

로봇 지원 원격 초음파 영상진단을 위한 마스터-슬레이브 시스템의 개발

Development of Master-slave System for Robot-assisted Remote Ultrasound Diagnosis

서준호^{1†} · 조장호² · 권오원³

Joonho Seo^{1†}, Jang Ho Cho², Ohwon Kwon³

Abstract: In this paper, we introduce a robot-assisted medical diagnostic system that enables remote ultrasound (US) imaging to be applied to the conventional telemedicine, which has been possible only with interviewing or a visual exam. In particular, a master-slave robot system is developed that ultrasonic diagnosis specialist can control the position and orientation of US probe in the remote place. The slave robot is designed to be compact, lightweight, and hand-held so that it can easily transfer to the remote healthcare center. Moreover, 6-degree-of-freedom (DOF) probe motion is possible by the robot design based on Stewart platform. The master device is also based on a similar structure of the slave robot. To connect master and slave system in the wide area network (WAN) environment, a hardware CODEC was developed. In this paper, we introduce the detail of each component and the results of the recent experiments conducted in the remote sites by the developed robotic ultrasound imaging system.

Keywords: Medical Robot, Ultrasound, Robot-assisted Ultrasound

1. 서론

초음파를 이용한 영상진단은 인체에 무해하고 비침습적이며 다양한 부위를 즉시 진단 할 수 있는 등 장점이 매우 많은 진단 방식이다. 이러한 장점과 더불어 최근 초음파 영상진단 장비는 기술의 발전으로 점차 소형화, 경량화되고 있어 의료 소외지 현장으로의 이동이 용이해지고 있다. 하지만 진단 부위마다 전문가가 다르고, 진단 결과가 의료진의 진단 경험과 노하우에 의존적이라는 특징이 있다. 이러한 점에서 산간 오지, 도서지역, 격오지 군부대 등과 같은 의료 소외지에는 전문 의료진이 절대적으로 부족하므로 초음파 진단과 같은 고급 의료 서비스가 전파되기 어려운 것이 현실이다. 현재 의료 소외지 환자를 위해 원격진단 시스템이 적용되어 있지만, 기존 원격

진단의 경우, 화상전화를 통한 문진이나 상담, 교육과 같은 매우 기초적인 의료서비스 제공만이 가능하다. 따라서 초음파 영상진단이 기존 원격진단 시스템에 추가 될 수 있다면 훨씬 다양한 질환에 대한 진단이 가능할 것이다. 본 연구는 이러한 필요성을 바탕으로 원격으로 초음파 영상진단을 가능하게 하는 로봇 시스템을 개발하고자 한다.

원격 초음파 영상진단 로봇 시스템은 지금까지 여러 가지 형태로 연구되어 다수의 논문을 통해 발표된 바 있다¹⁻³⁾. 기존에 소개된 로봇들은 주로 로봇 암 기반, 환자 착용형, 또는 현장 의료진이 직접 로봇을 환부에 접촉시킬 수 있도록 한 형태가 대부분이었다. 본 논문에서는 기존에 발표된 로봇보다 가볍고(3 kg 이하), 소형이면서(Hand-held형), 다자유도(6자유도)의 프로브 움직임이 가능하도록 한 슬레이브 로봇디자인을 제안하였다. 또한 슬레이브 로봇을 원격제어하기 위한 마스터 로봇, 그리고 일반 인터넷 환경에서 화상통신 뿐 아니라, 초음파 영상, 로봇 신호를 통합하여 실시간 통신이 가능하도록 한 하드웨어 코덱의 개발에 대해서 소개 한다. 또한 이러한 시스템을 이용하여 물리적으로 떨어진 두 지점에서 Wide

Received : Oct. 10. 2017; Revised : Nov. 19. 2017; Accepted : Nov. 21. 2017

1. Medical Device Lab. KIMM, Daegu, Korea (jhseo@kimm.re.kr)
2. Medical Assistive Robot Lab., KIMM, Korea (jangho@kimm.re.kr)
3. Medical Device Lab. KIMM, Daegu, Korea (owkwon@kimm.re.kr)

† Corresponding author: Medical Device Lab. KIMM, Daegu, Korea (jhseo@kimm.re.kr)

Area Network (WAN)을 통한 원격초음파 진단실험을 진행하고 이 때의 마스터 모션 대비 슬레이브 로봇의 성능지표가 되는 위치 추종 정확도에 대한 실험결과를 소개 한다. 결론적으로 개발 중인 시스템의 현장적용 가능성에 대해 논의하고자 한다.

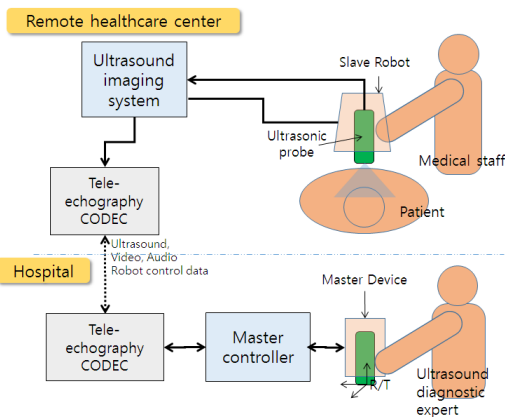
2. 로봇 지원 원격초음파 영상진단 시스템

2.1 시스템 구성

본 논문에서 개발하고자 하는 로봇 지원 원격 초음파 영상진단 시스템의 구성은 [Fig. 1]과 같다. 우선, 슬레이브 로봇은 의료소외지 현장의 보건소 등에 설치된 초음파 영상진단 장비와 연결되고, 현장의 의료진이 슬레이브 로봇을 파지하고 환자의 진단부위에 위치시키도록 하였다. 초음파 진단프로브는 슬레이브 로봇에 부착되어 정해진 영역 내에서 마스터 시스템에 의해 전송된 세부 진단 위치와 방향에 따라 움직이며 초음파 진단영상을 획득할 수 있도록 하였다. 전문병원에서는 슬레이브 시스템에서 전송되어 온 초음파 영상을 보면서 마스터 장치를 조작하여 진단한다. 일반 인터넷 환경에서 원격지 의료 현장(슬레이브 사이트)과 대도시 전문병원(마스터사이트)를 연결시키고 초음파데이터, 비디오, 오디오, 로봇제어데이터를 실시간으로 동시에 전송하기 위해 하드웨어 기반 코덱이 개발되었다. 코덱은 마스터와 슬레이브 사이트에 각각 하나씩 설치되어 인터넷에 연결된다.

2.2 슬레이브 로봇

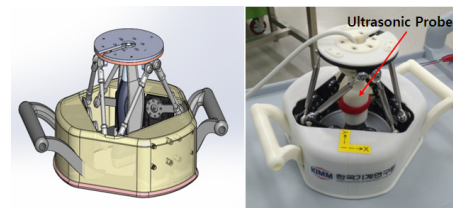
슬레이브 로봇을 설계하기 위해 우선 초음파 영상진단을



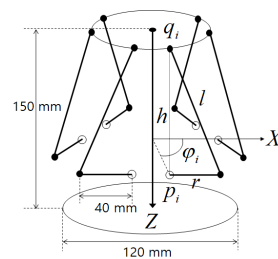
[Fig. 1] System configuration for robot-assisted tele-echography system

위한 요구 자유도를 조사하였다. 이를 위해 대표적인 초음파 진단인 심장초음파(Echo-cardiography)를 위한 프로브 모션을 분석하였다. 반듯이 누운 자세(Supine Position) 환자의 심장 근처에 프로브를 수직으로 세우고, 세부 진단 위치를 결정 (Position searching)하는 모션과, 프로브를 기울이는 모션 (Tilting), 단면을 결정하기 위한 프로브를 Z 방향으로 회전시키는 모션(Twisting)으로 이어지는 6자유도 움직임이 모두 요구되는 것을 알 수 있었다. 또한 의료 소외지 현장진단에 적용하기 위해 이동이 용이 하고 여러 진단 부위에 적용이 가능하도록 최대한 소형, 경량, Handheld 형태로 디자인 하고자 하였다. 이러한 요구에 만족하는 로봇 구조를 위해 스튜어트 플랫폼(Stewart platform) 구조를 도입하였다. 특히 소형 초음파 모터기반 선형 구동기(Linear Actuator)를 이용한 스튜어트 플랫폼은 초음파 영상진단에 충분한 프로브-환자 간 접촉 힘(5 kg · f 이상)을 생성하기 어렵고, 회전모터와 볼 스크류를 조합한 선형 구동기를 활용한 경우도 초음파 진단에 필요한 진단모션 속도(1 Hz 이상)를 만족시키기 어렵다고 판단하였다. 따라서 본 연구에서는 회전 서보 모터를 이용한 회전식 스튜어트 플랫폼(Rotary type Stewart platform) 구조를 적용하였다. 이 구조 내에 프로브를 삽입하고 하부 베이스의 구멍을 통해 프로브가 환자의 피부와 접하도록 하는 디자인을 제안하였다. [Fig. 2]는 슬레이브 로봇의 3차원 상세설계와 이를 제작한 프로토타입이다. 프로토타입의 경우, 초음파 프로브 포함 무게 2.1 kg, 직경 210 mm, 높이 150 mm, 최대 5 kg · f의 Z 방향 누르는 힘을 낼 수 있다. 슬레이브 로봇의 디자인에 대해서는 이전에 발표된 논문^{4,5)}에서 더 자세히 설명한 바 있다.

[Fig. 3] 은 개발된 슬레이브 로봇의 설계 파라미터를 반영



[Fig. 2] 3D design and prototype of the slave robot



[Fig. 3] Kinematic structure of the slave robot

한 기구 구조를 나타내었다. 마스터 시스템으로부터 전송된 초음파 프로브의 위치와 방향 정보를 실시간으로 반영하기 위해 회전식 스튜어트 플랫폼의 6개 구동기 암(Arm) 각도를 결정하는 역기구학 문제를 해결해야한다. 이를 위해 [6]에 소개된 회전식 스튜어트 플랫폼의 역기구학 계산법을 활용하였다. 구체적으로, i 번째 서보 암의 각도인 θ_i 는,

$$\theta_i = \arcsin\left(\frac{\alpha L_{3,i}}{\sqrt{L_{1,i}^2 + L_{2,i}^2}}\right) - \arctan\left(\frac{L_{2,i}}{L_{1,i}}\right) \quad (1)$$

으로 계산 가능하다. 식 (1)에서 $L_{1,i}$, $L_{2,i}$, $L_{3,i}$ 은

$$L_{1,i} = 2r(p_{z,i} - q_{z,i}) \quad (2)$$

$$L_{2,i} = 2r[\sin(\varphi_i)(p_{x,i} - q_{x,i}) - \cos(\varphi_i)(p_{y,i} - q_{y,i})] \quad (3)$$

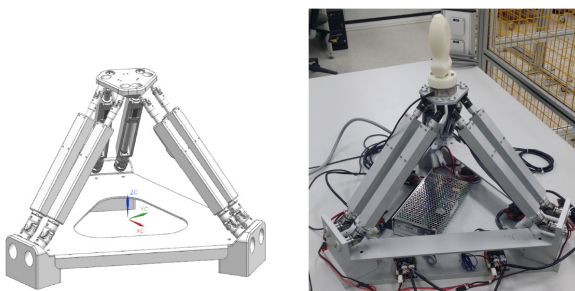
$$L_{3,i} = h_i^2 - l^2 + r^2 \quad (4)$$

과 같이 정의 된다.

식(2), (3) 에서 q_i 는 프로브의 위치 및 방향을 바탕으로 상부 프레임상의 각 링크의 위치이고, p_i 는 하부 프레임상의 서보 모터의 위치이다. 결국 마스터 장치로부터 전달받는 프로브의 위치 및 회전 정보로부터 각 서보모터의 회전각을 계산하였고, 이를 이용해서 슬레이브 로봇을 구동시켰다.

2.3 마스터 로봇

슬레이브 로봇의 구동 자유도를 구현하기 위해 마스터 장치 역시 스튜어트 플랫폼 구조를 기반으로 설계 하였다. 단, 슬레이브 로봇과는 다르게 6개의 선형 구동기가 적용된 구조를 채택하였다. 마스터 장치에서 구동기의 역할은 자중 보상과 추후 환자-프로브 간 접촉힘을 마스터 장치에서 느낄 수 있도록 하는 햅틱 인터페이스 구현을 위한 것이다. 마스터 장치의 3차원 설계 및 제작된 결과는 [Fig. 4]와 같다. 6개의 선형 리니



[Fig. 4] 3D design and prototype of the master robot

어모터(Faulhaber, LM2070)로 구동되고 각 모터의 최대 스트로크와 최대 힘은 각각 120 mm와 27.6 N으로 프로브-환자 간 접촉 힘을 사용자에게 충분히 전달 할 수 있도록 하였다. 선정된 모터는 홀 센서를 통한 위치 측정이 가능하여 추가적인 엔코더를 필요로 하지 않는다. 각 모터의 실시간 제어는 EtherCAT 프로토콜을 통하여 6개의 각 모터에 1 kHz 이상의 높은 대역폭으로 위치 데이터 및 토크 명령 전송을 통해 이루어진다. 마스터 장치와 슬레이브 로봇의 기구학적 구조가 서로 상이하므로 마스터 장치의 정기구학을 이용하여 손잡이의 직교좌표상의 위치와 자세를 계산한다. 병렬구조의 로봇은 해석적인 정기구학 솔루션이 복잡하므로 MATLAB의 SimMechanics Toolbox를 이용하여 수치해석적인 방법으로 그 해를 구할 수 있고 1 kHz 이상으로 계산이 가능하다. 또한, 중력 보상 및 햅틱 피드백을 위하여 자코비안 전치행렬의 역행렬의 실시간 계산이 필요하다. 자코비안 전치행렬은

$$J^T = \begin{bmatrix} \hat{l}_1 & \cdots & \hat{l}_6 \\ R_p u_1 \times \hat{l}_1 & \cdots & R_p u_6 \times \hat{l}_6 \end{bmatrix} \quad (5)$$

으로 정의하였다. 식 (5)에서 \hat{l}_i 는 i 번째 리니어모터의 직교좌표상의 유닛벡터이며 $R_p u_i$ 는 손잡이가 부착된 플레이트의 중심점에서 i 번째 리니어모터가 부착된 점까지의 직교좌표상의 위치벡터이다. 마스터 로봇에 적용된 Stewart-Gough 메커니즘의 정기구학 및 자코비안 행렬에 관한 구체적 수식은 기존 연구^{7,8)}를 참고 하였다.

2.4 Tele-echography 코텍

물리적으로 떨어진 두 의료 현장을 일반 광대역 인터넷망 이용하여 로봇 제어 데이터를 전송하고 및 초음파 영상 획득하기 위한 통신 플랫폼이 필요 하였다. 이를 위해 비디오 컨퍼런스용 상용 소프트웨어 코텍을 활용할 수 있으나, 일반적으로 소프트웨어 기반 코텍은 설치된 컴퓨터의 상태에 따라 데이터 전송성능이 달라지는 문제가 있다. 따라서 자체 CPU와 운영체제를 가진 하드웨어 기반 코텍을 활용하였다. 특히 일반 인터넷 환경에서 실시간 원격로봇 제어를 위해서는 제어신호 전송의 안전성과 투명성이 보장되어야 하므로 전송된 데이터를 정렬하기 위한 Jitter buffer가 구현된 코텍을 개발 하였다. 초음파 영상은 슬레이브 코텍에서 VGA 해상도(1024×768 pixel)로 변환되고 H.264 표준으로 압축되어 마스터측 코텍으로 전송된다. 개발된 하드웨어 코텍은 원격 초음파 영상진단을 위한 것이므로 Tele-echography 코텍으로 명명하였다. 개발된 코텍을 통해 음성과 영상의 양방향 전송이 가능하므로 초

[Table 1] Specifications of the tele-echography CODEC

Data	Item	Specification
Robot data	Bandwidth	384 Bytes/frame
	Transfer speed	30 Hz
	Jitter buffer size	3072 byte
Ultrasound Imaging	Size	1024×768 pixels
	Bandwidth	4028 Bytes/frame
	Compression	H.264
	Transfer speed	30 Hz
Audio and Video	Size	HD Video and Audio

음파 영상진단 전문의는 원격지 현장을 모니터링 하며 초음파 진단을 할 수 있다. 개발된 Tele-echography 코덱에 대한 자세한 스펙을 [Table 1]에 정리하였다.

3. 실험결과

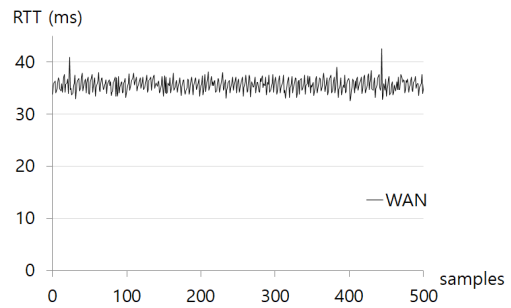
3.1 실험환경

원격초음파 영상진단 실험을 위해 약 120 km 떨어진 대전 (유성)과 대구(현풍)를 각각 마스터, 슬레이브 사이트로 설정하였다. 실험에서 두 코덱은 서로 고정 IP를 통해 연결되었다. 두 지점에서의 통신 지연시간을 측정하기 위해서 패킷 왕복 시간(Round-trip time, RTT) 테스트를 진행하였다. 500 ms 간격으로 500회 측정한 결과 대전-대구에 대한 RTT 평균은 35.6 ms, 표준 편차 2 ms로 [Fig. 5]와 같이 비교적 안정적인 통신이 가능함을 알 수 있었다.

슬레이브 사이트에서 초음파 영상을 얻기 위해 [Fig. 6]과 같이 사람과 같은 해부학적구조와 같은 간 팬텀(Kyoto Kagaku Corp., Japan)을 이용하였다. 실험에서는 실제 사람의 간에서도 쉽게 관찰이 가능한 하대정맥(IVC, Inferior Vena Cava)과 간문맥(PV, Portal Vein)이 동시에 보이는 지점을 찾고 이를 원격으로 이미징 하는 시나리오를 수행 하였다.

3.2 원격 로봇제어 및 초음파 영상전송실험

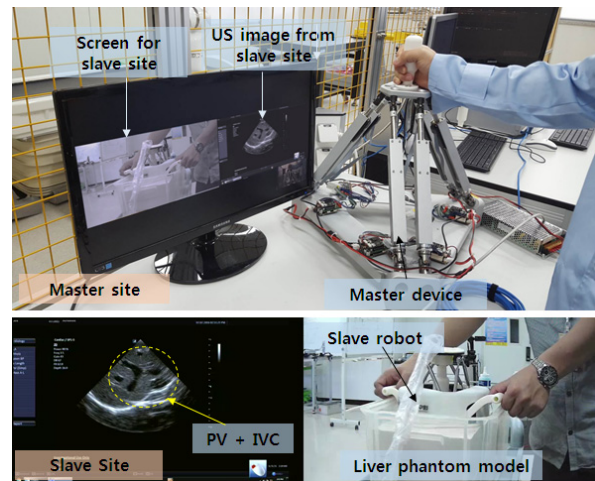
개발된 Tele-echography 코덱을 통해 마스터 사이트에서 슬레이브의 환경을 보면서 화상통신이 가능하므로, 간 팬텀 위 슬레이브 로봇의 초기위치는 마스터 사이트의 조작자의 요구에 따라 조정 가능하였다. 초기위치가 정해지면 마스터 장치를 움직여 슬레이브 로봇이 커버 가능한 범위 내에서 프로브의 위치 및 방향을 미세 조정하였다. 이를 통해 얻어진 초음파



[Fig. 5] The sampled data from RTT test with WAN connection (Daegeon to Daegu)



[Fig. 6] Liver phantom model for the experiments



[Fig. 7] Experiment for robot-assisted tele-echography between master (Daegeon) and slave site (Daegu)

데이터는 실시간으로 마스터 사이트로 전송되었다.

실험결과, 이미징 속도는 약 30 Hz 로 실시간 초음파 영상 진단이 충분히 가능할 정도로 성공적으로 전송됨을 알 수 있었다. [Fig. 7]의 상단은 마스터 사이트의 모습으로, 슬레이브 사이트 화면과 전송 받은 초음파 영상이 실시간으로 표시되는 것을 보여준다. [Fig. 7]의 하단은 같은 시간 슬레이브 사이트

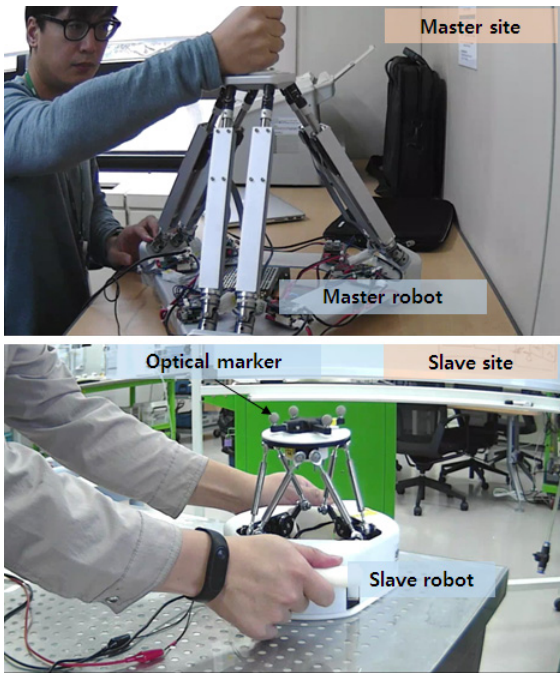
의 모습과 이때 획득한 초음파 영상인데, PV와 IVC가 동시에 보이는 단면을 찾은 결과를 나타내었다.

3.3 마스터-슬레이브 위치추종오차

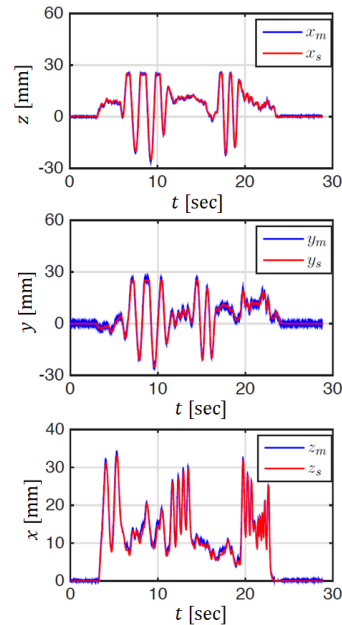
초음파 영상진단 전문가에 의한 프로브 움직임을 원격지 슬레이브 로봇이 정확히 반영하는지는 마스터 측에서 원하는 초음파 영상을 얻을 수 있는지 확인하면 된다. 하지만, 이를 정량적인 방법으로 평가하기 위해 마스터 모션 대비 슬레이브 로봇의 위치추종오차를 측정하는 실험을 진행하였다.

원격 로봇제어의 위치추종오차 실험을 위해 그림 [Fig. 8]와 같이 대전과 대구에 각각 마스터, 슬레이브 시스템을 설치하였다. 실험에서는 마스터의 프로브 모션을 기록하는 동시에 슬레이브 로봇에 장착된 적외선 마커를 Polaris 장비(NDI사, Canada)로 추적하였다. 기록된 모션 데이터로부터 초음파 프로브가 환자의 피부와 닿는 프로브 팁 위치에 대해서 마스터, 슬레이브 로봇의 모션을 산출하고 이를 비교하여 위치추종오차를 계산하였다. 총 5회 실험을 진행하였으며, 이를 통해 산출된 X, Y, Z 축에 대한 평균 위치 추종오차는 2.5 mm (RMS) 였다. [Fig. 9]는 5회의 실험 중 첫 번째 실험에서 마스터와 슬레이브 로봇에서 30초간 기록된 위치 변화 결과를 나타내었다. 위치 추종오차는 조작자의 진단 모션의 최대 속도에 의존적일 수 있으므로, 초음파 전문가가 실제 사람 간에 대해 IVC

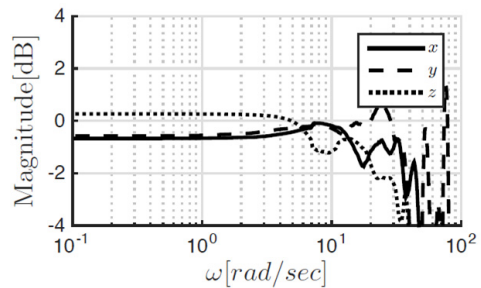
와 PV를 이미징 할 때의 모션 속도인 1 Hz이하 위치 추종오차를 추가적으로 조사하였다. [Fig. 10]은 [Fig. 9]의 결과를 주파수 도메인으로 변환한 결과이다. 여기서 1 Hz미만의 모션에 대해서 위치추종오차를 계산한 결과, X, Y, Z 축에 대해 평균 5.5%의 오차를 나타내는 것을 알 수 있었다. 각 축에 대한 위치 추종 오차 결과는 [Table 2]에 정리 하였다.



[Fig. 8] Experimental setup for motion tracking of slave robot according to master motion between two sites (Daegeon and Daegu)



[Fig. 9] Position tracking results (XYZ Axes) for master (X_m) to slave robot (X_s)



[Fig. 10] Analysis for position tracking error in frequency domain

[Table 2] Motion Tracking Errors

	Position tracking error 1 (mm, RMS)	Position tracking error 2 (% , < 1 Hz)
X	3.1	7.9
Y	2.9	6.2
Z	1.6	2.3
Average	2.5	5.5

4. 고 찰

슬레이브 로봇은 6자유도, 경량, 소형, Handheld 형태의 로봇 디자인을 위하여 회전식 스텐트 플랫폼 구조를 응용하였다. 마스터 로봇의 경우도 슬레이브 로봇을 제어하고, 추후 햅틱 인터페이스를 추가하기 위해 6개의 리니어 모터로 이루어진 스텐트 플랫폼 구조를 이용하였다. 일반 인터넷 환경에서 마스터, 슬레이브 시스템을 연결하기 위한 Tele-echography 코덱을 개발하여 원격지에 비디오, 오디오, 초음파, 로봇제어 데이터의 동시에 30 Hz로 전송 가능하도록 하였다. 실험에서는 약 120 km 떨어진 두 지점(대전-대구)을 설정하고, 간 팬텀 내 IVC와 PV를 찾아 이미징 하는 실험을 진행 하였다. 그 결과, 슬레이브 로봇을 원격으로 제어하여 원하는 위치에서 초음파 이미징이 가능함을 알 수 있었다. 마스터, 슬레이브 로봇 간의 위치 추종 결과로써 2.5 mm의 변위 오차와 1 Hz 이하 마스터 진단 모션에 대해 5.5%의 오차로 슬레이브 로봇이 위치 추종 가능함을 알 수 있었다. 대전-대구 간 인터넷 연결 환경에서 RTT 평균 35 ms의 통신지연이 있지만 초음파 영상을 보면서 로봇을 실시간 제어 하는데 큰 무리가 없을 것으로 판단되었다.

현재 개발 중인 시스템은 원격지 현장에 의료진이 슬레이브 로봇을 파지하고, 마스터 사이트의 지시에 따라 환자의 초기 진단위치를 설정하도록 하였다. 또한 거시적인 진단 부위가 변경될 경우 현장 의료진이 슬레이브 로봇의 위치를 옮겨 주도록 하였다. 이런 진단 방식이 시스템을 원격지환자의 다양한 부위를 진단하는데 제한점이 될 수도 있다고 생각한다. 하지만 현재 슬레이브 로봇을 End-effector로 하여 6자유도 로봇암에 연결하면 보다 다양한 부위에 적용 가능한 시스템으로 개선 가능하리라 판단된다. 또한 안전한 원격 로봇진단을 위해 햅틱 인터페이스를 구현할 계획이다. 하지만 이를 인터넷 환경에서 구현하기 위해서는 시간지연, 패킷드롭 등의 기술적 난제가 있는 것으로 알려져 있다⁹⁾. 이와 관련하여 시간지연 및 네트워크 대역폭이 제한된 경우에도 안정적인 반력 전달 방법을 제안한 바 있는데^{10,11)}, 이러한 기초연구를 바탕으로, 추후 본 시스템에 적용할 예정이다.

로봇기술이 접목된 초음파 원격 진단 시스템의 경우, 산간 도서와 같은 의료소외 지역 외에도 군부대, 응급지, 감염지 등에 대해서도 언제든지 의료 현장과 전문의를 연결 할 수 있다. 이러한 로봇 기술은 의료소외지를 위한 원격영상진단 이외에도 CT나 X-Ray와 같은 의료영상과 실시간 초음파 영상진단을 융합하거나, 방사선 치료(Radiotherapy)위해 초음파 영상진단을 융합하는 경우^{12,13)}와 같이 초음파 진단 시술자가 많은 방사능에 노출되는 경우에도 응용될 수 있다. 또한 현재 시스템을 초

음파 영상기반 로봇 중재시술 시스템¹⁴⁾ 등으로 응용한다면 더욱 정확하고 안전한 의료기계시스템이 될 것이라 예상된다.

5. 결 론

본 논문에서는 원격 초음파 영상진단을 위하여 마스터, 슬레이브 로봇 기술을 접목한 시스템을 소개하였다. 제안된 시스템은 소형, 경량이면서 6자유도 초음파 프로브 움직임 제어가 가능한 Hand-held형 슬레이브 로봇과 이를 원격에서 제어하기 위한 마스터 로봇, 인터넷을 통해 화상전화 및 초음파 데이터, 로봇 제어신호 전송이 가능하도록 한 Tele-echography 코덱으로 이루어진다. 본 논문에서는 개발된 시스템을 통합하여 팬텀실험을 통한 기초적인 성능검증을 진행 하였다. 개발된 시스템에 대해 추후 구체적인 진단 타겟을 설정하고 전문 병원과 실제 의료 소외지간 임상시험을 통해 현장 활용성을 검증할 예정이다.

References

- [1] F. Courreges, P. Vieyres, and R. S. Istepanian, "Advances in robotic tele-echography servicethe OTELO system," *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 7, pp. 5371-5374, 2004.
- [2] K. Boman, M. Olofsson, J. Forsberg, and S. A. Bostrom, "Remote-controlled robotic arm for realtime echocardiography: the diagnostic future for patients in rural areas?," *Telemedicine & E-Health*, vol. 15, no. 2, pp. 142-147, 2009.
- [3] K. Ito, K. Tsuruta, S. Sugano, and H. Iwata, "Evaluation of a Wearable Tele-Echography Robot System: FASTele in a Vehicle Using a Mobile Network," *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2093-2096, 2011.
- [4] J. Seo, J. H. Cho, H. Woo, and Y. Lee "Development of Prototype System for Robot-assisted Ultrasound Diagnosis," *2015 15th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS)*, pp. 1285-1288, 2015.
- [5] J. Seo, J. H. Cho, J. Cha, C. Kim, and O. Kwon, "Design and experimental evaluations of robot-assisted tele-echography system for remote ultrasound imaging," *2017 14th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, pp. 592-594, 2017
- [6] F. Szufnarowski, "Stewart platform with fixed rotary actuators: a low cost design study," *Advances in Medical Robotics*, Chapter 4, 1st Ed., 2013.
- [7] D. Li and S. E. Salcudean. "Modeling, simulation, and control of a hydraulic Stewart platform," *1997 IEEE International*

Conference on Robotics and Automation, Albuquerque, USA, pp. 3360-3366, 1997.

- [8] N. Simaan and M. Shoham. "Geometric interpretation of the derivatives of parallel robots' Jacobian matrix with application to stiffness control," *ASME Journal of Mechanical Design*, vol. 125, no. 1, pp. 33-42, 2003.
- [9] P. F. Hokayem and M. W. Spong, "Bilateral teleoperation: An historical survey," *Automatica*, vol. 42, no. 12, pp. 2035-2057, 2006.
- [10] M. Kristalny and J. H. Cho, "On the Decentralized H2 Optimal Control of Bilateral Tele-operation Systems with Time Delays," *2012 IEEE 51st IEEE Conference on Decision and Control (CDC)*, Maui, USA, pp. 6908-6914, 2012.
- [11] M. Kristalny and J. H. Cho, "Admittance Shaping in Delayed Bilateral Teleoperation Control," *2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Daejeon, South Korea, pp.1505-1510, 2016.
- [12] J. Schlosser, K. Salisbury, and D. Hristov, "Telerobotic system concept for real-time soft-tissue imaging during radiotherapy beam delivery," *Medical Physics*, vol. 37, no. 12, pp. 6357-6367, 2010.
- [13] C.J. Zandsteeg, D.J.H. Bruijnen, and M.J.G. van de Molengraft, "Haptic tele-operation system control design for the ultrasound task: A loop-shaping approach," *Mechatronics*, vol. 20, no. 7, pp. 767-777, 2010.
- [14] J. Hong, H. Nakashima, K. Konishi, S. Ieiri, K. Tanoue, M. Nakamuta, and M. Hashizume, "Interventional navigation for abdominal surgery by simultaneous use of MRI and ultrasound," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 44, no. 12, pp. 1127-1134, 2006.



서준호

2001 영남대학교 기계공학부 학사
 2004 서울대학교 기계항공공학부 석사
 2011 The University of Tokyo (동경대) 기계공학과 박사
 2014~현재 한국기계연구원 대구융합기술연구센터 의료기계연구실 선임연구원

관심분야: 원격 의료로봇 기술, 영상 기반 로봇 제어 기술



조장호

2002 KAIST 기계공학전공(공학사)
 2004 KAIST 기계공학전공(공학석사)
 2010 KAIST 기계공학전공(공학박사)
 2013~현재 한국기계연구원 대구융합기술연구센터 의료지원로봇연구실 선임연구원

관심분야: 로봇제어, 의료로봇, 원격제어, 햅틱인터페이스



권오원

1998 경북대학교 기계설계학(공학사)
 2000 경북대학교 기계공학(공학석사)
 2007 (美) Univ. of Cincinnati 기계공학(공학박사)
 2010~현재 한국기계연구원 대구융합기술연구센터 의료기계연구실 책임연구원, 센터장

관심분야: 의료기계, 생활지원기계