

근전도 신호를 이용한 헤드-트래킹 지연을 감소 방안 연구

정준영 · 나정석 · 이채우 · 이기현 · 김진현⁺

Prediction of Head Movements Using Neck EMG for VR

Jun-Young Jung, Jung-Seok Na, Chae-Woo Lee, Gihyeon Lee, and Jinhyun Kim⁺

Abstract

The study about VR (Virtual Reality) has been done from the 1960s, but technical limits and high cost made VR hard to commercialize. However, in recent, high resolution display, computing power and 3D sensing have developed and hardware has become affordable. Therefore, normal users can get high quality of immersion and interaction. However, HMD devices which offer VR environment have high latency, so it disrupts the VR environment. People are usually sensitive to relative latency over 20 ms. In this paper, as adding the Electromyogram (EMG) sensors to typical IMU sensor only system, the latency reduction method is proposed. By changing software and hardware components, some cases the latency was reduced significantly. Hence, this study covers the possibility and the experimental verification about EMG sensors for reducing the latency.

Keywords: EMG(Electromyography), sEMG(surface-Electromyography), VR(Virtual Reality), Latency, SCM (Sternocleidomastoid muscle), HMD(Head-Mounted Display)

1. 서 론

최근 디스플레이, 센서, 컴퓨터 기술 등의 발전에 따라 가상 현실 시스템이 빠르게 발전하고 있다[1-3]. 가상현실 시스템은 일상적으로 접할 수 있는 게임, 비디오, 문화관광 콘텐츠 등과 같은 엔터테인먼트 분야뿐만 아니라 디자인, 교육 시뮬레이션, 의료, 군수 분야 등 다양한 분야에서 활용되고 있다[3,4].

한편, 3차원 가상현실을 만들기 위해서 필요한 디스플레이 장치는 사용자의 움직임에 따라 실시간으로 사용자의 눈 앞에 3차원 영상을 출력할 필요가 있다. 일반적으로 가상현실 시스템은 이러한 조건을 만족시키기 위해서 Fig. 1과 같은 머리에 착용하는 형태의 디스플레이인 Head-Mounted Display(HMD)를 사용한다. HMD는 일반적으로 모니터, 3차원 디스플레이를 구

현하기 위한 광학 시스템, 헤드 트래킹을 위한 센서 등으로 구성되어 있다[5]. 가상현실 시스템은 헤드 트래킹을 수행하여 사용자의 머리 방향에 따라 가상현실 환경을 계산하여 보여주는 데, 헤드 트래킹 시스템은 관성 센서 기반의 자세 추정방식이 가장 간단하고 널리 사용되고 있다[1,6].

이때, 헤드 트래킹을 수행하는 속도가 사용자의 움직임에 비해 느릴 경우 사용자의 실제 머리 방향과 가상현실 시스템에 계산하여 출력한 가상현실 환경이 일치하지 않아 사용자가 이질감을 느낄 수 있고, 몰입감이 떨어지게 된다. 따라서 이러한 시간 지연 문제는 HMD 시스템에서 매우 중요한 문제이며 이를 해결하기 위해 많은 연구가 진행된 바 있다[7-11].

HMD 시스템의 가상현실 환경 처리 과정은 헤드 트래킹 센

서울과학기술대학교 기계자동차공학과(Department of Mechanical and Automotive Engineering, Seoul National University of Science and Technology)

Dasan-building 329, Seoul National University of Science of Technology, 232 Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul 01811, Korea

⁺Corresponding author: jinhyun@seoultech.ac.kr

(Received: Sep. 26, 2016, Accepted: Sep. 30, 2016)

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.



Fig. 1. HMD, Oculus Rift(Oculus VR, LLC.)

서에서 시스템으로 센서 데이터가 전송되고, 전송된 머리의 자세 정보를 호스트 컴퓨터에서 처리하여 그래픽 엔진에 가상 현실 환경을 구현하기 위한 파라미터를 전달하면, 그래픽 엔진이 HMD에 영상 신호를 전송하여 HMD에서 영상이 출력되게 된다. 지연시간은 이러한 처리 과정에서 HMD 시스템을 구성하는 각 시스템의 처리 시간, 각 시스템 간의 데이터 전송과정에서 발생되는데, 이 중 가장 큰 비중을 차지하는 것은 헤드 트래킹에 사용되는 센서 시스템에 의한 시간 지연이다[12].

본 논문에서는 자연시간을 감소시키기 위해 근전도 신호를 이용하여 사용자의 목 움직임 예측하는 방법에 대하여 연구하였다. 사람의 몸에서 발생하는 생체신호 중 하나인 근전도 신호(Electromyogram, EMG)는 사람이 근육을 움직일 때 발생하는 전기 신호로, 특정 근육의 근전도 신호를 측정하면 머리의 움직임을 예측할 수 있다. 이러한 방법으로 HMD 시스템에서 발생하는 센서 시스템에 의한 자연 시간을 감소시키고자 하였다.

2. 근전도 신호를 이용한 지연 시간 감소 연구

사람의 몸에서 측정 가능한 생체신호로는 심전도 신호(Electrocardiogram, EKG), 눈동자 움직임 신호(Electro-oculogram, EOG), 뇌파(Electroencephalography, EEG), 근전도 신호 등이 있다. 이러한 생체신호는 사람의 동작 의도를 전기 신호로 즉각 반영하기 때문에, 이를 분석하여 사용하면 기존 센서를 대체할 수 있는 좋은 도구가 될 수 있다. 근전도 신호는 사람 몸 안에 있는 근육들을 구성하는 근섬유들이 수축할 때 나오는 전기적 신호이기 때문에 사람의 움직임과 매우 큰 연관성이 있다. 사람이 어떤 동작을 하기 위해선 뇌 신호 - 근육 신호 - 동작의 과정을 거치는데, 근전도 신호는 동작이 일어나기 0.02~0.03초 전에 발생되기 때문에 사람의 동작을 예측하는데 사용할 수 있다.[13,14]

2.1 근전도 센서를 이용한 머리 동작 예측 방법

근전도 신호를 이용하여 머리 움직임 동작을 예측하기 위해

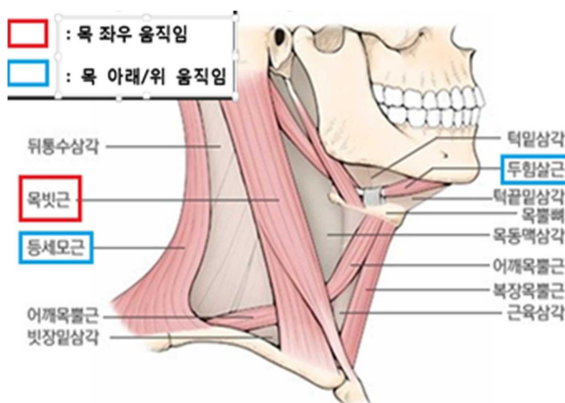


Fig. 2. Neck muscle for up & down moving[15]

서는 머리 움직임을 담당하는 목의 근육 중에서 어떤 움직임을 담당하는 근육을 측정할 것인지 특정해야 한다. 목은 전체가 근육으로 뒤덮여 있어 많은 부분에서 근전도 값을 측정할 수 있지만, 필요한 정확한 값을 얻기가 힘들다. 또한, 특정한 동작에 대해 측정이 불가능한 부위도 있기 때문에, 측정하고자 하는 목표 부위를 명확히하여 측정의 정확도를 높일 필요가 있다. Fig. 2에서 볼 수 있듯이 목의 운동에서 좌우 움직임에 가장 크게 관여하는 근육은 목빗근 (sternocleidomastoid muscle, SCM) 이고, 상하 움직임에는 등세모근과 두힘살근이 가장 크게 관여한다. 그 중에서 목빗근은 표면 근전도 센서의 반응성이 좋고 값이 분명한 근육이며, 목에 근전도 센서를 부착하는 경우 경동맥 (carotid pulse)이 신호에 영향을 줄 수 있는데 이에 대한 영향도가 가장 적은 것으로 판단되어, 본 논문에서는 목빗근에서의 근전도 신호 값을 측정하여 자이로 센서의 값과 비교하는 방식으로 실험을 진행하였다[16,17].

2.2 실험

2.2.1 실험 장치 구성

실험 장치의 구성은 Fig. 3과 같이 센서 데이터 수집 및 필터링을 수행하는 마이크로프로세서(Arduino DUE)와 측정 결과를

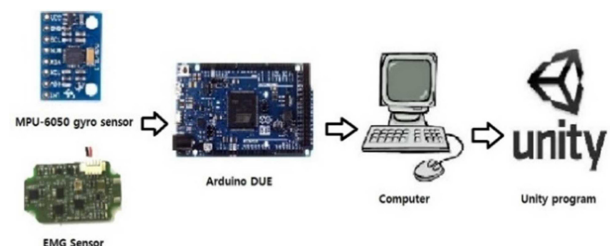


Fig. 3. Equipment components

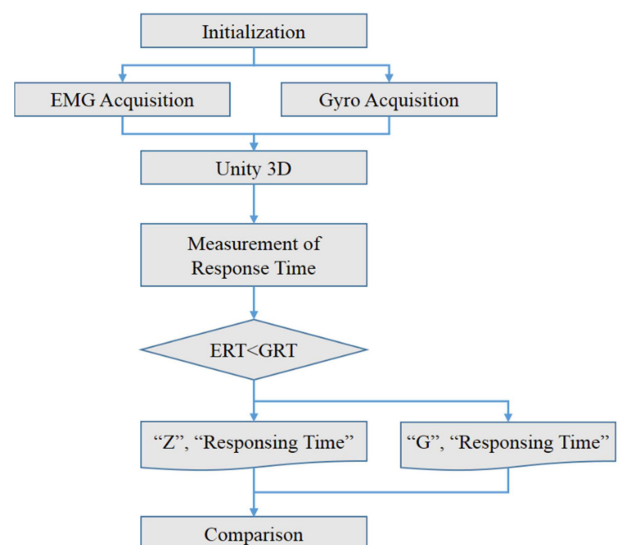


Fig. 4. Equipment algorithm

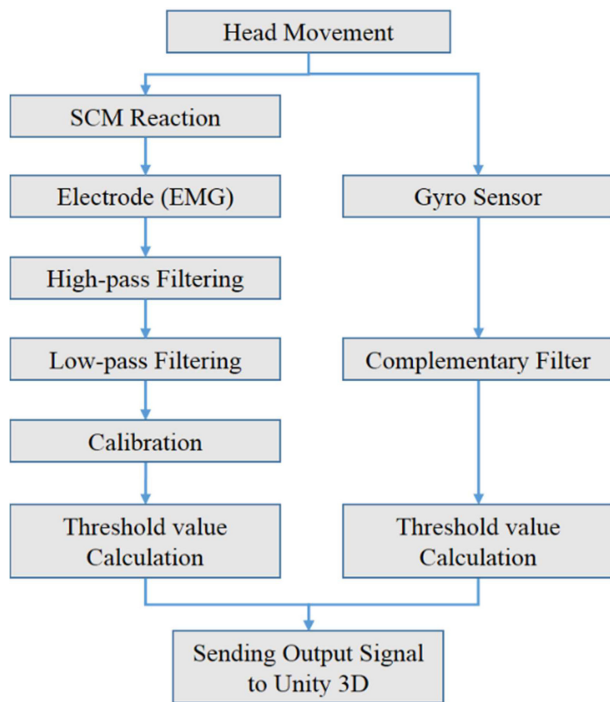


Fig. 5. EMG & Gyro Sensor Filtering algorithm[18,19]

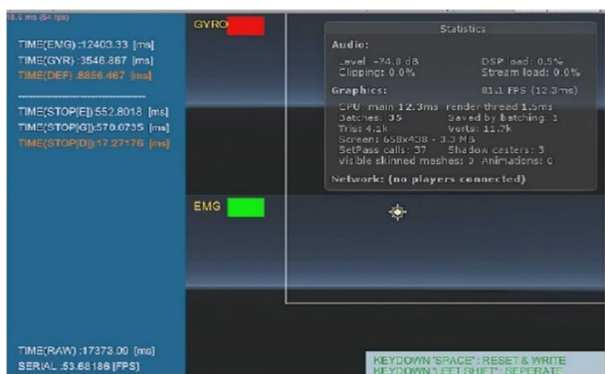


Fig. 6. Unity program GUI

표시하는 호스트 컴퓨터, 근전도 신호를 측정하기 위한 근전도 센서와 각속도를 측정하는 관성 센서인 자이로 센서로 구성되어 있다.

센서 필터링 알고리즘은 C언어 기반으로 작성되었고, 필터링된 근전도 신호 값과 자이로 센서의 신호 값은 시리얼 통신을 통하여 컴퓨터의 유니티(Unity) 프로그램으로 전달된다. 처리 결과를 효율적으로 확인하기 위하여 Fig. 4, 5의 알고리즘을 거쳐 Fig. 6과 같이 유니티 프로그램 상에 GUI를 표현하였다.

근전도 센서는 위에서 언급한 목 근육의 특성을 고려하여 근전도 신호를 가장 효과적으로 측정할 수 있는 목빗근을 측정 목표로 설정하였고, 근육을 덮는 피부 층의 두께와 수축 부위에 따른 신호차이를 측정하기 위하여 Fig. 7과 같이 목빗근 아래 부분과 위 부분으로 나누어 측정을 진행하였다.

자이로 센서는 근전도 센서와 같은 방향의 목 움직임을 감지하기 위해 헤어 밴드에 부착시켜 고개를 돌렸을 때 근전도 센

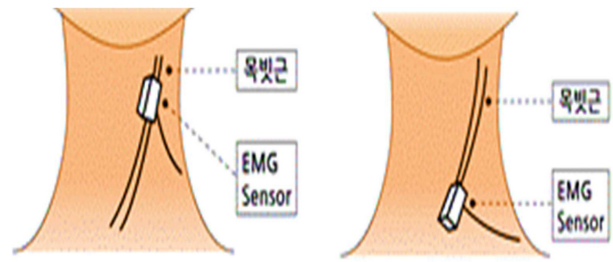


Fig. 7. Position of EMG sensor (upper & lower SCM)

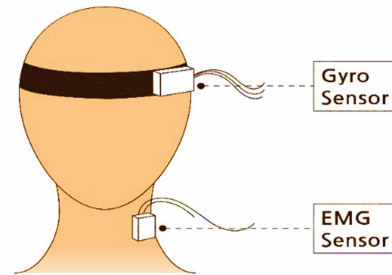


Fig. 8. Example of wearing the equipment

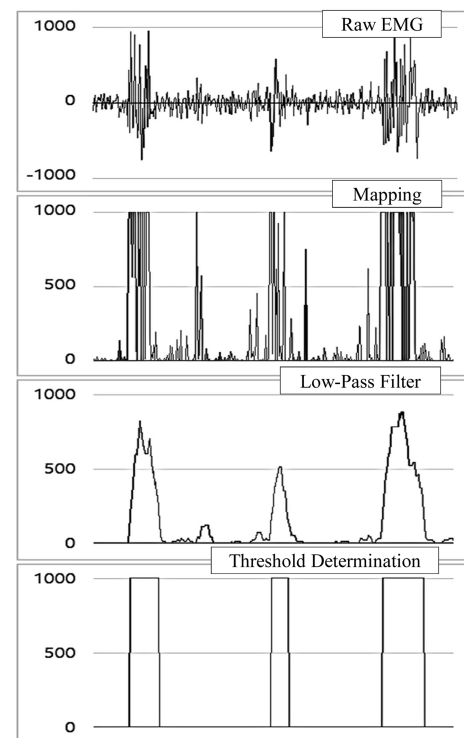


Fig. 9. Threshold value Determination Flow

서와 자이로 센서가 동시에 작동 하도록 Fig. 8과 같이 설치하였다.

2.2.2 신호 처리 방법

지연 시간은 센서 측정 값의 필터에도 영향을 받기 때문에 빠른 연산속도와 신호의 안전성에 중점을 두고 필터를 설계하였다. Fig. 9와 같이 근전도 센서에서 출력되는 0~5 V의 신호를

Low-pass 필터와 Digital smooth 기법을 조합하여 필터링 하였고, 근전도 센서와 자이로 센서 값을 동일한 필터로 처리하여 필터로 인한 지연시간 차이가 발생하지 않도록 하였다.

2.2.3 실험 방법

위에서 언급한 실험 환경에서, 목빗근의 이완 정도에 따른 센서 측정 값을 비교하였다. Fig. 10과 같이 정면을 보는 자세에서 기구를 착용한 상태로 목을 90° 돌리는 것과 45° 돌리는 두 가지 방식으로 근전도 센서와 자이로 센서의 데이터를 수집하는데, 전자의 경우에 정면을 바라보고 있어 목 근육이 상당히 이완되어 있는 상태지만, 후자의 경우에는 비교적 긴장되어 있어 근전도 반응을 쉽게 얻을 수 있다[20].

Fig. 11과 같이 실험 장치를 설치하고, 피실험자는 5초당 1회의 주기로 80~100회 주어진 방향과 각도로 목을 돌리고 휴식하는 방식으로 실험을 진행하였다. 200~300회를 연속적으로 실험할 경우 피로에 의해 근전도 신호가 강하게 반응하여 데이터가 왜곡되기 때문에 적당한 휴식시간을 가진 후에 실험을 진행하였다.

2.2.4 실험 결과

수집된 두 가지의 센서 데이터를 정량적으로 분석하기 위해 근전도 센서의 반응시간과 자이로 센서의 반응시간의 차이를 계산하였다.

실험은 4명의 피실험자를 대상으로 진행하였고, 고개를 돌리

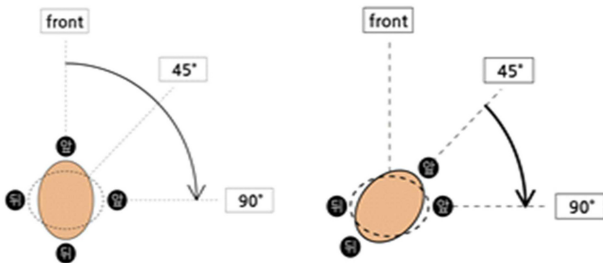


Fig. 10. Simulation methods

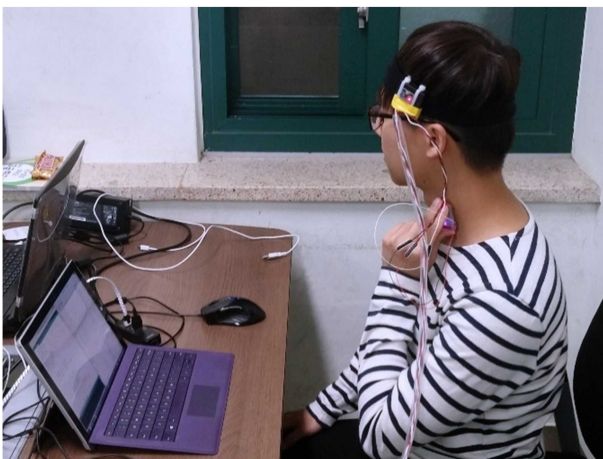


Fig. 11. Experiment environment

Table 1. The difference between the reaction time of the EMG sensor and gyro sensor

Subject	LEE	Value(ms) = EMG response - Gyro response							
		lower SCM 45°		lower SCM 90°		upper SCM 45°		upper SCM 90°	
		Earlier	Value	Earlier	Value	Earlier	Value	Earlier	Value
G			-25.715	G		E	40.256	G	-23.053
E			26.104	G		E	45.917	G	-106.028
E			26.370	G		E	44.814	G	-88.443
G			-26.461	G		E	94.908	G	-22.765
E			27.328	G		E	23.051	G	-75.217
E			28.383	G		E	25.895	G	-47.319
E			28.629	G		G	-66.174	G	-144.493
E			29.169	E		E	22.764	E	23.656
E			29.589	E		E	17.524	G	-85.335
E			30.353	E		E	56.248	G	-63.176
E			31.115	E		E	25.672	G	-40.295
E			31.422	E		E	21.257	G	-25.556
E			31.526	G		E	48.856	G	-26.083
G			-32.324	E		E	48.951	G	-170.844
E			32.548	G		G	-46.047	G	-133.229
E			32.791	G		E	22.618	G	-62.550
E			33.293	E		E	42.479	G	-46.886
E			33.602	G		E	69.297	E	31.215

Table 2. The rate on signal response between EMG signal and gyro signal

Subject1 (times:321)	EMG rate
lower SCM 45°	73%
lower SCM 90°	22%
upper SCM 45°	86%
upper SCM 90°	29%

Table 3. Relative Average Latency, The value has negative(-) number is in the circumstance that Gyro sensor is faster than EMG sensor

Latency(ms)	subject 1	subject 2	subject 3	subject 4
lower SCM 45°	10.37	21.77	18.89	30.79
lower SCM 90°	-44.04	-66.00	-146.89	-37.73
upper SCM 45°	27.02	19.14	34.18	18.86
upper SCM 90°	-92.92	-19.05	-143.10	-5.08

는 한 번의 행동에 두 센서가 반응 하는 시간을 측정해 서로의 값 차이를 구하여 데이터를 정리를 하였다. 근전도 센서의 반응 시간이 빠를 경우 “E”, 자이로 센서의 반응 시간이 빠를 경우 “G”로 표기하였다.

Table 1은 EMG 센서와 자이로 센서의 반응 시간의 차이의 샘플을 나타낸 표이고, Table 2는 센서에서 얻은 상대적 시간차에서 근전도 센서가 자이로 센서보다 더 빠르게 반응한 비율을 표시한 것이다. 통계를 보면 90°보다 45°의 회전에서, 그리고 아래보다는 위쪽에서 근전도 센서의 효율이 더 높은 것을 알 수 있다.

Table 3은 4명의 피실험자 간의 시간차를 평균으로 나타낸 표이다. 생체 신호인 근전도 신호의 특성상 피실험자에 따른 개인차가 커서 조정이 필요했기 때문에 각 피실험자의 반응 실험을

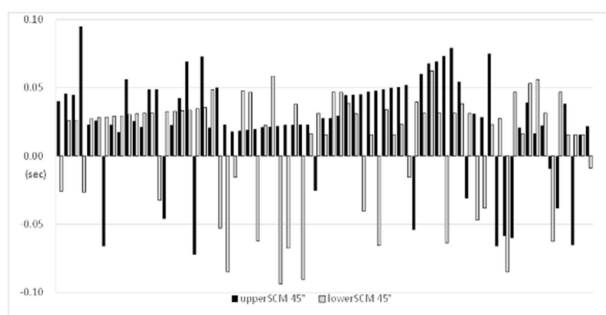


Fig. 12. Comparison Graph of 45°signals

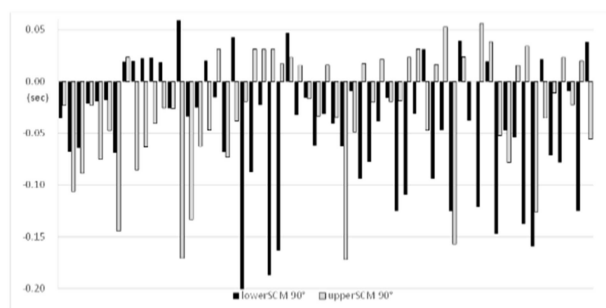


Fig. 13. Comparison Graph of 90°signals

통해서 최적의 Threshold를 적용한 뒤에 실험을 진행하였다.

상대적인 시간은 식 1과 같이 각각의 센서에서 응답까지 걸린 시간의 차로 계산하였다. 근전도 센서의 응답이 빠른 경우 시간차는 양수 값을 가지고 자이로 센서의 응답시간이 짧은 경우에는 음수 값으로 계산된다.

$$T_r = T_{gyro} - T_{emg} \quad (1)$$

Fig. 12, 13은 각각의 실험 환경에서 기록한 상대적 시간차이를 도식화 한 것으로 45°의 실험환경에서 90°의 경우보다 근전도 센서의 응답 성능이 우수함을 알 수 있다. 다소 제한적인 환경이지만 근전도 신호가 10~50 ms 가량 빠르게 반응함을 알 수 있다. 그러나 90°를 움직일 때에는 응답률이 낮아 사용 환경에 따라 근전도 신호가 유효하지 않을 수 있다는 것을 확인하였다.

3. 결 론

본 논문에서는 목 근육의 근전도 신호 측정을 통한 HMD의 헤드 트래킹 지연 시간 감소 방법에 대하여 연구하였다. 실험 결과에서 알 수 있듯이 제한적인 조건에서 자이로 센서 대비 근전도 센서의 지연시간이 10~20 ms 정도 단축됨을 확인할 수 있었다.

또한 목을 움직이는 범위에 따라 근육의 긴장과 이완상태에서 발생하는 표면전류의 차이가 커서 근전도 신호를 제대로 측정하지 못하는 경우가 발생하였는데, 이러한 문제점은 고성능의 근전도 센서 개발 통하여 개선이 가능할 것으로 생각된다.

다만 근전도 센서의 반응속도가 느리거나 피실험자에 따른 실험 결과의 편차가 큰데, 이는 실험자의 습관, 근육이 피로도, 근육의 활동량의 차이가 원인으로, 보정 작업을 거치더라도 어느 정도의 차이가 발생하였다. 또한 표면 전류를 측정하는 근전도 센서가 목에서 머리의 모든 움직임에 대한 데이터를 얻을 수 없다는 사실을 실험을 통해 알 수 있었다. 이는 목이 여러 겹의 근육으로 덮여있고 표면 근육이 아닌 내부 근육의 움직임은 표면 근육의 전류 때문에 영향을 받기 때문에 정확한 값을 얻기 어렵고, 신호가 미약하기 때문으로 판단된다.

그리고 HMD에 실제 설치를 고려할 경우 근전도 센서를 목에 자연스럽게 부착하도록 디자인하는 것이 어렵고, 착용 시 목의 움직임이 부자연스러워 질 것으로 예측되지만, 이러한 문제점들은 근전도 센서 자체의 성능적인 향상과 감지 센서의 개수 증가, 목의 행동을 검출하기 위한 센서 위치 부위를 좀 더 특정할 수 있다면, 미세한 표면 전류를 더 정확하게 측정할 수 있고 그에 따른 개인 간 결과값의 편차도 줄어 들 수 있을 것이다.

따라서 근전도 센서를 추가하여 HMD에서 사용자의 움직임을 예측하는 것은 기존 센서 대비 유의미한 수준에서의 향상이 가능할 것으로 판단되며, 이에 대한 추가적인 연구를 통해 보다 향상된 결과를 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

감사의 글

이 연구는 서울과학기술대학교 교내연구비의 지원으로 수행되었습니다.

REFERENCES

- [1] R. Azuma, Y. Baillot, R. Behringer, S. Feiner, S. Julier, and B. MacIntyre, "Recent advances in augmented reality", *IEEE Comput. Graph. Appl.*, Vol. 21, No. 6, pp. 34-47, 2001.
- [2] O. Cakmakci, J. Rolland, "Head-worn displays: a review", *J. Display Technol.*, Vol. 2, No. 3, pp. 199-216, 2006.
- [3] C. R. Spitzer and C. Spitzer, *Digital Avionics Handbook*, CRC Press, 2000.
- [4] J. Han, G. Lee, "VR Tourism Content Using the HMD Device", *J. the Korea Contents Assoc.*, Vol. 15, No. 3, pp. 40-47, 2015.
- [5] J. P. Rolland, H. Hua, *Head-mounted display systems*, Encyclopedia of optical engineering, pp. 1-13, 2005.
- [6] J. P. Rolland, L. Davis and Y. Baillot, *A survey of tracking technology for virtual environments*, Fundamentals of wearable computers and augmented reality, pp. 67-112, 2001.
- [7] Y. Akatsuka and G. A. Bekey, "Compensation for end to end delays in a VR system", *Proc. of IEEE Conf. on Virtual Reality Annual International Symposium*, pp. 156-159, 1998.
- [8] L. Chai, K. Nguyen, B. Hoff and T. Vincent, "An adaptive

- estimator for registration in augmented reality", *Augmented Reality, 1999.(IWAR'99) Proceedings. 2nd IEEE and ACM International Workshop on. IEEE*, pp. 23-32, 1999.
- [9] M. C. Jacobs and M. A. Livingston, "Managing latency in complex augmented reality systems", *Proceedings of the 1997 symposium on Interactive 3D graphics. ACM*, pp. 49-54, 1997.
- [10] M. J. Regan, G. S. Miller, S. M. Rubin and C. Kogelnik, "A real-time low-latency hardware light-field renderer", *Proceedings of the 26th annual conference on Computer graphics and interactive techniques. ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co.*, pp. 287-290, 1999.
- [11] R. Kijima, E. Yamada and T. Ojika, "A development of reflex HMD-HMD with time delay compensation capability", *Proc. 2nd Int'l Symp. Mixed Reality.*, pp. 40-47, 2001.
- [12] M. R. Mine, "Characterization of end-to-end delays in head-mounted display systems", The University of North Carolina at Chapel Hill, TR93-001, 1993.
- [13] K. I. Morishige, T. Kurokawa, M. Kinoshita, H. Takano and T. Hirahara, "Prediction of head-rotation movements using neck EMG signals for auditory tele-existence robot "Tele-Head", *In Robot and Human Interactive Communication, RO-MAN 2009. The 18th IEEE International Symposium*, pp. 1080-1086, 2009.
- [14] S. Guo, M. Pang, B. Gao, H. Hirata and H. Ishihara, "Comparison of sEMG-Based Feature Extraction and Motion Classification Methods for Upper-Limb Movement", *Sens.*, Vol. 15, No. 4, pp. 9022-9038, 2015.
- [15] <http://www.snuh.org> (retrieved on Oct. 20, 2015)
- [16] F. Farshadmanesh, P. Byrne, G. P. Keith, H. Wang, B. D. Corneil and J. D. Crawford, "Cross-validated models of the relationships between neck muscle electromyography and three-dimensional head kinematics during gaze behavior", *J. Neurophysiol.*, Vol. 107, No. 2, pp. 573-590, 2012.
- [17] M. R. Williams and R. F. Kirsch, "Evaluation of head orientation and neck muscle EMG signals as three-dimensional command sources", *J. Neuroeng. Rehabil.*, Vol. 12, No. 1, 2015.
- [18] M. Kim, J. Lee, H. Ko and K. Kim, "A preliminary analysis of analysis window size and voting size with a time delay for a robust real-time sEMG pattern recognition", *Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI), 2014 11th International Conference on. IEEE*, pp. 121-126, 2014.
- [19] T. Zhang, L. Li and H. Yan, "The HCI method for upper limb disabilities based on EMG and gyros", *Advanced Motion Control (AMC), 2014 IEEE 13th International Workshop on. IEEE*, pp. 434-439, 2014.
- [20] A. Martinez-Coll, C. Papacosta and H. Nguyen, "Surface electromyography (sEMG) of the sternocleidomastoid (SCM) muscle for variable control using head movement technology", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*. Vol. 2, pp. 1598-1601, 2003.