



노약자의 손 떨림 억제를 위한 웨어러블 자이로 장치의 효과에 관한 실험 연구

An Experimental Study on the Effectiveness of a Wearable Gyroscopic Device for the Suppression of Essential Tremor in the Elderly

| | |
|--------------------|--|
| 저자 (Authors) | 윤준원, 정슬 Jun-Won Yoon, Seul Jung |
| 출처 (Source) | 제어로봇시스템학회 논문지 24(3) , 2018.3, 241-246 (6 pages) Journal of Institute of Control, Robotics and Systems 24(3) , 2018.3, 241-246 (6 pages) |
| 발행처 (Publisher) | 제어로봇시스템학회 Institute of Control, Robotics and Systems |
| URL | http://www.dbpia.co.kr/Article/NODE07399373 |
| APA Style | 윤준원, 정슬 (2018). 노약자의 손 떨림 억제를 위한 웨어러블 자이로 장치의 효과에 관한 실험 연구. 제어로봇시스템학회 논문지, 24(3), 241-246. |
| 이용정보 (Accessed) | 충남대학교 168.***.117.203 2018/05/04 15:51 (KST) |

저작권 안내

DBpia에서 제공되는 모든 저작물의 저작권은 원저작자에게 있으며, 누리미디어는 각 저작물의 내용을 보증하거나 책임을 지지 않습니다. 그리고 DBpia에서 제공되는 저작물은 DBpia와 구독 계약을 체결한 기관소속 이용자 혹은 해당 저작물의 개별 구매자가 비영리적으로만 이용할 수 있습니다. 그러므로 이에 위반하여 DBpia에서 제공되는 저작물을 복제, 전송 등의 방법으로 무단 이용하는 경우 관련 법령에 따라 민, 형사상의 책임을 질 수 있습니다.

Copyright Information

Copyright of all literary works provided by DBpia belongs to the copyright holder(s) and Nurimedia does not guarantee contents of the literary work or assume responsibility for the same. In addition, the literary works provided by DBpia may only be used by the users affiliated to the institutions which executed a subscription agreement with DBpia or the individual purchasers of the literary work(s) for non-commercial purposes. Therefore, any person who illegally uses the literary works provided by DBpia by means of reproduction or transmission shall assume civil and criminal responsibility according to applicable laws and regulations.

노약자의 손 떨림 억제를 위한 웨어러블 자이로 장치의 효과에 관한 실험 연구

An Experimental Study on the Effectiveness of a Wearable Gyroscopic Device for the Suppression of Essential Tremor in the Elderly

윤준원, 정슬* 
(Jun-Won Yoon¹ and Seul Jung^{1,*})

¹I.S.E.E, Intelligent Systems and Emotional Engineering Laboratory
Department of Mechatronics Engineering, Chungnam National University

Abstract: In this paper, the performance of a gyroscopic device designed for the suppression of essential tremor (ET) in the elderly is presented. ET appears in the elderly as a movement disorder and affects daily activities such as writing, drinking, and eating. ET is characterized by a vibrating frequency that primarily falls in the 4~12 Hz bandwidth. The device is tested by creating an artificial hand which is used to generate tremors with a flywheel located on the hand that compensates for the tremors. Experimental studies are conducted to measure the suppression performance of the proposed method.

Keywords: essential tremor (ET), tremor suppression, gyroscopic effect

1. 서론

본태 떨림(Essential Tremor, ET)은 이상 운동 질환의 하나로 특정 운동 시에 영향을 받는 근육이 일정한 주파수로 떨리는 현상을 의미한다. 떨림 현상은 주로 노인들에게 나타나는데 노인들은 글을 쓰거나, 물을 마시거나, 식사를 하는 것과 같은 일상적인 생활에 많은 어려움을 겪고 있다.

떨림 문제에 대한 많은 임상 실험 결과들이 보고되었고 그 가운데 떨림 현상의 경우 특정한 주파수의 떨림을 갖는다는 특징이 있다. 그 주요한 주파수는 약 4~12 Hz 범위를 갖고 있으며 떨림 질환을 갖는 사람에 따라 그 진동 주파수는 각각 다르게 되고 주요한 움직임에 변조된 형태로 감지되는 특징을 나타낸다[1]. 떨림 신호 감지를 위한 연구에서는 떨림 발생 주파수와 크기를 추정하는 방법이 제안되었다[2]. 해당 연구에서 떨림은 주요한 움직임에 더해지는 형태의 움직임으로 간주되었고 주요 움직임보다 큰 주파수를 갖고 있다고 가정하였다.

떨림으로 인해 발생하는 일상생활의 어려움을 보조하기 위한 연구들은 크게 두 가지 방향성을 갖는다. 첫 째로 떨림 질환을 겪고 있는 사람에게 직접 장착 가능한 떨림 보조 기구를 제시하는 방법이 있고 두 번째로는 일상생활에 활용되는 다양한 생활 용품들에 ET에 의한 불편함을 보조하는 기능을 추가하는 방법이 있다.

첫 번째 방법의 경우 떨림을 겪고 있는 사람에 대한 진동주파수를 탐색하는 기능과 이를 능동 혹은 수동 억제하는 제어 방법이 필요하다.

Robotic exoskeleton WOTAS (Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression)를 이용한 떨림 억제 제어가 제안되었고[3], 수술시 발생하는 생리적 떨림을 억제하기 위한 필터 알고리즘이 제안되었고[4], 각 세그먼트 사이 관절에 동력을 가하여 떨림을 제어하는 방법이 제안되었다[5].

두 번째 방법에 대한 연구로는 힘센서를 부착하고 있는 식사 보조기 시스템을 통해 환자의 떨림을 감지하여 밴드저지 필터에 의해 떨림을 억제하는 방법이 제안되었고[6,7], 부드러운 그림감을 갖는 고무로 나이프와 포크를 사용하는 방법이 제안되었다[8]. 또 팔의 운동 능력에 문제가 있는 사람들이 머리의 회전 각도에 따라 물체를 들 수 있는 방법과[9] 다양한 형태의 떨림 환자를 위한 생활 용품들이 제안되었다[10-12].

본 연구는 떨림을 겪고 있는 사람에게 장착이 가능한 형태의 능동형 떨림 억제 시스템을 제안하고자 한다. 특히 [3]과 같은 Wearable 형의 메카트로닉스 시스템의 경우 그 무게와 크기에 대한 고려가 반드시 필요하게 된다. 본 연구에서는 이 점을 고려하여 소형이면서 비교적 착용이 쉬운 가벼운 형태의 착용형 떨림 억제 시스템을 제시하고자 한다. 본 연구에서는 떨림은 주요 움직임에 변조된 형태로 나타난다고 가정한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II장에서는 떨림 억제를 위한 시스템 실현의 어려움에 대해 소개한다. 떨림 억제를 위해서는 떨림 주파수를 감지해야하고 감지된 주파수를 보상할 수 있는 반대 힘을 가할 수 있는 시스템 구성이 요구된다. 일반적으로 떨림 감지를 위해 사용하는 EMG 센서의 경우 정확한 떨림 주파수 감지가 어려운 문제점이 발생하

* Corresponding Author

Manuscript received November 24, 2017 / revised January 5, 2018 / accepted January 31, 2018

윤준원, 정슬: 충남대학교 메카트로닉스공학과(dhktmms2@naver.com) (jungs@cnu.ac.kr,  0000-0002-1670-4518)

※ 본 연구는 한국연구재단 기초연구(NRF-2016 R1A22012031)의 지원을 받아 이루어진 연구로 지원에 감사드립니다.

게 되고 떨림 보상을 위한 CMG 제어의 경우 정확한 움직임 동기화가 요구되는 문제점이 발생하게 된다. III장에서는 종래 방법의 어려움을 극복하기 위한 떨림 억제 메커니즘을 소개한다. IV장에서는 떨림 보상 장치를 설계한다. V장에서는 실험 검증 결과를 제시한다.

II. 문제 정의

떨림에 의한 영향은 그림 1과 같다. x-축 방향으로 특정한 주요 움직임이 가해질 때 떨림에 의해 y-축 방향의 움직임이 곱해지는 형태이다. 그림 1에서 $s(t)$ 는 떨림의 영향을 받는 특정 움직임에 해당하고 $e(t)$ 는 떨림에 의한 움직임 방향이다. 해당 움직임은 XY-평면상에서 발생한다고 가정한다. 그림 1로부터 $s(t)$ 는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$s(t) = s_x(t) + s_y(t) = A\sin(w_1t)\vec{a}_x + A\cos(w_1t)\vec{a}_y \quad (1)$$

여기서 A 는 크기, w_1 는 각속도이다.

떨림의 움직임은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$e(t) = e_x(t) + e_y(t) = B\sin(w_2t)\vec{a}_x + B\cos(w_2t)\vec{a}_y \quad (2)$$

여기서 B 는 크기, w_2 는 각속도이다.

(1)과 (2)에 의해 X-축 상에 생성되는 움직임의 크기는 다음과 같다.

$$|m_x(t)| = |s_x(t) \cdot e_x(t)| = A\sin(w_1t)B\sin(w_2t) \quad (3)$$

(1)과 (2)에 의해 Y-축 상에 생성되는 움직임의 크기는 다음과 같다.

$$|m_y(t)| = |s_y(t) \cdot e_y(t)| = A\cos(w_1t)B\cos(w_2t) \quad (4)$$

떨림 억제는 (3), (4)에 대한 반대 움직임을 외부에서 생성해줌으로써 가능하게 된다. 하지만 (3)과 (4)는 변조된 신호의 형태를 나타내므로 w_1 과 w_2 를 서로 분리하는 것은 쉽지 않다. 일반적으로 변조신호에서 입력 신호와 캐리어 신호를 분리하는 방법은 캐리어 신호의 크기와 주파수를 정확하게 알고 있을 때 가능하게 된다. 하지만 떨림에 대한 신호 측정은 (3), (4) 형태의 결과를 보이기 때문에 LPF (lowpass filter) 또는 HPF (highpass filter)와 같은 간단한 방법으로 해당 신호를 분리할 수 없게 되며 궁극적으로 떨림 신호에 대한 크기와 주파수를 아는 것이 어렵게 된다.

만약 (3)에 주요한 떨림이 발생한다고 가정할 경우 다음과 같은 보상 방법이 필요하다.

$$m_x(t) = A\sin(w_1t)[B\sin(w_2t)\vec{a}_x - C\sin(w_3t)\vec{a}_x] \quad (5)$$

여기서 외부 움직임은 $m_{ex}(t) = C\sin(w_3t)\vec{a}_x$ 이다.

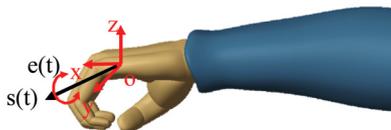


그림 1. 떨림의 움직임.
Fig. 1. Motion with ET.

III. 떨림 억제 메커니즘

본 장에서는 자이로 토크를 이용한 간단한 메커니즘을 사용하여 떨림을 억제하는 방법을 제안하고자 한다.

1. 자이로 효과

자이로 효과를 이용한 위성의 자세 제어 방법이 제안되었고[13], 소형 위성용 소형 자이로가 제작되었다[14]. 제어 모멘트자이로(CMG)의 특이점 문제가 제안되었고[15], CMG를 이용한 한 바퀴 로봇 균형 제어가 제안되었다[16].

자이로 효과의 일반식은 다음과 같다.

$$\vec{T}_{gyro} = \vec{H} \times \vec{W} \quad (6)$$

여기서 \vec{H} 는 각운동량 벡터, \vec{W} 는 김벌 움직임 벡터이고 \vec{T}_{gyro} 는 자이로 토크이다. 식 (6) 우측항의 두 벡터에서 고속 회전하는 플라이휠에 의해 생성되는 각운동량의 크기는 플라이휠의 속도 제어에 의해 가능하게 된다. 하지만 고속 회전체에 대한 빠른 속도 제어의 어려움이 있기 때문에 각운동량의 크기는 일정하게 하고 각운동량 벡터의 방향을 김벌 움직임 벡터 \vec{W} 에 의해 변화시키는 방법을 사용하는 것이 전형적인 CMG의 자이로 토크 생성 방식이다[15]. 이때 생성되는 자이로 토크 벡터는 두 벡터에 직교한 방향으로 생성된다.

2. 떨림 억제 메커니즘

자이로 토크를 이용한 떨림 억제 메커니즘은 그림 2와 같다. 떨림의 경우 수직 방향 수평 방향에 모두 발생가능하게 된다. 이 때 떨림 억제를 위한 자이로 토크는 주요한 손 동작 움직임의 뒤 쪽에 항상 발생하게 한다. 이 경우 주요한 손 동작의 움직임은 마치 점성 성분의 액체 속에서 손을 움직이는 것처럼 정상상태보다 느린 반응을 갖게 된다. 이를 통해 떨림이 억제된다.

그림 2의 CMG의 경우 식 (6)의 \vec{W} 를 발생하는 별도의 김벌 모터가 장착되지 않은 것을 특징으로 한다. 수직 또는 수평 방향의 떨림에 의해 \vec{H} 의 방향이 바뀌게 될 경우 자연스럽게 생성되는 \vec{w}_2 를 이용한다.

손의 뒤 쪽 방향에 생성되는 자이로 토크는 다음과 같다.

$$\vec{T}_{gyro} = \vec{H} \times \vec{W}_M = C\sin(w_3t) = HB\sin(w_2t) \quad (7)$$

여기서 $C = HW_M = HB$ 이고 $w_2 = w_3$ 이다.

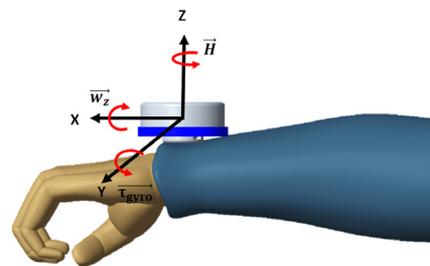


그림 2. 제안하는 떨림 억제 메커니즘.
Fig. 2. Proposed ET suppression mechanism.

$C = HW_M = HB$ 에 의해 (5)는 다음과 같이 다시 쓸 수 있다.

$$m_x(t) = A \sin(w_1 t) [B \sin(w_2 t) \vec{a}_x - HB \sin(w_2 t) \vec{a}_x] \quad (8)$$

여기서 $H=1$ 조건을 항상 만족하게 될 경우 (8)은 항상 0을 만족하게 된다. 하지만 물리적으로 각운동량의 크기를 1로 만드는 것은 쉽지 않다.

각운동량의 크기는 (9)에 의해 결정된다.

$$H = I w_f \quad (9)$$

여기서 I 는 플라이휠의 관성질량이고 w_f 는 각속도이다. 플라이휠의 각속도 w_f 가 약 1000 rad/s라고 할 때 H 가 1이 될 조건은 다음과 같다.

$$I = 10^{-3} \text{ (kgm}^2\text{)} \quad (10)$$

관성질량은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$I = \frac{1}{2} MR^2 \quad (11)$$

여기서 M 은 플라이휠의 질량이고 R 은 플라이휠의 반경이다. 플라이휠의 반경을 0.035 m라고 가정할 경우 질량은 약 1.63 kg이 된다.

$$I = \frac{1}{2} MR^2 = 10^{-3} \text{ (kgm}^2\text{)} \quad (12)$$

현재 무게 1.63 kg은 실제 사람 손에 장착성을 고려할 경우에 장착하기 어려운 무게에 해당한다. 따라서 플라이휠의 속도를 크게 조절하여 식 (8)을 만족해야 한다.

IV. ET 억제 장치 설계

본 장에서는 실제 사람에 장착이 가능하고 일반적으로 설계할 수 있는 플라이휠의 무게, 크기, 그리고 모터 사양 등을 종합적으로 고려했을 때 필요한 설계 인자를 바탕으로 떨림 억제기를 설계하고자 한다.

떨림의 주파수는 보편적으로 4~12 Hz 범위를 가지고 있으나, 환자들의 상태에 따라 떨림의 주파수는 다양하다. 그리고 주파수에 따른 떨림의 크기도 다르기 때문에 환자들의 떨림을 추정하는 것이 어렵다.

본 실험에서는 환자 상태에 따라 다르지만 나이가 많은 노약자인 경우 느린 떨림을 가지는 특징이 있으므로 4 Hz로 설정하여 실험을 진행하였다. 그리고 EMG신호를 통해 직접 떨림을 겪고 있는 환자들이 물을 마시는 동작에서 발생하는 동작속도 또는 팔에 생성되는 힘의 측정된 값들을 이용하여 아래 표 1과 같이 분석된 결과를 알 수 있다. 떨림 움직임은 약 83.9 deg/s의 보상 움직임을 사용하여 보상하기 때문에 표 1의 값으로 가정한다[1].

표 1. ET 움직임 변수.

Table 1. Motion parameters of ET.

| Parameter | Values | Specifications |
|---------------|--------|----------------|
| 무부하 속도(deg/s) | 83.9 | 80 |

(2)는 떨림에 의한 움직임의 궤적을 나타내므로 (2)를 미분할 경우 해당 움직임의 속도를 구할 수 있게 된다. (2)의 x축 성분만을 미분하면 다음과 같다.

$$\dot{e}_x(t) = B(2\pi f_2) \cos(2\pi f_2 t) \quad (13)$$

(13)에서 $B(2\pi f_2)$ 의 값을 표 1에 의해 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$B(2\pi f_2) = 80 \quad (14)$$

$f_2 = 4\text{Hz}$ 라고 가정하게 되면 진폭은 다음과 같이 계산된다.

$$B = 0.056 \quad (15)$$

따라서 가정한 ET 움직임에 대한 모델은 다음과 같이 다시 쓸 수 있다.

$$e_x(t) = 3.18 \sin(25.1t) \vec{a}_x \quad (16)$$

(16)은 진폭 3.18이라는 값을 가지는 4Hz의 ET 움직임 모델이다. 이러한 방법으로 4~12 Hz 주파수 범위를 갖는 ET 움직임의 모델을 알 수 있다.

표 2. 떨림 주파수 분석.

Table 2. Analysis on the frequencies of the tremor.

| 주파수 (Hz) | 진폭 (deg) |
|----------|----------|
| 4 Hz | 3.18 |
| 5 Hz | 2.54 |
| 6 Hz | 2.12 |
| 7 Hz | 1.82 |
| 8 Hz | 1.6 |
| 9 Hz | 1.42 |
| 10 Hz | 1.27 |
| 11 Hz | 1.16 |
| 12 Hz | 0.58 |

그러므로 식 (13)으로부터 다른 주파수에 대한 진폭의 값을 계산할 수 있게 된다. 표 2를 통해 ET의 움직임을 정리하였다. 표 2에서 보면 주파수가 빠를수록 신호의 크기가 줄어들게 되는데 보통 나이가 많은 환자일수록 주파수는 느리고 신호의 크기가 큰 경우가 많다. 본 실험에서 실제 설계한 H는 0.2615로 표 3에 나타나 있다.

표 3에 의해 제작된 시스템의 형태는 다음 그림 3과 같다. 손가락에 삽입할 수 있도록 설계되어 있다. 손가락에 삽입하는 구조와 그 위에 플라이휠과 구동하는 모터 부가 놓여 있다.

표 3. 설계 변수.

Table 3. Design parameters.

| Parameter | Values | Units |
|-----------|--------|------------------|
| I | 0.0005 | kgm ² |
| w_f | 523 | rad/s |
| H | 0.2615 | Nms/rad |

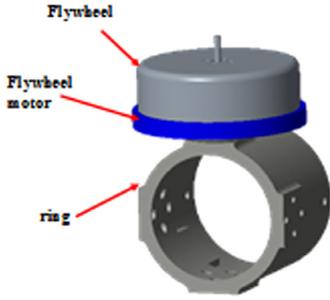


그림 3. ET 억제기 디자인.
Fig. 3. Design of ET suppressor.

V. 실험 결과

1. 실험환경

제시된 떨림 억제기를 실험을 통해 검증한다. 실험 환경은 그림 4와 같다. 그림 4에서 마네킨 팔의 ET 움직임은 서보 모터에 의해 X-축 방향으로 생성된다. 마네킨에 부착된 떨림 억제기에 의해 자이로 토크가 떨림에 의한 움직임을 억제하도록 생성된다. 서보 모터는 외부 시스템 제어기에 의해 제어되고 움직임의 변화는 ARS (Attitude Reference System)에 의해서 모니터링된다. 여기서 스프링은 중력에 의해 마네킨이 Z-축 방향으로 과하게 처지는 것을 방지하고 X-축 방향의 회전으로 ET 움직임을 생성해 주기 위함이다.

2. 실험결과

본 연구에서는 고령층에서 주요하게 발생할 수 있는 주파수가 느린 4Hz 움직임에 대한 실험을 수행하였다. 6000 rpm으로 회전하는 플라이휠은 진동문제가 발생하여 실험은 각각 2500 rpm 과 5000 rpm 일 때의 떨림 억제 성능을 확인하였다. 각각 3회의 실험 결과를 확인하고 떨림 억제 성능을 비교 평가하였다.

1) 2500 rpm의 경우

2500 rpm에서 실험 결과는 그림 5와 같고 표 4에 성능을 정리하였다. 그림 5에서 보면 자이로 장치를 적용한 경우와 적용하지 않은 경우에 별 차이가 없는 것을 볼 수 있다. 모두 3번의 실험을 수행하였으나 그림 5와 표 4에서 볼 수 있는 바와 같이 2500 rpm의 플라이휠 회전 속도에서는 진동억제 개선 효과를 전혀 확인할 수가 없었다. 이는 발생한 자이로 효과가 충분하지 않은 이유이다.

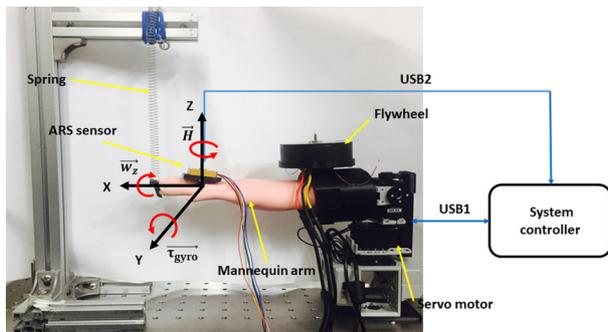
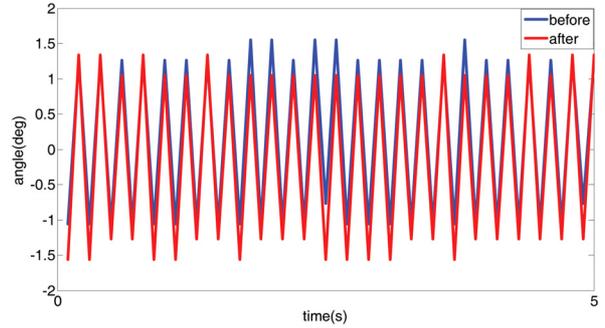
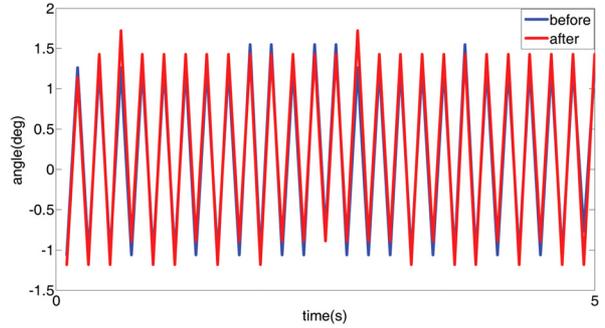


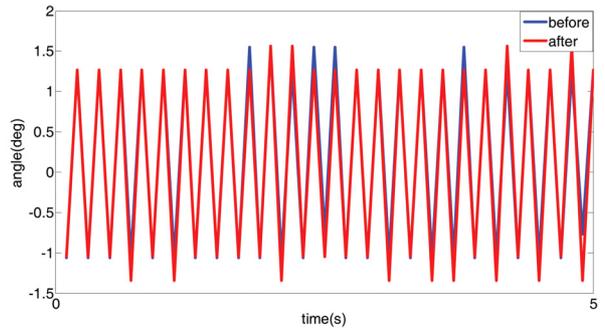
그림 4. 실험 환경.
Fig. 4. Experimental setup.



(a) Task 1



(b) Task 2



(c) Task 3

그림 5. 2500 rpm 실험 결과.
Fig. 5. Experimental result at 2500 rpm.

표 4. 2500 rpm에서의 성능.

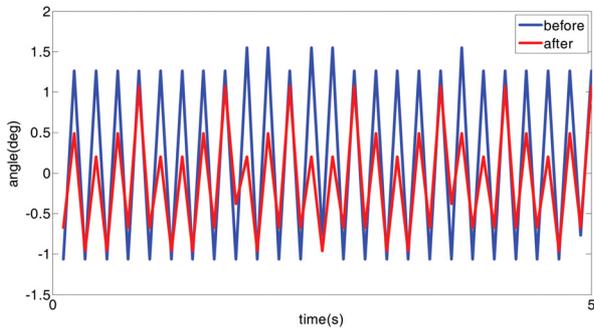
Table 4. Performance at 2500 rpm.

| | RMS error | Suppression ratio (%) |
|-----------|-----------|-----------------------|
| Reference | 1.1875 | - |
| Task 1 | 1.2776 | - |
| Task 2 | 1.2572 | - |
| Task 3 | 1.2407 | - |

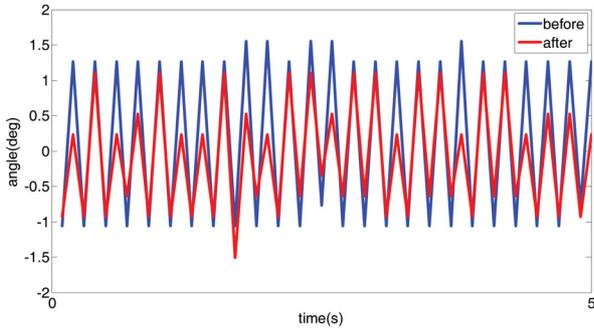
2) 5000 rpm의 경우

다음으로 플라이휠의 속도를 2배로 5000 rpm에서의 실험하였다. 결과는 그림 6에 나타나 있다. 그림 6에서 보면 자이로 장치를 작동시켰을 때 진폭이 줄어들어 자이로 효과가 나타나 있는 것을 볼 수 있다. 세 번의 실험 결과를 표 5에 정리하였다.

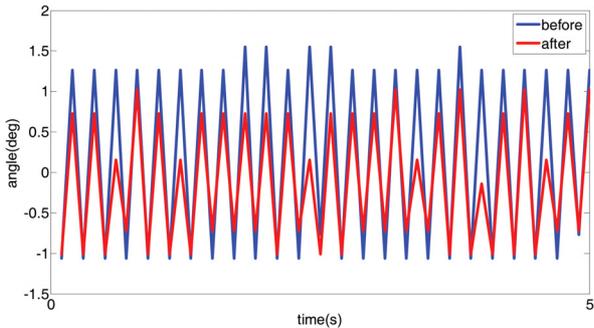
표 5에 정리된 바와 같이 5000 rpm에서 약 34.23 %의 떨림 억제 개선 효과를 확인할 수가 있었다. 표 3을 보면



(a) Task 1



(b) Task 2



(c) Task 3

그림 6. 5000 rpm 실험 결과.

Fig. 6. Experimental result at 5000 rpm.

표 5. 5000 rpm 에서의 성능.

Table 5. Performance at 5000 rpm.

| | RMS error | Suppression ratio (%) |
|-----------|-----------|-----------------------|
| Reference | 1.1875 | - |
| Task 1 | 0.7078 | 40.4 |
| Task 2 | 0.8263 | 30.4 |
| Task 3 | 0.8080 | 31.9 |
| Average | | 34.23 |

5000rpm일 때 모멘텀 H는 0.2615값이다. 따라서 식 (8)에서 보면 플라이휠에서 발생하는 모멘텀 H와 떨림의 관계를 통해 오차를 확인할 수 있다. 플라이휠에 의한 모멘텀을 크게 할수록 떨림에 대한 개선 효과가 발생하게 됨을 알 수 있었다. 하지만 주어진 실험 환경에서는 6000 rpm 이상 회전 시에 진동에 의한 영향이 발생하게 되어 추가적인 효과 개선을 확인할 수는 없었다.

VI. 결론

본 논문에서는 자이로 효과를 이용한 떨림 억제 방법을 제안하였다. 떨림 주파수를 찾는 어려움을 극복하기 위해서 떨림에 의해 발생하는 움직임의 변화를 직접 이용해서 자이로 효과를 발생시키는 간단한 메커니즘을 제안하였다. 제안한 메커니즘을 구현할 수 있는 자이로 장치를 설계 제작하였고 마네킨을 이용한 실제 실험 결과를 제시하였다. 실험 결과 제안한 방법은 약 34.23%의 떨림 억제 효과를 보였다. 하지만 추가적인 성능 개선을 위해서는 고속회전에 따른 진동의 영향을 고려해야 한다. 또는 플라이휠의 반경과 무게를 증가시켜서 향상할 수가 있을 것으로 판단된다. 착용형 시스템이라는 점에서 보다 소형의 플라이휠을 고속으로 탑재하는 방법이 유효할 것으로 보인다.

REFERENCES

- [1] Y. Matsumoto, M. Seki, Y. Nakashima, T. Ando, Y. Kobayashi, H. Iilima, M. Nagaoka, and M. G. Fujie, "Algorithm to demodulate an electromyogram signal modulated by essential tremor," *ROBOMECH Journal*, vol. 4, no. 15, May 2017.
- [2] J. A. Gallego, E. Rocon, and J. L. Pons, "Estimation of instantaneous tremor parameters for FES-based tremor suppression," *International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 2922-2927, 2010.
- [3] E. Rocon, J. M. Belda-lois, A. F. Ruiz, M. Manto, J. C. Moreno, and J. L. Pons, "Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression," *IEEE Trans. on Neural System and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, no. 3, pp. 367-378, Sept. 2007.
- [4] C. N. Riviere, W. T. ANG, and P. K. Khosla, "Toward active tremor canceling in handheld microsurgical instruments," *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, vol. 19, no. 5, pp. 793-800, Oct. 2003.
- [5] E. Rocon, M. Manto, J. Pons, S. Camut, and J. M. Belda, "Mechanical suppression of essential tremor," *The Cerebellum*, vol. 6, Jan. 2007.
- [6] E. Ohara, K. Yano, S. Hori-hata, T. Aoki, and Y. Nishimoto, "Development of tremor suppression filter for meal assist robot," *Third Joint Euro Haptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, Salt Lake City, UT, USA, March 2009.
- [7] C. Han, C. Oh, and B. Choi, "Tremor suppression control of meal assist robot with adaptive filter," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto, Japan, Jun. 2009.
- [8] Liftware. <https://www.liftware.com>.
- [9] Y. Hasegawa, Y. Mikami, K. Watanabe, Z. Firouzimehr, and Y. Sankai, "Wearable Handing support system for paralyzed patient," *IEEE International Conference on Intelligent Robots and systems*, Sept. 2008.

- [10] F. P. Bravo, A. A. D. B. Garcia, M. G. Sacristana, L. L. Manzanares, J. Vivancos, and J. L. A. Roodrigo, "Support system to improve reading activity in parkinson's disease and essential tremor patients," *Sensors*, vol. 17, no. 5, May 2017.
- [11] J. H. Kim, C. Parnell, T. Wichmann, and S. P. DeWeerth, "Longitudinal wearable tremor measurement system with activity recognition algorithms for upper limb tremor," *IEEE 38th Annual International Conference on The Engineering in Medicine and Biology Society*, Orlando, FL, USA, Aug. 2016.
- [12] L. Mertz, "Taking on essential tremor : New tools and approaches patients increased treatment options," *IEEE Pulse*, vol. 7, no. 3, pp. 20-25 May 2016.
- [13] V. J. Lappas, W. H. Steyn, and C. I. Underwood, "Attitude control for small satellites using control moment gyros," *Acta Astronautica*, vol. 51, no. 1, pp. 101-111, 2002.
- [14] E. Mumm, K. Davis, M. Mahin, D. Neal, and R. Hayes, "Miniature control moment gyroscope development," *Aerospace Conference*, pp. 1-8, 2014.
- [15] B. Wie, D. Bailey, and C. Heiberg, "Singularity robust steering logic for redundant single-gimbal control moment gyros," *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, vol. 24, no. 5, pp. 865-872, 2001.
- [16] S. D. Lee and S. Jung, "Experimental study and design of a disturbance observer for steering stabilization of a one-wheeled balancing robot," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 22, no. 5, pp. 353-360, 2016.



윤 준 원

2015년 2월 한남대학교 전자공학과 졸업. 2018년 3월 충남대학교 메카트로닉스공학과 석사 졸업. 관심분야는 에너지 회수 시스템 및 자이로 구동기 응용.



정 슬

1988년 미국 웨인 주립대 전기 및 컴퓨터공학과 졸업. 1991년 미국 캘리포니아대 데이비스 전기 및 컴퓨터공학과 석사. 동 대학 박사. 1997년~현재 충남대학교 메카트로닉스공학과 교수. 관심분야는 지능 제어 시스템 및 지능

로봇 시스템, 다양한 밸런싱 메커니즘의 제어 및 응용, 무인 수송체 시스템, 자이로 구동기 응용, 로봇교육.