

## 견갑상완 리듬 특성을 활용한 효율적 어깨 보조장치 개발

## Development of Efficient Shoulder Assistive Device Utilizing Scapulohumeral Rhythm Characteristic

신민기<sup>1</sup>·김기영<sup>2</sup>·조장호<sup>2</sup>·김기원<sup>3</sup>·정성근<sup>4</sup>·조규진<sup>†</sup>Minki Sin<sup>1</sup>, Kiyoung Kim<sup>2</sup>, Jang Ho Cho<sup>2</sup>, Keewon Kim<sup>3</sup>, Sun Gun Chung<sup>4</sup>, Kyu-Jin Cho<sup>†</sup>

**Abstract:** Exoskeletal assistive devices designed for human motion assistance must ensure user comfort and minimize resistive forces during movement. This requires the devices to be compact, lightweight, and structurally simple, while maintaining consistent alignment between the rotational axes of the device and the user. Although the human shoulder is often simplified as a spherical joint that only considers the glenohumeral (GH) joint, it actually consists of a complex structure known as the shoulder complex, which includes the scapula and clavicle. Designing an exoskeleton shoulder joint as a simple spherical joint leads to rotational axis misalignment during movement, resulting in discomfort and joint pressure for users. To address these misalignment issues caused by the movement of the shoulder complex, we analyzed the GH joint center's movement during upper arm motion and performed Principal Component Analysis to develop an efficient mechanism that compensates for GH movement with minimal structural complexity. Experimental validation demonstrated that a simple rack-and-pinion mechanism can effectively compensate for GH movement, maintaining rotational axis alignment and reducing resistive forces during motion.

**Keywords:** Shoulder Complex, Scapulohumeral Rhythm, Principal Component Analysis, Exoskeleton, Assistive Device

## 1. 서론

상지 운동 능력은 자립적인 일상생활을 수행하기 위한 필수적인 기능이다. 하지만 근이영양증<sup>[1]</sup>, 척수성 근위축증<sup>[2]</sup> 등 다양한 원인<sup>[3]</sup>으로 인해 상지 기능 장애로 운동능력이 약화된 환자들이 존재한다. 이들은 완전히 마비된 것은 아니지만 근력 저

하로 인해 이들 중 79.3%가 일상생활에서 도움을 필요로 하며, 51.5%의 환자는 타인에게 전적으로 의존하고 있다<sup>[3]</sup>.

상지 기능장애 환자들의 일상생활 보조를 위해 다양한 유형의 상지 보조장치들이 개발되어 왔다. 이들 장치는 구현 기능에 따라 단순한 보조기부터 고기능 로봇 장치까지 다양하게 개발되었지만, 전체 사용률은 약 8.5%로 저조한 실정이다<sup>[1]</sup>. 이러한 낮은 사용률의 주요 원인은 사용자의 요구사항(편안함, 소형·경량성, 쉬운 탈착, 직관적인 제어, 경제성 등)을 충분히 만족시키지 못하기 때문이다<sup>[4,5]</sup>. 사용자의 편안함과 소형·경량성, 쉬운 제어는 이러한 보조기에서 중요한 요소이다. 편안함의 요구사항을 충족하기 위해 가장 중요한 것은 보조기기의 회전축과 사용자의 회전축이 항상 정렬된 상태를 유지하여 동작 중 느끼는 저항력을 최소화하는 것이다<sup>[6,7]</sup>. 하지만 실제 인체의 많은 관절은 복잡한 구조를 가지고 있어 항상 정렬을 유지하는 것이 어려운 문제가 있다.

사람의 어깨 관절은 주로 몸통과 상완을 연결하는 관절인 관절와상완관절(glenohumeral joint, GH)만을 고려한 단순한 구

Received : Oct. 29. 2024; Revised : Nov. 29. 2024; Accepted : Dec. 1. 2024

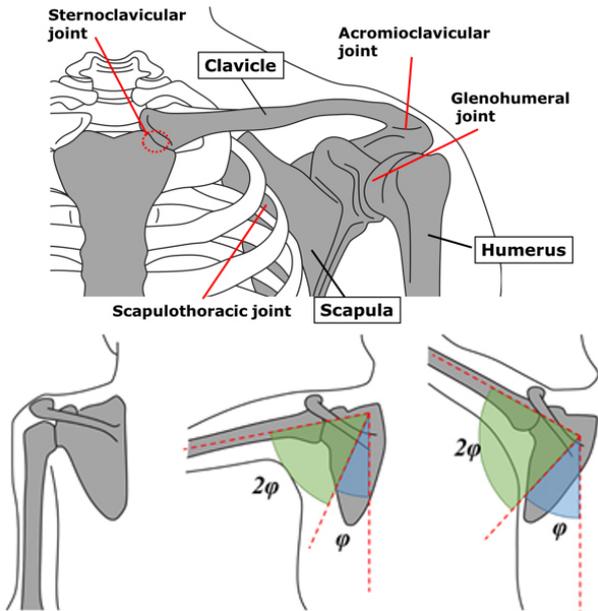
※ This project was funded by the Ministry of Trade, Industry and Energy, Robot Industrial Core Technology Development Project (No.20014480) and Supported by the College of Engineering at Seoul National University, 'Development of a Rehabilitation /Assistive Device for Upper Limb using 3D Printing Technology'.

1. Senior Researcher, Department of Medical Robotics, Korea Institute of Machinery & Materials, Daegu, Korea (mksin@kimm.re.kr)
2. Principal Researcher, Department of Medical Robotics, Korea Institute of Machinery & Materials, Daegu, Korea (jangho, Kiyoung@kimm.re.kr)
3. Clinical Professor, Department of Rehabilitation Medicine, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea (keewonkimm.d@gmail.com)
4. Professor, Department of Rehabilitation Medicine, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea (suncg@snu.ac.kr)

† Professor, Corresponding author: School of Mechanical and Aerospace Engineering, Seoul National University, Seoul, Korea (kjcho@snu.ac.kr)

형의 관절로 여겨지는 경우가 많다. 이로 인해 어깨 재할 및 보조를 위한 기기들도 어깨 관절을 단순 회전관절로 설계하는 경우가 많다<sup>8,9)</sup>. 하지만 실제 사람의 어깨 움직임을 살펴보면 상완이 움직이는 동안 견갑골과 쇄골이 항상 함께 움직이며, 이를 포함한 어깨 부위 전체 구조를 어깨 복합체(Shoulder complex)라 부른다<sup>10)</sup>. 이런 어깨 복합체 특성으로 인해 GH 관절의 중심 위치는 상완의 움직임에 따라 변하며, 이로 인해 상지 보조기기의 어깨 관절을 단순 회전 관절로 설계할 경우 상완의 움직임에 따라 사람과 보조기기의 어깨 회전축 정렬이 어긋나게 되어 착용부의 불편감과 저항감 및 어깨 관절에 불필요한 압축력이 가해지는 문제가 발생한다. 이러한 어깨 복합체 움직임으로 인한 회전축 어긋남 문제를 해결하기 위해 다양한 연구들이 수행되었다<sup>11-15)</sup>. 기존의 연구들은 주로 어깨 복합체의 움직임을 보상하기 위해 추가적인 자유도와 구동기를 도입하는 방식을 사용하였고, 이로 인한 동작 제어의 복잡성 및 구조의 비대화로 인해 일상생활을 위한 보조기기로의 활용이 어려워지는 한계점이 있었다.

일상생활 보조를 위한 기기 개발의 핵심 과제는 구조적 복잡성과 관절 정렬 성능 사이의 효율적인 설계 솔루션을 찾는 것이다. 이를 위해 본 연구에서는 보조기기의 경량성을 유지하면서 어깨 복합체의 움직임을 효율적으로 보상하기 위한 방법으로, 인간의 동작 특성인 견갑상완 리듬(Scapulohumeral rhythm, SHR) 특성을 활용하는 방식을 제안한다([Fig. 1]). SHR 특성은 인간의 어깨 움직임에서 상완골(humeral)의 회전각도와 견갑골(scapular)의 회전각도가 거의 2:1의 비율을 가지며 움직이는



[Fig. 1] Shoulder complex structure and Scapulohumeral rhythm (SHR) characteristic

특성이다<sup>16-18)</sup>. 상완골과 견갑골의 회전 각도 비율은 상완골의 회전 각도가 증가함에 따라 약간 변하지만, 이전 연구<sup>18)</sup>에 따르면 어깨 굴곡 0°~120°구간에서는 이 SHR 동작 비율을 거의 상수로 여길 수 있으며, 이 각도 영역은 일반적인 일상생활 동작을 수행하기에 충분한 범위이다. 본 연구에서는 이러한 인체의 동작 특성을 정량적으로 분석하고 활용하여 간단한 구조체로 어깨 복합체의 자연스러운 움직임을 추종할 수 있는 효율적 구조의 상지 보조기 메커니즘을 제안하고 그 효과를 실험을 통해 검증하였다.

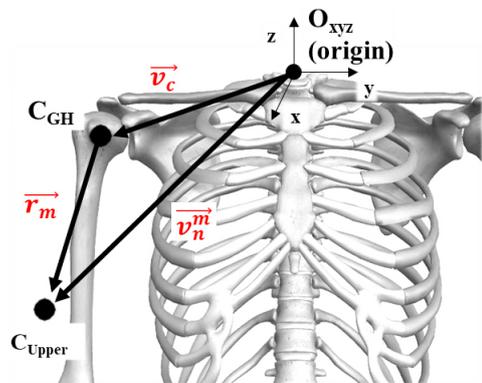
## 2. 어깨 복합체 동작 특성 분석

### 2.1 GH 관절 중심 추정

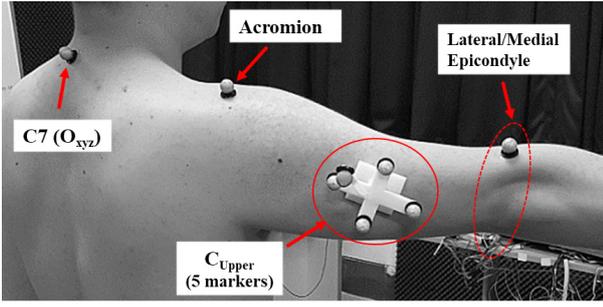
어깨 복합체의 SHR 특성을 보다 정확히 분석하기 위해 어깨 굴곡·신전 동작 동안의 GH 관절 중심의 움직임을 측정하고 이를 주성분분석(Principal Component Analysis, PCA) 방법을 이용하여 동작의 핵심요소들을 분석하였다.

GH 관절의 움직임을 측정하기 위해서는 우선 GH 관절 중심의 위치를 추정할 수 있어야 한다. GH 관절의 중심은 외부에서 정확히 측정하는 것이 매우 어렵기 때문에 주로 최소자승법(least square optimization method)을 이용하여 위치를 추정하는 방식이 사용된다<sup>19,20)</sup>. 본 연구에는 H.Yan et al.<sup>[20]</sup>에서 제안된 방법을 사용하여 GH 관절 위치를 추정하였다.

해당 방법은 정적 단계와 동적 단계, 두 개의 단계를 거쳐 수행된다. [Fig. 2]는 GH 관절 중심 추정을 위해 필요한 좌표계 및 벡터를 보여준다. GH 관절의 중심은 3개의 벡터( $v_c, r_m, v_n^m$ )를 통해 추정 가능하며 주요 지점( $O_{xyz}, C_{Upper}$ )를 측정하기 위해 광학식 동작측정 시스템 VICON motion capture system (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK)을 사용하였고 주요 마커들의



[Fig. 2] Coordination system and vector for GH joint center estimation



[Fig. 3] Optical marker location for GH joint estimation

부착 위치는 [Fig. 3]와 같다.

GH 관절 중심 추정의 reference 위치로 사용될  $O_{xyz}$ 의 위치 측정을 위해 하나의 마커를 경추 7번 위치에 부착하였고 상완의 움직임 및 각도를 측정하기 위해 서로 직교된 관계로 이루어진 5개의 마커로 이루어진 마커 그룹( $C_{Upper}$ )을 상완의 축방향 중심부에 부착하였다. 그리고 각 평면의 움직임을 통합하기 위한 참조 데이터로 사용하기 위한 팔꿈치 관절 중심 위치 측정을 위한 2개의 마커를 팔꿈치 관절 위아래로 부착하였다. 여기서  $v_n^m$  벡터는 측정 가능한 벡터이며 나머지 두 벡터는 알 수 없는 벡터로 이를 추정하기 위한 최적화 추정식은 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$f(v_c, v_n^m) = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \left[ \|v_n^m - v_c\|^2 - \|r_m\|^2 \right]^2 \quad (1)$$

여기서 M은  $C_{Upper}$ 을 구성하는 마커의 개수를 나타내며 N는 측정된 데이터 샘플 수를 나타낸다.

정적 단계에서는 이 알 수 없는 벡터의 수를 줄이기 위해 정적 자세에서 아주 약한 팔의 진자 운동을 측정한다. H.Yan의 방법을 따라 ‘식 (1)’을  $v_c, r_m$ 으로 각각 편미분 할 경우  $v_c$ 의 값은 ‘식 (2)’와 같이 계산된다.

$$v_c = \left( \sum_{m=1}^M \left[ \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (v_n^m)^3 - \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \left[ v_n^m \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (v_n^m)^2 \right] \right] \right) / \left( 2 \sum_{m=1}^M \left[ \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N v_n^m (v_n^m)^T - \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N v_n^m \left( \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N v_n^m \right)^T \right] \right) \quad (2)$$

‘식 (2)’에서 계산된  $v_c$ 를 다시 ‘식 (1)’에 적용하면  $r_m$ 은 ‘식 (3)’과 같이 계산되며 이  $r_m$ 은 물리적으로 상완골로 연결된 상수의 벡터로 가정할 수 있다.

$$r_m = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (v_n^m - v_c)^2}{N}} \quad (3)$$

정적 단계를 통해  $r_m$  벡터가 특정되면 측정값  $v_n^m$ 을 통해 ‘식 (1)’에서 간략화 된 ‘식 (4)’를 통해  $v_c$ 를 특정하여 GH 관절 중심의 위치를 추정할 수 있게 된다. 이를 이용하여 동적 단계에서는 실제 측정 목표 동작을 수행하며 GH 관절 중심의 위치 측정을 수행하였다.

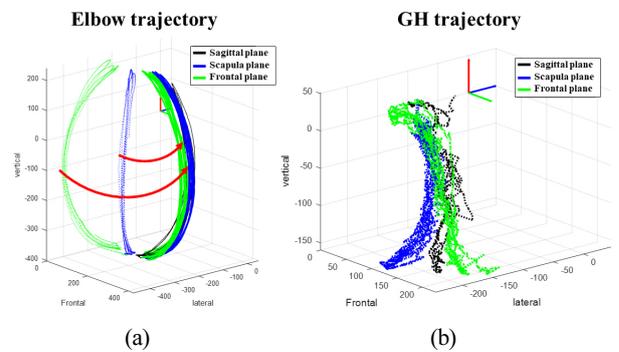
$$f(v_c) = \sum_{m=1}^M \left[ \|v_n^m - v_c\|^2 - (r_m)^2 \right] \quad (4)$$

## 2.2 견갑상완 리듬 궤적 PCA 분석

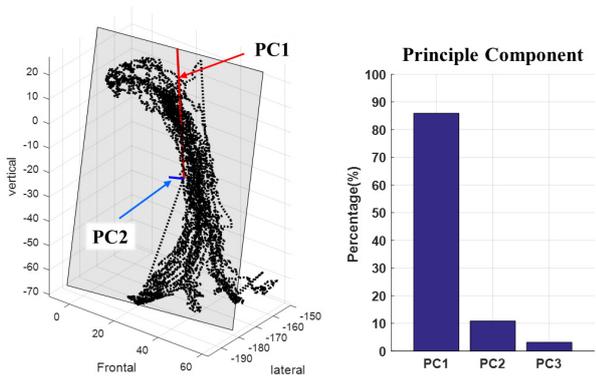
위의 GH 관절 중심 추정 방법을 이용하여 어깨 굴곡-신전 동작 수행 과정에서 견갑상완 리듬에 의한 GH 관절 궤적을 측정하였다. GH 관절 궤적은 다양한 상체의 움직임을 포괄하기 위해 시상면, 관상면, 어깨면 3개의 평면에서 어깨 굴곡-신전 동작을 수행하며 측정되었고, 일반화된 동작 특성을 분석하기 위해 [Fig. 4(a)]와 같이 측정된 3개의 궤적을 하나의 평면으로 결합하였다. 궤적의 결합은 어깨 굴곡-신전 동작 수행 과정에서의 오차를 보정하기 위해 측정이 용이한 팔꿈치 관절 궤적을 함께 측정하여 사용하였고, 최적화 함수를 사용하여 3개 평면에서 측정된 팔꿈치 궤적간 오차가 최소화되는 회전 각도를 도출하여 GH 관절 궤적을 회전하여 하나의 평면으로 결합하였다. 그 결과는 [Fig. 4(b)]과 같이 나타났다.

어깨 굴곡-신전 동작과 GH 관절의 움직임 사이 관계를 분석하기 위해 어깨 굴곡관절과 GH 궤적을 이용한 PCA 분석을 수행하였다. GH 관절의 위치 데이터는 x, y, z 각 축 방향의 평균값을 0으로 하여 정렬되었고 최대값을 이용하여 정규화 되었고 어깨 굴곡관절 값 역시 최대값을 이용하여 정규화하여 사용되었다.

PCA를 통한 GH 궤적 분석은 두 단계를 거쳐 수행되었다. 1차 해석은 GH 관절 궤적의 x, y, z 위치 데이터만을 이용하여 수



[Fig. 4] Measured trajectories during shoulder flexion-extension motion and planar projection result (a) elbow joint center trajectory, (b) estimated GH joint center trajectory



[Fig. 5] PCA results for GH joint trajectory during shoulder flexion motion

[Table 1] Coefficient matrix of the PCA for the GH trajectory

	PC1	PC2	PC3
x	-0.3300	0.7730	-0.5418
y	0.2576	0.6259	0.7361
z	0.9082	0.1033	-0.4057

[Table 2] Coefficient matrix of the PCA for the SHR motion

	PC1	PC2	PC3	PC4
x	-0.3332	0.0806	0.6091	0.7152
y	0.1848	-0.0002	0.7890	-0.5859
z	0.6430	-0.6957	0.0796	0.3102
$\theta$	0.6643	0.7138	0.0090	0.2214

행되었고 그 결과는 [Fig. 5]와 같이 나타났고 각 주성분(Principle component, PC)을 구성하는 변수들의 선형 결합 가중치 값들은 [Table 1]과 같이 나타났습니다. 결과에 따르면 PC1의 분산 비율이 약 86%로 매우 높게 나타났고, 이는 어느 정도의 관절 축 오차 발생을 감수하면 3차원의 GH 관절 궤적을 1차원의 선형 움직임으로 압축할 수 있다는 것을 의미합니다. 또한 PC1의 선형 결합 가중치를 살펴보면 z축 방향 움직임과의 상관관계가 약 90.8%로 매우 높은 것을 알 수 있으며 이는 GH 관절 움직임의 수직방향 성분만을 보상해 주는 것으로도 대부분의 관절 축 오차를 보상하는 것이 가능하다는 것을 의미하며 발생하는 오차의 크기에 비해 시스템의 단순화에서 오는 이점이 더 클 것으로 판단 가능합니다.

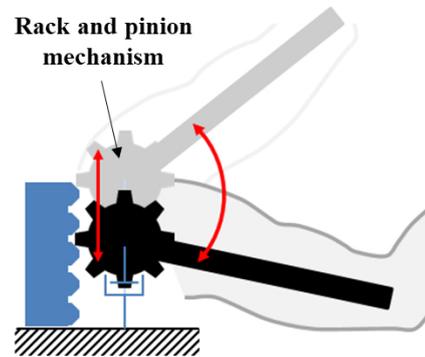
GH 궤적의 2차 PCA 해석은 위치데이터와 더불어 어깨 굴곡·신전 각도를 포함하여 수행되었고 해당 분석의 결과는 [Table 2]와 같이 나타났고 각 PC에 대한 분산 비율은 [84.02, 7.17, 6.74, 2.06]으로 나타났습니다. 해당 결과에서도 첫번째 PC의 영향이 약 84%로 가장 주요한 것으로 나타났으며 변수 사이 계수를 살펴보면 z축 변 위와 어깨 각도가 각각 약 0.64, 0.66으로

높은 관련성을 가지며 거의 동일한 유사도로 나타났습니다. 이는 어깨 굴곡·신전 동작 중 SHR 동작 특성이 강하게 나타난다는 것을 의미합니다.

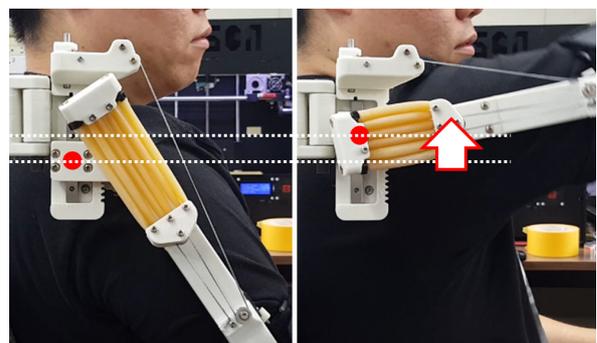
### 3. SHR 상완 보조기기 설계

PCA 분석 결과는 하나의 축 방향 움직임을 보상해 주는 것만으로도 GH 관절 축의 어긋남 문제를 대부분 해결할 수 있으며, 이 축 방향 움직임은 SHR 동작 특성을 이용하여 어깨 굴곡·신전 동작과 연동하여 제어 가능하다는 것을 보여준다.

따라서 본 연구에서는 랙-피니언 구조를 활용하여 어깨 굴곡·신전 동작과 GH 관절의 수직 방향 움직임을 하나의 자유도로 연동한 상지 외골격 보조기기를 개발하였다([Fig. 6], [Fig. 7]). 랙-피니언 메커니즘은 구조적으로 단순하여 사용자 개인 맞춤형으로 변형이 용이하며 두 자유도를 강하게 연동시키는 것이 가능하여 하나의 구동기로 연동된 두가지 동작을 유도해 주는 것이 가능하다. 피니언 기어의 직경은 앞서 PCA 해석을 위한 동작 측정 데이터를 활용하여 설계되었다. 본 실험의 대상자의 경우 어깨 굴곡·신전 0°~180°동작 중 측정된 z축 방향 변위가 약 65 mm로 이를 원의 호 길이 방정식을 이용하여 180°의 회전에서 65 mm의 변위가 나올 수 있도록 피니언 기어의 직경을 41.4 mm로 설계하였다.



[Fig. 6] The rack-and-pinion mechanism to realize SHR characteristic



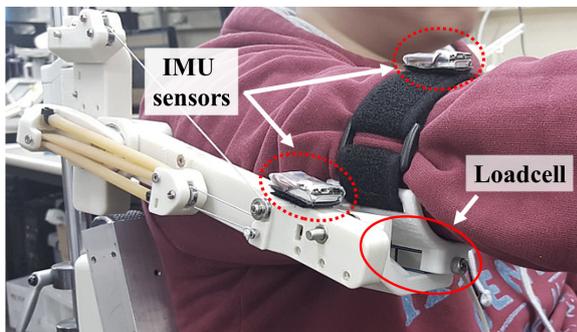
[Fig. 7] Arm weight assistive device utilizing SHR characteristics

어깨 굴곡·신전 자유도와 GH 관절의 움직임을 하나의 자유도로 연동시킨 이유는 이를 통해 추가적인 구동기가 필요하지 않아 보조기기의 소형화와 경량성을 유지할 수 있는 장점이 있기 때문이다. 또한 근위축증과 같은 질환을 가진 환자들은 상체 근력이 부족하여 정상적인 어깨 복합체의 움직임이 발생하지 않는 경우가 있으며, 이로 인해 GH 관절에 과도한 압력으로 인한 통증이나 충돌증후군과 같은 문제가 발생할 수 있다<sup>[21]</sup>. 이러한 환자들에게는 정상적인 어깨 복합체 움직임을 유도해주는 것이 필요하며, 랙-피니언 메커니즘으로 인해 강하게 연동된 동작은 이런 환자들에게 정상적인 동작 특성을 따라 움직이며 관절 부하를 경감하는 것이 가능하게 해준다.

#### 4. 실험 설계

앞서 제안한 SHR 동작 특성을 이용한 상지 보조기가 어깨 움직임 과정에서 GH 관절 정렬에 미치는 영향을 검증하기 위한 실험을 설계하였다. 실험은 랙-피니언 메커니즘 유무에 따라 보조기와 사용자의 관절 회전축 어긋남 수준 및 동작 중 사용자가 느끼게 되는 저항력의 크기를 평가할 수 있도록 실험을 설계하였다. 이를 위해 앞선 챕터에서 개발된 랙-피니언을 이용한 SHR 보상구조가 적용된 보조기 및 이와 동일한 구조를 가졌으나 랙-피니언 구조 없이 고정된 회전축을 가진 2개의 상지 보조기기를 제작하였고 동작 수행 중 평행도를 측정하기 위한 IMU 센서와 상호작용 힘을 측정할 수 있는 로드셀을 부착하여 실험 셋업을 구성하였다.

[Fig. 8]와 같이 상지 보조기기의 링크 축과 사용자 상완부에 각도를 측정하기 위한 IMU센서들이 각각 하나씩 부착되었고 상지 보조기 축과 상완 착용부 사이 연결용 파트에 로드셀을 부착하여 어깨방향 압축력을 측정할 수 있도록 설계되었다. 두 IMU센서는 센서사이 측정값 초기 offset을 제거하기 위해 어깨 굴곡 90°인 자세에서 동시에 90°로 설정되었다. 그리고 로드셀은 어깨 굴곡이 0°인 자세에서 0으로 세팅 되었다. 실험은 실험



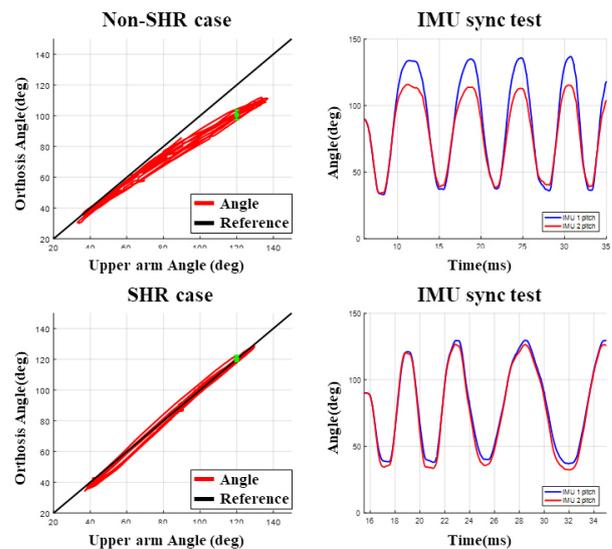
[Fig. 8] Experimental setup to validate the effect of SHR compensation mechanism

의 변수를 최소화하기 위해 어깨 기능에 이상이 없는 정상인을 대상으로 수행되었으며 어깨 굴곡 0°에서 120°사이를 5회 반복하는 동안의 각도와 상호작용 힘을 측정하였다.

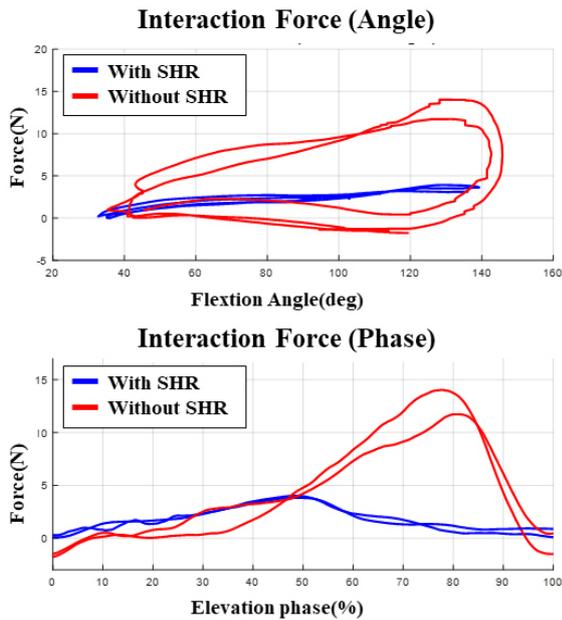
#### 5. 실험 결과

[Fig. 9]는 어깨 굴곡·신전 동작 수행 중 SHR 보상 구조 유무에 따라 상지 보조기 링크 각도와 사용자 상완 각도를 측정 한 결과이다. 각 그래프의 검은색 실선은 상지 보조기와 사용자 상완 사이 각도가 정확히 일치하는 이상적인 경우를 나타내며 빨간색 선은 실제 실험 결과값을 나타낸다. 상단 그래프는 SHR 보상구조가 없는 경우의 결과이며 하단은 SHR 메커니즘이 있는 경우의 결과이다. 각 경우에서 실험의 최대 목표 각도로 설정한 어깨 굴곡 120°에서 보조기 링크 각도의 평균값은 각각 100.6°와 120.5°로 나타났고 표준분산 값은 2.64°와 1.53°로 나타났다. SHR 보상구조가 없는 경우는 어깨 굴곡 각도가 증가함에 따라 점차 각도 오차가 증가하는 결과를 보였다. 이는 사용자의 GH 관절 중심의 위치가 상승함으로 인해 상지 보조기 축의 추가적인 회전이 발생하여 양측의 오차가 발생하는 것을 보여준다. 반면 SHR 보상 구조가 있는 경우는 양측의 각도 오차가 거의 발생하지 않는 결과를 보였다. 이는 어깨 굴곡 각도가 증가하여도 양측의 회전축 정렬이 지속적으로 유지된다는 결과를 나타낸다.

또한 [Fig. 10]은 어깨 굴곡·신전 동작 과정 중 상지 보조기와 사용자 연결점에서 로드셀에서 측정된 힘을 나타낸 것이다. 측정 결과는 SHR 메커니즘을 통한 GH 관절 움직임 보상이 어깨 동작 중 발생하는 저항력을 완전히 제거해 주지는 못하지만



[Fig. 9] Angular deviation during shoulder flexion-extension with and without SHR compensation mechanism



[Fig. 10] Interaction force during shoulder flexion-extension with and without SHR compensation mechanism

어깨 관절을 단순 회전 관절로 사용한 경우에 비해 1/3 이하 수준으로 낮춰주는 것을 보여준다. 또한 SHR 보상 구조가 없는 경우는 굴곡-신전 동작 시 발생하는 상호작용 힘이 크게 이격된 결과를 보이는데 이것은 회전축 어긋남으로 인해 발생하는 길이 변화로 인해 착용지점이 일정하게 유지되지 못하고 미끄러지며 굴곡 시에는 큰 인장력이 발생하고 신전 시에는 다시 원래 착용 지점을 찾아가며 압축력을 발생하는 것으로 보인다.

## 6. 결론

기존 상용 상지 보조기기들은 어깨 복합체의 움직임에 고려하지 않은 구조로 사용자의 자유로운 움직임이 제한되어 착용감이 떨어지거나 관절에 불필요한 부하가 가해지는 문제를 가진 경우가 많았다. 이는 어깨 복합체의 움직임 보상을 위한 추가적 구조로 인한 장비의 비대화를 고려한 선택으로 생각된다. 본 연구의 목적은 인체가 가진 동작 특성을 활용하여 어깨 복합체의 움직임 추종이 가능한 소형-경량의 상지 보조기기를 개발하는 것이다.

이를 위해 어깨 굴곡-신전 동작 중 GH 관절 중심 궤적을 측정하고 PCA 분석을 통해 수직 방향 움직임 보상만으로도 회전축 정렬 문제를 대부분 경감시킬 수 있음을 확인하였고 간단한 랙-피니언 구조를 활용하여 추가적인 구동기를 사용하지 않으면서도 어깨 복합체의 움직임을 효과적으로 추종가능한 구조적 경량성과 1자유도 제어 편의성을 가진 효율적 구조의 상지 보조기기를 개발하였다.

본 연구에서 제안된 어깨관절 메커니즘은 일상생활 보조를 위한 보조기기 및 상지 재활 장비, VR 슈트용 입력 장치와 같은 경량성과 편의성을 필요로 하는 다양한 어플리케이션에 활용될 수 있을 것으로 생각되며 이 과정에서 활용된 인체동작의 PCA 분석을 통한 설계 방법론은 다양한 외골격 장비 개발에 활용 가능할 것으로 생각된다.

## References

- [1] P. N. Kooren, A. G. Dunning, M. M. H. P. Janssen, J. Lobo-Prat, B. F. J. M. Koopman, M. I. Paalman, I. J. M. de Groot, and J. L. Herder, "Design and pilot validation of A-gear: a novel wearable dynamic arm support," *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, vol. 12, Sept., 2015, DOI: 10.1186/s12984-015-0072-y.
- [2] J. L. Herder, N. Vrijlandt, T. Antonides, M. Cloosterman, and P. L. Mastenbroek, "Principle and design of a mobile arm support for people with muscular weakness," *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 43, no. 5, pp. 591-604, 2006, DOI: 10.1682/JRRD.2006.05.0044.
- [3] O. K. Sung and S. H. Nam, "A Study on Actual Living Condition and Needs of People with Muscular Dystrophy to Develop the Supportive Polices," *Journal of Special Education & Rehabilitation Science*, vol. 46, no. 2, pp. 103-130, Jan., 2007, [Online], <https://www.dbpia.co.kr/journal/articleDetail?nodeId=NODE08832357>.
- [4] National Rehabilitation Center of Korea, "A Study on the Residents' Behaviors and Service Requirements for Rehabilitation of People with Disabilities," 2011, [Online], [https://www.nrc.go.kr/research/board/boardView.do?jsessionid=WYkaJSTtU12VubyGiV4c9e6s6qg1B959dnxdzwwgZufkK5JC1xfa208ul6Al2o3uw.mohwwas1\\_servlet\\_engine30?no=14170&fno=37&menu\\_cd=05\\_02\\_00\\_01&board\\_id=NRC\\_NOTICE\\_BOARD&bn=newsView&bno=&pageIndex=&search\\_item=&search\\_content=](https://www.nrc.go.kr/research/board/boardView.do?jsessionid=WYkaJSTtU12VubyGiV4c9e6s6qg1B959dnxdzwwgZufkK5JC1xfa208ul6Al2o3uw.mohwwas1_servlet_engine30?no=14170&fno=37&menu_cd=05_02_00_01&board_id=NRC_NOTICE_BOARD&bn=newsView&bno=&pageIndex=&search_item=&search_content=), Accessed: Oct. 30, 2024.
- [5] D. H. Plettenburg, "The WILMER Elbow Orthosis," *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, Netherlands, pp. 1031-1035, 2007, DOI: 10.1109/ICORR.2007.4428550.
- [6] A. Schiele and F. C. T. van der Helm, "Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 4, pp. 456-469, Dec., 2006, DOI: 10.1109/TNSRE.2006.881565.
- [7] N. Jarrassé, T. Proietti, V. Crocher, J. Robertson, A. Sahbani, G. Morel, and A. Roby-Brami, "Robotic Exoskeletons: A Perspective for the Rehabilitation of Arm Coordination in Stroke Patients," *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 8, Dec., 2014, DOI: 10.3389/fnhum.2014.00947.
- [8] T. Rahman, R. Ramanathan, R. Seliktar, and W. Harwin, "A simple technique to passively gravity-balance articulated mechanisms," *Journal of Mechanical Design*, vol. 117, no. 4, pp. 655-658, Dec., 1995, DOI: 10.1115/1.2826738.

- [9] G. Spagnuolo, M. Malosio, A. Scano, M. Caimmi, G. Legnani, and L. M. Tosatti, "Passive and active gravity-compensation of LIGHTArm, an exoskeleton for the upper-limb rehabilitation," *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Singapore, pp. 440-445, 2015, DOI: 10.1109/ICORR.2015.7281239.
- [10] T. B. Moeslund, C. B. Madsen, and E. Granum, "Modelling the 3D pose of a human arm and the shoulder complex utilising only two parameters," *Integrated Computer-Aided Engineering*, vol. 12, no. 2, pp. 159-175, May, 2005, DOI: 10.3233/ICA-2005-12203.
- [11] J. Klein, S. J. Spencer, J. Allington, K. Minakata, E. T. Wolbrecht, R. Smith, J. E. Bobrow, and D. J. Reinkensmeyer, "Biomimetic orthosis for the neurorehabilitation of the elbow and shoulder (BONES)," *2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, Scottsdale, AZ, USA, pp. 535-541, 2008, DOI: 10.1109/BIOROB.2008.4762866.
- [12] S. J. Ball, I. E. Brown, and S. H. Scott, "MEDARM: a rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex," *2007 IEEE/ASME international conference on advanced intelligent mechatronics*, Zurich, Switzerland, pp. 1-6, 2007, DOI: 10.1109/AIM.2007.4412446.
- [13] B. Kim and A. D. Deshpande, "Controls for the shoulder mechanism of an upper-body exoskeleton for promoting scapulo-humeral rhythm," *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Singapore, pp. 538-542, 2015, DOI: 10.1109/ICORR.2015.7281255.
- [14] M. Mihelj, T. Nef, and R. Riener, "ARMin II-7 DoF rehabilitation robot: mechanics and kinematics," *2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Rome, Italy, pp. 4120-4125, 2007, DOI: 10.1109/ROBOT.2007.364112.
- [15] T. Nef, M. Guidali, and R. Riener, "ARMin III - arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation," *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 6, no. 2, pp. 127-142, Jan. 2009, DOI: 10.1080/11762320902840179.
- [16] P. M. Ludewig and J. F. Reynolds, "The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies," *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, vol. 39, no. 2, pp. 90-104, Feb., 2009, DOI: 10.2519/jospt.2009.2808.
- [17] F. C. T. Van der Helm, H. E. J. Veeger, G. M. Pronk, L. H. V. Van der Woude, and R. H. Rozendal, "Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system," *Journal of biomechanics*, vol. 25, no. 2, pp. 129-144, Feb., 1992, DOI: 10.1016/0021-9290(92)90270-b.
- [18] P. W. McClure, L. A. Michener, B. J. Sennett, and A. R. Karduna, "Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo," *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 10, no. 3, pp. 269-277, May, 2001, DOI: 10.1067/mse.2001.112954.
- [19] J.-H. Park, K.-S. Lee, H. Lee, and H.-S. Park, "Development of a passive shoulder joint tracking device for upper limb rehabilitation robots," *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Singapore, pp. 713-716, 2015, DOI: 10.1109/ICORR.2015.7281285.
- [20] H. Yan, C. Yang, Y. Zhang, and Y. Wang, "Design and Validation of a Compatible 3-Degrees of Freedom Shoulder Exoskeleton With an Adaptive Center of Rotation," *Journal of Mechanical Design*, vol. 136, no. 7, 2014, DOI: 10.1115/1.4027284.
- [21] R. Escamilla, T. Hooks, and K. Wilk, "Optimal management of shoulder impingement syndrome," *Open Access Journal of Sports Medicine*, vol. 5, pp. 13-24, Feb., 2014, DOI: 10.2147/OAJSM.S36646.



**신민기**

2010 서울대학교 기계항공공학부(공학사)  
 2017 서울대학교 기계공학 석박사 통합과정  
 (공학박사)  
 2018~현재 한국기계연구원 선임연구원

관심분야: 재활로봇, 웨어러블 로봇, 햅틱



**김기원**

2002 서울대학교 의과대학(학사)  
 2009 서울대학교 생물정보학협동과정(석사)  
 2016 서울대학교 의과대학(박사)  
 2012~현재 서울대학교 재활의학과 임상교수

관심분야: 척추, 근골격계 재활, 신경근육질환



**김기영**

2003 한국과학기술원 기계공학과(공학사)  
 2005 한국과학기술원 기계공학과(공학석사)  
 2012 한국과학기술원 기계공학과(공학박사)  
 2016~현재 한국기계연구원 책임연구원

관심분야: 수술로봇, 연속체 로봇, 텐던 로봇



**정성근**

1988 서울대학교 의과대학(학사)  
 1992 서울대학교 대학원(석사)  
 1997 서울대학교 대학원(박사)  
 2011~현재 서울대학교 의과대학주임교수,  
 재활의학과장

관심분야: 근골격계 및 스포츠 재활, 관절질환



**조장호**

2002 한국과학기술원 기계공학과(공학사)  
 2004 한국과학기술원 기계공학과(공학석사)  
 2010 한국과학기술원 기계공학과(공학박사)  
 2013~현재 한국기계연구원 책임연구원

관심분야: 원격/햅틱/시간지연제어, 의료 로봇



**조규진**

1998 서울대학교 기계항공공학부(공학사)  
 2000 서울대학교 기계항공공학부(공학석사)  
 2007 Mechanical Engineering, MIT(공학박사)  
 2008~현재 서울대학교 기계공학부 교수

관심분야: 생체 모사 로봇, 소프트 로봇, 의료용 로봇, 웨어러블 로봇 등