systems and Applications - Research and Development Efforts in the European Union," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol.26, pp.29-33, 2007.
 [11] Hyogeun. Chae, Injae. Lee, "Healthcare IT Market research in Major Countries," *NIPA: Weekly technology research*, vol.1453, pp.17-26, 2010.
 [12] M. Clifford, L. Gomez, "Measuring Tilt with Low-g Accelerometers," *Freescale Application Note, AN3107*, pp.1-8, 2005.
 [13] Kimberly. T, "Tilt Sensing Using Linear Accelerometers," *Freescale Application Note, AN3461*, pp.1-8, 2007.
 [14] W.D. McArdle, F.I. Katch and & V.L. Katch, "Essentials of Exercise Physiology, Second Edition," Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
 [15] K.L. Rennie, S.J. Hennings, J. Mitchell and N.J. Wareham, "Estimating energy expenditure by heart-rate monitoring without individual calibration," *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol.33, pp.939-945, 2001.
 [16] Raymond A. Serway, Jerry S. Faughn, "College Physics," Saunders College, 1996.
 [17] Clarkson H, Gilewich G, "Musculoskeletal assessment: joint range of motion and manual muscle strength. Baltimore," Williams & Wilkins, 1989.
 [18] Bandy, W. D. J. M. Irion, and M. Briggler, "The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles," *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, vol.27, pp.295-300, 1998.



채 명 훈

2010년 강원대학교 컴퓨터정보통신공학과 학사. 2010년~현재 강원대학교 컴퓨터정보통신공학과 석사과정. 관심분야는 u-Healthcare, 센서 네트워크, 생체신호 처리



정 인 범

1985년 고려대학교 전자공학과 학사. 1985년~1995년 (주) 삼성전자 컴퓨터 시스템 사업부 선임 연구원. 1992년~1994년 한국과학기술원 정보통신공학과 석사. 1995년~2000년 8월 한국과학기술원 전산학과 박사. 2001년~현재 강원대학교 컴퓨터 정보통신공학 전공 교수. 관심분야는 운영체제, 소프트웨어 공학, 멀티미디어 시스템, 센서네트워크