

요부 안정화를 위한 복대형 입는 로봇 개발

Development of Brace-type Wearable Robot for Lumbar Stabilization

김주완¹·심재훈¹·김기원²·정선근³·박재흥[†]

Joowan Kim¹, Jaehoon Sim¹, Keewon Kim², Sungun Chung³, Jaeheung Park[†]

Abstract: An abdominal brace is a recommended treatment for patients with lumbar spinal disorders. However, due to the nature of the static brace, it uniformly compresses the lumbar region, which can weaken the lumbar muscles or create a psychological dependence that worsens the condition of the spine when worn for an extended period of time. Due to these issues, doctors limit the wearing time when prescribing it to patients. In this paper, we propose a device that can dynamically provide abdominal pressure and support according to the lumbar motion. The proposed device is a wearable robot in the form of a brace, with actuators and a driving unit mounted on the brace. To enhance wearability and reduce the weight of the device, worm gears actuator and a multi-pulley mechanism were adopted. Based on the spinal motion of the wearer measured by the Inertia measurement unit sensors, the drives wire by driving pulley, which provide tension to the multi-pulley mechanism on both sides, dynamically tightening or loosening the device. Finally, the device can dynamically provide abdominal pressure and support. We describe the hardware and system configuration of the device and demonstrate its potential through basic control experiments.

Keywords: Wearable Robot, Lumbar Stabilization, Abdominal Pressure

1. 서 론

요통(Low back pain)은 몸통의 요추 부위에서 발생하는 통증으로, 요추(Lumbar)의 범위는 12번째 갈비뼈 아래부터 골반 뼈까지며 5개의 요추 뼈와 제1천추가 포함된다. 전세계 약 70~80%의 인구가 해당 질환을 겪으며 35세부터 80세까지 나이에 따라 유병률이 높아지는 질환이다^[1]. 요통의 원인은 심인성, 신경성, 척추성, 혈관성 및 내장기성 등 다양한 영향을 받

는 것으로 보고된다^[2]. 또한 질병으로 인한 요통도 발생하는데 외상, 종양, 염증, 디스크 탈출 등이 원인으로 꼽히고 있다^[3].

요통의 치료는 크게 수술적 치료와 비수술적 치료로 나뉘는데 대부분의 통증에 대해 의학계는 부작용이 적은 비수술적 치료를 권장한다. 비수술적 치료, 즉 보존적 치료 방법 중에서는 접근이 쉽고 부작용이 적은 요부 재활운동(Lumbar stabilization exercise)과 요추 보조기(Lumbar brace)를 주로 권유한다. 이중 요추 보조기는 허리 보호대(Lumbar brace), 복대(corset), 요추 보조기(Lumbosacral orthosis)라고 불리기도 하며 허리 부위의 외부에 착용하는 웨어러블 디바이스를 지칭한다^[4].

요추 보조기는 재질에 따라 세분화되는데 치료 목적에 따라 연성(Flexible), 반강성(Semi-rigid), 강성(rigid)으로 나뉘고 일반적으로 일상생활에서 많이 사용되는 요추 보조기는 연성의 유연한 재질로 구성되어 있다. 요추 보조기는 손상된 부위의 근육이나 관절을 보호하고 체간을 지지하며, 근육의 이완과 통증의 경감하는 효과가 있다. 역학적 기능으로는 요추 보조기를 착용함으로써 복압이 증가하여 요천추부에 인가되는 부하를 감소시킴과 동시에 디스크 내부의 압력을 감소시킨다^[5].

Received : Apr. 10. 2023; Revised : Apr. 28. 2023; Accepted : May. 1. 2023

1. PhD Candidate, Graduate School of Convergence Science and Technology, Seoul National University, Seoul, Korea (infieter, simjeh@snu.ac.kr)

2. Professor, Co-Corresponding author: Department of Rehabilitation Medicine, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea (keewonkimmd@gmail.com)

3. Professor, Department of Rehabilitation Medicine, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea (suncg@snu.ac.kr)

† Professor, Corresponding author: Graduate School of Convergence Science and Technology, Seoul National University, Seoul, Korea; Advanced Institutes of Convergence Science and Technology, Suwon, Korea (park73@snu.ac.kr)

하지만 요추 보조기의 이러한 효과에도 부작용과 단점이 존재하는데 이는 아래와 같다:

기존의 요추 보조기는 정적인 특성을 가진 보조기로써 착용자의 움직임과 상관없이 일률적으로 복압을 제공해 주어 가동 범위를 제한한다⁶⁾. 척추 수술 및 회복으로 척추체를 고정해야 하는 환자들은 가동 범위 제한이 회복의 이점으로 작용하지만, 요통 환자나 일반인이 착용했을 때는 척추의 움직임을 방해하고 일상생활에 불편함을 초래한다.

또한 요추 보조기의 장시간 착용은 요추를 가동하고 지탱하는 근육과 연부 조직의 위축과 약화를 유도하며, 보조기에 대한 의존도를 높여 오히려 요추의 상태를 악화시킨다⁷⁾. 이러한 문제로 의료계에서 보조기 처방을 내릴 때는 착용 시간을 제한하고 지속적인 진단 및 모니터링이 필요한 실정이다.

마지막으로 요추 보조기는 착용을 통해 요추에 인가되는 부담을 고관절과 같은 기타 부위에 전이시켜 그 부하를 줄이는데, 장시간 착용 시 부하가 전이된 부위의 마찰로 인한 손상 및 국소 통증을 일으키며 이런 문제를 해결하려면 착용시간을 제한할 수밖에 없다⁸⁾.

요추 보조기의 본질적인 문제는 착용자의 척추 움직임 및 상태와 상관없이 일률적으로 압박력을 제공하는 것에 있으며, 이러한 문제를 해결하기 위해서는 착용자의 척추 움직임에 따라 복압 및 지지력을 동적으로 제공해 주는 것이 근본적인 문제를 해결할 수 있는 솔루션이다.

척추를 위한 착용형 로봇 연구는 상하지 착용형 로봇 연구에 이어 근래에 여러 연구 및 개발이 이루어지고 있다. 척추 착용형 입는 로봇 연구는 산업 보조용 위주로 개발이 진행되고 있으며, 특징은 고관절의 회전을 보조하고 요추 부위는 강제로 보고 고정하는 점이다⁹⁾. 요추를 고려한 연구는 그 수가 적으며 아래와 같은 연구들이 있다. 첫 번째 연구로 플렉시블 빔(Flexible beam)과 클러치(Clutch)를 사용하여 착용자의 굴곡(Flexion)과 신전(Extension)을 돕는 로봇이 제안되었다¹⁰⁾. 이와 비슷한 패시브 구조를 사용한 연구로, 선형 스프링을 사용하여 패시브(Passive)하게 고관절의 움직임을 흉추의 당김과 요추의 누름 방향으로 전환하여 요추 움직임을 보조하는 연구가 있다¹¹⁾. 마지막으로 척추의 형상을 모사하여 제작한 구조물을 케이블로 구동하여 이를 착용해 척추 전체의 굴곡과 신전을 돕는 장치가 제안되었다¹²⁾. 선행 연구들에서 볼 수 있듯이, 대부분의 연구는 척추의 힘 보조에 초점이 맞춰져 있고, 척추체 간 수직 방향의 압박력(Compressive force)과 수평 방향의 전단력(Shear force)까지 고려한 연구는 드물다. 이러한 부분을 고려하지 않을 경우 노약자 혹은 요통 환자가 착용했을 때 요통 증가 등 부작용으로 작용할 수 있다.

본 연구에서는 착용자의 요추 움직임에 따라 동적으로복압 및 지지력을 요부에 제공해 주는 복대 형태의 입는 로봇 시스템

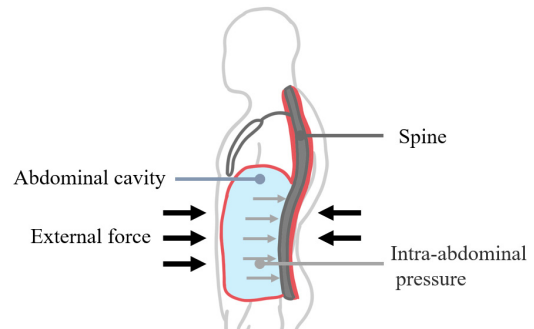
을 제안한다. 복압 및 지지력을 제공하는 보조 힘은 척추체 간의 압박력과 전단력을 감소시키기 때문에, 노약자 및 요추 환자가 척추체의 손상을 최소화하면서 보조 힘을 제공 받을 수 있는 특징이 있다. 제안된 장치는 기존의 요추 복대의 형상을 기준으로, 액추에이터와 구동부를 복대에 적용하여 동적으로 장치를 구동하게 된다. 장치의 착용감과 경량화를 위해 웹 기어를 적용하였고, 모터 구동을 통해 최종적으로 와이어 풀리를 구동하게 된다. 액추에이터를 통해 구동되는 와이어는 착용자 기준 양쪽에 있는 멀티 폴리 메커니즘을 경유하게 되는데, 와이어가 풀리거나 당겨지면서 해당 메커니즘의 변위를 발생시켜 장치 전체를 복부와 배부 방향으로 움직이게 하고, 이를 통해 착용자에게 동적인 복압과 지지력을 제공해 주게 된다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 제안된 장치의 하드웨어에 관해 설명하며, 순차적으로 개념 설계, 설계 구현 및 하드웨어와 연계된 구동부와 측정부를 소개한다. 3장에서는 착용자의 척추 움직임을 측정하기 위한 방법 그리고 제안된 장치의 제어기에 관해 기술한다. 4장에서는 제안된 장치의 구동 성능 평가 및 장/단점 분석을 담고 있으며, 5장에서 본 논문을 결론짓는다.

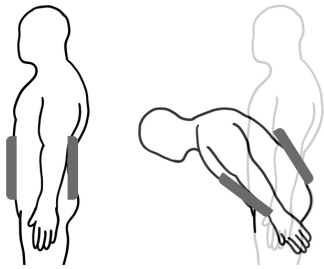
2. 복대형 입는 로봇 개발

2.1 복부 압박 개념 설계

장치의 개발 목표는 착용자 움직임에 따라 정량적으로 복압과 지지력을 제공해 주는 것에 있고, 두 가지 사항을 고려해야 한다: 첫 번째는 척추체 간의 압박력과 전단력을 고려하여 복압 및 지지력을 제공해주는 것인데, 복부의 근골격 특성상, 장치에서 인가되는 보조 힘의 방향이 복부 및 척추와 수직 선상에 있어야 한다. 이러한 방향 설정은 외력을 받아 증가된 복압이 척추 부위로 전달되어 척추 체간의 압박력과 전단력을 감소시키기 때문이다. 즉 장치의 외력 인가 방향은 복부와 배부에서 몸통으로 힘을 인가하는 것이다[Fig. 1]. 두 번째는 착



[Fig. 1] Improvement of spinal stability when external force is applied to the abdomen



[Fig. 2] Arrangement of assistive device structure according to lumbar spine motion

용자가 작은 범위 내에서 요추를 가동할 때, 장치로 인한 움직임에 대한 제한을 줄이는 것이다. 척추의 주된 움직임은 굴곡-신전 방향이기 때문에, 장치의 보조 힘을 제공하지 않을 때 이 방향의 움직임이 자유로워야 한다. 이러한 특징을 고려하여, 제안된 장치는 복부와 배부에 연성 재질로 구성하여 앞뒤로 배치하고, 이 두 파트를 연결하는 측면부는 폴리 메커니즘을 사용하여 움직임 제한을 최소화하였다[Fig. 2].

2.2 복대형 입는 로봇 설계

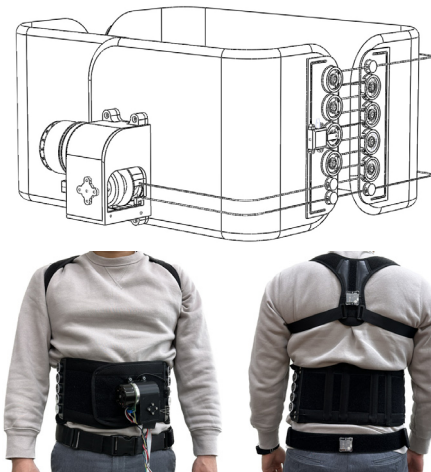
2.2.1 복대 형상 및 구조

개발된 입는 로봇은 착용성의 용이성을 위해 기존 허리 보호대 형상을 차용하여 좌우 양쪽 날개 및 배부 패널로 구성되어 있고, 배부를 등 쪽으로 위치한 후 복부를 양쪽 날개로 감싸 벨크로로 고정하는 구조로 되어 있다. 착용부는 의료용 보조기와 같은 패브릭 소재를 사용하여, 몸과 접촉하는 표면의 전달력을 고르게 분산시키고 복부를 돌려로 원형 압력을 가하도록 설계 제작하였다¹³⁾.

구동부는 액추에이터와 멀티 폴리 메커니즘으로 구성되어 있고, 모터와 기어를 제외한 모든 파트를 Poly Lactic Acid (PLA) 재질로 제작하여 장치의 경량화를 진행하였다. 앞서 설명한 것과 같이 멀티 폴리 메커니즘은 착용자 기준 양측에 배치하였으며, 착용했을 때 체감되는 무게를 줄이기 위해 액추에이터는 복부 하단에 위치시켜 체감 무게를 줄였다. 로봇의 착용부 무게는 1.15 kg이며, 로봇의 전체 크기는 폭 100 cm, 높이 20 cm이다. 제안된 로봇의 디자인과 착용 예시는 [Fig. 3]과 같다.

2.2.2 와이어 구동을 위한 액추에이터

제안된 로봇은 와이어를 액추에이터로 구동하고 와이어의 장력이 멀티 폴리 메커니즘에 전달되어 전체적인 장치의 구동을 구사하고 있다. 액추에이터에 사용된 모터는 홀센서와 엔코더가 내장된 200 W BLDC 모터(Maxon, EC60 flat)이며 액추에이터의 설계 목표는 큰 출력을 내면서 무게와 크기를 최소화하는 것이다. 또한 전력 소비를 줄이고 구동의 안정성을 높



[Fig. 3] Examples of wearing the proposed robot (front and back)

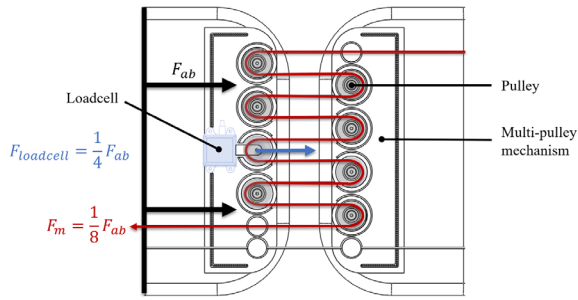
[Table 1] The specifications of the actuator

Specification	Value
Rated power	200 W
Stall torque	401 mNm
Worm gear ratio	30:1
Output pulley radius	1.5 cm

이기 위해 역 구동성이 불가능한 구조로 설계되어야 한다. 이러한 특성을 가지기 위해 모터 출력단에 워م 기어를 적용하였으며, 모터가 워م 기어를 구동하고 워م 기어가 워 휠을 구동함에 따라 워 휠과 연결된 와이어 구동 풀리가 회전하여 와이어가 당겨지거나 풀리게끔 설계하였다. 워م 기어의 기어비와 풀리 사이즈 구성으로 최종적인 기어비는 45:1이며, 뒷부분에서 설명할 멀티 폴리 메커니즘에서 추가로 힘을 증폭시켜 착용자에게 복압과 지지력을 제공한다. 액추에이터의 사양은 [Table 1]에 정리하였다.

2.2.3 멀티 폴리 메커니즘

양쪽 측면에 배치한 멀티 폴리 메커니즘은 와이어가 풀려 있을 때 착용자의 굴곡-신전 움직임을 더욱 자유롭게 하고, 와이어가 당겨질 때 서로 조여져서 착용자에게 복압과 지지력을 제공해 주기 위해 사용되었다. 해당 메커니즘의 특징은 액추에이터의 구동 와이어가 좌우 양측을 모두 경유하여 액추에이터 구동에 따라 좌우 양측이 동기화된 구동이 가능하며, 도르래 메커니즘과 같은 원리로 구동 힘 증폭이 가능한 것에 있다. 복대 좌우 양측 각 8개의 풀리를 적용하였고, 도르래의 원리에 따라 와이어의 장력은 8배 증폭되어 착용자 복부에 인가되게 된다. [Fig. 4]는 로봇의 좌측 예시도로, 빨간색 화살표는 액추에이터에서 인가되는 와이어 장력 F_m 을 의미하고, 검은색 선은 최종적으로 복부에 인가되는 장력 F_{ob} 를 의미한다. 도르래의 증폭



[Fig. 4] Static analysis of multi-pulley mechanism

원리에 따라 와이어 장력과 복부 인가 장력은 $F_m = \frac{1}{8} F_{ab}$ 으로 표현할 수 있다.

2.3 로드셀을 활용한 착용자 복압 측정

제안된 로봇은 착용자에게 동적으로 복부 압력을 제공해주는 것이 목표이므로, 착용자의 현재 복압을 측정해야 한다. 착용자의 복압을 측정하기 위해 로드셀(Dacell, UU74)를 사용하였다. 해당 센서는 최대 200 N까지 측정할 수 있으며 센서를 앰프 모듈에 연결하여 아날로그 신호를 0~5V 전압 값으로 변환하고, 모터 컨트롤러(Maxon, EPOS 4 Ethercat 50/15)의 아날로그 입력에 연결하여 데이터를 취득한다. 로드셀은 로봇의 좌측 중간에 위치해 있으며 와이어가 경유하는 하나의 풀리에 연결되어 풀리에 인가되는 와이어 장력을 측정한다[Fig. 4].

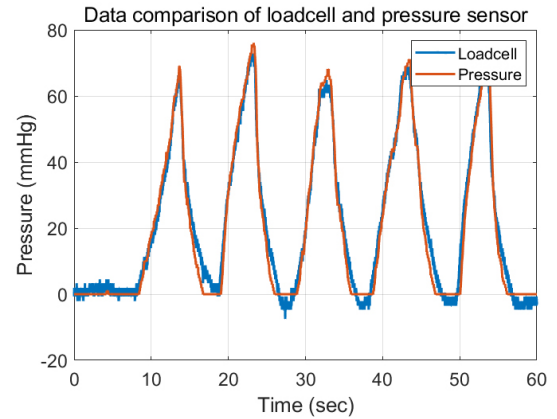
해당 풀리는 2개 와이어의 장력을 인가받음으로 로드셀에서 측정된 값과 복부에 인가되는 장력은 $F_{loadcell} = \frac{1}{4} F_{ab}$ 의 관계를 가지게 된다. 또한 로드셀에서 측정된 값은 장력으로, 복부에 인가되는 압력 값이 아니기에 추가적인 계산이 필요하다.

복부에 인가된 압력을 계산하기 위해, 모델링을 구형으로 단순화하여 영-라플라스 법칙(Young-laplace's law)을 적용한다. 이 법칙은 닫힌 유체 멤브레인의 내 외부 압력차이와 멤브레인에 작용하는 장력의 관계를 나타내는데, 수식은 다음과 같다:

$$P_\alpha - P_\beta = \frac{2F_t}{R} \quad (1)$$

식(1)에서 P_α 와 P_β 는 표면의 내부압력과 외부압력이고, R 은 곡률의 반지름을 나타내며, F_t 는 멤브레인의 장력을 나타낸다. 이 식에 따르면 멤브레인의 외부압력이 항상 내부 압력보다 크다는 것을 의미한다.

복부를 원통형으로 가정하고, 로봇을 착용함으로써 발생하는 복압에 대해 식(1)을 변형하면 다음과 같다¹⁴⁾.



[Fig. 5] Comparison of abdominal pressure measured by pressure sensor and proposed robot

$$P_{ab} = \frac{K \cdot n \cdot F_{ab}}{L_{ab} \cdot L_{width}} \quad (2)$$

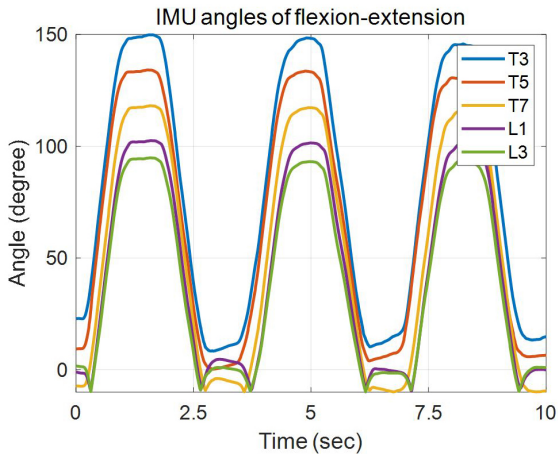
식(2)에서 P_{ab} 는 복부에 인가되는 압력을 나타내며, K 는 측정된 물리량을 의학적인 단위(e.g., mmHg, cm, Kgf)로 변환하는 상수 값이고, n 은 보조기의 레이어 수, F_{ab} 는 복부의 장력을 의미한다. 분모의 L_{ab} 와 L_{width} 는 각각 복부의 둘레와 보조기의 넓이를 의미한다. 제안된 로봇이 하나의 레이어($n=1$)를 가진다고 가정하면 K, L_{ab}, L_{width} 는 상수이기에 최종적으로 액추에이터에서 인가되는 와이어 장력을 통해 복부에 인가되는 복압을 환산할 수 있다.

로드셀로 추정된 복부 압력 값을 검증하기 위해 기 개발된 복압 센서를 복부에 착용하여 복부 압력을 측정하였다¹⁵⁾. 검증 실험은 복압 센서와 로봇을 동시에 착용한 다음, 복부를 10초의 한 사이클로 팽창 및 수축시켜 총 5번 연속으로 수행하였다. 실험 참가자의 신체 사이즈는 키 179 cm, 몸무게 78 kg, BMI 24.3 kg/m², 복부 둘레 98 cm로 요통이 없는 건강한 대상으로 실험을 진행하였다. 반복 실험을 통해 로봇에서 추정된 압력 값과 압력센서의 압력 값의 평균 제곱근 오차(RMSE)는 3.534 mmHg (0.47 kPa)로 나타났다[Fig. 5]. 실험 결과를 통해 로봇의 로드셀을 통해 복부 압력을 측정할 수 있음을 입증하였고, 추정된 복압 값은 복압 프로파일을 추정하는 제어기에 서 펌프 값으로 사용하였다.

3. 척추 움직임 측정 및 제어기

3.1 척추 움직임 측정

제안된 장치를 구동하기 위해서는 착용자의 척추 움직임 측정이 필요하다. 웨어러블 형태로 착용자 신체에 부착하여

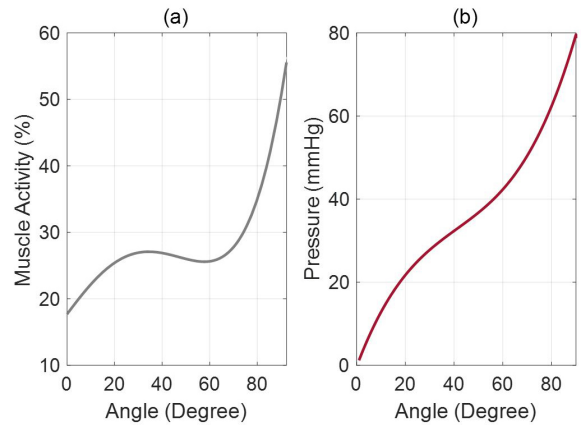


[Fig. 6] Comparison of IMU angles attached at different spine locations during flexion-extension movement

동작 의도 파악하는 방법으로는 근전도, 압력, IMU (Inertia measurement unit) 센서 등이 있고, 착용의 용이성을 위해 본 연구에서는 IMU 센서(E2box, EBIMU-9DOFV5)를 사용하였다. 척추의 상대적인 움직임을 측정하기 위해 두 개의 센서를 사용하였고 두개의 센서 값을 하나의 무선 리시버로 수신 시 1000 Hz의 샘플링 레이트(sampling rate)로 데이터를 취득할 수 있다. 센서 위치 선정은 척추의 여러 부위에 센서를 부착한 후 최대 굴곡-신전 파일럿 실험을 진행한 후 실험 결과에 따라 결정하였다. 해당 실험은 5개의 IMU 센서를 각각 3번 흉추(T3), 5번 흉추(T5), 7번 흉추(T7), 1번 요추(L1), 3번 요추(L3)에 부착한 후 진행했으며, 착용자가 최대 동작 범위 내의 굴곡과 신전을 3초에 한 사이클로 3번 반복 수행하여 데이터를 얻었다. 실험을 진행한 결과, 5번 흉추 IMU의 변위 시작 시점이 다른 위치의 센서들보다 굴곡 시 10ms~150ms 선행되어 측정되었고, 신전 시 45ms~80ms 빠르게 동작을 측정하였다[Fig. 6]. 최종적으로 센서 부착 위치를 5번 흉추로 정하고 상대 각도 계산을 위해 2번 천추에도 IMU 센서를 배치하여 벨트를 통해 센서들이 해당 위치에 고정되도록 하였다. 이렇게 구한 요추의 상대 각도를 장치의 제어 입력으로 사용하였다.

3.2 척추 변위 - 복압 프로파일

제안된 로봇은 장치를 통해 착용자의 복압을 제어함으로써 지지력을 제공해 주는 것을 목표로, 착용자의 척추 움직임에 따른 목표 압력 값을 알아야 한다. 각도에 따른 적절한 복압 값에 대한 선행 연구가 없으므로, 우리는 파일럿 연구로 요추 각도에 따른 요추 주변근 활성화 정도 변화를 참고하여 변위-복압 프로파일을 생성하였다¹⁶⁾. 요추의 굴곡-신전 움직임에 관여하는 근육은 복직근(Rectus Oblique), 외복사근(External Oblique)와 척추 기

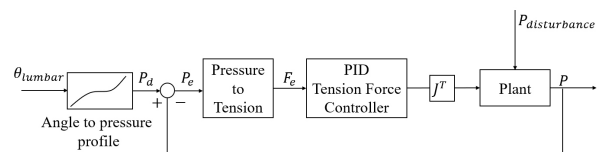


[Fig. 7] Angle to abdominal pressure profile (a) Referenced erector spinae muscle activity profile as angle changes (grey line), (b) Proposed profile of abdominal pressure as angle changes (red line)

립근(Erector Spinae)로 구성되어 있으며, 굴곡 시 복직근과 외복사근이 활성화되지만 움직임의 방향과 중력 방향이 같으므로 굴곡 시 근육에 대한 부하가 적고 근 활성화도도 낮다. 이에 반해 신전 동작은 중력과 반대되는 방향으로 움직임이 발생하므로, 척추 기립근이 활성화되고 근육에 대한 부하가 상대적으로 큰 편이다. 따라서, 척추 변위-복압 프로파일의 형상은 각도에 따른 척추 기립근의 근활성도 형상을 참고하여 3차 함수 프로파일을 구성하였다[Fig. 7]. 여기서 각도 0도는 기립 자세를 의미하며 착용자가 상체를 굽힘에 따라 각도가 증가하게 된다.

3.3 복압 제어를 위한 제어기

착용자의 복압을 조절하기 위해 [Fig. 8]과 같은 제어기를 구성하였다. 앞서 3.2장에서 설명했던 대로 2개의 IMU를 통해 착용자 척추의 상대 각도를 측정하고, 이를 각도-복압 프로파일을 통해 목표 복압 값으로 변환한다. 이렇게 계산된 목표 복압 값과 로드셀에서 측정된 현재 복압 값의 차이를 P_e 로 구성하여, 이를 2.3장에 설명한 압력-장력 변환 관계를 토대로 와이어 장력 오차 F_e 로 환산하게 된다. 추가로 J^T 는 힘을 토크로 변환하는 자코비안으로 여기서는 와이어 구동 풀리의 반지름이다. F_e 는 최종적으로 비례적분미분(PID) 제어기를 통해 오차를 감소시키는 방향으로 액추에이터를 토크 제어함으로써



[Fig. 8] PID tension force controller for abdominal pressure adjustment

목표 복압을 추종할 수 있다. 제안된 장치의 플랜트는 로봇과 사람이 결합된 형태로, 복부의 특성이 사람마다 다르고 모델링하기 쉽지 않으므로, 실험적인 방법을 통하여 PID의 각 게인을 설정하였고, 과도한 오차 누적을 방지하기 위해 적분 누적 방지법(anti-wind up)을 적용하였다. PID의 게인값은 각각 $K_p=8.0$, $K_i=3.0$, $K_d=2.0$ 으로 설정하였고, PID 제어기 수식은 아래와 같다:

$$F_u(t) = K_p F_e(t) + K_i \int_0^t F_e(t) dt + K_d \frac{dF_e}{dt} \quad (3)$$

이렇게 구성된 제어기로 제안된 장치를 구동할 수 있으며 착용자의 복압을 요추 움직임에 따라 정량적으로 제공해 줄 수 있다. 제어기를 통한 장치의 제어 성능 평가 및 실험은 4장에 기술하였다.

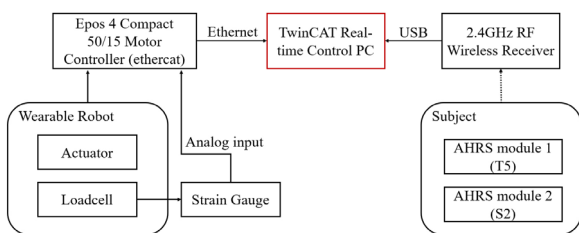
4. 실험 및 결과

4.1 전장부 구성

제안된 로봇의 구동을 위해 전장부는 다음과 같이 구성하였다. 센서 데이터의 수집과 로봇의 구동은 제어 PC (i5-1240P, 16G)을 통해 수행하였고, TwinCAT 3을 통해 1000 Hz 주기의 데이터 계측 및 제어를 수행하였다. 착용자의 요추 움직임을 측정하는 2개의 IMU 센서는 2.4GHz 무선 수신기를 통해 제어 PC에 전송된다. 제어 PC는 이더넷(EtherCAT)을 통해 Epos4 Compact 50/15 모터 컨트롤러와 연결되어 데이터를 송수신하며, 모터 컨트롤러는 액추에이터의 토크 제어와 휘스톤 브릿지를 통해 증폭된 로드셀의 아날로그 신호를 수집하는데 사용된다. 전장부의 블록다이어그램은 [Fig. 9]와 같다.

4.2 구동 실험 및 결과

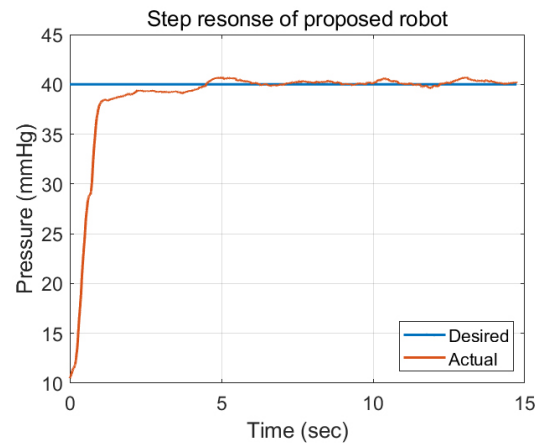
제안된 로봇의 구동을 확인하기 위해 실제 사람이 착용하여 목표 복압 값을 인가했을 때 로봇이 잘 추종하는지 파일럿 실험을 진행하였다. 피험자는 앞서 복압 측정 검증 실험에 참



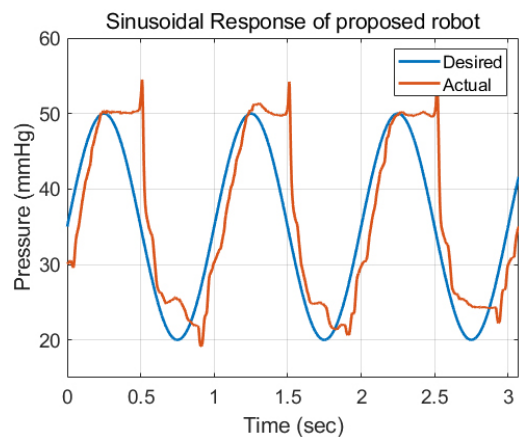
[Fig. 9] Block diagram of the proposed device's configuration

가하였던 동일한 실험자를 대상으로 진행하였고, 신체 사이즈는 키 179 cm, 몸무게 78 kg, BMI 24.3 kg/m², 복부 둘레 98 cm로 요통이 없는 건강한 대상자이다. 실험은 제안된 로봇을 착용하고 선 자세에서 수행하였다. 복압을 추종하는 실험은 계단응답(Step response)와 사인파 응답(Sinusoidal Response) 실험을 각각 진행하였다.

계단 응답실험의 목표 값 입력 크기는 사람이 기능성 의복을 입었을 때 강한 압박을 느끼는 레벨인 40 mmHg (5.33 kPa)로 설정하였다¹⁷⁾. 실험 결과는 [Fig. 10]과 같다. 그래프에서 볼 수 있듯이, 실제 복압 값이 목표 복압 값을 추종하는데 과도 응답 구간에서 약간의 딜레이가 생기는 것을 볼 수 있다. 이는 액추에이터의 위치와 복압을 측정하는 위치가 각각 복부와 측면으로, 액추에이터로 구동된 와이어의 장력이 측면에 전달되기까지 물리적 간격이 존재하기 때문이다. 목표 값 추종 후 정상상태의 실제 값을 보면 오실레이션이 생기는데 이는 착용자가 숨을 쉴 때 따라 복부가 팽창 이완되어 발생하는 결과이다. 실험 결과를 토대로 제안된 로봇이 계단 입력을 추종하는 것을 볼 수 있다.



[Fig. 10] Experimental results of the step response



[Fig. 11] Experimental results of the Sinusoidal response

사인과 응답 실험의 목표값 입력은 착용자가 로봇을 착용하고 구동했을 때 사용되는 구간인 20~50 mmHg (2.67~6.67 kPa)를 크기로 1초를 한 사이클로 파형을 생성하였다. 실험 결과는 [Fig. 11]과 같다. 그래프에서 알 수 있듯이, 실제 복압 값이 굴곡 구간(복압 상승 구간)에서 목표값을 추종하는 것을 볼 수 있다. 반면 신전 구간(복압 하락 구간)에서는 하락 앞 구간에서는 오차가 누적되었다가 급격하게 복압 값이 내려가는 것을 확인할 수 있다. 또한 사인 파형의 아래 구간에서도 바로 추종을 못하고 오차가 누적된 후 뒤늦게 목표값을 추종하는 경향을 볼 수 있다. 이러한 원인은 제안된 로봇의 구동 특성으로 기인하는데, 착용자가 굴곡 동작을 수행할 때 액추에이터를 통해 구동된 와이어가 능동적으로 양측 멀티 폴리 메커니즘에 장력을 제공해 주어 동기화된 움직임을 보여준다. 반면 착용자가 신전 동작을 수행할 때, 액추에이터에서 풀어주는 와이어가 양측 멀티 폴리 메커니즘에 전달되고 장력이 줄어들 때 와이어의 늘어짐(slack)이 발생하여 그래프와 같이 구동 지연 결과가 나왔다고 볼 수 있다. 이러한 특성을 해결하기 위해서는 복압을 줄이고 로봇을 풀어주는 동작에 있어서 와이어의 장력을 유지할 수 있는 메커니즘을 적용하여야 한다. 향후 장치의 메커니즘 개선에 있어서 해당 내용을 반영하여 개발을 진행할 예정이다.

5. 결 론

본 논문은 착용자의 요추 움직임에 따라 동적으로 복압 및 지지력을 요부에 제공해 주는 입는 로봇 시스템을 제안하였다. 제안된 장치는 복대의 형상을 기준으로, 액추에이터와 멀티 폴리 메커니즘을 복대에 적용하여 와이어 구동을 통해 동적으로 착용자의 복압을 조절하였다. 착용자의 현재 복압 값을 측정하기 위해 로드셀을 적용하여 연결된 폴리에 인가되는 와이어 장력을 관계식을 통해 복압 값으로 추정하였다. 또한 착용자의 척추 움직임을 측정하기 위해, 2개의 IMU를 사용하여 척추 움직임을 보다 빠르게 측정할 수 있는 위치를 실험을 통해 파악하여 상대 값을 목표 복압값으로 환산하여 제어 입력으로 사용하였다. 이렇게 구성된 시스템을 PID 제어를 통해 구동하였으며, 구동 실험을 통해 제안된 로봇이 착용자의 복압을 조절할 수 있다는 것을 확인하였다. 추후 제안된 로봇을 통해 다수의 실험자를 대상으로 임상 실험을 진행할 계획이고, 복압 상승으로 인한 척추 주변근의 변화를 확인하고자 한다.

References

[1] D. Hoy, C. Bain, G. I. Williams, L. M. March, P. Brooks, F. Blyth, A. Woolf, T. Vos, and R. Buchbinder, "A systematic review of the global prevalence of low back pain," *Arthritis &*

rheumatism, vol. 64, no. 6, pp. 1697-2054, Jun., 2012, DOI: 10.1002/art.34347.

[2] T. Pincus, A. K. Burton, S. J. Vogel, and A. P. Field, "A systematic review of psychological factors as predictors of chronicity/disability in prospective cohorts of low back pain," *Spine*, vol. 27, no. 5, Mar., 2002, DOI: 10.1097/00007632-200203010-00017.

[3] C. Campbell and S. J. Muncer, "The causes of low back pain: a network analysis," *Social science & medicine*, vol. 60, no. 2, pp. 409-419, Jan., 2005, DOI: 10.1016/j.socscimed.2004.05.013.

[4] S. S. Agabegi, F. A. Asghar, and H. N. Herkowitz, "Spinal orthoses," *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 18, no. 11, pp. 657-667, Nov., 2010, [Online], https://journals.lww.com/jaas/fulltext/2010/11000/spinal_orthoses.3.aspx.

[5] J. Cholewicki, K. Juluru, A. Radebold, M. M. Panjabi, and S. M. McGill, "Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure," *European Spine Journal*, vol. 8, pp. 388-395, Oct., 1999, DOI: 10.1007/s005860050192.

[6] P. Thoumie, J.-L. Drape, C. Aymard, and M. Bedoisseau, "Effects of a lumbar support on spine posture and motion assessed by electrogoniometer and recording," *Clinical biomechanics*, vol. 13, no. 1, pp. 18-26, Jan., 1998, DOI: 10.1016/S0268-0033(97)00084-3.

[7] D. A. Kumar and J. M. Bhat, "Long Term Lumbosacral Bracing and Its Adverse Effects on Low Back," *RGUHS Journal of Physiotherapy*, vol. 1, no. 1, pp. 26-28, Mar., 2021, DOI: 10.26463/rjpt.1_1_1.

[8] G. W. Sypert, "External spinal orthotics," *Neurosurgery*, vol. 20, no. 4, pp. 642-649, Apr., 1987, DOI: 10.1227/00006123-198704000-00026.

[9] A. Ali, V. Fontanari, W. Schmoelz, and S. K. Agrawal, "Systematic review of back-support exoskeletons and soft robotic suits," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 9, Nov., 2021, DOI: 10.3389/fbioe.2021.765257.

[10] J. Babič, K. Mombaur, D. Lefebvre, J. van Dieën, B. Graimann, M. Russold, N. Šarabon, and H. Houdijk, "SPEXOR: Design and development of passive spinal exoskeletal robot for low back pain prevention and vocational reintegration," *SN Applied Sciences*, vol. 16, pp. 311-315, Oct., 2017, DOI: 10.1007/978-3-319-46532-6_51.

[11] H. Zhang, A. Kadrolkar, and IV. F. C. Sup, "Design and preliminary evaluation of a passive spine exoskeleton," *Journal of Medical Devices*, vol. 10, no. 1, Nov., 2015, DOI: 10.1115/1.4031798.

[12] X. Yang, T.-H. Huang, H. Hu, S. Yu, S. Zhang, X. Zhou, A. Carriero, G. Yue, and H. Su, "Spine-inspired continuum soft exoskeleton for stoop lifting assistance," *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 4, no. 4, pp. 4547-4554, Oct., 2019, DOI: 10.1109/LRA.2019.2935351.

[13] F. Gemperle, C. Kasabach, J. Stivoric, M. Bauer, and R. Martin, "Design for wearability," *International Symposium on Wearable Computers*, Pittsburgh, USA, 1998, DOI: 10.1109/ISWC.1998.729537.

[14] S. Thomas, "The use of the Laplace equation in the calculation of sub-bandage pressure," *World Wide Wounds*, vol. 3, no. 1, May, 2002, [Online], <http://www.worldwidewounds.com/2003/june/Thomas/Laplace-Bandages.html>.

[15] J. Lee, J. Park, K. J. Lee, M. Cho, K. Kim, H. C. Kim, and S. G. Chung, "Development of a pressure sensor system for unobtrusive monitoring of abdominal muscle activities," *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 42, no. 3, pp. 163-174, Mar., 2018, DOI: 10.1080/03091902.2018.1447036.

[16] S. M. McGill, V. R. Yingling, and J. P. Peach, "Three-dimensional kinematics and trunk muscle myoelectric activity in the elderly spine - a database compared to young people," *Clinical Biomechanics*, vol. 14, no. 6, pp. 389-395, Jul., 1999, DOI: 10.1016/S0268-0033(98)00111-9.

[17] H. Partsch, M. Clark, G. Mosti, E. Steinlechner, J. Schuren, M. Abel, J.-P. Benigni, P. Coleridge-Smith, A. Cornu-Thénard, M. Flour, J. Hutchinson, J. Gamble, K. Issberner, M. Juenger, C. Moffatt, H. A. M. Neumann, E. Rabe, J. F. Uhl, and S. Zimmet, "Classification of compression bandages: practical aspects," *Dermatologic surgery*, vol. 34, no. 5, pp. 600-609, May, 2008, DOI: 10.1111/j.1524-4725.2007.34116.x.



김주완

2011 Tsinghua University Automation (공학사)
2012~현재 서울대학교 융합과학기술대학원 석박통합과정

관심분야: Exoskeleton Robot, Rehabilitation Robot, Human-robot interface



정선근

1988 서울대학교 의과대학 의학과
1992 서울대학교 대학원(석사)
1997 서울대학교 대학원(박사)
2011~현재 서울대학교 의과대학 주임교수, 재활의학과장

관심분야: Rehabilitation Medicine, Joint Disease, Stem Cell Therapy



심재훈

2015 고려대학교 기계공학부
2015~현재 서울대학교 융합과학기술대학원 석박통합과정

관심분야: Robot Design, System Integration, Actuator, Mechatronics



박재흥

1995 서울대학교 항공우주공학과(공학사)
1999 서울대학교 항공우주공학과(공학석사)
2006 Stanford University Aero/Astro(공학박사)
2009~현재 서울대학교 융합과학기술대학원 교수

관심분야: Robot-environment Interaction, Contact Force Control, Multi-contact Control, Whole-body Dynamic Control, Bio-mechanics



김기원

2002 서울대학교 의과대학 의학과
2009 서울대학교 생물정보학 협동과정(석사)
2016 서울대학교 의과대학 의공학교실(박사)
2012~현재 서울대학교병원 재활의학과 교수

관심분야: Rehabilitation Medicine, Musculoskeletal Rehabilitation, Electromyography, Neuromuscular Rehabilitation