로봇을 이용한 경피 생체 검사

손재범 · 김광기

국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과

Robotized Percutaneous Biopsy

Jaebum Son and Kwang Gi Kim

Biomedical Engineering Branch, Division of Convergence Technology, National Cancer Center, Goyang, Korea
(Received May 22, 2012. Accepted July 13, 2012)

Abstract: Biopsy is a type of histopathological examinations, in which a physician samples cells or tissues from a patient's suspicious lesion. Such a lesion frequently resides deep inside human body, and then a percutaneous biopsy is therefore performed using a thick needle with the assistance of medical imaging such as computed tomography(CT) and magnetic resonance imaging(MRI). Recently modern robotic technology is being introduced to percutaneous biopsy in order to reduce any possible human error and hazard on physicians caused by medical imaging. After medical imaging locates the exact location of lesion, an optimization algorithm plans the path for a biopsy needle. Subsequently, a robot system moves the biopsy needle to the lesion in accurate and safe way with the control of a practitioner or automatically. In this article, we try to look into the state-of-art of percutaneous biopsy using such robotic technology. We classified percutaneous biopsy robots by mechanical characteristics and by imaging technology. Then, advantage and disadvantage of each class type are described as well as the basic description, and a few representative designs for each type are introduced. Current research issues of robotized percutaneous biopsy are subjectively selected for the readers' convenience. We emphasize the basic technology of actuator and sensors compatible with imaging technology to conclude this review.

Key words: biopsy, medical imaging, medical robot, CT, MRI, ultrasonography

I. 서론

생체 검사(biopsy)는 주로 생검이란 약칭으로 불리며, 환자의 병변(lesion) 부위의 생체 세포나 조직을 채취한 후 그 시료를 분석하여 진단을 내리는 병리 조직학적 검사(histopathological examination) 중 하나다. 생체 검사는 주로 암과 같은 질환이 의심될 경우에 행해지며, 병변을 통째로 들어내는 절제 생체 검사(excisional biopsy)로부터 절개 생체 검사(incisional biopsy), 피부를 바늘로 뚫고 생체 세포나 조직을 채취하게 되는 경피 생체 검사(percutaneous

biopsy)로 주로 나누어지며, 경피 생체 검사는 속이 비어 있는 굵은 특수한 바늘을 사용하는 중심부 침 생체 검사(core needle biopsy)나 일반 주사기와 같은 가는 바늘로 생체 세포나 체액을 흡입하는 미세 침 세포 흡입술(fine-needle aspiration biopsy, FNA) 등으로 다시 세분화될 수 있다. 채취해야 할 병변이 폐나 간과 같이 환자 신체 내부 깊숙이 위치하는 경우에는 절개 생체 검사 같은 형태는 모든 면에서 너무 번거롭기 때문에, 중심부 침 생체 검사와 같이 바늘로 생체 조직을 채취하는 경피적 방식을 택하게 된다. 그러나 이 경우에도 단점이 존재하는데 절개 생체 검사와는 달리 신체 속의 병변의 3차원적 위치를 단순히 피부를 통해 확정할 수 없기 때문에, 바늘을 통한 생체 검사의 정밀도가 확연히 떨어지게 된다는 점이다.

생체 검사의 정밀도는 생체 검사 결과의 정확성과 생체 검사로 발생 가능한 합병증과 깊은 연관이 있다. 다른 침습적인(invasive) 검사가 그렇듯이 생체 검사도 꼭 안전하다

Corresponding Author : 김광기
(410-769) 경기도 고양시 일산동구 일산로 323번지 국립암센터 의공학연구과
TEL: +82-31-920-2243 / FAX: +82-31-920-2242
E-mail: kimkg@ncc.re.kr
본연구는 국립암센터 지원하는 기관과유사업 연구비(1110160)로 수행되었음.

고 볼 수는 없으며, 기본적으로 그 위험도는 바늘을 원하는 위치에 제대로 삽입하지 못하고 다시 찌르게 되어 늘어나는 바늘 삽입 횟수와 비례하는 것으로 알려져 있다[1]. 관련 연구들에 의하면 폐의 경우 기흉(pneumothorax), 폐출혈(pulmonary haemorrhage), 혈흉(haemothorax) 등을 야기시킬 수 있으며[2], 급성 다량 객혈(acute massive haemoptysis) 등으로 0.15%의 확률로 사망[3]까지 야기할 수 있다고 한다. 간의 경우에도 비슷한 이유로 사망률이 0.11%에서 1.6%[1,4]까지 보고되고 있다. 따라서 이러한 부작용을 최소화 하기 위하여 초음파(ultrasound), 엑스선 전산 단층촬영(X-ray computed tomography, X-ray CT), 자기 공명영상(magnetic resonance imaging, MRI)과 같은 의료 영상 기술을 통하여 병변의 정확한 위치를 미리 파악하고 생체 검사 시술을 행하는 것이 일반적이라고 할 수 있다.

그러나 영상 기술도 아직까지 몇 가지 이유로 생체 검사 시술의 정밀도를 높이기 위한 완벽한 해결책이 되지는 못하고 있다. 첫 번째 이유는 영상 기술의 사용 여부와 무관하게 시술자가 사람인 이유로 훈련된 수준에 따라 생기는 시술의 정확도의 차이를 들 수 있다. 두 번째,보편적으로 사용되는 C-Arm이나 CT와 같은 영상 기기를 이용한 생체 검사(그림 1 [5])에서는 시술자가 피 시술자와 함께 엑스선과 같은 이온화 방사선에 노출되므로 시술자의 보호를 위하여 촬영 프레임 수 등에 제한이 따른다. 마지막 이유로는, 폐와 간과 같은 장기들은 호흡, 심장 박동, 심지어는 바늘의 삽입에 따라 최고 수 센티미터 가량 이동하게 되는데[6,7], 생체 검사의 목표가 되는 병변이 폐와 간에 위치할 경우 병변도 이들 장기의 이동에 따라 함께 이동해 버리는 사실을 들 수 있다. 특히 CT나 MRI와 같이 복잡한 연산을 내부적으로 처리하게 되는 의료 영상 기기의 경우에는 촬영 이후 영상의 생성시간에 어느 정도의 시간 지연이 존재하므로 시술자가

영상을 확인하는 순간은 이미 병변의 위치가 이동한 이후가 되어 버리게 된다.

따라서 일찍부터 생체 검사에 로봇 및 연관 제어 기술을 활용하여 생체 검사 시술의 정밀도를 높이려는 연구가 시작되었다. 학계에서는 일반적으로 1985년 Unimate사의 PUMA-560 산업용 로봇을 사용하여 뇌 생체 검사[8]를 시술한 것을 그 시초로 보고 있으며, 이후 많은 형태의 로봇 기술의 도입과 발전이 있었다. 일반적으로는 의료용 로봇이라고 하면 다 빈치(da Vinci)와 같은 수술 로봇 시스템을 생각하기 쉽다. 이런 시스템은 외과 집도의의 피로를 고려하여 손 떨림을 상쇄시키고 동작 비례 축소(motion scaling)기능으로 미세한 술기를 가능하게 한다는 의미로 첨단 의료용 로봇 기술의 집대성이라고 말할 수도 있다. 그러나 현실적으로 이러한 로봇을 단순히 생체 검사용으로만 사용하기에는 너무 고가이며 크기가 크고 일정 이상의 숙련 과정을 거쳐야 한다는 단점이 존재한다. 또한 생체 검사에서는 CT, MR 등 적용되는 영상 기술의 특성에 따라 로봇의 재료와 동작 범위 등에 제한 조건이 많이 발생하게 된다. 따라서 생체 검사 분야에서는 분야에 특화된 형태의 자동화 기술들이 요구되며, 관련 기술은 영상 기반 경피 생체 검사(image-guided percutaneous biopsy), 배액술(drainage), 고주파 열 치료(radio frequency ablations, RFA), 약물 전달(drug delivery), 근접 방사선 치료(brachytherapy)를 위한 시드 주입(seed implantation) 등을 포함한 영상 기반 최소 침습 시술(minimally invasive procedure)[9]에 모두 적용될 수 있다.

본 글에서는 최소 침습 시술에 사용될 수 있는 로봇 기술들 중 경피 생체 검사(percutaneous biopsy)에 가급적 초점을 맞추어 일반적인 요구 사항부터 시작하여 현재 개발된 기술의 수준까지 개략적으로 살펴보고자 한다. 영상 기술과 로봇 기술을 연동 하는 데에서 나타나는 제한 조건과 이를 극복하기 위한 방식들, 생체 검사라는 구체적인 적용 분야에서 나타나는 문제점들, 그리고 새로이 대두되는 첨단 로봇 기술의 적용 가능성 등을 살펴보는 것은 생체 검사 분야에서의 로봇의 응용에 대한 전체적인 이해를 높이는 데 도움이 되리라 본다.

II. 기구학적 형태에 따른 경피 생체 검사 로봇

일반적으로 상상할 수 있는 생체 검사의 형태는 인간의 팔과 유사한 직렬형(serial) 로봇 팔이 생체 검사용 바늘을 잡고 이를 신체에 삽입하는 것일 것이다. 이러한 형태는 1985년 최초의 생체 검사에서도 활용된 Unimate사의 PUMA-560으로부터, 최근 Duke 대학교의 3D 초음파 영상 연동 검사에서 활용된 Exact Dynamics사(네덜란드)의 iArm

그림 1. CT 영상 기반 폐 생체 검사[5] (CC BY-SA 3.0)
Fig. 1. CT image based lung biopsy [5] (CC BY-SA 3.0)

그림 2. Duke 대학교의 생체 검사 로봇(CC BY-SA 2.5)

Fig. 2. Biopsy robot from Duke University(CC BY-SA 2.5)

[10,11] (그림 2)에 이르기까지 보편적으로 나타난다. 그러나 이러한 직렬형 로봇이 가격, 유지 보수 및 공간적 제한 등의 모든 임상적 상황을 만족시켜 주기는 힘들기 때문에 필요한 생체 검사의 특성에 따라 많은 형태의 로봇들이 특화되어 개발되고 있다.

존스 홉킨스 대학교[12]와 동경 대학교[13] 등은 일반적인 직렬형 로봇 대신, 직렬 형태의 견고한 대형 로봇 팔의 말단에 정밀 동작을 하는 소형 정밀 로봇 팔을 부착하는 매크로-마이크로 개념을 생체 검사에 적용하였다. 두 연구진 모두 실제 구현에 있어서는 매크로 파트가 능동형 로봇이 아니라 직렬 형태의 수동형(passive) 로봇 팔로서, 로봇 팔을 최대한 생체 검사를 수행할 환부에 가깝게 위치시키고, 수동형 로봇 팔의 말단에 부착한 소형 능동형(active) 로봇 팔로 미세한 생체 검사를 수행하도록 하였다. 존스 홉킨스 병원의 비노기와 내 URobotics 실험실에서 개발된 시스템은 Grey Arm이라는 직렬 수동형 로봇 팔과 이 팔의 끝에 붙어 사용되는 RCM 로봇, 그리고 PAKY라 불리는 바늘 삽입 장치의 세 가지가 연동 되도록 구성되어 있다. Grey Arm은 매크로 로봇으로서 견고하지만 작은 형태로 2개의 링크와 3개의 조인트로 6 자유도의 움직임을 보일 수 있으며, 중앙 브레이크 장치를 구현하여 원하는 위치에서 견고하게 그 형태를 고정시킬 수 있도록 하였다. 그리고 마이크로 로봇 파트로서 RCM 로봇은 1.6 kg정도의 가벼운 무게로 Grey Arm의 말단에 부착되어 방향을 설정할 수 있도록 되어 있으며, 마지막으로 PAKY가 생체 검사에 필요한 바늘을 삽입하게 된다(그림 3 [14]).

동경 대학교에서 개발된 시스템의 경우에는 생체 검사보다는 경피 담즙 배액술(percutaneous biliary drainage)을 위해 개발이 되었는데 그 형태 자체는 별 차이가 없다. 5 자

그림 3. 존스 홉킨스 병원의 Grey Arm, RCM, 그리고 PAKY [14]

Fig. 3. Grey Arm, RCM, and PAKY from Johns Hopkins Hospital [14]

유도의 수동형 로봇 팔이 환부의 바늘의 삽입 위치에 접근하고, 2 자유도의 능동형 기구가 각도를 조절하고 바늘을 삽입하는 역할을 취하게 된다. 동경 대학교의 시스템의 경우 각도를 공간상에서 2 자유도로 완전히 제어하는 것이 아니라, 신체의 횡단면(axial plane)을 기준으로 내외측 방향으로 움직이는 1 자유도만 제공해 주고 있다.

반면 작업 공간(workspace)이 상대적으로 좁은 대신 높은 안정성을 제공해 주는 병렬형(parallel) 로봇을 응용한 생체 검사 로봇도 많이 개발되고 있다. 병렬형의 경우는 환자 주변의 고정 프레임에서 동작을 하게 되는 직렬형 로봇과는 달리 MIT에서 개발된 Robopsy[9,15]의 경우와 같이 생체 검사를 행할 환자의 환부 위에 로봇을 올려 놓은 상태에서 벨트로 묶고 생체 검사를 수행하는 신체 장착형의 형태로 많이 나타나게 된다. 특히 Robopsy는 신체 장착형 로봇이 가져야 할 구조적 요구 사항들을 체계적으로 정리하였다는 점에서 유사한 연구를 수행할 계획이 있다면 반드시 참고할 만하다. Robopsy는 4개의 모터를 사용하고 있는데, 2개의 모터는 반구형의 기계 구조에서 반구의 중심을 기준으로 삽입용 바늘의 방향 조절을 위해 활용되고, 1개의 모터는 방향 조절이 끝난 바늘을 마찰 로울러를 활용하여 신체 내부에 삽입하는데 사용된다(그림 4 [16]에서 수정). 주목할 만한 것은 상단에 위치한 부가적인 모터인데, 이는 피니언 구조로 평소에는 마찰 로울러를 바늘에 밀착시키는 역할을 하

그림 4. 신체 장착형 생체 검사 로봇인 Robopsy의 기구학적 형태 ([16]에서 수정)

Fig. 4. Kinematic appearance of Robopsy for body attachment(modified from [16])

다가, 생체 검사용 바늘이 병변에 삽입 되고 나면 그 바늘을 기계적인 구속으로부터 풀어서 바늘이 로봇과 완전히 분리되어 자유롭게 움직일 수 있도록 활용된다. 이렇게 구속을 풀기 위한 특별한 기능이 없다면 폐나 간과 같이 호흡에 따라 이동하는 장기의 경우 장기 내부를 찢을 수 있기 때문에 이러한 특이한 설계는 구조적 요구 사항을 잘 만족시킨 사례라고 할 수 있을 것이다. 또한 바늘 삽입에 마찰 구동을 활용한 것은 로봇 기술에서 일반적인 구동 방식이라고는 말할 수 없는데, 경량화 및 무게 중심의 위치를 조정하기 위한 선택으로 보인다. 그러나 이로 인하여 모터의 회전 량 만으로 바늘의 정확한 삽입 깊이를 추론하는 것이 쉽지 않고 영상과 연동하여야만 바늘 침투의 위치를 알 수 있다는 점, 그리고 힘 센서의 장착이 없어 힘 반향 기술을 활용할 수 없다는 점은 실용성을 위해 부가 기능을 희생한 나름대로의 한계로 사료된다.

한편 프랑스에서는 이와 유사하지만 특이한 기구학적 구성을 도입하여 더 넓은 작업 공간을 확보해 주는 또 다른 병렬형 플랫폼[17]을 개발하였다. Maurin 등은 스튜어트 플

랫폼(Stewart platform)과 같은 병렬형 로봇이 안정성은 높지만 작업 공간이 너무 좁다는 데 착안하여, 6개의 링크를 사용하여 공간 5 자유도(위치 3 자유도와 방향 2 자유도)를 구현하는 기구학적 특색을 보이는 로봇을 설계하였다. 로봇은 아니지만 생체 검사 보조 장치로 활용되는 NeoRad사의 SimpliCT[18], 또는 생체 검사를 목적으로 개발되지는 않았으나 유사한 개념을 활용하고 있는 복강경 고정 장치인 프랑스의 LER(Light Endoscope Robot) 등도 이러한 병렬 부착형 로봇의 응용 사례들이라고 할 수 있다.

이 외에도 유방, 갑상선, 전립선(prostate) 등 부위에 따라 생체 검사 로봇은 매우 특화된 형태들을 보인다. 유방에 대해서는 국내의 국립암센터에서도 병렬형 로봇의 한 형태인 델타(Delta) 로봇을 매크로-마이크로 형태와 결합시킨 특수한 생체 검사 로봇을 유방 생체 검사에 특화 시켜 개발 중에 있기도 하다. 그리고 전립선 생체 검사 로봇에서는 실린더나 주사기와 같은 기다란 형태를 보이는 것이 일반적이다[19-21].

피부를 통한 생체 검사와는 약간 다르지만 아예 소형 모바일 로봇을 신체 내부로 밀어 넣어 생체 검사를 수행하는 로봇도 존재한다. 미국 네브라스카 주립 대학의 연구진은 생체 검사용 집자(forceps)가 부착된 직경 2 cm, 길이 10 cm 정도의 원통형의 모바일 로봇을 돼지의 체내로 밀어 넣고 수행한 생체 검사에 성공하였다고 보고하였다[22,23](그림 5 [24]). 이 연구진들은 이 로봇을 생체 검사에 머무르지 않고 NOTES(Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery)용으로 까지 발전시키고 있다[25].

III. 영상 기반 경피 생체 검사 로봇

경피 생체 검사(percutaneous biopsy)라는 것은 신체 내부의 목표점을 바늘을 통해 접근하는 것을 전제로 한다. 따라서 로봇을 이용하여 경피 생체 검사를 수행하기 위해서는 완전 자동인 경우 목표점에 대한 좌표를 미리 파악하고 있거나, 원격 조종인 경우 실시간으로 그 목표점에 상대적인

그림 5. 복강 내부를 이동하는 소형 생체 검사 로봇[24] (CC BY-NC 2.5)

Fig. 5. Small biopsy robot maneuvering peritoneal cavity [24] (CC BY-NC 2.5)

바늘의 위치를 확인할 수 있어야 한다. 즉, 생체 검사 로봇들은 완전 자동이든 원격 조종이든 간에 홀로 독립적으로 쓰이기 보다는 영상 기술에 의존하여 영상에서 파악된 목표 지점을 바늘로 접근하는 과정을 거치게 된다. 따라서 거의 모든 생체 검사 로봇은 영상 기반 생체 검사 로봇이라고 이해하더라도 무리가 없을 것이다.

1. 초음파 영상 기반 경피 생체 검사 로봇

초음파(ultrasound, US) 영상은 기본적으로 비용이 적게 들고 인체에 무해하기 때문에 영상 기반 생체 검사에서 결과에 차이가 없는 한 가장 선호된다. 특히 간(liver) 생체 검사 시 CT나 형광 투시경(fluoroscopy)을 사용할 필요가 없이 초음파로도 충분히 간의 내부가 잘 보이기 때문에 초음파 영상을 실시간으로 관찰하며 생체 검사를 수행하게 된다. 따라서 초음파 영상을 기반으로 로봇 생체 검사를 하는 것은 굳이 로봇을 사용하여야 하는가 하는 필요성에 대한 의문이 존재하게 된다. 또한 낮은 요구도에 비해 해결이 어려운 기술적인 난이도가 존재하는데, 초음파 영상을 획득하기 위해 환부에 힘을 가할 때 발생하는 신체 부위나 내부 장기의 변형으로 인한 좌표계의 불일치 등을 들 수 있을 것이다. 많이 활용되는 2차원 초음파의 경우 어떤 위치에서 어떤 각도로 누르느냐에 따라 그 영상이 보여 주는 좌표계가 달라지게 되고 필요에 따라 이를 계속 변화시키면서 관찰하여야 하므로 이를 로봇과 같은 기기와 일괄적으로 정합(registration)하는 문제는 쉽지 않다.

하지만 여전히 초음파 영상 기반에서도 로봇을 필요로 하는 많은 부분들이 존재하는 것은 사실이다. 오스트리아의 Kettenbach나 미국 존스 홉킨스 대학교의 Fichtinger 등은 고정된 팬텀을 대상으로 초음파 영상 기반으로 로봇 생체 검사를 수행하여 근접 방사선 치료에서 1 mm 내외의 오차 정밀도로 자동화의 가능성을 입증하였다[26,27]. 또한 동경 대학교의 Hong은 초음파 영상의 실시간 분석을 통해 환자의 무의식적인 움직임을 millisecond 단위로 상쇄시키면서 담관 배액법(cholecystostomy)을 행할 수 있는 로봇 시스템을 개발하였다[13]. 이 로봇은 5 자유도의 패시브 암의 말단에 2 자유도의 바늘 삽입 장치가 부가적으로 장착된 형태를 띠었으며, 초당 3프레임의 속도로 영상 처리를 통해 목표를 추적하며 바늘의 삽입 경로를 자동으로 업데이트하도록 개발되었다. 그 결과 개발된 시스템을 이용한 동물 실험은 오차 2 mm 정도로 충분한 실용화의 가능성을 보였다.

2. CT 기반 경피 생체 검사 로봇

인체에 무해한 초음파 영상 기기와는 달리 CT는 기본적으로 X선과 같은 이온화 방사선을 활용하는 장비이다. 따라서 CT-형광 투시경(CT-fluoroscopy) 등과 같이 CT 기기에서

실시간으로 시술자가 영상을 확인하며 생체 검사를 행하는 경우 시술자의 손에 방사선이 조사되는 문제점이 발생한다. 또한 CT는 피폭량이 다른 이온화 방사선 장비들에 비해 상대적으로 높으므로 생체 검사 시술자의 입장에서는 CT를 이용한 생체 검사를 가급적 회피하게 되는 경향이 있다. 따라서 CT 영상 기반 생체 검사 로봇은 이런 문제들을 극복할 수 있는 해결책으로서, 임상적 요구도가 높은 의료용 로봇이라고 할 수 있다.

그러나 CT 영상을 기반으로 동작하는 생체 검사 로봇은 CT 장비로 인한 제약을 갖게 되는데 대표적인 요구 사항은 X선이 환자를 투과하게 되는 투과면에 금속체가 존재해서는 안 된다는 것이다. X선이 금속과 부딪치면 글레이어를 발생시켜[28] CT영상에서의 판독을 어렵게 하므로 설계상 가급적 투과면에서는 금속 부품을 제외하여야 한다. 이를 위하여 존스 홉킨스 대학교의 Stoianovici는 CT 외부에서 X선 투과면을 피하여 접근하는 소형 로봇 시스템을 활용하였다[12]. 이 시스템은 갠트리 형식으로 침대에 고정된 프레임에 장착된 GREY 암이라는 6자유도 패시브 암을 활용하여 최대한 환자의 환부 근처에 접근하도록 하는데, 이 GREY 암은 브레이크 시스템을 장착하여 말단부의 바늘 제어 시스템을 위한 충분한 지지 역할을 할 수 있도록 구성되었다. 반면 MIT의 Walsh 등에 의해서 개발된 Robopsy[9]의 경우에는 금속 모터 2개를 직각으로 배치하고 대각선 방향으로 X선이 투과할 충분한 공간을 확보하여 X선 투과면 상에서는 모터로 인한 금속의 영향을 받지 않도록 설계하였다. 두 가지 경우 모두 마찰 구동을 응용하여 간접적으로 바늘을 삽입하는 형태를 채택하였다.

또 다른 요구 사항은 CT의 공간적 특성에 기인한다. 일반적인 CT 장비의 구조는 환자가 좁은 도넛형의 공간에 들어간 상태로 영상을 획득하게 되어 있으므로 환자와 동시에 CT의 좁은 터널(bore)에 들어가야 하는 로봇의 크기가 제한 받을 수 밖에 없다. 앞에 언급한 존스 홉킨스와 MIT의 두 가지 로봇 모두 이러한 크기를 고려하여 로봇 하드웨어를 설계하였다. 그러나 존스 홉킨스의 경우는 일반적인 직렬형 로봇 구성으로 다른 구조의 로봇에 비해 강성(rigidity)이 떨어질 수 밖에 없고, MIT의 경우는 병렬형을 채용하여 충분한 강성이 제공되나 작업 공간이 협소해진다는 메커니즘 고유의 단점을 극복할 수 없다. 따라서 이러한 공간적 제한을 좀 더 극복하기 위한 설계로서 프랑스 스트라스부르그 대학의 Maurin 등이 제안한 CT 영상 기반 시스템을 들 수 있다[17]. 이 시스템은 기본적으로 MIT의 Robopsy와 같이 신체에 장착하되, 6개의 링크를 사용한 5자유도 메커니즘을 활용하여 좁은 공간에서 강성과 작업 공간을 최대한 확보할 수 있는 형태를 취하고 있다.

마지막으로 CT 영상 기반 생체 검사 로봇에서 고려되어

야 할 제약 사항은 CT와 생체 검사 로봇이 연동함에 있어서 CT의 영상 획득이 일반적인 로봇의 적용 분야와 달리 실시간이 아니라는 점이다. CT 장비에서는 커다란 원형의 디텍터가 신체를 중심으로 물리적인 회전을 하게 되며 이러한 회전이 끝까지 이루어 져야 한 장의 신체 단면을 획득할 수 있다. 일반적으로 이 과정에는 1초 정도가 소요되며 이러한 데이터를 전처리 하여 일반적인 영상으로 변화시키는 단계까지 고려하면 훨씬 더 많은 시간이 소모된다. 반면 피사술자는 이러한 영상을 획득하고 바늘을 찌르는 과정에서 영상을 최대한 안정화 시키고 병변의 위치를 고정시키기 위하여 숨을 참으라는 요구받게 된다. 그러나 무한정 숨을 참을 수 없기 때문에 몸을 뒤척이거나 호흡을 하게 되면 장기와 병변이 신체 내부에서 이동하게 된다[29,30]. 따라서 단순히 생체 검사 로봇이 바늘을 삽입하는 목표점과는 오차가 발생하게 되며, 이런 호흡에 의한 병변의 움직임을 측정하거나 예측하여 오차를 최소화시키기 위한 연구도 많이 진행되고 있다.

3. MRI 기반 경피 생체 검사 로봇

MR은 측정 단가가 비싼 대신 이온화 방사선에 의한 유해성이 항상 고려되는 CT와는 달리 전자기파를 이용하기 때문에 인체에 무해하다고 여겨진다. 그러나 MR 기술은 기술적 측면에서 설계를 제한하는 요소들을 CT보다 훨씬 많이 포함하고 있다. 그럼에도 불구하고 MR 환경 하에서만 시각화시킬 수 있는 신체적 정보들이 많은 이유로, CT의 경우와 마찬가지로 MR 환경 하에서도 문제 없이 동작할 수 있는 시스템이나 로봇들이 다수 연구 중이다[20,31-35].

CT의 경우 X선 때문에 금속 재료의 활용에 일부 제한이 있다고 한다면, MRI의 경우에는 전자기파를 사용하는 관계로 부품 재료 및 구동 방식에 전반적인 제한이 따르게 된다. 정밀한 제어를 위해 일반적으로 자동화에 활용되는 전기 모터는 영구 자석이 포함되어 있으므로 MR기기 내에서는 사용할 수 없다. 심지어 플라스틱 재료조차 내부에 잔류하는 수소 양자가 다소간의 인공 산물(artifact)을 영상에 유발한다[36]. 그러므로 이런 간섭을 최소화 하여 로봇을 구성하기 위해 금속 재료와 RF 같이 심각한 영향을 주는 재료들을 일차적으로 배제 하기 위한 노력이 우선시된다. 따라서 전기 모터가 아니라 초음파 모터(ultrasonic motor), 정전형 모터(electrostatic motor)나 공유압을 활용한 모터에 대한 연구가 활발하게 진행 중이다[35,37-39].

MRI 기반 생체 검사 로봇에서의 또 다른 고려 사항은 CT와 같은 bore의 크기이다. MRI의 경우 CT보다 일반적으로 bore의 크기가 작다. 최근 CT는 85 cm정도까지 큰 내경을 가진 시스템이 시판되고 있는 반면, MRI에서는 내경 60 cm인 Philips Archieva 모델의 경우 환자 없이 약

40 cm, 그리고 환자까지 고려할 경우 약 15 cm 내외의 수직 작업 영역을 가진다[40]. 따라서 CT 기기 내에서 동작할 수 있는 크기라고 할 지라도 MR 시스템 내에서 동작하기 충분히 작은 크기라는 보장이 없다.

IV. 경피 생체 검사 로봇과 관련된 연구 이슈들

로봇을 이용한 경피 생체 검사와 관련된 연구 이슈들은 많은 부분 원천 기술에 가까운 측면이 존재하지만, 한편으로는 새로운 기술들이 대두될 때 이 기술들을 경피 생체 검사에 도입하려는 시도와 연결되는 융합적인 측면도 존재한다. 이번 장에서는 로봇을 이용한 경피 생체 검사와 관련된 연구 이슈들 중 큰 흐름 몇 가지만을 정리해 보고자 한다.

1. 영상 기술 호환성(Imaging Technology Compatibility)

이는 꽤 오래 전부터 다루어져 왔지만 당분간은 계속해서 중요한 연구 주제 중 하나가 될 것으로 보인다. 영상 기술 호환성을 위해서는 기본적으로 X선이나 CT와 같은 방사선 환경, 또는 MRI와 같은 전자기파 환경에서 로봇을 움직일 수 있는 액츄에이터(actuator)의 개발, 그리고 로봇의 움직임이나 신체의 움직임을 동일 환경 하에서 측정할 수 있는 센서(sensor)의 개발이 뒤따라야 한다. 공압을 균일한 회전력으로 전환시키는 공압 모터 등은 MR 기술과의 호환성을 부여해 주는 매우 중요한 원천 기술이다. 이러한 기술은 생체 검사 외에도 많은 적용 처를 찾을 수 있으므로 많은 연구가 지속적으로 수행되고 있다.

그리고 생체 검사 로봇의 물성이나 디자인에 따른 영상 간섭 회피 등도 이러한 영상 기술 호환성을 부여하기 위한 중요한 요소라고 할 수 있다. 예컨대 CT의 경우 일반 적인 형태가 X선이 통과하는 일정한 수직 평면에 대해서 금속 재료를 사용하는 것을 피하여 영상 간섭을 최소화하게 된다. 이렇게 로봇의 기구학적 형태를 특화 시켜 이러한 영상 간섭을 피하는 기술은 영상 기반 생체 검사에 있어서 필수적이라고 할 수 있다. 실제 오래 전부터 이에 대해 연구해 오던 연구 그룹들은 생체 검사 로봇에 있어서 특화시킨 구조 자체를 특허화시켜 원천 기술로 선점하고 있으며, 새로운 신진 그룹들은 이를 회피하기 위해 계속해서 새로운 디자인을 고안하고 있다.

2. 증강 현실(Augmented Reality, AR)

증강 현실은 최근 들어 스마트폰과 같은 정보 기기의 보급과 함께 갑자기 대두하여 생체 검사뿐만 아니라 많은 의료 영역에서 발전이 기대되는 분야 중의 하나이다. 증강 현실은 가상 현실(virtual reality)과 실제 현실을 중첩하여 유용한 정보를 제공한다. 따라서 증강 현실을 영상 기술과 함

게 활용하면 실제 사람을 절개 하지 않고 내부를 절개한 상태처럼 시술자에게 보여 준다든지, 관찰하고 싶은 환부를 제외한 부분은 반투명하게 보이게 하는 등의 많은 효과를 만들어 낼 수 있다. 유방 팬텀(phantom)에 대한 시술 정확도 평가에 있어 3D 증강 현실을 활용할 경우 시술 오차가 2.48 mm에서 1.62 mm로 줄어들었다는 보고[41]가 있다. Stetten(2001)은 반투명 거울을 사용하여 초음파 영상을 실제 신체에 투영하여 생체 검사 부위 위에 실시간으로 겹쳐 보이게 하는 방법을 제안하였다[42]. Das는 초음파와 CT영상 기반으로 스테레오 head-mounted display(HMD)를 사용한 증강 현실을 통한 생체 검사 시스템을 구현한 후 팬텀에 대하여 그 가능성을 시험하였다. 그 결과 실제 바늘과 가상 바늘의 위치 오차는 평균 2.1 mm로 나타났다[43].

3. 좌표계 정합(Coordinate Registration)

생체 검사 기기가 사용될 경우 영상과 생체 검사 로봇 사이의 좌표계를 어떻게 일치시켜 줄 것인가가 또 하나의 이슈이다. 모든 로봇 자체의 움직임에는 그 움직임의 기준이 되는 물리적 좌표계가 존재하며, 로봇의 말단 위치에는 기어, 폴리 등의 불완전한 조합에 따른 오차가 항상 존재하게 된다. 한편 의료 영상에서도 기기 자체의 좌표계를 기준으로 이미지 센서나 영상 자체의 해상도에 따른 오차, 그리고 영상을 분석할 때의 위치 설정에 따른 오차 등이 존재한다. 이러한 두가지 좌표계를 어떻게 적절히 조합하여 활용하는 것이 최고로 좋은 방식인가 하는 것은 아직까지 많은 연구의 여지가 있다.

4. 경로 계획(Navigation Planning)

영상 기반 경피 생체 검사에 있어서의 경로 계획이란 영상을 통하여 병변의 정확한 위치에 대한 수치를 얻어낸 후 이를 기반으로 생체 검사를 위한 바늘을 정확히 원하는 위치에 삽입하는 경로를 설정하는 과정을 말한다. 바늘을 혈관이나 뼈와 같은 부위를 피해서 병변에 도달시키기 위해 어떤 부위에서 어떤 각도로 삽입해야 할지 경로를 계획하는 일은 단순한 문제가 아니다. 바늘의 끝이 각도를 가지게 되는 경우, 삽입 중에 바늘의 궤적이 휘게 되기도 하며 장치의 물성에 따라 삽입에 필요한 힘과 방향이 달라진다. 이러한 환경들을 모두 고려하여 어떤 경로가 최적인지를 계산해 내는 것은 아직 풀어야 할 부분들이 많은 또 하나의 연구 이슈라고 볼 수 있다.

경우에 따라서는 좌표계 정합 문제와 경로 계획이 실시간으로 연동되어야 하는 경우도 존재한다. 신체의 부위를 기반으로 한 좌표와 호흡 등을 통해서 내부 장기가 유동성을 가질 때 좌표계의 정합에서 좌표계의 위치가 계속해서 변화한다는 점과 동시에 그 속에서 경로 계획을 어떻게 변경해

주어야 할지를 결정하는 것은 상당히 재미있는 문제로 보인다. 이는 센서를 통해 신체의 호흡이나 뒤척임을 측정하는 문제, 현재 병변의 위치를 예측하는 문제, 실시간으로 이에 대하여 바늘의 이동경로를 변경하거나 삽입을 멈추는 문제 등 매우 많은 파생 연구주제들을 낳고 있다. 이러한 연구 주제와는 달리, Abolhassani는 바늘의 상단에 장착한 힘 센서의 측정값을 활용하여 바늘의 변형(deflection)을 축 방향 회전으로 상쇄시켜 경로 계획을 단순화시킬 수 있는 방식을 제안하기도 하였다[44].

5. 힘 반향(Force Feedback)

힘 반향은 원격 제어 분야에서 시작되어 각종 수술용 로봇의 조작에 적용되고 있는 기술로 생체 검사 바늘에서 측정된 힘을 로봇을 조정하는 시술자의 손에 전달하여 실제 존재감을 전달하는 기술이다. 생체 검사에서도 이러한 부분을 여러 각도에서 활용하여 생체 검사 시술에 도움을 줄 수 있다. 힘 반향 기술의 또 하나의 장점은 생체 검사를 실제로 수행하지 않더라도 가상의 환경을 구축하여 생체 검사를 시뮬레이션할 수 있게 해 준다는 것이다. 이 경우 시술자가 바늘이나 마스터를 조작하여 가상의 신체에 바늘을 삽입할 때 그 반발력을 시뮬레이션하여 그대로 시술자에게 전달해 주게 된다. 따라서 이러한 기술은 수련의와 같이 생체 검사에 대한 기본적인 훈련이 필요한 사람들을 대상으로 좋은 훈련 방법이 될 것이다. 그러나 아직까지 힘 반향 기술의 한계로 인하여 실제 생체 검사와 똑 같은 느낌을 만들어 내지는 못하고 있다. 심지어 Okamura는 시뮬레이션을 통해 경우에 따라 힘 반향 기술을 적용하게 되면 그렇지 않은 경우와 비교해 더 큰 오버슈트(overshoot)를 보일 수도 있다고 주장하였다[45].

사실 힘 반향 기술의 적용이 시간 지연 등에 매우 민감하다는 것을 고려할 때, 현재의 힘 반향 기술이 경피 생체 검사 시술에 있어 정말 도움이 될 수 있을 것인가 하는 부분에 대해서는 아직 결론을 내는 것이 쉽지 않다[34]. 그러나 이 또한 소형 힘 센서 기술의 발달 등과 함께 조금씩 극복이 가능한 문제로 보여 진다.

V. 고찰과 결론

이제까지 경피 생체 검사와 현재까지 개발된 세계 경피 생체 검사 로봇들의 특징을 개괄적으로나마 살펴보았다. 국내에도 2005년 복강경 수술을 위한 다 빈치 로봇의 도입 이래 의료용 로봇에 대한 관심이 높아지고 있다. 산업계에서는 복강경 로봇 뿐 만 아니라 고관절 수술 로봇인 로보닥(ROBODOC) 등 의료 시술에 필요한 여러 가지 형태의 로봇들이 개발되고 있고, 학계에서도 복강경 수술용 로봇을 위

한 제어 시스템[46] 등 의료용 로봇의 운용에 필요한 원천 기술의 확보를 위한 연구가 확대되고 있다. 그러나 범용 수술용 로봇 시스템은 개발에 있어서 절차 및 비용이 막대하게 든다는 위험이 존재한다[47]. 따라서 수술 조명 로봇[48]이나 경피 생체 검사 로봇과 같이 매우 특별한 기능을 요구하는 틈새 시장을 노리는 것이 산업적인 측면에서는 더 나은 선택이 될 수도 있다.

그러나 국내의 로봇 기술이 세계 경피 생체 검사 로봇 시장에서 선도적 입지를 구축하기 위해서는 몇 가지 기술 개발이 선행되어야 한다. 첫째, 생체 검사 로봇을 위한 액츄에이터 및 센서에 관한 소형화 및 영상 기기 호환 기술이 함께 발전할 필요가 있다. 해외의 CT나 MR 호환 로봇의 연구 개발진들은 벌써 이러한 액츄에이터의 비중을 높이고 있다. 국내에서도 경피 생체 검사 로봇에 있어서 독자적 기술력을 발휘하기 위해서는 영상 기기와 호환성을 부여할 수 있는 액츄에이터 및 센서가 개발되어야 한다. 특히 이런 액츄에이터와 센서 등에 대한 방사선과 전자기장의 영향에 대한 좀 더 심도 있는 고찰도 함께 따라주면 더할 나위가 없을 것이다.

둘째, 생체 검사 시술에 특화된 햅틱(haptic) 인터페이스의 개발이 필요하다. 좋은 생체 검사 로봇도 결국 시술자의 편의에 따라서 실제 적용 여부가 판가름 나는 경우가 많다. 기존에 시도되었던 의료용 로봇 개발에 있어서 의료진과의 의견 조율이 충분히 이루어지지 않는 경우가 종종 발견이 되며, 이러한 부분은 하나의 완전한 경피 생체 검사 로봇 개발에 있어서 반드시 극복해 나가야 할 문제로 보인다.

이 외에도 여러가지 해결해야 할 문제들이 존재하겠지만, 이러한 문제들을 하나하나 해결해 나가면서 경피 생체 검사 로봇은 멀지 않은 미래에 현재의 복강경 수술 로봇과 같이 의료용 로봇 시장에서 중추적 역할을 차지하게 될 것이다.

참고문헌

- [1] D.B. McGill, J. Rakela, A.R. Zinsmeister, and B.J. Ott, "A 21-year experience with major hemorrhage after percutaneous liver biopsy," *Gastroenterology*, vol. 99, pp. 1396-400, Nov 1990.
- [2] A. Manhire, M. Charig, C. Clelland, F. Gleeson, R. Miller, H. Moss, K. Pointon, C. Richardson, and E. Sawicka, "Guidelines for radiologically guided lung biopsy," *Thorax*, vol. 58, pp. 920-36, Nov 2003.
- [3] C.M. Richardson, K.S. Pointon, A.R. Manhire, and J.T. Macfarlane, "Percutaneous lung biopsies: a survey of UK practice based on 5444 biopsies," *Br J Radiol*, vol. 75, pp. 731-5, Sep 2002.
- [4] P. Thampanitchawong and T. Piratvisuth, "Liver biopsy: complications and risk factors," *World Journal of Gastroenterology*, vol. 5, pp. 301-304, Aug 1999.
- [5] Hellerhoff, "Lung biopsy guided by computertomography: Lung cancer," *Biopsie_Lunge_Computertomographie_BC.png*, Ed., 2010.
- [6] T. Rohlfing, C.R. Maurer, Jr., W.G. O'Dell, and J. Zhong, "Modeling liver motion and deformation during the respiratory cycle using intensity-based nonrigid registration of gated MR images," *Med Phys*, vol. 31, pp. 427-32, Mar 2004.
- [7] V. Venkatraman, M.H. Van Horn, S. Weeks, and E. Bullitt, "Liver Motion Due to Needle Pressure, Cardiac, and Respiratory Motion During the TIPS Procedure," in *Interntioanl Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2004.
- [8] Y.S. Kwoh, J. Hou, E.A. Jonckheere, and S. Hayati, "A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 35, pp. 153-60, Feb 1988.
- [9] C.J. Walsh, N.C. Hanumara, A.H. Slocum, J.-A. Shepard, and R. Gupta, "A Patient-Mounted, Telerobotic Tool for CT-Guided Percutaneous Interventions," *Journal of Medical Devices*, vol. 2, p. 011007, March 2008.
- [10] K. Liang, A.J. Rogers, E.D. Light, D. von Allmen, and S.W. Smith, "Simulation of autonomous robotic multiple-core biopsy by 3D ultrasound guidance," *Ultrasonic Imaging*, vol. 32, pp. 118-27, Apr 2010.
- [11] K. Liang, A.J. Rogers, E.D. Light, D. von Allmen, and S.W. Smith, "Three-dimensional ultrasound guidance of autonomous robotic breast biopsy: feasibility study," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 36, pp. 173-7, Jan 2010.
- [12] D. Stoianovici, "URobotics--Urology Robotics at Johns Hopkins," *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery*, vol. 6, pp. 360-9, 2001.
- [13] J. Hong, T. Dohi, M. Hashizume, K. Konishi, and N. Hata, "An ultrasound-driven needle-insertion robot for percutaneous cholecystostomy," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 49, pp. 441-55, 2004/02/07 2004.
- [14] D. Stoianovici, L.R. Kavoussi, L.L. Whitcomb, R.H. Taylor, J.A. Cadeddu, R.D. Demaree, and S.A. Basile, "Friction Transmission with Axial Loading and a Radiolucent Surgical Needle Driver," United States Patent US 6,400,979 B1, 2002.
- [15] C.J. Walsh, N. Hanumara, A. Slocum, R. Gupta, and J.-A. Shepard, "Evaluation of A Patient-Mounted, Remote Needle Guidance and Insertion System for CT-Guided, Percutaneous Lung Biopsies," in *2nd Frontiers in Biomedical Devices Conference*, Irvine, California, USA, 2007.
- [16] R. Gupta, S.R.H. Barrett, N.C. Hanumara, J.-A.O. Shepard, A.H. Slocum, and C.J. Walsh, "Guidance and Insertion System," United States Patent US 2006/0229641 A1, 2006.
- [17] B. Maurin, B. Bayle, O. Piccin, J. Gangloff, M. de Mathelin, C. Doignon, P. Zanne, and A. Gangi, "A patient-mounted robotic platform for CT-scan guided procedures," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 55, pp. 2417-25, Oct 2008.
- [18] R. Bale and G. Widmann, "Navigated CT-guided interventions," *Minim Invasive Ther Allied Technol*, vol. 16, pp. 196-204, 2007.
- [19] G.S. Fischer, I. Iordachita, C. Csoma, J. Tokuda, S.P. Dimaio, C.M. Tempny, N. Hata, and G. Fichtinger, "MRI-Compatible Pneumatic Robot for Transperineal Prostate Needle Placement," *IEEE ASME Trans Mechatron*, vol. 13, pp. 295-305, Jun 1 2008.
- [20] R.C. Susil, A. Krieger, J.A. Derbyshire, A. Tanacs, L.L. Whitcomb, G. Fichtinger, and E. Atalar, "System for MR image-

- guided prostate interventions: canine study," *Radiology*, vol. 228, pp. 886-94, Sep 2003.
- [21] A. Patriciu, D. Petrisor, M. Muntener, D. Mazilu, M. Schar, and D. Stoianovici, "Automatic brachytherapy seed placement under MRI guidance," *IEEE Trans Biomed Eng.* vol. 54, pp. 1499-506, Aug 2007.
 - [22] M.E. Rentschler, J. Dumpert, S.R. Platt, S.M. Farritor, and D. Oleynikov, "Mobile in vivo biopsy and camera robot," *Studies in health technology and informatics*, vol. 119, pp. 449-54, 2006.
 - [23] M.E. Rentschler, J. Dumpert, S.R. Platt, D. Oleynikov, S.M. Farritor, and K. Iagnemma, "Mobile in vivo biopsy robot," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Orlando, Florida, 2006, pp. 4155-4160.
 - [24] A. Lehman, M. Rentschler, S. Farritor, and D. Oleynikov, "The current state of miniature in vivo laparoscopic robotics," *Journal of Robotic Surgery*, vol. 1, pp. 45-49, 2007.
 - [25] M.E. Rentschler, J. Dumpert, S.R. Platt, S.M. Farritor, and D. Oleynikov, "Natural orifice surgery with an endoluminal mobile robot," *Surg Endosc*, vol. 21, pp. 1212-5, Jul 2007.
 - [26] J. Kettenbach, G. Kronreif, M. Figl, M. Fürst, W. Birkfellner, R. Hanel, and H. Bergmann, "Robot-assisted biopsy using ultrasound guidance: initial results from in vitro tests," *European Radiology*, vol. 15, pp. 765-771, 2005.
 - [27] G. Fichtinger, J.P. Fiene, C.W. Kennedy, G. Kronreif, I. Iordachita, D.Y. Song, E.C. Burdette, and P. Kazanzides, "Robotic assistance for ultrasound-guided prostate brachytherapy," *Med Image Anal*, vol. 12, pp. 535-45, Oct 2008.
 - [28] J.F. Barrett and N. Keat, "Artifacts in CT: recognition and avoidance," *Radiographics*, vol. 24, pp. 1679-91, Nov-Dec 2004.
 - [29] Y. Seppenwoolde, H. Shirato, K. Kitamura, S. Shimizu, M. van Herk, J.V. Lebesque, and K. Miyasaka, "Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, vol. 53, pp. 822-34, Jul 15 2002.
 - [30] S. Shimizu, H. Shirato, B. Xo, K. Kagei, T. Nishioka, S. Hashimoto, K. Tsuchiya, H. Aoyama, and K. Miyasaka, "Three-dimensional movement of a liver tumor detected by high-speed magnetic resonance imaging," *Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, vol. 50, pp. 367-370, 1999.
 - [31] K. Chinzei and K. Miller, "MRI guided surgical robot," in *Australian Conference on Robotics and Automation*, Sydney, 2001, pp. 50-5.
 - [32] R. Gassert, R. Moser, E. Burdet, and H. Bleuler, "MRI/fMRI-compatible robotic system with force feedback for interaction with human motion," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, pp. 216-24, April 2006.
 - [33] S.O. Pfleiderer, C. Marx, J. Vagner, R.P. Franke, J.R. Reichenbach, and W.A. Kaiser, "Magnetic resonance-guided large-core breast biopsy inside a 1.5-T magnetic resonance scanner using an automatic system: in vitro experiments and preliminary clinical experience in four patients," *Invest Radiol*, vol. 40, pp. 458-63, Jul 2005.
 - [34] K. Cleary, A. Melzer, V. Watson, G. Kronreif, and D. Stoianovici, "Interventional robotic systems: applications and technology state-of-the-art," *Minimally Invasive Therapy*, vol. 15, pp. 101-13, 2006.
 - [35] M. Muntener, A. Patriciu, D. Petrisor, D. Mazilu, H. Bagga, L. Kavoussi, K. Cleary, and D. Stoianovici, "Magnetic resonance imaging compatible robotic system for fully automated brachytherapy seed placement," *Urology*, vol. 68, pp. 1313-7, Dec 2006.
 - [36] G. Schaeffers, "Testing MR Safety and Compatibility," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27, pp. 23-7, May-June 2008.
 - [37] S.-E. Song, N.B. Cho, G. Fischer, N. Hata, C. Tempany, G. Fichtinger, and I. Iordachita, "Development of a Pneumatic Robot for MRI-guided Transperineal Prostate Biopsy and Brachytherapy: New Approaches," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Anchorage, Alaska, USA, 2010, pp. 2580-5.
 - [38] N. Yu, C. Hollnagel, A. Blickenstorfer, S.S. Kollias, and R. Riener, "Comparison of MRI-Compatible Mechatronic Systems With Hydrodynamic and Pneumatic Actuation," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 13, pp. 268-77, June 2008.
 - [39] K. Hynynen, A. Darkazanli, E. Unger, and J.F. Schenck, "MRI-guided noninvasive ultrasound surgery," *Med Phys*, vol. 20, pp. 107-15, Jan-Feb 1993.
 - [40] I. Bricault, N. Zemiti, E. Jouniaux, C. Fouard, E. Taillant, F. Dorandeu, and P. Cinquin, "Light puncture robot for CT and MRI interventions: designing a new robotic architecture to perform abdominal and thoracic punctures," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27, pp. 42-50, May-Jun 2008.
 - [41] M. Rosenthal, A. State, J. Lee, G. Hirota, J. Ackerman, K. Keller, E. Pisano, M. Jiroutek, K. Muller, and H. Fuchs, "Augmented reality guidance for needle biopsies: an initial randomized, controlled trial in phantoms," *Medical Image Analysis*, vol. 6, pp. 313-20, Sep 2002.
 - [42] G.D. Stetten and V.S. Chib, "Overlaying ultrasonographic images on direct vision," *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 20, pp. 235-40, Mar 2001.
 - [43] M. Das, F. Sauer, U.J. Schoepf, A. Khamene, S.K. Vogt, S. Schaller, R. Kikinis, E. vanSonnenberg, and S.G. Silverman, "Augmented reality visualization for CT-guided interventions: system description, feasibility, and initial evaluation in an abdominal phantom," *Radiology*, vol. 240, pp. 230-5, 2006.
 - [44] N. Abolhassani, R.V. Patel, and F. Ayazi, "Minimization of needle deflection in robot-assisted percutaneous therapy," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 3, pp. 140-148, 2007.
 - [45] O. Gerovich, P. Marayong, and A.M. Okamura, "The effect of visual and haptic feedback on computer-assisted needle insertion," *Computer Aided Surgery*, vol. 9, pp. 243-9, 2004.
 - [46] S.J. Song, J.W. Park, J.W. Shin, Y.H. Kim, D.H. Lee, Y.H. Jo, J.S. Choi, and K. Sun, "Development of a Real-time OS Based Control System for Laparoscopic Surgery Robot," *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 29, pp. 32-39, Feb 2008.
 - [47] K.G. Kim, "Challenge and Problem of Medical Robot Surgery Research," *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 30, pp. 271-278, Aug 2009.
 - [48] D.G. Choi, B.-J. Yi, and Y.S. Kim, "Implementation of Auto Surgical Illumination Robotic System Using Ultrasonic Sensor-Based Tracking Algorithm," *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 28, pp. 363-368, Jun 2007.