

# 원격 어깨재활 운동 디바이스 및 모니터링 시스템 개발

## Development of a Remote Shoulder Rehabilitation Exercise Device and Monitoring System

강 병 권\* · 최 순\*\* · 김 재 민\*\*\* · 강 현 주\*\*\*\* · 민 세 동†  
(Byeong-Gwon Kang · Soon Choi · Jea Min Kim · Hyun-Joo Kang · Se Dong Min)

**Abstract** - In this paper, we developed a shoulder rehabilitation exercise device and monitoring system to remotely provide rehabilitation system for the ones who need shoulder exercises including the patients with rotator cuff rupture. In order to evaluate the severity of shoulder muscle injury, a total of 4 shoulder rehabilitation exercises (① shoulder abduction, ② shoulder flexion, ③ shoulder abduction with elbow flexion, ④ shoulder extension with elbow flexion) were selected and instructed to be performed with a 3kg dumbbell for 5 times. For EMG (electromyogram) signal analysis, each subject's maximum voluntary contraction (MVC) was measured. EMG signals reflect the activation level of contracting muscles during dynamic exercises. Six participants' muscle activation levels in posterior deltoid, middle deltoid, upper trapezius, and infraspinatus were measured and compared. The mean power spectrum values in the time and frequency domains were compared between two age-matched groups (20s and 50s). The results showed lower muscle activation in the elderly subjects (n=3) compared to that of the ones in their twenties (n=3).

**Key Words** : Rehabilitation, Shoulder exercise, Monitoring system, Electromyogram

### 1. 서 론

어깨 통증은 우리나라 인구의 절반이 넘는 사람이 적어도 일년에 한번은 경험하는 흔한 문제로서, 어깨 통증과 연관된 병적 상태는 주로 일차 의료 및 물리치료와 연관되어 있으며, 회전근개의 병리가 가장 흔한 원인이다. 회전근개 파열 환자는 견관절의 근력이 저하되는 양상을 보이며, 어깨 기능이 회복되기 위해서는 근력의 회복이 중요하다. 회전근개 파열의 발생빈도는 30~50대에 경우 9~11%, 60~70대 50%, 80세 이상 80%에 이른다 고 보고되고 있어 발생 빈도가 매우 높은 질환이다. 회전근개의 파열은 견갑부의 동통과 일상 활동의 장애를 유발하는 가장 흔한 질환 중의 하나이며, 상당한 통증과 근육의 약화, 움직임의 제한을 초래할 수 있다. 따라서 환자 개인에 따라 운동의 강도 및 빈도를 결정하여 어깨 관절 기능 회복과 근력 강화를 위하여 운동한다[1] [2].

최근 국내외 재활분야에서 어깨재활이 차지하는 비중이 크게

증가하고 있어, 어깨재활 서비스를 제공하는 기관들도 점차적으로 증가하는 추세이며, 재활치료가 시설 중심에서 지역사회 재활로 변화되고 있다[3] [4]. 지역사회 재활 중 가정환경 프로그램은 가정과 지역사회를 통합시켜 비용적 측면에서 환자에게 절감효과를 가져올 수 있어 그 관심이 증가하고 있다. 가정환경재활의 장점은 친숙한 환경에서 활동을 수행하기 때문에 지역사회 복귀가 더욱 빨리 이루어진다는 것이다. 그러나 가정과 지역사회 재활 프로그램은 환자의 개별적 접근이 중요하므로 전문적인 치료사의 참여를 통해 환경에 맞게 서비스를 구조화시키는 것이 필요하다[5].

사물인터넷(Internet of Things, IoT)이란 사람과 사물, 사물 간 등 네트워크를 통해 상호 소통하며 주변 상황의 정보를 통합하여 지능적인 서비스를 제공하는 디바이스, 플랫폼을 의미한다 [6]. 현재 삼성, 구글 등 많은 기업에서 IoT산업에 참여하고 있으며, 시장이 점차 확대되고 있으며, 공간과 시간의 제약 없이 인터넷을 활용하여 상호 커뮤니케이션이 가능한 장점을 바탕으로 다양한 연구, 산업분야에 연계하여 개발되고 있다[7] [8]. 또한, 이러한 IoT 디바이스들은 다양한 환경에 정보를 수집하고 분석하여 사용자에게 유용한 정보를 제공하며, 특히, 헬스케어 분야와 접목하여 개인 맞춤형 재활 및 모니터링 시스템 분야에 대한 연구가 많이 진행되고 있다[9-11]. 하지만, IoT 디바이스 및 플랫폼과 어깨재활과 접목한 연구는 미흡하며, 의료기관에서 재활치료 외에 개인이 재활운동을 쉽게 할 수 있는 시스템이 전무한 실정이다.

따라서 본 논문에서는 가정환경에서 실시간으로 개인의 어깨 재활 운동 시 재활 과정을 쉽게 모니터링 할 수 있는 디바이스

† Corresponding Author : Dept. of medical IT Engineering, Soonchunhyang University, Korea.  
E-mail: sedongmin@sch.ac.kr

\* Dept. of Information & Communication Engineering, Soonchunhyang University, Korea.

\*\* Youngkook Electronics, Korea.

\*\*\* Dept. of ICT Convergence Rehabilitation Engineering, Soonchunhyang University, Korea.

\*\*\*\*Dept. of Sports Medicine, Soonchunhyang University, Korea.

Received : July 14, 2012; Accepted : November 28, 2018

및 모니터링 시스템을 개발하였다. 세부적으로, 어깨재활 데이터를 효율적으로 측정하기 위해, 삼성에서 개발한 IoT 디바이스인 아티크 보드 및 플랫폼을 사용하였고, WIFI 통신을 통해 개인의 데이터를 실시간으로 확인할 수 있는 모니터링 시스템을 개발하였다. 이러한 시스템을 통하여 환자는 가정환경에서 자율적으로 재활운동을 하고, 의사와 트레이너 등은 원격으로 환자의 운동 상태를 체크하여 환자의 치료를 도울 수 있고 직접 의사와 트레이너에게 찾아가지 않아도 되는, 시간과 공간의 측면에서 경제적으로 매우 효율적인 시스템을 개발하였다. 이후, 근전도 신호 특성을 비교분석하고자 50대 피험자와 20대 피험자 6명을 선정하여 연령대 별 시간 영역 및 주파수 영역에서의 평균 파워 스펙트럼 값을 비교 분석하였다.

## 2. 본 론

### 2.1 회전근개 정의

회전근개 파열은 어깨관절의 통증과 장애를 일으키는 가장 흔한 원인 중의 하나이다. 회전근개는 첫 번째 견갑하근, 두 번째 극상근, 세 번째 극하근, 마지막 네 번째 소원근의 네 개의 근육을 통합한 것을 말하며(그림 1), 네 개의 힘줄이 같이 작용하여 어깨 움직임에 가장 중요한 구조물이다. 이중에 손상이 가장 빈번한 근조직은 견갑하근과 극상근이다[12].

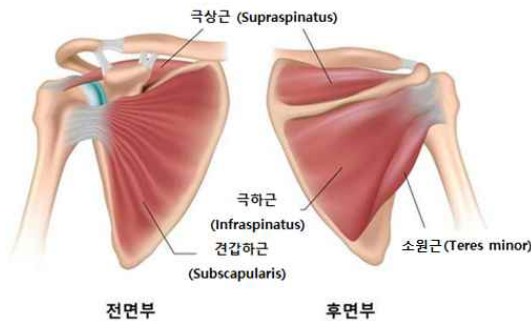


그림 1 회전근개의 네 가지 근육  
Fig. 1 The rotator cuff muscles

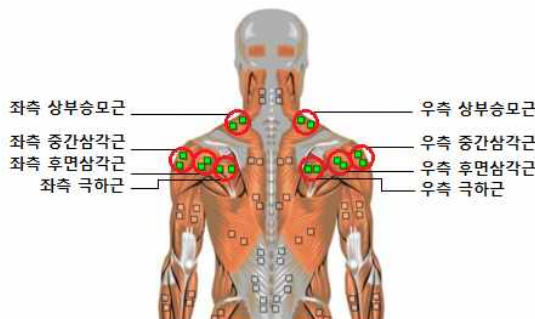


그림 2 전극 부착 위치  
Fig. 2 Electrode location

### 2.2 근전도 측정을 위한 전극부착 위치

근전도 신호를 측정하기 위해 사용하는 전극은 생체 표면에 부착하는 표면전극(AgCl)을 사용하였고, 전극의 위치는 근육의 근섬유가 많이 모인 근육다발 중심에 위치해야하기 때문에 어깨 주변 근육인 상부승모근, 중간삼각근, 후면삼각근, 극하근 네 부위에 전극을 부착하였다(그림 2).

### 2.3 어깨재활 운동 디바이스 및 모니터링 시스템 개발

본 논문에서 개발한 어깨재활 디바이스 및 모니터링 시스템의 구성도는 아래의 그림3과 같다. 가정환경에서 실시간으로 개인의 어깨재활 운동 시 재활 과정을 쉽게 모니터링 할 수 있는 디바이스 및 모니터링 시스템을 개발하였다.

어깨재활 운동동안 근 활성화 정도를 평가하기 위해, Noraxon사의 Telemyo DTS Desk 장비를 사용하여 근전도 신호를 측정하였다. 이때, 샘플링 주파수는 100 Hz로 설정하였고 측정된 근전도 신호는 Node-RED를 사용하여 아티크 보드710로 전송하도록 개발하였다(그림 4). Node-RED는 오픈 소스로 SNS나 외부 API 또는 IoT 관련 서비스를 제공하는 GUI에 node를 추가하여 연결하는 간단한 프로그래밍 방법이다.

그런 다음, 스레드 통신기법을 적용한 Wifi 통신을 통해 수집된 근전도 신호를 모니터링 시스템으로 전송하도록 개발하였으며, 실시간으로 근전도 신호의 전압 그래프를 확인할 수 있고, 날짜 별, 개인 별 데이터를 저장할 수 있도록 개발하였다(그림 5). 모니터링 시스템에서는 계정권한 기능을 개발하여, 사용자 및 관리자(전문 의료인)가 근전도 신호를 확인할 수 있으며, 사용자의 데이터들을 관리할 수 있도록 개발하였다. 또한, 사용자의 근전도 신호를 전송 받은 관리자는 사용자의 상태를 고려한 피드백을 주어 실시간으로 데이터 입출력 서비스를 제공하는 기능을 개발하였다.

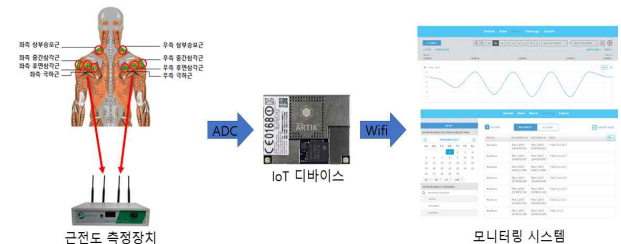


그림 3 어깨재활 운동 디바이스 및 모니터링 시스템 구성도  
Fig. 3 Shoulder exercise device and monitoring system

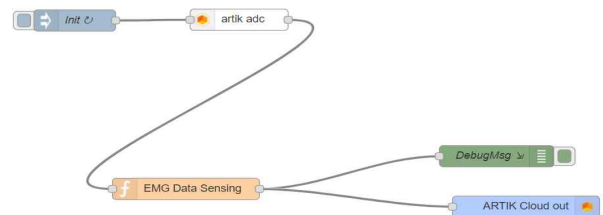


그림 4 Node-RED를 사용한 어깨재활 운동 디바이스 개발  
Fig. 4 shoulder exercise device using Node-RED



(a) 실시간 근전도 전압 그래프

(b) 날짜 별 저장된 근전도 데이터

그림 5 모니터링 시스템 구성도

Fig. 5 Shoulder exercise monitoring System

2.4 신호처리

본 논문에서는 신뢰성 있는 근전도 신호의 진폭 분석을 위해 근전도 측정기기인 Telemetry DTS Desk 소프트웨어를 사용하여 신호처리를 수행하였다. 먼저, 대역통과필터를 적용하여 근전도 신호외의 나머지 신호를 제거하였고, 정규화, RMS(Root Mean Square) 그리고 MVC(Maximum Voluntary Contraction)를 적용하였다(그림 6).

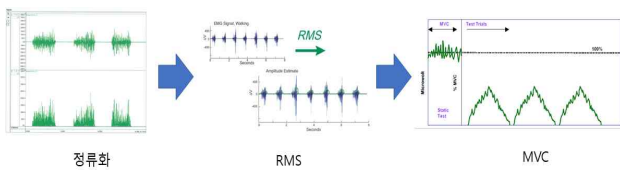


그림 6 근전도 신호처리

Fig. 6 Electromyogram signal processing

시간축 영역에서 근전도 분석은 정규화 과정을 통하여 근전도 신호의 진폭의 평균, 최대값을 산출하였고, 근육의 힘과 근전도 신호의 관계를 분석하기 위해 측정된 근전도 신호에 RMS 식(1)을 적용하여 근육이 만들어내는 힘의 크기를 직관적으로 변환하였다.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_a}^{t_b} S(t)^2 dt}, \quad T = t_b - t_a \quad (1)$$

근전도 신호의 분석은 측정된 진폭 데이터가 전극의 부착 위

지, 피험자, 측정 날짜와 같은 측정상태에 크게 영향을 받기 때문에 MVC으로 표준화 작업을 수행하였다. MVC는 각 피험자가 낼 수 있는 최대 근력을 나타내는 3개 peak의 평균값을 의미하며, 4가지 근육에서 각각 5초간 3회씩 최대 힘을 발휘하도록 외부에서 저항을 주었을 때 측정된 중앙 3초간(2, 3, 4초 구간)의 근전도 신호를 평균 낸 값을 사용하였다. 계산된 MVC 값을 기준으로 피험자가 실행하는 운동중의 근활성도를 백분율(%)로 표시하였다.

시간 영역 데이터를 비교했을 때 신호가 uV로 매우 낮은 값들 이어서 자세히 비교하기가 어려운 단점을 보완하고자, 주파수 영역에서 근전도 분석을 수행하였다. 주파수 분석은 측정된 근전도 신호를 FFT(Fast Fourier Transformation)을 사용하여 주파수 영역으로 변환하였고, 파워 스펙트럼 분석을 통해 각 운동에 대해 몇 Hz대역에서 최대 파워 값이 나오는지 분석하였다. 신호 특성 비교를 위해 50대 피험자와 20대 피험자의 연령대별 시간 영역 및 주파수 영역에서의 평균 파워 스펙트럼 값을 비교 분석하였다.

2.5 피험자 정보 및 실험 프로토콜

본 연구에 참여한 피험자는 남자 6명으로, 참가자를 연령대별로 50대 피험자와 20대 피험자로 나누어 선정하였다. 실험에 참여한 피험자의 전체 평균 연령은 41.3세로 50대 실험참가자는 58.3세, 20대 실험참가자는 24.3세였다(표 1).

어깨 근육의 손상 정도를 평가하기 위하여 총 네 가지의 어깨 재활 운동을 선정하였고, 원활한 어깨근육의 활성도를 측정하기 위해 3kg 아령을 들어 체중부하를 주었다. 각 운동은 5회씩 실시하였고, 피험자가 들 수 있는 최대치까지 측정자의 구령에 맞춰 천천히 들어 올리도록 하면서 근전도 신호를 측정하였다. 운

표 1 피험자 특성

Table 1 The characteristic of subjects

Subject	Age	Gender
A	62	Male
B	58	Male
C	55	Male
D	24	Male
E	24	Male
F	25	Male
Avg	41.3	



그림 7 4 종류의 어깨재활 운동

Fig. 7 Type of shoulder rehabilitation exercise

동은 모두 네 가지로서 옆드려 옆으로 들기, 옆드려 위로 들기, 옆드려 팔꿈치 굽혀 옆으로 들기, 옆드려 팔꿈치 굽혀 뒤로 들기 운동으로 구성하였다(그림 7).

### 3. 결 과

#### 3.1 시간영역에서의 근전도 분석

시간 영역 데이터는 가로축을 기준으로 (1) 상부승모근, (2) 중간삼각근, (3) 후면삼각근, (4) 극하근 4개의 근육들이며, 세로축을 기준으로 (i)옆으로 들기, (ii)위로 들기, (iii)팔꿈치 굽혀 옆으로 들기, (iv)팔꿈치 굽혀 뒤로 들기 4개의 운동으로 구분하였다(그림 8).

50대 피험자 중 A와 20대 피험자 중 D의 시간 영역에서의 근전도 신호의 진폭을 비교 분석한 결과, 피험자 A의 신호를 보면 (iii)운동이 다른 운동들에 비해 낮게 나타났고, 피험자 D의 신호를 보면 다른 근육들에 비해 (2), (3)근육들이 높게 나오고 낮게 나온 근육들도 (ii)운동에서는 상대적으로 높게 나타났다. 피험자 A와 D를 비교하면 전체적으로 D의 신호 값이 크게 나타났으며, 20대의 근전도 신호의 진폭이 높게 나타났다. 그림 8, 9는 피험자 A의 왼쪽과 오른쪽 어깨의 시간 영역 EMG 신호 측정 결과이며, 그림 10, 11은 피험자 D의 왼쪽과 오른쪽 어깨의 시간 영역 EMG 신호 측정 결과이다. 이때 사용하는 용어 LT는 left의 약어이고, RT는 right의 약어이다.

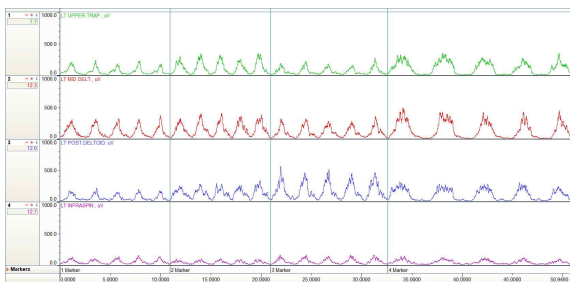


그림 8 50대 피험자 A의 LT 근전도 신호  
Fig. 8 Left EMG signal of subject A

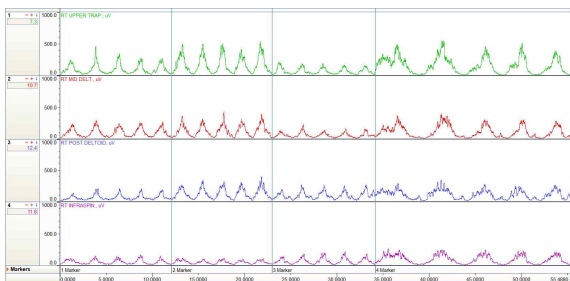


그림 9 50대 피험자 A의 RT 근전도 신호  
Fig. 9 Right EMG signal of subject A

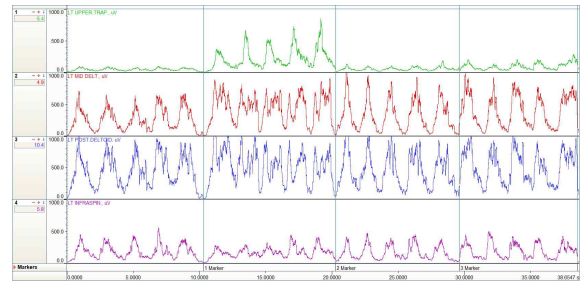


그림 10 20대 피험자 D의 LT 근전도 신호  
Fig. 10 Left EMG signal of subject D

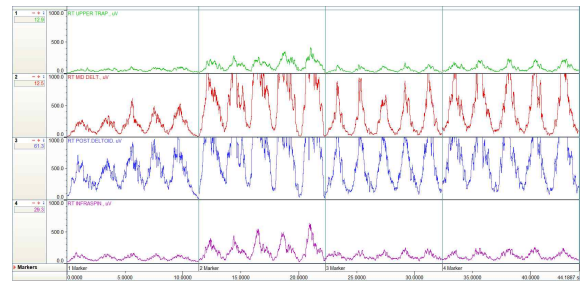


그림 11 20대 피험자 D의 RT 근전도 신호  
Fig. 11 Right EMG signal of subject D

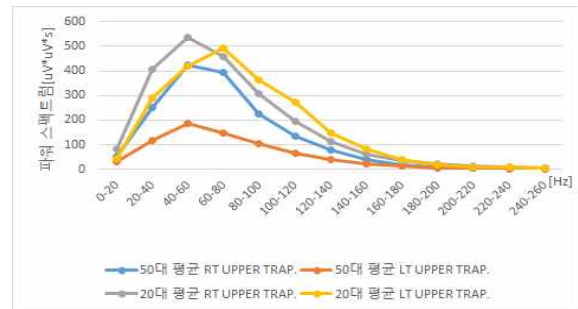


그림 12 상부승모근 파워 스펙트럼 그래프  
Fig. 12 Upper trapezius muscle power spectrum graph

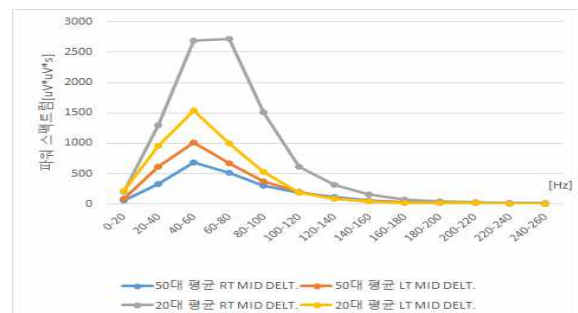


그림 13 중간삼각근 파워 스펙트럼 그래프  
Fig. 13 Middle deltoid muscle power spectrum graph

3.2 주파수 영역에서의 근전도 분석

근육 별 평균 파워 스펙트럼 값을 비교하면, 20대 피험자의 좌우측 근육들이 50대 피험자의 좌우측 근육들보다 높게 나타났

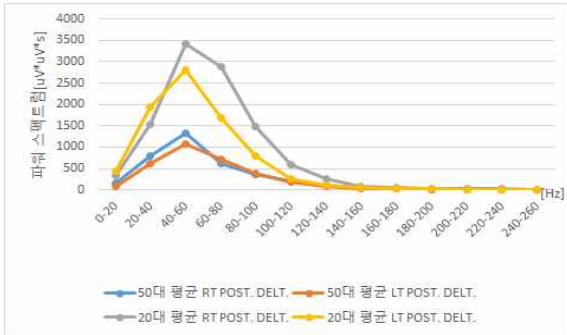


그림 14 후면삼각근 파워 스펙트럼 그래프  
Fig. 14 Posterior deltoid muscle power spectrum graph

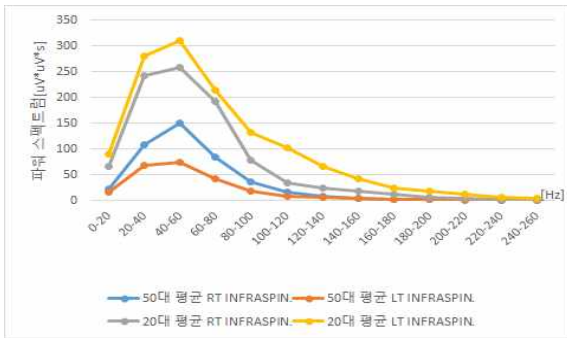


그림 15 극하근 파워 스펙트럼 그래프  
Fig. 15 Infraspinatus muscle power spectrum graph

표 2 50대 피험자의 평균 LT 파워 스펙트럼 값  
Table 2 The result of average power spectrum value (LEFT, subject A, B, C)

평균 LT 파워 스펙트럼 값[uV*uV*s]				
Hz	상부승모근	중간삼각근	후면삼각근	극하근
0-20	28.9	93.9	84.1	16.5
20-40	118.0	613.0	619.0	68.3
40-60	186.7	1019.0	1064.0	75.2
60-80	146.9	675.7	729.7	42.7
80-100	104.1	373.3	386.7	19.2
100-120	64.6	196.9	188.3	9.0
120-140	39.3	88.3	90.0	5.5
140-160	22.4	44.1	36.1	3.5
160-180	12.2	30.0	19.7	2.3
180-200	6.7	21.5	12.1	1.5
200-220	4.2	14.9	8.9	1.1
220-240	2.9	10.4	7.1	0.8
240-260	2.0	7.1	5.0	0.6

표 3 50대 피험자의 평균 RT 파워 스펙트럼 값  
Table 3 The result of average power spectrum value (RIGHT, subject A, B, C)

평균 RT 파워 스펙트럼 값[uV*uV*s]				
Hz	상부승모근	중간삼각근	후면삼각근	극하근
0-20	52.8	56.4	167.9	23.1
20-40	251.5	333.7	801.0	107.9
40-60	421.9	681.0	1331.7	151.3
60-80	391.8	520.0	622.3	84.0
80-100	224.1	298.3	359.0	35.8
100-120	134.6	185.6	199.5	16.8
120-140	77.0	111.6	95.9	8.3
140-160	40.1	53.8	46.5	4.9
160-180	17.6	30.7	24.5	3.1
180-200	9.2	16.8	15.0	2.3
200-220	5.3	11.3	11.9	1.7
220-240	4.0	8.8	9.2	1.2
240-260	3.0	7.6	7.8	1.0

표 4 20대 피험자의 평균 LT 파워 스펙트럼 값  
Table 4 The result of average power spectrum value (LEFT, subject D, E, F)

평균 LT 파워 스펙트럼 값[uV*uV*s]				
Hz	상부승모근	중간삼각근	후면삼각근	극하근
0-20	44.5	219.0	437.6	89.9
20-40	290.2	961.7	1952.3	280.7
40-60	419.0	1537.3	2814.7	310.3
60-80	491.0	997.7	1680.0	215.0
80-100	364.7	535.3	786.7	132.6
100-120	270.7	194.0	268.0	103.3
120-140	146.2	88.9	117.3	65.9
140-160	83.8	41.8	61.8	41.5
160-180	38.0	23.6	35.9	24.9
180-200	19.2	18.3	20.2	18.8
200-220	10.5	13.9	13.3	11.6
220-240	8.0	9.0	9.3	6.8
240-260	6.2	6.6	7.7	4.9

다. 또한 전체적으로 우측 근육들이 좌측 근육들보다 높은 값을 나타냈다. 이는 주로 사용하는 팔의 영향으로 판단된다.

그림 12는 50대 피험자와 20대 피험자의 상부승모근(Upper trapezius muscle) 비교를 보이고, 그림 13은 중간삼각근(Middle deltoid muscle) 비교를, 그림 14와 15는 후면삼각근(Posterior deltoid muscle)과 극하근(Infraspinatus muscle) 비교를 나타내며, 50대 피험자 그룹과 20대 피험자 그룹 모두 40-60Hz 대역에서 최대 파워 값을 가지는 것으로 나타났다. 또한, 50대 피험자 그룹에 비해 20대 피험자 그룹의 파워 값이 더 높게 나타났으며(표 2, 3, 4, 5), 모든 주파수 대역에서 후면삼각근, 중간삼각근, 상부승모근, 극하근 순으로 파워 값이 높게 나타났다.

표 5 20대 피험자의 평균 RT 파워 스펙트럼 값

Table 5 The result of average power spectrum value (RIGHT, subject D, E, F)

평균 LT 파워 스펙트럼 값 [uV*uV*s]				
Hz	상부승모근	중간삼각근	후면삼각근	극하근
0-20	82.6	207.7	343.7	66.1
20-40	406.7	1301.0	1533.0	242.0
40-60	536.3	2689.3	3410.3	259.0
60-80	459.3	2720.7	2878.3	192.0
80-100	306.9	1513.0	1476.7	78.3
100-120	196.6	609.5	595.7	34.1
120-140	114.5	319.2	251.5	24.0
140-160	62.6	155.2	91.9	17.5
160-180	36.9	69.2	46.4	12.5
180-200	21.0	42.7	39.5	7.3
200-220	13.4	26.8	30.4	4.1
220-240	8.6	21.2	21.0	2.5
240-260	6.3	16.7	13.6	1.5

#### 4. 결 론

기존의 재활은 환자가 직접 재활 기관에 방문하여 의사나 트레이너와 같이 재활을 진행해야 하므로 시간과 공간의 측면에서 비효율적이다. 이 문제점을 해결하기 위해 본 논문에는 어깨재활 운동 디바이스 및 모니터링 시스템 개발을 통해 각 가정환경에서 환자가 스스로 운동을 하고, 의사나 트레이너는 원격으로 환자의 운동 상태를 체크할 수 있는 시스템을 설계하여 시간적 측면에서 불필요한 이동시간을 없애고, 공간적 측면에서 환자에게 익숙한 환경을 제공하고자 하였다.

근전도 신호 측정 결과 20대 피험자와 50대 피험자 사이에는 모든 운동에 대해 근 활성화에서 차이가 있었다. 20대 피험자에 비하여 50대 피험자의 전체적인 근 활성화가 낮았으며, 후면삼각근, 중간삼각근, 상부승모근, 극하근 순으로 파워 값이 높게 나타났다.

하지만, 본 연구에서는 적은 피험자를 대상으로 실험을 진행하였기 때문에 분석결과에 대한 정확도 측면에서 제한점이 있고, 보다 정확한 분석을 위한 연령에 따른 근 활성화도의 차이에 대한 통계분석을 수행하지 못하였다. 향후 연구에는 보다 많은 피험자를 확보하고 실험을 진행하여 비교분석을 통해 연구결과의 정확도를 높이고자 한다.

향후, 본 연구의 제한점에 대한 추가연구를 수행한다면, 어깨 재활 운동을 측정하는 디바이스 및 모니터링 시스템 개발과 관련된 연구 분야에 널리 도움이 될 것으로 판단된다.

#### 감사의 글

본 연구는 과학기술정보통신부 및 정보통신기술진흥센터의 대학ICT연구센터육성 지원사업의 연구결과로 수행되었음 (IITP-2018-2014-1-00720).

#### References

- [1] Bang Hyoji and Lee Hyojeong, "Difference of Early Muscle Strengthening Exercises on Pain, Function and Sleep Quality for Rotator Cuff Partial Tear Patient," *Journal of The Korean Society of integrative Medicine*, vol. 4, no. 3, pp. 1-15, 2016.
- [2] Seong-eun An, Bum-soo Kim, "The Effect of Rehabilitation exercise programs on Recoverability of muscle functions following the Arthroscopy surgery performed on Rotator cuff tear," *The Korea Journal of Sport*, vol. 11, no. 1, pp. 301-309, 2013.
- [3] Cicerone, K. D., Langenbahn, D. M., Kalmar, K., Morse, P. A., et al. "Evidence-Based Cognitive Rehabilitation: Updated Review of the Literature From 1998 Through 2002," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 86, pp. 1681-1692. 2005.
- [4] Frederickson, M., & Cannon, N. L., "The Role of the Rehabilitation Physician in the Postacute Continuum," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 76, suppl: SC5-9. 1995.
- [5] Mi Jeom Kim, Dong Sam Youm, "The Effect of Constraint-Induced Movement Therapy on the Dexterity and Release Ability of the Affected Hand in Hemiplegic Patient with TBI," *The Journal of Korea Aging Friendly Industry Association*, vol. 1, no. 1, pp. 51-51, 2009.
- [6] Felix Wortmann, Kristina Fluchter, "Internet of Things", *Business & Information Systems Engineering*, vol. 57, no. 3, pp. 221-224, 2015.
- [7] Jayavardhana Gubbi, Rajkumar Buyya, Slaven Marusic, Marimuthu Palaniswami, "Internet of Things (IoT) : A vision, architectural elements, and future directions", *Future Generation Computer Systems*, vol. 29, no. 7, pp. 1645-1660, 2013.
- [8] Jae-Yeon Seo, Myung-Hwi Kim, Baekcheol Jang, "Open Hardware Platforms for Internet of Things : Evaluation & Analysis", *Journal of The Korea Society of Computer and Information*, vol. 22, no. 8, pp. 47-53, 2017.
- [9] Alok Kulkarni, Sampada Sathe, "Healthcare applications of the Internet of Things: A review", *International Journal of Computer Science and Information Technologies*, vol. 5, no. 5, pp. 6229-6232, 2014.
- [10] Boyi Xu, Li Da Xu, Hongming Cai, Cheng Xie, Jingyuan Hu, Fenglin Bu, "Ubiquitous Data Accessing Method in IoT-Based Information System for Emergency Medical Services", *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, vol. 10, no. 2, pp. 1578-1586, 2014.
- [11] Ju-Hyun Choi, Seung-Man Chun, Dong-Hyun Jang, and Jong-Tae Park, "Design and Implementation of

Bio-data Monitoring System Based on ISO/IEEE 11073 DIM/REST for IoT Healthcare Service”, *Journal of The Institute of Electronics and Information Engineers*, vol. 52, no. 3, pp. 3-12, 2015.

[12] *The Korean Journal of Sports Medicine, Sports medicine Field Manual 2*, pp. 155-165, 2012.

저 자 소 개



**강 병 권 (Byeong-Gwon Kang)**

1986년 2월 : 연세대학교 전기공학과 공학사  
1988년 2월 : 연세대학교 전기공학과 공학석사.  
1993년 2월 : 연세대학교 전기공학과 공학박사.  
1993년 3월~1997년 8월 : 한국전자통신연구원 이동통신기술연구단 선임연구원  
2005년 8월~2006년 7월 : 미국 조지아공대

방문교수. 1997년 9월~현재 : 순천향대학교 정보통신공학과 교수. <관심분야> RTLS, RFID, 홈네트워킹



**최 순 (Soon Choi)**

2016년 2월 : 순천향대학교 정보통신공학과 공학사.  
2018년 2월 : 순천향대학교 ICT융합재활공학과 공학석사.  
2018년 3월~현재 : (주)영국전자 연구개발팀 연구원  
<관심분야> 무선통신, Embedded system



**김 재 민 (Jae Min Kim)**

2017년 2월 : 순천향대학교 정보통신공학과 공학사.  
2017년 2월~현재 : 순천향대학교 ICT융합재활공학과 석사과정  
<관심분야> 임베디드, Virtual reality



**강 현 주 (Hyun-Ju Kang)**

2000년 3월 : 서울대학교 운동생리학 박사.  
2002년 11월~2003년 10월 : 미국 존스홉킨스 심장내과 재활운동센터 연구원.  
2005년 9월~현재 : 순천향대학교 스포츠의학과 교수  
<관심분야> 대사성질환과 운동, 노화와 운동



**민 세 동 (Se Dong Min)**

2001년 2월 : 고려대학교 응용전자공학과 공학사.  
2004년 2월 : 연세대학교 생체공학협동과정 공학석사.  
2010년 2월 : 연세대학교전기전자공학과 공학박사.  
2009년 9월~2012년 2월 : 삼성전자 DMC연구소 책임연구원.  
2012년 3월~현재 : 순천향대학교 의료IT공학과 교수. <관심분야> 생체신호처리, 스마트케어