

산업 노동자의 들기 작업 시 허리 통증을 예방하기 위한 수동 모듈형 외골격 시스템 개발

Development of Passive Hip-Exoskeleton to Prevent Back Pain during Lifting Work with Cam Mechanism

문현기¹, 노준규², 정진현³, 이상근², 백인혁², 한창수^{4,#}

Hyun Gi Moon¹, Jun Kyou Nho², Jin Hyeon Jeong³, Sang Keun Lee², In Hyuk Baek², and Chang Soo Han^{4,#}

¹ 한양대학교 대학원 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Graduate School, Hanyang University)

² 한양대학교 대학원 메카트로닉스공학과 (Department of Mechatronics Engineering, Graduate School, Hanyang University)

³ 한양대학교 대학원 융합시스템학과 (Department of Interdisciplinary Engineering Systems, Graduate School, Hanyang University)

⁴ 한양대학교 로봇공학과 (Department of Robot Engineering, Hanyang University)

Corresponding Author / E-mail: cshan@hanyang.ac.kr, TEL: +82-31-400-5247

ORCID: 0000-0002-8561-847X

KEYWORDS: Hip-exoskeleton (수동형 고관절 외골격), Back pain (허리 통증), Stoop lifting technique (스투프 들기 기법), Cam-spring mechanism (캠-스프링 구조), Heart rate (심박수), Borg scale (보그 스케일)

This paper deals with the development of a passive modular hip exoskeleton system aimed at preventing musculoskeletal low back pain, which commonly occurs in heavy weight transport workers, by improving back muscle strength. The passive exoskeleton system has the advantage of being lightweight, making it suitable for modular exoskeleton systems. The cam and spring actuator designed in this study was applied to the passive modular exoskeleton system to build human hip and lumbar muscle strength. In order to evaluate the effectiveness of the passive modular exoskeleton system, a test was performed in which a subject lifted a 15 kg weight three times in a stoop posture, using heart rate measurement and Borg scale recording. According to the results, all subjects showed 26.83% lower maximum heart rate and 34.73% lower average heart rate than those who did not wear the system, and Borg scale evaluation result was lower. All subjects wore this system and did not experience back pain during the experiment. Through this study, we validated the effectiveness of the passive modular exoskeleton system and proved that this system can build the strength of industrial workers and be a solution to prevent musculoskeletal lumbar disease.

Manuscript received: October 2, 2019 / Revised: November 2, 2020 / Accepted: November 3, 2020

NOMENCLATURE

τ_{obj} = Actuator Objective Torque [Nm]
 $\tau_{actuator}$ = System Torque of Manual Actuator [Nm]
 θ = Cam Rotation Angle (= Hip Joint Rotation Angle) [°]
 f_c = Cam, Cam Followers Surface Contact Force [N]
 r_m = Cam Moment Arm [mm]
 r = Distance between Cam and Cam Follower Center [mm]
 F_s = Spring Force [N]
 α_p = Cam Pressure Angle [°]
 r_f = Cam Follower Radius [mm]

k = Spring Constant [N/mm]
 k_d = Selected Spring Constant [N/mm]
 $f(\theta)$ = Spring Displacement Function [mm]
 a = Scaling Constant
 $g(\theta)$ = Scaled Spring Displacement Function
 r_b = Cam Base Circle Radius [mm]
 r_f = Cam Follower Radius [mm]
 r_c = Cam Radius [mm]
 $h(\theta)$ = Extra Range Spring Displacement Function
 n = Order of $h(\theta)$ (Higher-Order Function)

1. 서론

산업 노동자들은 근골격계 요통 질환의 위험에 상시 노출되어 있다. 한국산업안전보건공단(KOSHA)의 2014년 산업재해 원인조사 통계보고서 중 업무상 질병 종류별 조사 현황에 따르면 업무상 질병을 판정 받은 산업재해 환자 3,712명 중 근골격계 요부질환 피해자는 869명으로 23.41%를 차지했다.¹ 고용노동부의 2008-2017 산업재해 분석자료의 업무상 질병 조사자료에 따르면 산업 노동자의 요통환자 비율은 2008년 5,232명(53.75%)에서 2017년 2,638명(28.73%)으로 발병 횟수와 비율이 낮아졌다. 이는 노동 직종의 다양화, 한국산업안전보건공단의 중량물 취급 관리지침 교육 등의 영향으로 개선된 것으로 분석된다. 하지만 여전히 높은 비율의 산업 노동자가 근골격계 요부 질환에 노출되어 있다.

산업재해 중 근골격계 요통 질환의 비율이 높은 원인은 무거운 작업물의 취급을 필요로 하는 경우가 많기 때문이다. 특히 작업물을 들어 올리는 들기 동작에서 유발된 근골격계 요통 질환 비율이 51.9%를 차지한다.¹ 근골격계 요통 질환을 예방하기 위해서는 작업자가 무거운 작업물을 들어 올릴 때 작업자의 고관절에 걸리는 부담을 줄이기 위한 해결책이 필요하다. 외골격 근력지원 시스템은 작업자의 고관절에 걸리는 부담을 줄이는 효과적인 해결책이 될 수 있다. 또한 외골격 시스템은 공장 자동화처럼 산업 노동자를 대체하는 것이 아닌 보조하는 개념이기 때문에 노동자에게 경제적 위협을 주지 않는다. 이러한 이점으로 작업자를 보조하기 위한 외골격 시스템이 최근 많이 연구되고 있는 추세이다.

외골격 시스템은 초기 전신형(Full Body Type)으로 연구가 시작되었다. 상하지 통합 전신형은 Raytheon의 XOS²가 대표적이며, 하지 전신형은 UC Berkeley에서 개발된 BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton)³와 Lockheed Martin에서 개발한 HULC (Human Universal Load Carrier)⁴가 대표적이다. 그러나, 전신형 외골격의 경우 소재, 동력원 등의 기술적 한계, 인체 착용성 문제와 경제적 효율성 등에서 한계점이 존재하여 최근에는 선택적으로 관절의 근력을 지원할 수 있는 모듈형 외골격 시스템이 활발히 연구되고 있다.

모듈형 근력지원 외골격 시스템은 크게 두 가지 유형으로 개발된다. 능동형 구동기(모터, 공압, 유압 등)를 사용한 외골격 로봇은 현장 작업자가 고중량의 작업물을 쉽게 취급할 수 있도록 도와주며 제어를 통해 정교한 움직임을 보조할 수 있다. Cyberdyne의 HAL-LB03,⁵ ATOUN의 Model Y,⁶ German Bionics의 CRAY-X⁷는 모터를 구동기로 이용하였으며 INNOPHYS에서 개발된 Muscle Suit⁸는 압축 공기를 이용한 구동기로 시스템을 구현하였다. 반면, 수동형 외골격 시스템은 제어장치, 배터리 등이 필요 없는 수동형 구동기(스프링, 탄성밴드 등)를 사용한다. Suit-X에서 개발한 Back-X⁹는 측면에 위치한 에너지 저장장치 메커니즘을 통해 상체 작업 하중을 지지해주며, Laevo의 Laevo V2.5¹⁰는 가스 스프링을 이용한 경량형 근력지원 장치이다.

UPR에서 개발한 Support Jacket¹¹은 탄성밴드를 이용하여 에너지를 저장, 방출하는 구조이다. 수동형 외골격 시스템은 운용 시간에 제한을 받지 않으며 경량 설계가 가능하여 착용 편의성이 우수하다. 유지보수성 또한 우수하여 단기간에 산업 현장에 적용될 수 있을 것으로 평가된다.

본 연구는 산업 노동자의 골반 및 요추 근력지원을 위한 수동 모듈형 외골격 시스템의 개발을 목적으로 한다. 이를 해결하기 위해 작업 자세 선정, 수학적 모델 해석을 기반으로 한 메커니즘 설계/제작을 수행하였으며, 비교 실험을 통해 시스템의 유효성을 검증했다.

2. 인체 동작 분석

2.1 들기 작업 기법 선정

바닥면에 위치한 중량물을 들어 올리는 대표적 작업 자세는 작업자가 무릎을 곧게 펴고 요추를 구부려서 작업물을 들어 올리는 스루프 자세와 작업자가 무릎을 굽히고 척추는 곧게 편 상태로 들어올리는 스쿼트 자세가 있다.^{12,13}

스쿼트 자세는 들기 작업간 허리에 부담이 적으며, 근육 사용량에서 유리한 자세로 일반적으로 권장되는 작업 자세이다.¹² 스루프 자세는 허리에 부담이 크지만 작업 영역에서 이점을 가진 자세이다. 척추 곡률도가 큰 사람은 스루프 자세를 선호하는 경향이 있으며 스쿼트 자세에 적응하기 어려운 반면 척추 곡률도가 작은 사람은 스쿼트 자세를 선호하며 스루프 자세에 대해 쉽게 적응한다고 한다.¹³

본 연구는 골반 및 허리 근력 지원을 위한 모듈형 외골격 시스템의 특성상 들기 작업간 근력을 보완해주게 되므로 허리에 가해지는 부하의 영향이 감소되어 스루프 자세의 작업 영역 이익이 부각된다. 또한 임의 노동자의 적응성을 고려하였을 때 들기 작업 기법은 스루프 자세로 선정하였다.

2.2 스루프 들기 작업간 인체 동작 분석

스루프 자세에서 중량물 들기 작업의 동작 분석을 위해 인체 치수¹⁴ 및 신체 분절 질량, 질량비 정보¹⁵를 분석, 정리하였다(Table 1).

생산 가능 성인 남성 중 주요 구성원인 10-30대의 인체 특성 정보를 세 부류로 나눠 인체 주요 치수를 정리하였으며, 분절 질량 및 질량비 데이터를 적용하여 목표 동작 분석을 위한 기본 설계인자를 선정하였다. 본 연구에서는 주요 생산인구에 해당하는 30-39세 성인 남성을 대상으로 하였으며, 해당 대상군의 신체 질량은 체중의 71%인 53.74 kg이고, 상체 무게중심의 위치는 고관절을 기준으로 0.378 m 떨어져 있다.

스루프 자세에서 중량물 들기 작업에 필요한 고관절 토크를 분석하기 위해 단순 모델을 정의하였다. 모델을 단순화시키기 위해 상체 무게중심의 회전은 고관절을 기준으로 회전한다고 가정하여 들기 동작간 필요한 고관절 모멘트에 해당하는 간략화

Table 1 Human upper body mass & COM (Center of Mass)

Age	14-19		20-29		30-39	
	p/c [%]	Avg.	p/c [%]	Avg.	p/c [%]	Avg.
Mass [kg]	67	44.14	67.4	48.82	71	53.74
COM [mm]	-	387.30	-	411.02	-	378.19

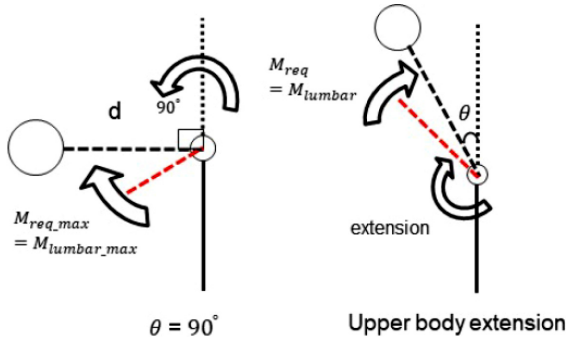


Fig. 1 Supporting model of human body at body angle 90 degree (Left) and human body extension (Right) in stoop lifting work

모델을 다음 Fig. 1과 같이 정의하였다. 스투프 자세에서 들기 동작간 고관절의 가동 범위는 0-90°로 설정하여 해당 자세에서 필요한 고관절 토크의 일정 비율을 지원하고자 한다. 또한 작업자의 고관절 가동범위를 고려하여 추가적으로 90-115° 범위에서도 최대 지원 토크($\tau_{req} (\theta = 90^\circ)$)를 최소 변화량으로 유지할 수 있도록 설계하고자 한다. 2링크 1관절로 구성된 모델에서 요추 모멘트 곡선을 단순화시켜 식(1)의 비선형 모멘트 곡선을 구할 수 있다.

$$\tau_{req} = m_{upper} d_{upper} a_{gravity} \sin\theta \text{ [Nmm]} \quad (1)$$

3. 들기 작업 보조를 위한 수동 모듈형 외골격 시스템 개념

본 연구에서는 요추 근력을 보조하기 위해 수동형 메커니즘을 채택했다. 수동형 메커니즘은 전원이 필요하지 않으며, 제어기 또한 필요가 없어 구성이 간편하고 경량 설계가 가능한 이점이 있다.

외골격 시스템을 인체에 적용하여 효과적으로 노동자의 요추 근력을 보조하기 위하여 시스템은 2.2절의 인체 간략화 모델과 같이 고관절을 지원하게 되며, 인체와의 체결 조건은 허벅지, 엉덩이, 상체 앞가슴부(상체 무게중심)에 체결요소를 두어 3점 지지 구조로 구성하였다. 이를 통하여 허벅지는 스투프 자세의 들기 작업간 안정적으로 기저부 각도를 유지하게 된다. 외골격 회전축은 체결부를 통하여 들기 작업간 골반 회전축과 일치하게 유지되며, 외골격 회전축에서 제공되는 상체 보상 토크는 가슴

Table 2 Preference of gravity compensate rate

	A [%]	B [%]	C [%]	D [%]	E [%]	Avg. [%]
0 kg, 5 km/h	20	10	20	0	10	12
15 kg, 5 km/h	30	30	40	20	20	28

체결부를 통하여 상체를 들어 올리는 방향으로 보조 힘을 전달한다. 외골격 시스템의 고관절 토크 곡선 지원 방법은 다음 두 단계로 구성된다.

첫째, 수동형 고관절 외골격을 착용한 노동자가 바닥면의 작업 대상물을 들어 올리기 위해 허리를 굽힐 경우 외골격 시스템은 착용자의 상체를 지지하며 동시에 수동형 구동기에 에너지가 저장된다.

둘째, 외골격 시스템 착용자가 작업물을 들어 올릴 때 외골격은 착용자의 근력을 보조할 수 있어야 한다. 외골격 시스템은 착용자 상체 무게중심 부근의 가슴 체결부를 통해 저장된 에너지를 보조 토크로 방출하게 된다.

평지 환경에서 일반 보행 중 유각기의 굴곡 동작에서 근력 보조 모듈형 외골격 시스템이 역부하로 작용할 수 있다. 이에 따라 사전 실험을 통해 보조 수준을 선정하였다. 사전 실험은 본 기관에서 보유한 CR-60¹⁶ 능동형 하지 외골격 시스템을 이용하여 상체 중력 보상률 10, 20, 30, 40, 50%에서의 들기 동작 및 보행간 선호도 조사를 수행하였다(Table 2). 중량물은 무부하(0 kg), 부하(15 kg, 들기 작업 안전 한계하중¹⁷)로 선정하였으며, 중량물을 들어서 평지 20 m 보행(5 km/h) 후 내려놓는 작업을 수행하였다.

무부하 실험에서 일반 보행 동작간 역부하가 발생함에도 불구하고 스투프 동작간 착용자의 상체 중량의 영향으로 중력 보상을 선호도는 평균 12%로 조사되었으며, 중량물 15 kg 실험의 경우 중력 보상률 선호도는 평균 28%로 조사되었다. 본 실험을 통해 들기 작업에 대한 하중 부담 정도와 보행 동작간 역부하 영향이 착용자의 중력 보상률 선호도에 유의미한 영향을 미치는 것을 확인할 수 있다. 본 연구는 중량물을 취급하는 산업 노동자를 대상으로 하므로 15 kg 중량물 실험에서 선호도가 높은 30%의 중력 보상률을 선정하였다. 수동형 구동기는 양측에 부하가 분산 배치되므로 목표 토크 선도는 식(2)와 같이 정리할 수 있다.

$$\tau_{obj} = \tau_{req} \cdot 30\% \cdot 0.5 \cong 30,000 \sin\theta \text{ [Nmm]} \quad (2)$$

외골격 메커니즘의 고관절 토크 지원을 위해 다음의 두 가지 사항을 고려하여 설계하였다.

첫째, 착용자의 골반 조인트부터 상체 무게중심점(가슴 지지점)까지 안정적으로 근력 보조를 할 수 있도록 고안된 가슴 지지 링크 구조는 상체 및 고중량 작업물에 의한 하중 토크와 근력 보조 토크가 외골격의 엉덩이 관절 위치에서 저장 및 방출될 수 있어야 한다.

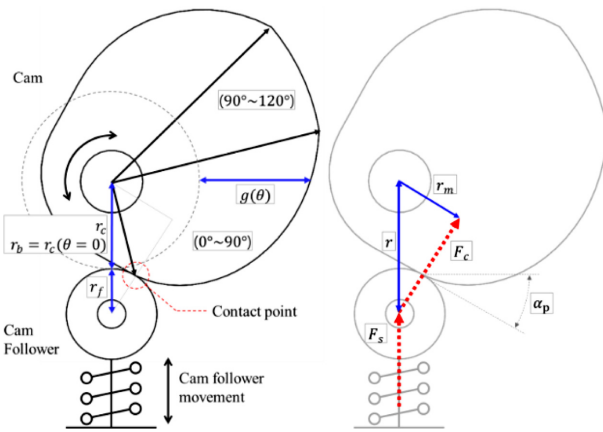


Fig. 2 Relation of radius in cam mechanism

둘째, 수동형 구동기의 메커니즘은 하중 토크를 저장/방출하는 요소가 필요하다. 본 연구에서는 이에 대한 해법으로 코일 스프링을 선택했다. 코일 스프링만으로는 식(2)의 목표 토크 선도를 따르는 토크를 생성할 수 없으므로 상체 굽힘 동작에 의한 회전 변위를 위치 변위로 바꿔줄 수 있도록 캠 메커니즘을 고안했다.

4. 수동 모듈형 외골격 설계

외골격 시스템의 목표 토크 식(2)를 만족하는 캠 & 스프링 메커니즘 수동형 구동기를 설계하기 위해서는 캠 반경 함수가 필요하다. 캠 반경 함수를 유도하기 전에 식(2)와 동일한 수동형 구동기의 시스템 토크 방정식을 유도해야 한다. 이를 위해 캠 및 스프링 메커니즘의 모델링이 필요하다. 또한 시스템 토크 방정식으로부터 캠 변위를 유도하기 위한 스프링 변위 함수가 필요하므로 캠 및 스프링 메커니즘을 수학적으로 모델링을 수행했다. Fig. 2는 구동기 설계를 위한 주요인자 관계를 보여준다.

구동기 토크 τ_{actuator} 는 캠 중심과 캠 팔로워 중심 사이의 거리 r , 캠 접촉 각 α_p , 스프링력 F_s 의 관계로 나타낼 수 있다(식(3)).¹⁸

$$\tau_{\text{actuator}} = r_m F_c = r \cdot \tan \alpha_p \cdot F_s \quad (3)$$

식(3)에서의 캠 접촉 각의 탄젠트 값은 스프링 변위함수 $f(\theta)$ 와 거리 캠 중심과 캠 팔로워 중심 사이 거리로 식(4)와 같이 정리되며, 스프링 압축력에 의한 토크 변환은 식(5)와 같이 정리된다.¹⁸ 이를 식(2)의 τ_{obj} 와 유사하게 설계하고자 한다(식(8)).

변위함수의 형태를 단순화하기 위해 k 값을 30,000으로 임의 설정하여 테일러 급수 형태(입력 각도: $0-90^\circ$, 에러범위: ± 0.001)로 근사화한 수식을 유도하였다.

$$\tan \alpha_p = \frac{dr}{rd\theta} = \frac{f'(\theta)}{r} \quad (\because \frac{dr}{d\theta} = f(\theta)') \quad (4)$$

Table 3 Comparison between springs for passive actuator¹⁹ (Adapted from Ref. 19 on the basis of OA)

	External diameter [mm]	Free length [mm]	Spring constant [N/mm]	Maximum displacement [mm]	Required displacement [mm]
TH30X100	30	100	110.19	24	23.35
TH30X125	30	125	88.15	30	26.10
TH30X150	30	150	73.46	36	28.59
TB27X125	27	125	113.78	25	22.97
TB27X150	27	150	94.81	30	25.17
TB30X90	30	90	196.3	18	17.49
TB30X100	30	100	176.67	20	18.44
TB30X125	30	125	141.33	25	20.61
TB30X150	30	150	117.78	30	22.58
SWB25X125	25	150	96.04	25	25.01
SWB25X150	25	175	80.07	30	27.39

$$\tau_{\text{actuator}} = F_s r \cdot \tan \alpha_p = F_s \frac{dr}{d\theta} = kf(\theta)f(\theta)' \quad (5)$$

$$F_s = kf(\theta) \quad (6)$$

$$f(\theta) = r - r_i \quad (7)$$

$$30,000 \sin \theta = kf(\theta)f(\theta)' \quad (8)$$

$$\sin \theta = f(\theta)f(\theta)' = \frac{1}{2} \left(\frac{d}{d\theta} f^2(\theta) \right) \quad (9)$$

$$\sin \theta \cong \theta - \frac{\theta^3}{3!} + \frac{\theta^5}{5!} = F_t' \quad (10)$$

$$F_t = \frac{\theta^2}{2!} - \frac{\theta^4}{4!} + \frac{\theta^6}{6!} \quad (11)$$

$$f^2(\theta) = \int 2F_t' d\theta = 2F_t \quad (12)$$

$$f(\theta) = \sqrt{2F_t} \quad (13)$$

$$f(\theta)' = \frac{\sqrt{2F_t'}}{2\sqrt{F_t}} \quad (14)$$

단순화 수식을 그대로 설계에 반영할 경우 과도한 스프링 상수와 가공 오차 미만의 미세 스프링 변위가 요구되어 구현이 불가능한 결과물을 얻게 된다. 따라서 상용 스프링을 선정하여 구현 가능하도록 스케일링 상수 a 를 사용하여 스프링 변위 함수 $f(\theta)$ 를 비율변환 스프링 변위함수 $g(\theta)$ 로 변환하였다(식(15)). 비율변환 스프링 변위함수는 스프링 변위와 스프링 상수의 비율을 조정할 수 있게 도와주는 역할을 한다.

$$g(\theta) = a \cdot f(\theta) \quad (15)$$

$$\tau_{\text{obj}} = kf(\theta)f'(\theta) = k_s g(\theta)g(\theta)' \quad (16)$$

$$a = \sqrt{\frac{30,000}{k_s}} \quad (17)$$

스프링의 설계 여유 공간을 직경 30 mm 이하, 자유길이 150 mm 이하로 설정하여 상용 스프링을 선정하였다(Table 3).¹⁹

Table 4 Design parameters data

Sign	Design parameter	Value
m_{upper} [kg]	Upper body mass	53.74
d_{upper} [mm]	Upper body COM	378.19
$a_{gravity}$ [m/s ²]	Acceleration of gravity	9.81
k [N/mm]	Temporary spring constant	30,000
k_s [N/mm]	Selected spring constant	141.33
a	Scaling constant	14.5695
r_f [mm]	Cam follower radius	8
r_b [mm]	Cam initial radius	17
α_{pmax} [°]	Cam & cam follower Maximum contact angle	30.2336
L_{teat} [mm]	Distance of loading test	153

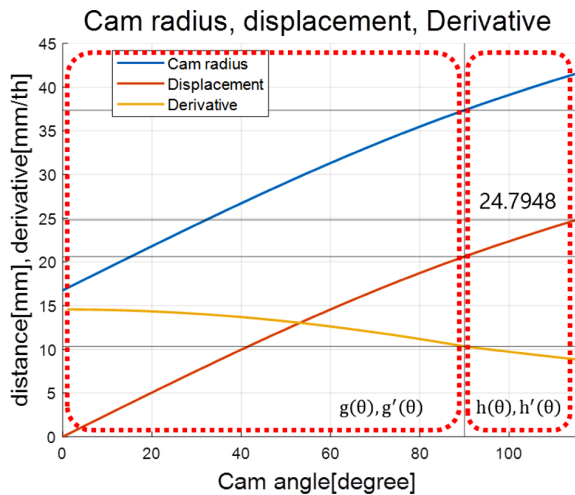


Fig. 3 Profile of cam radius, displacement, derivative about angle of cam rotation

식(13)과 식(15)를 이용하여 비올변환 스프링 변위함수 $g(\theta)$ 의 전체 변위를 유도하였으며, 각 스프링의 최대변위 조건을 고려하여 선정하였다. 치수 및 요구 변위 조건을 만족하며 추가 각도(90-115°)에서도 캠에 작용하는 스프링 힘이 손실되지 않도록 추가 변위를 만족하는 TB30X125 스프링을 선정하였다.

캠-캠 팔로워 중심거리는 식(18)과 같이 표현할 수 있으며, 식(4)와 같은 논리로 식(19)를 정리할 수 있다. 캠-캠 팔로워 접촉 각도는 최초 접촉 시 가장 크게 나타난다. 최대 접촉 각도는 30°로 권장¹⁸⁾됨을 고려하여 캠 초기 반경을 설계하였다(식(20)). 캠 팔로워 반경은 사용하는 베어링의 규격을 고려하여 8 mm로 사전 선정 후 진행하였으며, 가공 치수를 고려하여 최대 접촉

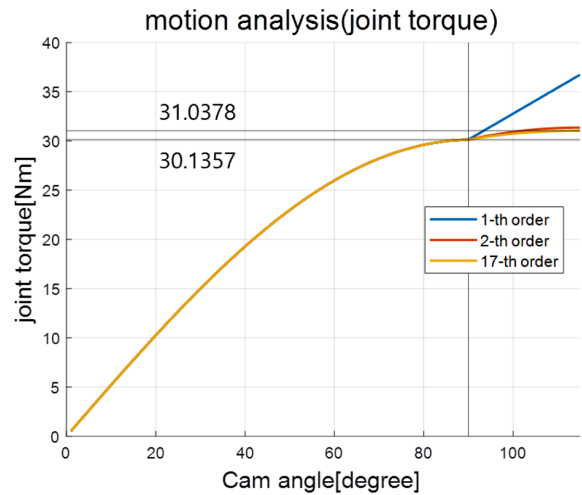


Fig. 4 Profile of cam torque about angle of cam rotation

각도를 미세 조정하였다(Table 4). Fig. 3의 좌측 영역은 이를 통해 얻은 캠 반경, 변위, 변화율 선도이다.

$$r(\theta) = r_f + r_c = r_f + r_b + g(\theta) \quad (18)$$

$$\tan(\alpha_p) = \frac{g(\theta)'}{r(\theta)} \quad (19)$$

$$r_b = \frac{g(\theta_0)'}{\tan(\alpha_{pmax})} - (r_f + g(\theta_0)) \quad \{\theta_0 = 0, g(\theta_0) = 0\} \quad (20)$$

식(21)과 식(22)와 같이 관절 각도 추가 변위 구간(90-115°)에서 일정한 수준의 변동량을 보장하는 토크 출력을 설계하기 위해 본 연구에서는 해당 구간에 대한 토크 곡선을 고차함수로 정의하였다(식(23)). 식(16)에서 볼 수 있는 특성으로 인해 토크 함수는 최고 차수가 홀수인 함수 형태가 되며, 이는 식(24)와 식(25)로 분리할 수 있다. θ_0 를 90°에서 증가시키면서 두 조건 ($h(90^\circ) = g(90^\circ)$, $h'(90^\circ) = g'(90^\circ)$)을 만족하는 b 를 유도하였고, 토크 변동량이 3% 이내에 만족하는 최소 차수 n 을 선정하였다.

$$\tau_{extend}(115^\circ) = \tau_{obj}(90^\circ) + \varepsilon \quad \{\varepsilon \leq \tau_{obj}(90^\circ) \cdot 3\%\} \quad (21)$$

$$\tau_{extend}(\theta_{i+k}) \geq \tau_{extend}(\theta_i) \quad \{90^\circ \leq \theta \leq 115^\circ\} \quad (22)$$

$$\tau_{extend}(\theta) = b_0\theta^m + b_1\theta^{m-1} + \dots + b_{m-1}\theta + b_m \quad (23)$$

$$h(\theta) = b(\theta - \theta_0)^n + h_0 \quad \{h(90^\circ) = g(90^\circ)\} \quad (24)$$

$$h'(\theta) = (n-1)b(\theta - \theta_0)^{n-1} \quad \{h'(90^\circ) = g'(90^\circ)\} \quad (25)$$

$$\tau_{obj} = \begin{cases} k_s g(\theta) g'(\theta) & \{0 \leq \theta \leq 90^\circ\} \\ k_s h(\theta) h'(\theta) & \{90^\circ \leq \theta \leq 115^\circ\} \end{cases} \quad (26)$$

$$r_c = \begin{cases} r_b + g(\theta) & \{0 \leq \theta \leq 90^\circ\} \\ r_b + h(\theta) & \{90^\circ \leq \theta \leq 115^\circ\} \end{cases} \quad (27)$$

추가 구간에서의 τ 는 $h(\theta)$ 가 고차함수가 될수록 토크 증가량이 작아지는 경향을 보였다(Fig. 4). 시뮬레이션 결과 관절 토크는 최초 30.1357 Nm (90°)에서 시작하여, $n=1$ 일 때 최대 관절

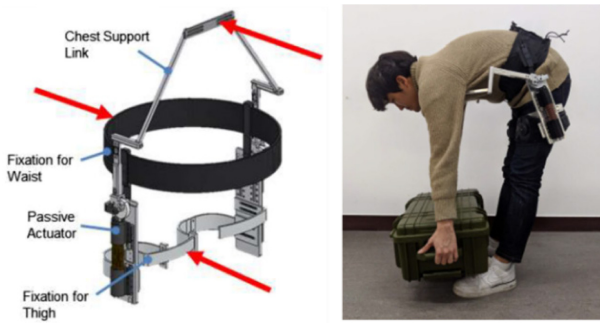


Fig. 5 Entire model of passive hip-exoskeleton. (Red-point means supporting direction of fixation) (Left), Wearing exoskeleton system (Right)

토크는 36.7342 Nm (21.8959%)으로 증가하였으며, $n = 17$ 일 때 31.0378 Nm (2.9934%)으로 증가하였다. 본 연구에서는 3% 이내에 들어오는 증가량을 유효하다고 판단하여 해당 조건을 최초로 만족하는 17차 함수를 선정했다. 최대 변위 조건 또한 24.7948 mm로 선정된 스프링의 조건을 충족하였다. Solid Works로 설계한 캠 설계데이터를 기반으로 ADAMS를 이용하여 관절 토크를 분석한 결과 고관절 각도 90° 기준 목표 토크는 30.459 Nm로 설계된 토크 함수 선도와 비교하여 1.07% 수준의 오차를 보였으며, 추가 구간에서 3.01% 증가했다.

캠 반경 곡선을 바탕으로 설계된 수동 모듈형 외골격의 구조는 Fig. 5의 좌측과 같다. 외골격에 사용된 체결부는 가슴, 아래 허리, 대퇴부 3부위에서 인체와 체결되어 3점 지지를 함으로써 근력을 지원하게 된다. Fig. 5의 우측은 수동 모듈형 외골격을 착용하여 작업 자세를 취한 모습이다.

5. 실험 및 결과

5.1 수동형 구동기 모듈 실험

제작된 수동 모듈형 외골격 시스템의 구동기에 대한 검증을 위해 Fig. 6의 왼쪽과 같이 간이 실험 장치를 구성하였다. 본 실험은 고관절을 0-90° 회전시켰을 때 구동기에서 지원하는 토크가 식(2)를 잘 따라가는지 확인하기 위한 실험으로 관절 축으로부터 특정 거리 L_{test} (식(28))에 실험중량(20 kg)을 인가하여 중력 보상 여부를 확인하여 검증하는 간이 실험이다. 실험 결과 Fig. 6의 오른쪽과 같이 임의 각도에서 중력 보상이 제대로 이뤄짐을 확인할 수 있었다.

$$30\sin\theta \text{ [Nm]} = L_{test} \times 20 \text{ [kg]} \times g_{gravity} \times \sin\theta \quad (28)$$

5.2 수동 모듈형 근력지원 시스템 실험

스투프 자세에서의 들기 작업에 대한 수동 모듈형 외골격 시스템의 효과를 비교 검증하기 위한 방법에는 EMG (ElectroMyo-Graphy), 심박수 측정 등의 방법이 있다. 가장 많이 사용되는 검증

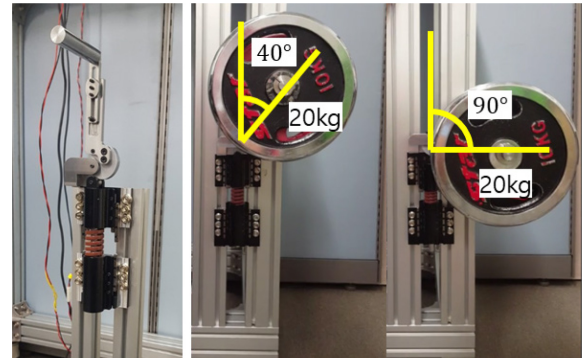


Fig. 6 Passive actuator module test, Test environment setting (Left), Actuator module test (Right)

Table 5 Modified borg scale

RPE scale	Level description
10	Feels almost impossible to keep going. Completely out of breath
9	Very difficult to maintain exercise intensity. Can barely breath and speak only a few words
7-8	Borderline uncomfortable. Short or breath, can speak a sentence
4-6	Breathing heavily, still somewhat comfortable, but becoming noticeably more challenging
2-3	Breathing heavily, still somewhat comfortable, but becoming noticeably more challenging
1	Feel like you can maintain for hours

기법인 EMG 측정 방법은 특정 자세, 임무간 가장 활성도가 높은 근육 그룹을 측정하여 비교 분석하여 검증하는 기법이다. 스투프 자세로 들기 동작을 수행하는 중에 EMG 신호를 연구한 사례²⁰에서 확인할 수 있듯이 척추의 Flexion 동작간 가장 활성도가 높은 근육은 척추기립근이다. 척추기립근은 표면 부착 EMG로 측정이 가능하나, 본 시스템의 허리 체결 조건으로 인하여 측정부의 눌림, 쓸림 현상이 발생하여 정상적인 측정이 불가능했다. 이에 본 논문에서는 심박수 측정과 Modified Borg Scale²¹ 기록 분석을 수행하였다.

심박수는 Polar H10 기기를 이용하여 측정하였으며, 실험 수행간 최대 심박수와 평균 심박수를 기록하여 비교하였다.

Modified Borg Scale은 운동 시 개별적으로 느끼는 운동 강도를 정량적으로 표시하는 기법으로 운동간 발생하는 통증을 1에서 10까지 레벨로 수치화시켜 기록하는 기법이다. 통상적인 Borg Scale Level은 Table 5를 따른다. 본 논문에서는 이를 외골격의 시스템의 효용성 및 성능 평가를 위한 지표로 이용하고자 한다.

실험 환경은 2개의 작업 선반과 1개의 낮은 작업대로 구성된 다. 2개의 선반은 동일한 높이(700 mm)를 가지며 2 m 거리를 두고 배치했다. 낮은 작업대(높이: 250 mm)는 두 선반 중간 위치에 배치했다(Fig. 7).

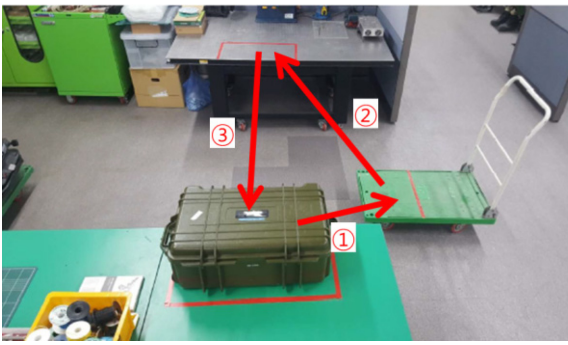


Fig. 7 Picture of environment for experiment

Table 6 Increases of each parameter from starting heart rate of subjects

	Without exoskeleton					With exoskeleton				
	A	B	C	D	E	A	B	C	D	E
1	97	166	69	147	50	96	142	46	131	35
2	98	154	56	138	40	99	142	43	124	25
3	78	133	55	123	45	71	114	43	104	33
4	87	159	72	134	47	73	137	64	114	41
5	80	156	76	137	57	98	142	44	120	22
Avg.	-	-	65.6	-	47.8	-	-	48	-	31.2

A: Resting heart rate
 B: Maximum heart rate
 C: Increased maximum heart rate (B-A)
 D: Average heart rate
 E: Increased average heart rate (D-A)
 Unit: bpm

실험 시나리오는 산업 노동자의 중량물 이송 작업(들기, 이동시키기, 내려놓기)을 재현하기 위해 15 kg의 중량물을 이송하는 작업을 다음 순서대로 진행했다. 1) 선반에 있는 중량물을 1 m 높이로 들어 올린 후 낮은 작업대로 이동시켜 내려놓는다. 2) 낮은 작업대의 중량물을 들어 맞은편 선반에 이동시켜 내려놓는다. 3) 다시 중량물을 들어 처음 중량물이 위치했던 선반으로 이동시켜 내려놓는다. 실험은 세 루틴을 하나의 세트로 설정하였으며, 한 세트를 20초마다 수행하여 총 10분간 실험하였다. 실험 중 Borg Scale 레벨이 9에 도달할 경우 실험자의 안전을 위해 중단하였다. 수동 모듈형 외골격의 유효성을 판단하기 위해 착용, 미착용 상태로 나눠서 실험을 수행하였으며, 각 실험은 상호 영향을 줄 수 없도록 1시간 이상의 간격을 가졌으며, 임의의 건강한 성인 남성 5명을 대상으로 수행하였다.

외골격 착용/미착용 상태의 심박수 측정 결과는 Table 6과 같다. 각 피험자별 초기 심박수가 다르기 때문에 비교를 위해 최대 심박수 변화량과 평균 심박수 변화량을 Fig. 8에 정리하였다. 실험 결과 최대 심박수 변화량의 평균은 외골격 착용 전 65.6 bpm (75%)에서 외골격 착용 후 48 bpm (57%)으로 감소하였으며, 평균 심박수 변화량은 47.8 bpm (55%)에서 31.2 bpm (37%)

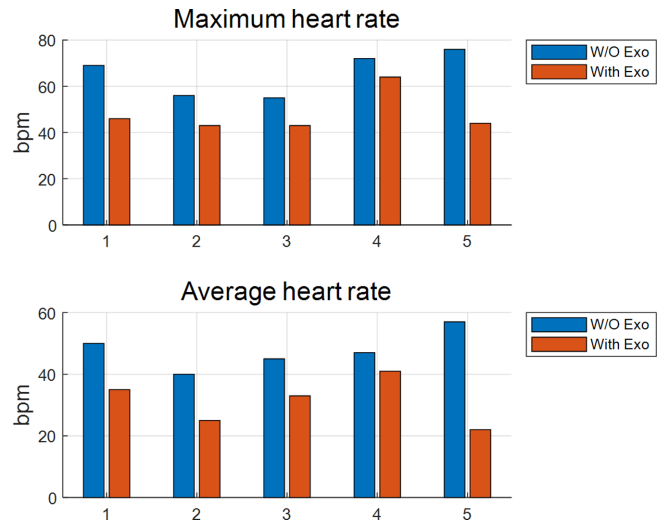


Fig. 8 Heart rate change before and after using exoskeleton (Maximum heart rate increase (Top), Average heart rate increase (Bottom))

Table 7 Result of borg scale

	Borg scale level		Painful area	
	With Exo.	W/O Exo.	With Exo.	W/O Exo.
1	4	8	K	L, A, K
2	7	8	A	L, A
3	5	7	A, K	L, K
4	6	8	A	L
5	7	9	A	L

A: Arm, K: Knee, L: Lumbar

으로 감소하였다.

Borg Scale 측정 결과는 Table 7과 같다. 모든 피실험자의 Borg Scale Level은 외골격 착용 시 낮은 것을 볼 수 있다. 이는 외골격이 골반 및 허리의 근력을 충분히 보조하고 있음을 나타내는 지표로 볼 수 있다. 외골격을 착용함에도 불구하고 무릎, 팔에서 통증이 느껴진 것은 해당 시스템이 목표로 하는 지원 부위가 허리로 제한되어 나타난 현상이다.

6. 결론

본 논문에서는 산업 노동자에게서 흔히 발생하는 근골격계 질환 중 높은 비율을 차지하는 요추 질환을 예방하기 위해 고관절 및 허리의 근력을 지원해주는 수동 모듈형 외골격 시스템을 연구했다.

캠-스프링 메커니즘을 이용한 수동형 구동기를 설계, 제작하여 모듈형 외골격을 제작하였으며, 심박수 측정, Borg Scale Test를 통해 외골격 착용자에 미치는 영향을 측정하였다.

실험 결과 수동 모듈형 고관절 외골격을 착용한 모든 피실험

자는 착용하지 않았을 때와 비교하여 낮은 심박수 증가량, 낮은 수준의 Borg Scale Level을 나타냈다. 이를 통해 수동 모듈형 외골격의 유효성을 검증하였다.

본 시스템은 허리 모듈형 외골격 특성상 타 부위에 대한 근력 지원이 고려되어 있지 않다. 이에 따라 산업 노동자의 개별 작업 특성을 고려하여 추가적인 모듈형 외골격을 연구하여 조합하는 연구가 필요할 것으로 보인다.

REFERENCES

1. Korea Occupational Safety and Health Agency, "Industrial Accident Report Statistical Report (2014)," <https://www.kosha.or.kr/kosha/data/industrialAccidentStatus.do?mode=view&articleNo=347598&article.offset=20&articleLimit=10> (Accessed 14 DECEMBER 2020)
2. Mohammed, S., Amirat, Y., and Rifai, H., "Lower-Limb Movement Assistance through Wearable Robots: State of the Art and Challenges," *Advanced Robotics*, Vol. 26, Nos. 1-2, pp. 1-22, 2012.
3. Zoss, A., Kazerooni, H., and Chu, A., "On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," *Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3465-3472, 2005.
4. Bogue, R., "Exoskeletons and Robotic Prosthetics: A Review of Recent Developments," *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 36, No. 5, pp. 421-427, 2009.
5. CYBERDYNE, "HAL Lumbar Type for Labor Support," https://www.cyberdyne.jp/english/products/Lumbar_LaborSupport.html (Accessed 14 DECEMBER 2020)
6. ATOUN, "Atoun Model Y," <https://powered-wear.com/index.html> (Accessed 31 DECEMBER 2020)
7. German Bionics, "Stuttgart Airport," <https://www.germanbionics.com/en/home/> (Accessed 14 DECEMBER 2020)
8. INNOPHYS, "Muscle Suit," <https://innophys.jp/en/product/standard/> (Accessed 14 DECEMBER 2020)
9. Suit-X, "backX," <https://www.suitx.com/backx> (Accessed 14 DECEMBER 2020)
10. Laevo, "Laevo V2," <https://www.laevo-exoskeletons.com/en/laevo-v2> (Accessed 31 DECEMBER 2020)
11. UPR, "Assist Suit Lineup," <https://www.upr-net.co.jp/suit/agri/> (Accessed 14 DECEMBER 2020)
12. Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., and Arjmand, N., "Analysis of Squat and Stoop Dynamic Liftings: Muscle Forces and Internal Spinal Loads," *European Spine Journal*, Vol. 16, No. 5, pp. 687-699, 2007.
13. Pavlova, A. V., Meakin, J. R., Cooper, K., Barr, R. J., and Aspden, R. M., "Variation in Lifting Kinematics Related to Individual Intrinsic Lumbar Curvature: An Investigation in Healthy Adults," *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, Vol. 4, No. 1, Paper No. e000374, 2018.
14. Size Korea, "7th Human Body Measurement Survey (2015)," <https://sizekorea.kr/page/report/1> (Accessed 31 DECEMBER 2020)
15. Park, S., Park, S., and Hwang, M., "Research on Biomechanics of Korean Body Segments," *Ergonomics Society of Korea*, Vol. 1, pp. 291-300, 1995.
16. Lim, D., Kim, W., Lee, H., Kim, H., Shin, K., et al., "Development of a Lower Extremity Exoskeleton Robot with a Quasi-Anthropomorphic Design Approach for Load Carriage," *Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 5345-5350, 2015.
17. Korea Occupational Safety and Health Agency, "A Study on Development of Safe Load Limits and Safe Work Models for Manual Materials Handling," <https://www.kosha.or.kr/kosha/researchField/researchReportSearch.do?mode=view&articleNo=62679&article.offset=0&articleLimit=10&srSearchVal=%EC%9D%B8%EB%A0%A5%EC%9A%B4%EB%B0%98> (Accessed 14 DECEMBER 2020)
18. Rothbart, H. A., and Klipp, D. L., "Cam Design Handbook," *Journal of Mechanical Design*, Vol. 126, No. 2, pp. 375-375, 2004.
19. Misumi, "Strong Spring List," <https://kr.misumi-ec.com/vona2/result?Keyword=%ea%b0%95%eb%a0%a5%20%ec%8a%a4%ed%94%84%eb%a7%81&searchFlow=suggesthistory> (Accessed 31 DECEMBER 2020)
20. Hagen, K. B., Hallen, J., and Harms-Ringdahl, K., "Physiological and Subjective Responses to Maximal Repetitive Lifting Employing Stoop and Squat Technique," *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Vol. 67, No. 4, pp. 291-297, 1993.
21. Kendrick, K. R., Baxi, S. C., and Smith, R. M., "Usefulness of the Modified 0-10 Borg Scale in Assessing the Degree of Dyspnea in Patients with COPD and Asthma," *Journal of Emergency Nursing*, Vol. 26, No. 3, pp. 216-222, 2000.



Hyun Gi Moon

Ph.D. candidate in the Department of Mechanical Engineering, Hanyang University. His research interest is design of exoskeleton system.

E-mail: ahskem@naver.com



Jun Kyou Nho

Ph.D. candidate in the Department of Mechatronics Engineering, Hanyang University. His research interest is human motion analysis.

E-mail: nojkyyu@gmail.com



Jin Hyeon Jeong

Department of Interdisciplinary Engineering Systems, Hanyang University. His research interest is design of exoskeleton system.

E-mail: sive528@hanyang.ac.kr



Sang Keun Lee

Ph.D. candidate in the Department of Mechatronics Engineering, Hanyang University. His research interest is human motion analysis.

E-mail: daum2363@gmail.com



In Hyuk Baek

Ph.D. candidate in the Department of Mechatronics Engineering, Hanyang University. His research interest is human motion analysis.

E-mail: inhyuk0702@gmail.com



Chang Soo Han

Professor in the Department of Robot Engineering, Hanyang University. His research interest is exoskeleton system.

E-mail: cshan@hanyang.ac.kr