

햅틱 초음파 프로브의 균일한 촉각 진동 렌더링

Uniform Vibrotactile Rendering in a Haptic Ultrasound Probe

차진우* · 김휘재* · 박영진* · 박노철†
Jinwoo Cha*, Wheejae Kim*, Youngjin Park* and No-Cheol Park†

(Received August 30, 2024 ; Revised September 29, 2024 ; Accepted October 5, 2024)

Key Words : Ultrasound Probe(초음파 프로브), Haptic Feedback(햅틱 피드백), Vibrotactile Rendering(촉각 진동 렌더링), Optimization(최적화), Actuator Control(액추에이터 제어), Vibration Minimization(진동 최소화), Uniformity(균일성)

ABSTRACT

This study investigates the integration of haptic feedback into ultrasound probes to achieve uniform vibrotactile rendering on the grip surface used by clinicians, while minimizing vibrations on the diagnostic surface that contacts the patient. This method enables clinicians to experience consistent vibrotactile feedback regardless of grip variation, preserving measurement accuracy and enhancing patient comfort. Frequency Response Function(FRF) techniques were employed to optimize actuator control, effectively minimizing vibrations on the diagnostic surface and achieving uniform vibrotactile rendering. To validate this approach, a prototype ultrasound probe was fabricated using 3D printing. FRF measurements were taken with a laser Doppler vibrometer, and optimized actuator control signals were applied. Results showed that vibrations on the diagnostic surface remained below the target threshold of 0.2 G, while delivering uniform vibrotactile rendering in the 1 G ~ 2 G range on the grip surface.

기호 설명

- \mathbf{a} : 가속도 응답 벡터
- \mathbf{a}_C : 프로브 그립 표면의 가속도 응답 벡터
- \mathbf{a}_D : 프로브 진단 표면의 가속도 응답 벡터
- a_{target} : 그립 표면의 목표 진동 가속도 크기
- a_{th} : 진단 표면의 진동 가속도 역치 크기
- e_i : 목표 진동 가속도 크기와의 오차
- \mathbf{H} : 주파수 응답 함수 행렬
- \mathbf{H}^+ : 주파수 응답 함수의 유사 역행렬
- \mathbf{H}_C : 프로브 그립 표면의 주파수 응답 함수 행렬

- \mathbf{H}_D : 프로브 진단 표면의 주파수 응답 함수 행렬
- N_r : 렌더링 위치 개수
- N_a : 액추에이터 개수
- \mathbf{v} : 액추에이터 구동 신호 벡터
- v_{th} : 액추에이터의 인가 전압의 역치 크기

1. 서론

초음파 시스템(ultrasound system, US)은 의료 영상 진단에 사용되는 기기이다. 초음파 시스템 내 탐

† Corresponding Author ; Member, Department of Mechanical Engineering, Yonsei University, Professor
E-mail : Pnch@yonsei.ac.kr

* Member, Department of Mechanical Engineering, Yonsei University, Student

‡ Recommended by Editor Jung Woo Sohn
© The Korean Society for Noise and Vibration Engineering

촉자(transducer) 또는 프로브(probe)는 인체와 접촉하여 초음파를 발생시키고 송신하며, 반사된 에코를 수신하는 장비이다. 프로브는 수신된 신호를 시스템에 전달하여 이미지를 형성하고, 이를 시스템 모니터 화면에 표시한다. 환자와 접촉하는 초음파 프로브는 자세 정렬에 따라 초음파 이미지 품질에 큰 영향을 미친다.

프로브에 햅틱 피드백을 적용하면 사용자가 자세를 더 안정적으로 유지할 수 있어 오류가 줄어들고 진단 시간이 단축되며 진료 효율성이 높아진다. 한 예로 초음파를 이용한 침습적 치료에서 햅틱 피드백을 적용하여 바늘 삽입 작업 중 프로브 자세 편차 및 오류 수정 시간을 크게 줄였다⁽¹⁾. 이러한 기술은 의료용 침습적 치료 원격 로봇에도 적용되어⁽²⁾, 원격으로 수행되는 수술에서 의사의 손 떨림을 줄이고, 정확성을 높이며, 전체 수술 시간을 단축하는 데 기여할 수 있다.

Fig. 1은 일반적인 초음파 프로브 사용 상황을 나타낸다. 임상(사용자)이 한 손으로 프로브를 잡고 프로브의 헤드 부분인 진단 표면을 환자와 접촉하여 사용하게 된다. 초음파 프로브에 햅틱 피드백을 적용할 때는 촉각 진동이 환자에게 전달되어 불쾌감을 주거나 측정 정밀도를 낮추지 않도록 해야 하며, 동시에 임상에게는 햅틱에 의한 촉감을 느낄 수 있도록 충분한 촉각 진동이 렌더링 되어야 한다. 또한, 임상

에 따라 손 크기 및 프로브의 파지 방법이 다르므로, 여러 자세에서도 같은 햅틱 효과를 제공하기 위해서는 프로브의 그립 표면 전체에 균일한 진동을 렌더링해야 한다.

이 연구에서는 초음파 프로브의 임상의 파지 가능 영역에서는 일정 크기 이상의 진동이 균일하게 생성되며, 진단 표면에서는 진동이 최소화될 수 있는 액추에이터 구동 신호 생성 방법론을 제시한다.

2. 이 론

2.1 FRF를 활용한 촉각 진동 렌더링

촉각 진동 렌더링 방법으로는 액추에이터와 촉각을 제공하고자 하는 표면의 진동 응답에 대한 주파수 응답 함수(frequency response function, FRF)를 활용하는 방법이 있다⁽³⁻⁵⁾.

촉각을 제공하고자 하는 표면을 일정한 크기의 가상 격자로 나누어 터치 위치를 구분하였을 때, 액추에이터의 인가 전압과 표면의 터치 위치에서의 진동 응답에 대한 주파수 응답 함수를 활용하여 액추에이터 구동으로 인한 해당 표면의 진동 가속도를 계산할 수 있다. 이를 통해 개별 터치 지점에서의 가속도 응답 **a**는 액추에이터에 의한 주파수 응답 함수 **H**와 구동 신호 **v**의 곱으로 계산할 수 있으며 식 (1), 식 (2)와 같다.

$$\mathbf{a} = \mathbf{H}\mathbf{v} \tag{1}$$

$$\mathbf{H} = \begin{bmatrix} H_{1,1} & H_{1,2} & \dots & H_{1,N_s} \\ H_{2,1} & H_{2,2} & \dots & H_{2,N_s} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{N_s,1} & H_{N_s,2} & \dots & H_{N_s,N_s} \end{bmatrix} \tag{2}$$

여기서 **a**는 ($N_s \times 1$)행렬이고, **v**는 ($N_a \times 1$)행렬이다. 식 (2)에서 **H**가 정방행렬이 아니라면 **H**의 유사 역행렬(Pseudo Inverse Matrix) **H⁺**를 통해 개별 터치 위치에 원하는 가속도 응답 **a**를 제공해 주기 위한 구동 신호 **v**를 계산할 수 있으며 식 (3)과 같다.

$$\mathbf{v} = \mathbf{H}^+\mathbf{a} \tag{3}$$

식 (3)을 통해, 개별 터치 지점에서 원하는 촉각 진동 렌더링을 구현할 수 있으며, 액추에이터 구동신호에 대한 해가 존재하기 위해서는 촉각 진동 렌더링의

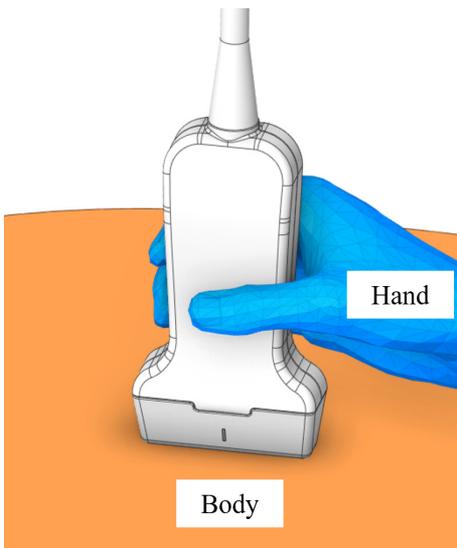


Fig. 1 Ultrasound probe in medical diagnostic

개수(N_r)는 액추에이터의 개수(N_a)보다 적거나 같게 설정되어야 한다($N_r \leq N_a$).

2.2 특정 면의 촉각 진동 렌더링 최적화

이 연구에서는 특정 터치 위치에 대해서만 촉각 진동을 렌더링하는 것이 아니라, 특정 면 전체를 제어해야 했기 때문에 더 많은 위치를 동시에 제어할 필요성이 있다.

Fig. 2는 표면(surface) 위에 터치 위치(touch positions)를 등간격으로 24개(1~24)로 나누고, 8개의 액추에이터(actuators)를 배치하여, 여러 개별 지점에서 원하는 가속도 응답을 만들어내기 위한 액추에이터를 렌더링 하는 방법을 표현하였다. 식 (3)을 통해 특정 (9, 10) 위치에 사인 주파수 신호(sine wave signal)로 촉각 진동을 렌더링 할 수 있다.

식 (3)을 통해 액추에이터 개수 이하의 여러 개별 지점의 촉각 진동 렌더링을 구현할 수 있지만, 제한된 액추에이터 개수보다 촉각 진동 렌더링의 위치가 많아지게 되면 *overdetermined* 문제가 발생하게 된다. 이에 따라 여러 개별 지점에 대해 촉각 진동 렌더링을 정확히 구현하기가 어려워지며, 유사 역행렬 방법을 통해 전체 표면의 진동을 구현하는 것에는 한계가 있다. 따라서 이 연구에서는 액추에이터의 구동 신호를 변수로 하며, Fig. 3의 프로브의 그립 표면의 가속도 응답을 제약 조건으로 하고, 진단 표면의 가속도 응답을 목적함수로 하는 최적화 문제를 정의하였고 식 (4)~식 (6)과 같다.

$$\min_v c(\mathbf{v}) = \|\mathbf{a}_C - a_{target}\|_\infty$$

$$\text{subject to } \|\mathbf{a}_D\|_\infty \leq a_{th}$$

$$\|\mathbf{v}\|_\infty \leq v_{th} \tag{4}$$

$$\mathbf{a}_C = \mathbf{H}_C \mathbf{v} \tag{5}$$

$$\mathbf{a}_D = \mathbf{H}_D \mathbf{v} \tag{6}$$

여기서 \mathbf{a}_C 는 프로브 그립 표면의 가속도 응답이고, \mathbf{a}_D 는 프로브 진단 표면의 가속도 응답이다. a_{target} 은 프로브 그립 표면에 생성하고자 하는 타겟 진동 가속도의 크기이고, a_{th} 는 프로브 진단 표면에서의 진동 가속도의 역치 크기이다. v_{th} 는 액추에이터의 인가 전압에 대한 역치로 액추에이터의 구동 성능에 대한 선형성이 확보되는 역치의 크기이다. 최적화 문제에서 액추에이터 구동 신호의 초기값은 v_{th} 이내에서 무작위로 설정하였다. 최적화 문제의 해결을 통해, 진단 표면에서는 a_{th} 이하의 진동이 생성되면서 그립 표면에서는 a_{target} 의 진동이 균일하게 생성되는 액추에이터 구동 신호를 구할 수 있다. 최적화 문제는 선형 제약 조건이 있는 *overdetermined* 최적화 문제를 해결하는데 주로 사용되는 *interior-point* 알고리즘을 통해 해결하였다.

초음파 검사 시에는 일반적으로 몸의 여러 부위를 측정할 수 있지만, 주로 상체 전면부(upper body anterior)인 목, 가슴, 상복부, 하복부 등과 접촉되어 사용된다. 그중 한 예로 복부(abdomen)에 대한 진동 인지 역치(vibration perception threshold, VPT)는 200 Hz

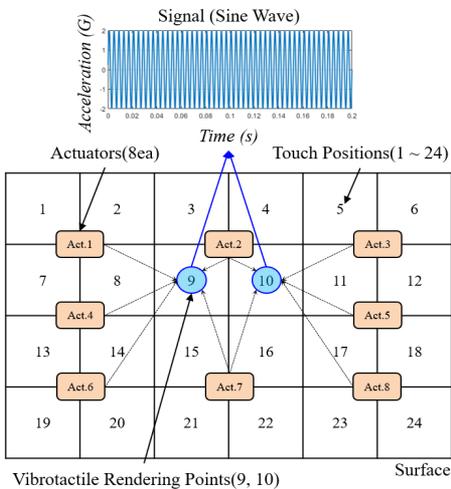


Fig. 2 Vibrotactile rendering at multiple individual points

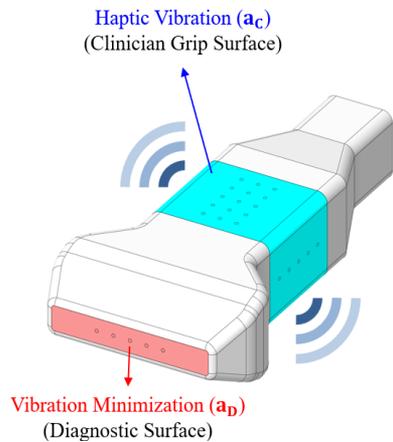


Fig. 3 Linear ultrasound probe

주파수일 때, 0.05 G ~ 0.355 G이다⁽⁶⁾. 보통 몸의 VPT는 100 Hz 이하에 대해서 더 예민하고, 촉각 진동 렌더링에서 사용하고자 하는 주파수 범위인 100 Hz ~ 500 Hz에서는 덜 예민하다⁽⁷⁾. 그래서 초음파 프로브의 진단 표면에 대한 진동 최소화 기준을 복부의 VPT 평균값인 0.2 G(a_{th})로 선정하였다. 또한, 임상과의 접촉하는 부분인 핸들 부분에는 임상과의 손가락 끝(fingertip)과 엄지 두덩(thenar eminence)이 접촉되고, 촉각 진동 렌더링이 잘 느껴지도록 주파수 범위 100 Hz ~ 500 Hz 및 1.5 G(a_{target}) 기준(1 G ~ 2 G, 오차 범위 0.5 G)으로 선정하였다⁽⁸⁾.

초음파 검사 환경에서는 일회용(수술용) 장갑 착용이 일반적이며, 장갑을 착용한 상태에서도 VPT 값에는 차이가 없다는 사실을 고려하여⁽⁹⁾, 선정된 가속도 크기의 범위로 기준을 설정하였다.

3. 실험

3.1 모델링 및 제어 포인트 선정

Fig. 4와 같이 프로브의 크기와 유사한 형태로, 피에조 액추에이터를 부착하기 위한 제어 면이 평탄한 단순한 프로브 형상으로 모델을 구축하였다.

제어 포인트 선정에서는 진단 표면과 그립 표면을 대표할 수 있도록 Fig. 5와 같이 면을 가상 격자로 나누어 설정하였다. 5 mm 간격으로 진단 표면에는 5개의 포인트를, 그립 표면에는 40개의 포인트를 선정하였다. 각 면의 수직 방향 진동에 대해 인체가 가장 민감하게 인지하므로⁽¹⁰⁾, 진단 표면의 5개 포인트는 Z축 방향의 진동을 최소화되도록 하였고, 그립 표면에는 X축과 Y축 방향으로 각각 10개와 30개의 포인트를 촉각 진동 렌더링이 균일하게 이루어지도록 하였다.

3.2 실험을 위한 목업(Mock-up) 제작

실험 검증을 위해 Fig. 6과 같이 fused filament fabrication(FFF) 방식의 3D 프린터(Sindoh, 3DWOX 1)를 사용하여 프로브 커버를 제작하였다. 임상과의 그립 표면에 촉각 진동을 렌더링하기 위해, 각 면의 내부에 피에조 액추에이터 2개씩 총 8개를 부착하였고, 액추에이터의 저주파 진동력을 향상시키기 위해 추가 질량을 부착하였다. Table 1은 햅틱 초음파 프로브 목업의 구성품 정보를 나타내었다.

3.3 실험 방법

프로브 표면의 제어 포인트에서 주파수 응답 함수를 측정하기 위해 laser doppler vibrometer(LDV)를 사용하였다. 측정 시에는 프로브를 안정적으로 고정하기 위해 알루미늄 지그를 제작하였다. 이 지그는 A6061 T6으로 제작되었으며, 크기는 150 mm × 120 mm × 80 mm,



Fig. 4 Ultrasound probe modeling

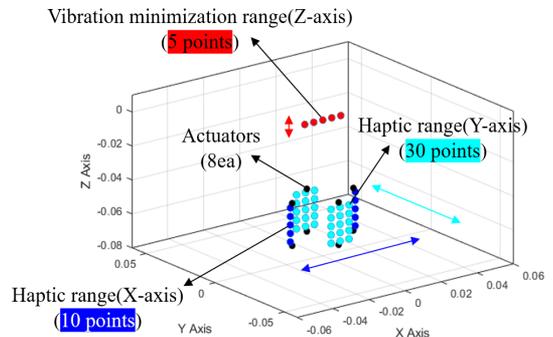


Fig. 5 Selection of control points

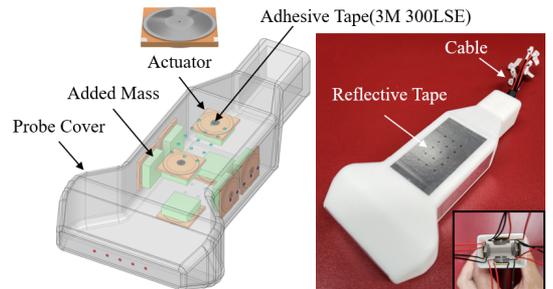


Fig. 6 Experimental mock-up

Table 1 Components of haptic ultrasound probe

Part	Material	Size(w × l × h) [mm]	Qty [ea]	Weight [g]
Probe cover	PLA	60 × 120 × 25, T1	1	17.6
Piezo actuator (TDK, 1313H018V120)	-	12.7 × 12.7 × 1.8	8	12
Cable	-	-	8	4
Added mass	STEEL	10 × 10 × 3	8	19.2
Total weight				52.8

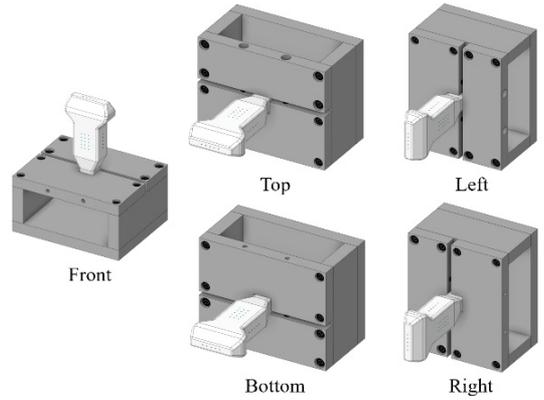


Fig. 8 Measurement posture by position

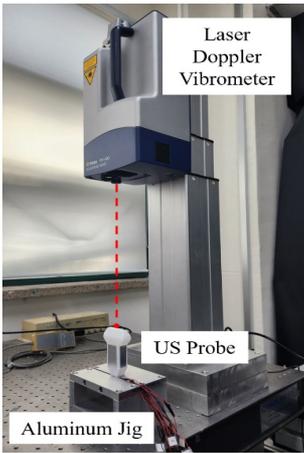


Fig. 7 FRFs measurement using LDV

두께는 15 mm이다. 또한, 지그가 촉각 진동 렌더링 주파수 범위인 100 Hz ~ 500 Hz에 영향을 미치지 않도록, 1차 모드의 고유 주파수가 2000 Hz 이상이 되도록 단단하게 설계하였다.

프로브의 고정 방법으로는, 선정된 제어 포인트를 모두 정확하게 측정할 수 있도록 프로브의 하단인 케이블 부분을 이용하여 고정하였다.

전체적인 실험 절차는 아래와 같다.

(1) Fig. 7과 같이 액추에이터 구동 신호와 프로브 제어 포인트의 진동 반응 사이의 FRF는 LDV(Polytec, PSV-400)를 사용하여 측정했다.

(2) 측정된 FRF를 기반으로 제안된 방법과 최적화를 통해 액추에이터별 인가 전압을 계산하였다.

(3) 계산된 구동 신호를 바탕으로 DAQ(NI, cDAQ-9174) 장비 및 LabVIEW 2019를 이용하여 촉각 진동 렌더링 실험을 수행하였다.

(4) 프로브의 각 표면에서 발생하는 가속도는 LDV를 통해 측정하였다.

3차원인 프로브의 X축, Y축, Z축의 제어 포인트를 측정하기 위해서 Fig. 8과 같이 위치별(front, top, bottom, left, right)로 지그를 이동하면서 LDV로 제어 포인트를 측정하였다. 이 과정에서 각 액추에이터와 제어 포인트 위치 사이에서 총 360개의 FRF(45 × 8)가 측정되었다. 예를 들어, Fig. 9는 8개의 액추에이터와 top 부분의 정 가운데 위치인 Pos. 13 및 right 부분의 정 가운데 위치인 Pos. 43에서의 진동 응답을 나타냈다.

3.4 실험 결과

촉각 진동 렌더링 주파수는 측정한 주파수 응답 함수(FRF)를 기반으로 선정되었다. 이 주파수는 햅틱 피드백을 제공하고자 하는 4개의 주요 면이 고르게 진동할 수 있는 주파수이다. 최적화 기법을 적용한 실험의 결과는 Fig. 10에 나타나 있다.

실험 결과에 따르면, 진단 표면인 front(Pos. 1 ~ Pos. 5) 부분에서는 진동 크기가 0.2 G 이하로 유지되었으며, 임상이가 잡는 부위인 top, bottom, left, right (Pos. 6 ~ Pos. 45) 부분에서는 대부분의 제어 포인트에서 1 G ~ 2 G의 진동을 충족하여 1.5 G 기준을 만족함을 확인할 수 있었다. 이는 최적화 기법이 각 면의 진동을 효과적으로 제어할 수 있음을 확인하였다.

제시한 최적화 기법의 효용성을 확인하기 위해, 각 액추에이터에 최대 전압인 10 V를 동일한 위상으로 인가한 결과는 Fig. 11에 나타나 있다. 실험 결과, 진단 표면에서는 진동이 0.2 G 이하로 유지되어 목표를 충족했으나, 임상이가 그립하는 표면에서는 대부분의

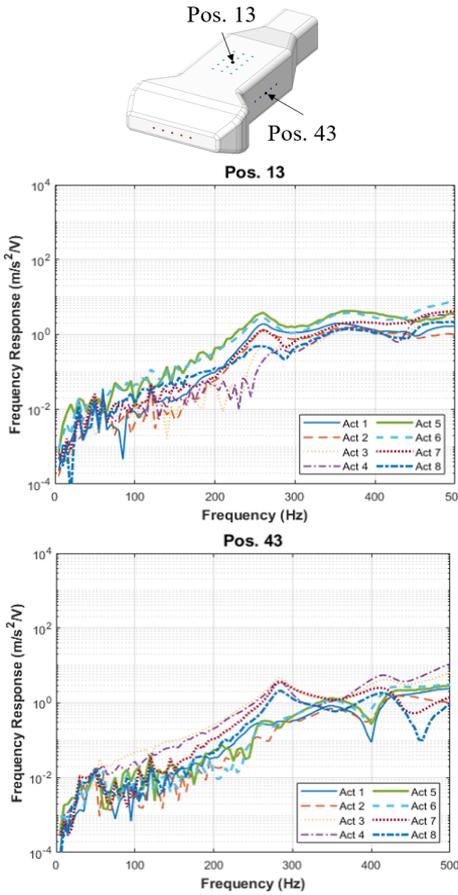


Fig. 9 Measured FRFs between each actuator and vibration response at Pos. 13, Pos. 43

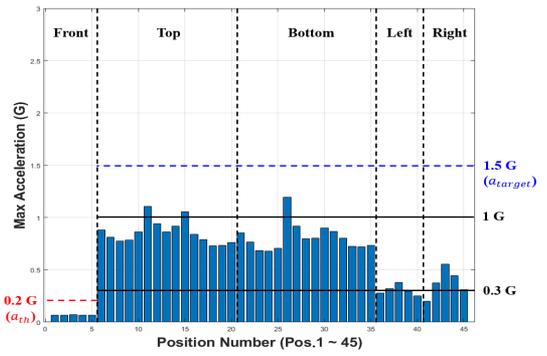


Fig. 11 Non-optimization

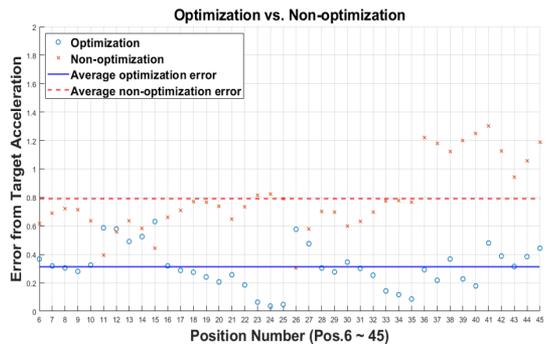


Fig. 12 Error(e_i) from target acceleration

역치 크기(a_{th})는 만족했기 때문에, 식 (7)을 통해 임상의가 그림하는 표면에 대해서 최적화 기법이 적용될 때의 균일성을 평가하였다.

$$e_i = \| \mathbf{a}_{C_i} - a_{target} \| \quad (i = 6, 7, \dots, 45) \quad (7)$$

여기서 e_i 는 목표 진동 가속도 크기(a_{target})와의 오차이고, i 는 임상의가 그림하는 top, bottom, left, right (Pos. 6 ~ Pos. 45) 위치이다.

Fig. 12는 Pos. 6 ~ Pos. 45에서의 목표 진동 가속도 크기와 오차를 그래프로 나타내었다. 그 결과, 동일한 최대 진압을 적용했을 때도 최적화 기법을 적용한 경우가 더 효과적으로 진동을 제어할 수 있음을 확인하였다.

4. 결론

포인트에서 가속도 크기가 1 G 이하로 측정되었고, 특히 측면(left, right)에서는 0.5 G 이하로 더욱 낮게 나타났다. 진단 표면에서는 진단 표면의 진동 가속도

이 연구의 주요 목표는 햅틱 초음파 프로브의 두 가지 핵심 표면에서 진동을 효과적으로 제어하고 촉각 진

동 렌더링을 최적화하는 것이었다. 첫째, 환자와 접촉하는 진단 표면에서는 진동을 0.2 G 이하로 최소화하여 환자에게 불편함을 줄이고 측정 정밀도를 향상시키는 것이었으며, 둘째, 임상이가 잡고 사용하는 핸들 부분에서는 다양한 파지 방법에 관계없이 1 G~2 G 범위의 균일한 촉각 진동 렌더링을 구현하는 것이었다. 연구에서 제안한 최적화 기법을 통해 실험을 수행한 결과, 진단 표면의 진동을 목표치인 0.2 G 이하로 유지하면서, 동시에 핸들 부분에서 균일한 1 G~2 G 범위의 촉각 진동 렌더링을 효과적으로 구현할 수 있음을 확인하였다.

References

(1) Raitor, M., Nunez, C. M., Stolka, P. J., Okamura, A. M. and Culbertson, H., 2024, Design and Evaluation of Haptic Guidance in Ultrasound-based Needle-insertion Procedures, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 71, No. 1, pp. 26~35.

(2) Oh, J.-S., Shin, W.-K., Nguyen, P.-B., Uhm, C.-H. and Choi, S.-B., 2013, A Haptic Master-slave Robot System: Experimental Performance Evaluation for Medical Application, *Transactions of the Korean Society for Noise and Vibration Engineering*, Vol. 23, No. 1, pp. 41~48.

(3) Emgin, S. E., Aghakhani, A., Sezgin, T. M. and Basdogan, C., 2019, HapTable: An Interactive Tabletop Providing Online Haptic Feedback for Touch Gestures, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 25, No. 9, pp. 2749~2762.

(4) Pantera, L. and Hudin, C., 2020, Multitouch Vibrotactile Feedback on a Tactile Screen by the Inverse Filter Technique: Vibration Amplitude and Spatial Resolution, *IEEE Transactions on Haptics*, Vol. 13, No. 3, pp. 493~503.

(5) Park, S., Kim, W., Kim, D., Kwon, J., Bae, H. and Park, N.-C., 2021, Vibrotactile Rendering on a Touch Surface with Reduced Sound Radiation, *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 497, 115936.

(6) Cholewiak, R. W., Brill, J. C. and Schwab, A., 2004, Vibrotactile Localization on the Abdomen: Effects of Place and Space, *Perception & Psychophysics*, Vol. 66, No. 6, pp. 970~987.

(7) Jones, L. A. and Sarter, N. B., 2008, Tactile Displays: Guidance for Their Design and Application, *Human Factors*, Vol. 50, No. 1, pp. 90~111.

(8) Verrillo, R. T., 1971, Vibrotactile Thresholds Measured at the Finger, *Perception & Psychophysics*, Vol. 9, No. 4, pp. 329~330.

(9) Hatzfeld, C., Dorsch, S., Neupert, C. and Kupnik, M., 2018, Influence of Surgical Gloves on Haptic Perception Thresholds, *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Vol. 14, No. 1, e1852.

(10) Morioka, M. and Griffin, M. J., 2008, Absolute Thresholds for the Perception of Fore-and-aft, Lateral, and Vertical Vibration at the Hand, the Seat and the Foot, *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 314, No. 1~2, pp. 357~370.



Jinwoo Cha received B.S. degree in Mechanical Engineering from Kangwon Natural University in 2017. He is a M.S. student at Yonsei University and researcher at the Mecha Solution Group of Samsung Medison. His current research interests include haptic and mechanical vibration.



Wheejae Kim received B.S. degree in Mechanical Engineering from Yonsei University in 2018. He is a Ph.D. student at Yonsei University. His current research interests include mechanical vibration, vibroacoustic and haptic.



Youngjin Park received B.S. degree in Mechanical Engineering from Soongsil University in 2020. He is a Ph.D. student at Yonsei University. His current research interests include mechanical vibration, haptic, structural vibration.



No-Cheol Park received B.S., M.S. and Ph.D. degrees from Yonsei University in 1986, 1988, and 1997, respectively. Dr. Park is currently a professor at department of Mechanical Engineering in Yonsei University.