문 상 협

의공학과

연세대학교 대학원

CT와 초음파영상간 정합을 위한 영상처리 및 3D 초음파영상 획득 시스템 개발

CT와 초음파영상간 정합을 위한 영상처리 및

3D 초음파영상 획득 시스템 개발

지도 서 종 범 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2012년 12월 22일

연세대학교 대학원

의공학과

문 상 협

문상협의 석사 학위논문으로 인준함

12 W 심사위원_ 1 让导光 심사위원_ & UNA 심사위원__

연세대학교 대학원 2012년 12월 22일

감사의 글

석사학위를 위한 과정이 끝나가며 감사의 글을 적고 있는 이순간 비로소 학교 에서 경험했던 일들을 되돌아보게 됩니다. 제가 무사히 석사학위를 마칠 수 있게 아낌없이 조언해 주시고 연구자의 길이 어떤 것인지를 보여주신 서종범 교수님께 진심으로 감사 드립니다. 그리고 영상처리에 대해 아무것도 모르던 제게 인내심 을 가지고 자상하게 지도해 주신 박현진 교수님께도 감사 드립니다. 또한 논문을 심사해주시고 부족한 부분을 메울 수 있도록 많은 조언을 해주신 김동윤 교수님 과 윤대성 교수님께도 감사의 인사를 올립니다. 또 학부 때부터 강의를 통해 가 르침을 주시고 지식을 쌓을 수 있도록 해주신 윤형로 교수님, 이윤선 교수님, 이 경중 교수님, 윤영로 교수님, 김영호 교수님, 신태민 교수님, 김한성 교수님, 김경 환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이상우 교수님, 이용흠 교수님께도 감 사의 마음을 전합니다.

우리 초음파 연구실에서 고락을 함께했던 식구들 너무나 감사합니다. 룸메이트 이자 연구실에서는 교수님과 더불어 저에게 많은 지식들을 아낌없이 알려주고 도 와준 동희형, 세심한 부분들을 신경 써주고 축구이야기로 말이 통하는 진감이형, 대학원에서 저를 업어 키워준 능력자 경희형, 연구실에 잘 적응할 수 있게 도와 주고 마음을 잘 헤아려 주던 동기 흥일이, 물어보면 모르는 전공지식이 없고 쉽 게 이해할 수 있게 설명해주던 유미, 파키스탄 문화를 친절히 이야기 해주던 Saad, 일도 운동도 민첩하게 하는 야구광 정우, 나 따라다니며 실험하느라 고생 한 종호, 항상 노력하고 바쁘게 사는 운철이형, 매일 피곤해 보이는 용준이 그리 고 많은 도움을 주신 균정이형 모두 고맙습니다.

항상 힘이 돼주었던 졸업했거나 대학원에서 공부중인 03학번 동기들 안제현, 권진우, 홍창희, 박선욱, 윤석훈, 한준우, 강우석, 강동훈, 김정윤, 김승현, 이희영, 정운모, 고현철, 김주한, 김경렬, 김치훈, 임정환, 권순동, 조영근 모두 건승하길 바랍니다. 마지막으로 언제나 저를 믿어주고 사랑해주는 아버지, 어머니 그리고 동생 상 현이의 헌신과 격려 덕분에 이렇게 무사히 석사학위를 마칠 수 있었습니다. 사랑합니다.

2013년 1월

문상협 올림

차 례

그림 차례
표 차례
국문 요약
제 1 장 서론 ••••••••••••••
제 2 장 이론적 배경 •••••••••••••••••
2.1 초음파영상 (Ultrasound Image) • • • • • • • • • • • • • • • • • • •
(1) 초음파의 특성 ••••••••••••••••
2.2 CT영상 (CT Image) • • • • • • • • • • • • • • • • • • •
(1) X-Ray의 특성 •••••••••••••••
(2) CT의 특성 ••••• 8
2.3 CT영상의 초음파영상화 처리•••••••••••••••••
(1) CT영상의 초음파영상화••••••••••••••••
2.4 두 영상의 상관관계 평가•••••••••••••••••••
(1) 상관계수(Correlation coefficient) • • • • • • • • • • • • • 11
(2) 상호 상관(Cross-correlation) • • • • • • • • • • • • • • 12
(3) 상호 정보량 기법(Mutual Information) • • • • • • • • • • • 13
2.5 영상정합 (Image Registration) - affine변환 •••••••••• 15
(1) 단위행렬(Identity Matrix) • • • • • • • • • • • • • • • • • • •
(2) 크기조정(Scaling) • • • • • • • • • • • • • • • • • • •

(3) 기울임(Skew) • • • • • • • • • • • • • • • • • • •
(4) 이동(Translation) • • • • • • • • • • • • • • • • • • •
(5) 회전(Rotation) • • • • • • • • • • • • • • • • • • •
제 3 장 연구 방법 • • • • • • • • • • • • • • • • • •
3.1 연구 방향 • • • • • • • • • • • • • • • • • •
3.2 전체 연구방법 구성 •••••••••••••••••••••
(1) CT영상의 modality 변환 영상처리 •••••••••• 20
(2) 3차원 초음파영상 ••••••••••••••••
(3) 획득영상간 유사성 평가 ••••••••••••••
(4) 변환 CT영상과 3차원 초음파영상의 정합•••••••• 29
제 4 장 연구 결과 •••••••••••••••••••••••••••••
4.1 실험장비 ••••••••••••••••••••••••••
4.2 연구결과 •••••••••••••••••••••••••••
(1) 3차원 초음파 영상 제작 ••••••••••• • • • • • • • • • 33
(2) 변환된 CT영상 제작 •••••••••••••••••••
(3) 유사성 평가결과 •••••••••••••••••
제 5 장 결론 •••••••••••
참고 문헌 •••••••••••

그림 차례

그림	2.1 경계면에서 초음파의 반사와 투과 •••••••••••••• •
그림	2.2 트랜스듀서에 따른 음장영역차이 •••••••••••••••
그림	2.3 입사각에 따른 반사파와 투과파의 굴절 ••••••••••••6
그림	2.4 조직내에서 산란과 흡수에 의한 감쇠 •••••••••••••
그림	2.5 사이노그램 영상 ••••• 8
그림	2.6 직교 좌표계에 표시한 사이노그램 영상 •••••••••••••
그림	2.7 CT영상의 초음파영상화 개념도 •••••••••••••••••
그림	2.8 Convolution과 Cross-correlation의 정의 모식도 •••••• 13
그림	2.9 Joint entropy와 Mutual information과의 관계 ••••••• 14
그림	2.10 x방향으로 2배의 크기로 조정된 사각형 •••••••••••• 16
그림	2.11 기울임 변형의 형태와 불가능한 형태 ••••••••••••• 17
그림	2.12 변형 순서에 따른 결과차이 ••••••••••••••••
그림	3.1전체 시스템 구성도 ••••• ••• • • • • • • • • • • • • • •
그림	3.2 CT영상에서 픽셀값 μ(x)계산 ••••••••••••••••• 21
그림	3.3 CT영상의 초음파 영상으로의 modality 변환 알고리즘 •••••• 23
그림	3.4 3차원 초음파영상 획득 시스템 설계도 ••••••••••• 24
그림	3.5 초음파 프로브 고정부 설계도 •••••••••••••••• 25
그림	3.6 영상획득 과정 개념도 • • • • • • • • • • • • • • • • • • •

그림 3.7 초음파영상 획득 시 프로브 위치 및 방향 • • • • • • • • • • • • • 26 그림 3.12 참조영상과 상동영상 선택과 특징점 설정 ••••••••••• 30 그림 3.13 affine변형 파라미터 설정과 정합 전 히스토그램 및 MI값 •••• 30 그림 4.1 영상획득 시스템 ••••••••••••••••••••• 그림 4.2 모터시스템 및 프로브 고정부 •••••••• • • • • • • • • • • • • • 32 그림 4.4 플라스틱 팬텀 적용 전 프로브로 인한 간의 눌림 ••••••• 33 그림 4.5 플라스틱 팬텀 적용 후 간의 눌림현상 제거 ••••••••••• 34 그림 4.7 (a)원본 CT영상, (b)변환 CT영상에서의 투과, (c)변환 CT영상 ••• 35 그림 4.9 Cross-correlation이 최대값일 때 선택된 CT영상(좌)과 초음파영상•37 그림 4.10 CT와 초음파영상간 Cross-correlation 결과•••••••••• 37 그림 4.11 Cross-correlation이 최대값일 때 선택된 변환 CT영상과 초음파영상 그림 4.12 변환 CT와 초음파영상간 Cross-correlation 결과 •••••• 38 그림 4.14 변환CT영상과 초음파영상간 상관계수 •••••••• • • • • • • • • • 39 그림 4. 15 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 초음파영상(우) • • • • • • • • 40 그림 4. 16 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), CT영상(우) • • • • • • • • 41 그림 4. 17 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 초음파영상(우) • • • • • • • 41 그림 4. 18 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 변환 CT영상 (우) • • • • • • 42 그림 4. 19 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 수동획득 초음파영상(우) • • 42 그림 4. 20 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), CT영상 (우) • • • • • • • 43 그림 4. 21 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 수동획득 초음파영상(우) • • 43 그림 4. 22 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 수동획득 초음파영상(우) • • 43

표 차례

표	3.1	최대집	값의 C	ross-c	correla	ation	영.	상건	난 것	상관	계수	•	••	• •	•	•	••	•	• •	•	•	40
표	3.2	정합	영상이	∥ 따른	MI값	비교	•	••	•••	••	••	• •	•		•	• •	•	•	••	•	•	44

국문요 약

CT와 초음파영상간 정합을 위한 영상처리 및

3D 초음파영상 획득 시스템 개발

최근 고강도 집속 초음파(HIFU)를 이용한 암치료는 비 침습적이고 환자에게 고통이나 부작용을 남기지 않는 방법으로 주목을 받고 있으나, 이 기술을 실제 임상에서 적용하기 위해서는 CT혹은 MRI와 같은 의료영상과 초음파영상간의 영 상정합이 필요하다. 영상정합은 여러가지 영상을 하나의 좌표계로 통합하여 하나 의 시점에서 동시에 볼 수 있도록 하는 기술로서 초음파영상에서 부족한 장기의 위치정보와 특성을 CT영상에서 파악할 수 있다. 정합의 정확도를 높이기 위해 두 영상의 modality 차이를 줄이는 방법이 필수적이고 CT영상과 대응이 가능한 3차원 초음파 영상의 획득이 필요하다.

상기의 목적을 달성하기 위해서 CT영상의 modality를 초음파영상과 유사하게 만드는 방법이 시도되었으며, CT영상과 정합이 가능한 3차원 초음파영상 획득용 시스템을 제작하였다. 본 연구에서 설계되고 제작된 시스템과 영상처리 방법을 검증하기 위하여 hand-held와 motorized translation stage로 각각 획득한 3차원 초음파영상 데이터와 CT영상간의 mutual information, CT영상 및 변환(초음파 영상화) CT영상과 3차원 초음파영상간의 mutual information을 비교대상으로 정 했다. 또한 영상정합에 대한 상기 실험들의 유효성을 확인하기 위하여 영상정합 전과 후에도 역시 correlation coefficient와 mutual information을 비교 분석한다.

핵심되는말 : 영상정합, 초음파, image modality, CT영상처리, mutual information, 3차원 초음파영상

제 1 장 서론

의료 목적으로 사용되는 초음파는 사용방법에 따라서 크게 진단용과 치료용으 로 나뉠 수 있다[1]. 사용하는 방법에 따라서 인체에 전달하는 에너지의 양을 다 르게 하여 이용되며, 이에 따라서 생체조직에서 발생되는 생물학적 효과가 다르 게 나타난다. 진단 목적으로 사용할 경우 생물학적 변화가 발생하지 않는 낮은 에너지 수준의 초음파가 사용되며, 인체 부위에 따라 최대 720 mW/cm²까지 에 너지를 전달하게 되어있다. 반면 치료 목적으로 초음파를 사용할 경우 기존에는 전달 에너지는 온열치료 목적으로 3 W/cm²까지 조사하는 것이 권장되었으나, 최 근 1000 W/cm²의 에너지를 조사하여 암 조직에 비가역적인 생물학적 변화를 유 도함으로써 조직을 괴사시킬 수 있는 기술이 개발되어 새로운 암 치료 방식으로 사용되고 있다[2].[37],[38],[39],[40],[41],[42].

강력 집속 초음파 수술(High Intensity Focused Ultrasound: HIFU)은 체외에 서 초음파 에너지를 인체 내의 암 조직에 집속시켜 국소부위에 열 에너지를 발생 시킴으로써 암 조직을 제거하는 방법이다. 이 수술은 비침습적이고 환자에게 상 처나 부작용을 남기지 않으며 회복이 빠르고 고통을 수반하지 않는다는 장점이 있기 때문에 많은 관심을 받고 있다[3]. HIFU와 관련된 연구를 위해 미국과 유 럽 선진 연구기관 및 기업에서 기술개발을 진행하고 있으며, 중국에서는 이미 HIFU에 대해 중점적으로 정부의 금전적인 연구지원과 많은 임상결과 획득으로 세계적인 기술수준을 가지게 되었다[4],[40],[41]. 하지만 현재 대부분의 HIFU 수술 시 치료 위치에 대한 정보는 초음파영상에 의존하고 있어 수술부위에 대한 정보가 한정되어있으므로 다른 의료영상(CT 혹은 MRI)을 하나의 공간좌표에서 조직의 다양한 특성을 반영한 영상을 관찰 하여 초음파 치료의 추이를 관찰/모니 터링 하는 것이 중요한 개발목표가 되고 있다[3],[4],[29].

HIFU수술은 치료용과 영상용 초음파 트랜스듀서를 구동하여 진행되는데, 영상 용 트랜스듀서를 통해 초음파영상을 관찰하면서 수술부위의 위치 및 크기를 확인

- 1 -

하여 치료용 트랜스듀서로부터 조사되는 초음파에너지의 초점이 해당 병변에 위 치하도록 정렬되면 초음파에너지를 조사하여 조직을 괴사시킨다. 이때 영상용 트 랜스듀서로 관찰하는 초음파 영상은 장기의 경계면이 불분명하고 위치정보를 확 인할 수 없어 수술 시 병변의 위치를 찾는데 많은 시간이 필요하다. 따라서 초음 파 영상에 해당하는 병변 혹은 장기의 위치를 파악하기 위해 높은 공간해상도와 위치정보를 가지는 영상과의 정합이 필요하며, CT영상은 조직간의 방사선의 감쇠 /전달의 차이를 이용하여 높은 공간해상도와 정확한 위치정보 가지므로 이를 HIFU 수술 시 활용하면 병변의 위치를 찾는 시간을 줄일 수 있으며 보다 정확한 위치에 수술이 가능하다.

의료 영상간의 정합은 하나의 대상에 대해 modality(영상의 양식)가 다른 두 영상에 대한 특징을 분석하여 하나의 좌표계에서 통합하여 나타내는 방법으로, 서로 다른 측정방식을 통해 얻은 영상이 어떻게 대응되는지 알 수 있다 [4],[43][46]. CT영상과 초음파영상을 정합하면 두 영상을 하나의 좌표계에서 확인할 수 있어서 필요한 정보를 하나의 영상에서 확인하는 것이 가능하므로 기 존 HIFU수술의 단점을 보완할 수 있다. 영상정합을 위해서는 두 영상이 최대의 유사성을 가지도록 해야 하는데 유사성의 척도를 평가할 수 있는 방법에는 상관 계수, 상호정보량, 정규상호정보량 기법이 대표적으로 이용된다. 본 연구에서는 상호상관(Cross-correlation), 상관계수(Correlation-coefficient), 상호정보량 (Mutual information) 기법을 이용하였다. 상호상관 및 상관계수는 두 영상간 상 관의 정도를 평가하는 방법이며 상호정보량은 조인트 엔트로피 기법(Joint entropy)을 기반으로 하는 유사성 척도 측정 방법이다[5]. 조인트 엔트로피 기법 은 두 영상이 중첩되는 위치의 밝기값을 이용하여 조인트 히스토그램을 생성하고 이를 통해 두 확률변수간의 관계를 확률밀도 계산을 통해 엔트로피가 최소가 되 는 위치를 계산한다[5],[48],[54], 이 기법은 두 영상간 중첩되는 영역이 단일 밝기값으로 구성되면 정합의 정확도가 현저히 떨어지는 현상을 일으킬 수 있으므 로 초기 위치로부터 변화가 적은 영상에만 적용이 가능하다. 이를 보완하기 위해 서 상호정보량 기법이 이용되는데 주변 엔트로피(marginal entropy)를 고려한 것

- 2 -

으로 최대가 되는 위치로 정합한다. Affine변환으로 영상을 변환할 때마다 두 영 상의 유사성을 평가하여 그 값이 최대가 되는 지점으로 수렴하도록 하면 하나의 좌표에서 두 영상이 나타내는 부분이 같아지는 정합이 된다.

두 영상의 정합은 modality가 같으면 정합 후의 유사성은 높아지지만 modality의 차이가 많이 날수록 정합의 정확도는 낮아진다. 따라서 정합할 두 영 상간의 modality차이를 줄이기 위한 영상처리 방법이 필요하다. 전술한 CT영상 의 경우 방사선의 감쇠/전달 차이를 이용한 감쇠영상으로 나타내고 초음파영상은 전달/반사 차이를 이용한 반사영상으로 나타나므로 CT영상에 대해 전달/반사의 관계를 이용하면 반사영상으로 나타낼 수 있다[6]. 이렇게 변환된 CT영상은 초 음파영상과 영상을 표현한 방법이 같아지므로 modality 차이가 줄어들게 되며 이 로 인해 두 영상의 정합 정확성은 높아진다.

이러한 modality 차이를 줄이기 위한 추가적인 방법은 초음파 영상을 CT영상 과 같은 3차원 영상으로 만드는 것이다[6],[49],[50]. 현재 3차원 초음파 영상은 다채널 초음파 프로브를 이용하여 초음파 빔의 움직임을 통해 프로브를 기준으로 부채꼴 모양의 3차원 영상을 얻는 방법, 시술자가 초음파 프로브를 손으로 움직 여 그때의 3차원 영상을 제작하는 방법이 있으나 정확한 위치정보 및 크기에 대 한 정보를 확인할 수 없기 때문에 CT영상과의 정합에 어려움이 있다 [6],[51],[52]. 따라서 후자의 방법을 변경하여 step motor를 이용한 일정한 속 도와 정확한 위치로 초음파 프로브를 움직이는 방법을 고려하였다. 이와 같이 획 득한 초음파 영상은 3차원 위치정보와 영상의 부피 및 크기를 제공할 수 있으며 CT영상과의 정합이 용이해진다[6],[53],[55].

본 연구에서는 초음파 영상을 기준으로 CT 영상을 3차원 정합하는 시스템 및 알고리즘을 제작 하였다. 초음파 영상과 CT영상은 양상이 다르므로 영상 정합의 정확도를 향상시키기 위하여 CT를 통해 얻은 영상 데이터를 계산을 통하여 가상 초음파 영상을 획득하여 영상 정합을 수행하였다. 상기 언급한 기술들을 적용하 여 CT영상과 초음파영상간의 정합 정확성을 높여 효과적인 HIFU수술이 가능하 도록 하는데 그 목적을 두었다.

- 3 -

제 2 장 이론적 배경

2.1 초음파영상 (Ultrasound Image)

20kHz보다 높은 주파수를 지닌 음파를 초음파라고 하며 초음파는 인체 내에 서 음향 임피던스가 다른 매질의 경계에서 반사율이 달라 반사, 투과, 감쇠가 일 어난다. 이러한 초음파의 특성을 이용하여 인체 내부 조직의 영상을 얻고, 이 영 상으로부터 조직의 크기나 특성을 알 수 있다.

(1) 초음파의 특성

인체조직에서 초음파가 반사, 투과, 감쇠되는 것은 매질이 음파에 대해 가지는 특성인 음향 임피던스에 의해 영향을 받으며, 음향 임피던스는 매질의 밀도와 음 속에 의해 결정되므로 조직의 종류에 따라 다르다. 음향 임피던스 Z는 식 2.1과 같이 매질의 밀도 p와 음속 c의 곱으로 표현된다[7],[8].

$\mathbf{Z} = \boldsymbol{\rho} \cdot \mathbf{c} \qquad (2.1)$

초음파 빔은 음향 임피던스가 다른 두 매질이 형성하는 경계면에서 그림 2.1 과 같이 초음파 에너지의 반사와 투과가 일어난다[7],[8].



그림 2.1 경계면에서 초음파의 반사와 투과

이때 반사파의 진폭은 두 매질의 경계면이 형성하는 음향임피던스에 따라 달 라지며 식 2.2와 같이 반사된 음압진폭 P_r과 입사된 음압진폭 P_i의 비율인 진폭 반사계수(amplitude reflection coefficient) R_P로서 나타낼 수 있다[7],[8].

$$R_P = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$
 (2.2)

음향파워(Acoustic power)는 초음파 에너지가 트랜스듀서에서 매질로 전달되 는 비율을 나타내는데 Watt[W]단위로 표시되며, 초음파 에너지는 그림 2.2에서 보여지듯이 트랜스듀서에 따라 특정한 음장(Acoustic field)영역이 형성되므로 W/cm²과 같이 단위면적 당 음향파워로 정의되는 것을 음향강도(Acoustic intensity)라고 한다[7],[8].



그림 2.2 트랜스듀서에 따른 음장영역차이

이러한 초음파 신호의 강도를 나타내기 위해 진폭반사계수의 제곱으로 표현되는 강도반사계수(Intensity reflection coefficient)로서 반사강도 I_r에 대한 입사강도 I_i의 비율로 표현하여 식 2.3과 같이 표현된다[7],[8].

$$R_{I} = \frac{I_{r}}{I_{i}} = \left(\frac{Z_{2} - Z_{1}}{Z_{2} + Z_{1}}\right)^{2}$$
(2.3)

대부분의 경우 인체 내에서 초음파는 그림 2.1과 같은 수직입사의 상황보다 그림 2.3과 같이 특정한 각도로 경계면에 입사한다. 이 경우 반사된 음파는 음원 으로 돌아오지 않고 입사각과 같은 크기의 각을 가지고 반사되며 나머지는 투과 된다. 투과된 음파는 매질의 음속이 다르므로 굴절이 일어나게 된다. 초음파영상 의 경우 반사파를 이용하여 영상화하기 때문에 반사신호가 트랜스듀서로 돌아오 지 않으면 영상의 구성이 불가능하다[7],[8].



그림 2.3 입사각에 따른 반사파와 투과파의 굴절

동일한 매질 안에서 초음파는 전파 거리에 따라 진폭과 강도가 감소하게 되는 데 산란과 흡수가 그 원인으로 이를 감쇠라고 한다. 산란은 음파의 한 파장이나 그보다 더 작은 크기의 물체들에 의한 반사로 인해 나타나는 현상으로 이 반사파 는 각 경계면으로부터 모든 방향으로 발생한다. 따라서 입사파의 진행방향과 관 계없이 조직의 내부는 동일한 초음파 영상을 얻을 수 있다. 조직 자체에서 흡수 하는 초음파 에너지는 열에너지로 변환되며 그림 2.4와 같이 이 두가지에 의해 음향에너지의 감쇠가 일어난다[7],[8].



그림 2.4 조직내에서 산란과 흡수에 의한 감쇠

CT(Computed tomography) 영상은 X-Ray의 기본 원리를 이용하여 다수의 영상을 획득하여 재구성 한 후 인체의 단면 영상을 획득하는 장치이다. CT 영상 은 인체의 구조적 특징을 확인 할 수 있다는 점에서 초음파 영상과 동일한 특징 을 가진다.

반면 초음파와 다르게 회절의 성질을 가지지 않기 때문에 더 명확한 영상이 획득 가능하다. 하지만 많은 영상을 획득 후 재구성 과정을 거쳐야 하기 때문에 실시간 획득이 불가능 한 것이 단점이다[9].

(1) X-Ray의 특성

X-Ray가 매질을 통과하면 감쇠가 되고, 이는 인체에도 적용된다. 특정 위치에 서 X-Ray의 감쇠를 반영한 세기 I(x)는 최초세기 I₀와 감쇠계수 μ와 위치 x에 대한 식 2.4와 같이 표현된다.

$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$ (2.4)

여기서 μ는 감쇠 계수이며 식 2.5와 같이 정의 된다. 감쇠 계수는 밀도, 원자 번호, X-Ray 빔에 따라서 결정 된다.

$\mu = \mu(\rho, \mathbf{Z}, \mathbf{hf}) \quad (2.5)$

X-Ray가 감쇠되고 난 후에 디텍터에 검출되어 영상을 만들게 되며 디텍팅 된 양이 많을수록 검은색으로 표시된다.

일반적으로 영상을 표현하기 위한 대조는 식 2.6과 같이 표현된다.

$C = \log_{10}(L_{obj}/L_{bac})$ (2.6)

(2) CT의 특성

CT 영상은 180도를 회전하면서 얻은 영상을 재구성하여 얻는다. 180도를 회 전하며 얻은 영상은 사이노그램(Sinogram) 형태로 구성된다. 이를 단면 영상으로 재 구성 할 수 있다[9].

사이노그램을 직교 좌표계 형태로 재구성 하기 위해서는 식 2.7을 이용한다.

$f(x,y) = \int \int F(u,v)e^{j2\pi(ux+vy)}dudv \quad (2.7)$

그림 2.5는 사이노그램의 한 예를 나타낸 것이고, 그림 2.6은 해당 사이노그램 을 재구성하여 직교 좌표계에 표시한 그림이다.



그림 2.5 사이노그램 영상



그림 2.6 직교 좌표계에 표시한 사이노그램 영상

2.3 CT영상의 초음파영상화 처리

(1) CT영상의 초음파영상화

초음파영상과 CT영상의 특성을 이용하여 CT영상을 초음파영상과 같이 나타낼 수 있으며 그림 2.7은 이를 간략하게 나타낸 개념도이다[6],[36].



그림 2.7 CT영상의 초음파영상화 개념도

반사강도는 수식 2.3으로 나타나므로 투과강도는 수식 2.8로 표현된다 [6],[36].

$$t(Z_1, Z_2) = 1 - \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}\right)^2 = \frac{4Z_2 Z_1}{Z_2 + Z_1}$$
 (2.8)

CT영상에서 음파의 진행방향에 따른 반사강도는 수식 2.9와 같이 표현된다 [6],[36].

$$\Delta r(\vec{x}, \vec{d}) = \left(\vec{d^T} \nabla \mu(\vec{x})\right) \frac{|\nabla \mu(\vec{x})|}{(2\mu(\vec{x}))^2}$$
(2.9)

따라서 CT영상에서 투과강도는 수식 2.10과 같이 표현된다[6],[36].

$$t(\vec{x}) = 1 - \left(\frac{|\nabla \mu(\vec{x})|}{(2\mu(\vec{x}))^2}\right)^2$$
 (2.10)

반사신호의 강도를 계산하기 위한 식은 식 2.11과 같이 표현되며 I₀는 최초의 강도이고 접촉면에서 감쇠되는 세기와 특정 위치에서 반사세기의 곱으로 표현된 다[6],[36].

$$I(\vec{x}) = I_0 exp\left(-\int_0^{\lambda_x} \left(\frac{|\nabla\mu(\vec{x_0} + \lambda \vec{d})|}{2\mu(\vec{x_0} + \lambda \vec{d})}\right)^2 d\lambda\right) \left(\vec{d^T} \nabla\mu(\vec{x})\right) \frac{|\nabla\mu(\vec{x})|}{(2\mu(\vec{x}))^2} \quad (2.11)$$

수식2.11로 계산된 반사신호 강도를 초음파영상으로 나타내는 것은 수식 2.12

로 표현된다. 이때 a는 결과 영상에 따라 조정되는 값으로 초음파 기계에 따라 다르게 설정된다[6],[36].

$$r(\vec{x}) = \frac{\log(1+aI(\vec{x}))}{(1+a)}$$
 (2.12)

2.4 두 영상의 상관관계 평가

다른 두 영상을 같은 위치에 오도록 하기 위해서는 얼마나 같은지를 판단할 수 있는 기준이 있어야 한다. 따라서 두 영상의 상관관계를 정량적으로 나타내는 방법이 필요하며 서로 다른 modality의 두 영상을 분석하기 위해서는 이런 상관 관계 평가는 필수적이다.

(1) 상관계수(Correlation coefficient)

두 영상간 상호관계분석을 위해 상관계수의 계산을 사용할 수 있다. 상관계수 는 두 영상의 유사성을 정량적으로 나타낼 수 있으므로 두 영상간 추세를 확인 가능하다. 상관계수는 식2.13과 같이 표현되며 A와 B의 공분산(covariance)을 A 와 B의 표준 편차와의 곱으로 나눈 것이다[12],[14],[18].

 $r_{A,B} = \frac{\operatorname{cov}(A,B)}{\sigma_A \sigma_B} = \frac{E[(A - \mu_A)(Y - \mu_B)}{\sigma_A \sigma_B} \quad (2.13)$ $E[(A - \mu_A)(Y - \mu_B)] = \frac{\sum_{i=1}^m (A_i - \mu_A)(B_i - \mu_B)}{m}$

이때 μ_A, μ_B는 각각 A와 B의 평균 σ_A, σ_B는 A와 B의 표준편차, m은 데이터 수

이다. 상기 수식은 모집단(population)에 대한 수식이므로 표본에 대한 수식은 식 2.14와 같이 표현된다[13],[14],[18].

$$\mathbf{r} = \frac{\sum_{i=1}^{n} (a_i - \bar{a})(b_i - \bar{b})}{(n-1)s_a s_b} = \frac{\sum_{i=1}^{n} (a_i - \bar{a})(b_i - \bar{b})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n} (a_i - \bar{a})^2 \sum_{i=1}^{n} (b_i - \bar{b})^2}} \quad (2.14)$$

이때 ā, b는 각각 A와 B의 평균 s_a, s_b는 A와 B의 표준편차, n은 데이터 수이며 상관계수는 -1 ~ 1의 범위를 가지고 0에 가까울수록 선형적 유사성이 적다 [18],[45].

(2) 상호 상관(Cross-correlation)

상호상관(Cross-correlation)은 두 영상의 어떤 부분이 얼마나 유사한지 정량 화 하는 방법으로 상호상관계수의 정규화(normalize)된 형태이며 계산식은 식 2.15과 같다. 여기서 *f**는 함수 *f*의 complex, N은 voxel수, X_A는 voxel위치, Ω ^T_{A,B}는 겹치는 영역, B^T()는 영상B를 영상A 좌표로 옮긴 transform영상이다 [15],[16].

$$(\mathbf{f} * \mathbf{g})[\mathbf{n}] = \sum_{m=-\infty}^{\infty} f^*(m)g[n+m]$$
$$= \frac{1}{N} \sum_{X_A \in \Omega_{A,B}^T} A(X_A) \cdot B^T(X_A)$$

(2.15)

Cross-correlation의 정의는 convolution에서 나왔는데 함수의 각 값을 곱해 서 더하는 것으로 차이점은 함수의 방향을 바꾸지 않고 그대로 적용한다. 아래

- 12 -

그림2.8과 같이 간략하게 시각화하여 정의할 수 있다[17],[19].



그림 2.8 Convolution과 Cross-correlation의 정의 모식도

이는 2차원 영상에 적용할 때 convolution과 달리 상하좌우가 뒤집히지 않고 두 영상의 각 픽셀 값들을 곱해서 더하는 것이다. 따라서 두 영상을 -1 ~ 1사이 의 값으로 normalize하고 cross-correlation하면 경계선 혹은 같은 부분에서 가 장 큰 값을 가지는 결과를 얻을 수 있다[18],[25],[28].

(3) 상호 정보량 기법(Mutual Information)

영상 데이터의 엔트로피는 해당 정보의 평균으로 정의되는데 공동 엔트로피 (Joint entropy)는 두 영상의 평균 정보로서 정의된다. 식 2.16과 같이 두 영상의 데이터를 A와 B라고 표현할 때 공동 엔트로피는 H(A,B)로 표현되며 이것은 상 호정보(Mutual Information) I(A,B)와 연관이 있다[5],[18],[43],[44].

- 13 -

$$H(A, B) = H(A) + H(B) - I(A, B)$$
 (2.16)

두 영상 각각의 엔트로피 값은 변하지 않으므로 상호정보가 커질수록 공동 엔 트로피의 값은 작아지며, 공동 엔트로피의 값이 작아질수록 두 영상 A와 B는 비 슷한 영상이라고 할 수 있다[5],[43],[44],[47]. 이 관계는 직관적으로 그림 2.9 처럼 표현된다.



그림 2.9 Joint entropy와 Mutual information과의 관계

이때 상호정보 I는 각 영상데이터의 엔트로피 합으로 표현되며 식 2.17과 같다 [5],[18].

$$I(A,B) = \sum \sum p_{AB}(a,b) \log\left(\frac{p_{AB}(a,b)}{p_A(a) \cdot p_B(b)}\right)$$
(2.17)

이때 계산된 I는 항상 양수값이며 증가할수록 두 영상간의 관계도가 높은 것이 된다. 상호정보(Mutual Information)는 식 2.18과 같이 I로 표현된다[5],[19].

$$MI = I \qquad (2.18)$$

2.4 영상정합 (Image Registration) - affine 변환

영상 정합이란 서로 다른 modality에서의 영상을 하나의 좌표계에 나타내도록 형태를 수정하는 과정이다. 일반적으로 두 영상은 서로 다른 방법으로 획득되거 나 서로 다른 시간에 획득한 영상을 동일한 좌표계로 변형 한다. 본 연구에서 사 용된 MIAMI Fuse프로그램은 영상 정합을 위해 affine변형(Affine Transform)을 이용하여 영상을 수정하고, 평가를 위해 상호정보량 기법(Mutual information)를 이용한다[5],[10],[11],[16],[19],[20],[21],[22],[23],[24],[27].

(1) 단위행렬(Identity Matrix)

단위행렬은 행렬 계산의 기초가 되는 행렬로 affine변형의 입장에서는 계산을 해도 기존의 좌표계가 변형되지 않는다. 기본적인 2차원 변형을 위한 단위 행렬 은 식 2.19와 같이 표현 된다. 3차원 affine변형은 2차원 affine행렬을 확장하면 간단히 적용 가능하다.

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.19)

위 행렬을 기존 좌표를 적용한 결과는 식 2.20과 같다.

$\begin{bmatrix} \mathbf{x}' \\ \mathbf{y}' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{x} \\ \mathbf{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{x} \times \mathbf{1} + \mathbf{y} \times \mathbf{0} + \mathbf{z} \times \mathbf{0} \\ \mathbf{x} \times \mathbf{0} + \mathbf{y} \times \mathbf{1} + \mathbf{z} \times \mathbf{0} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{x} \\ \mathbf{y} \end{bmatrix} \quad (2.20)$

식 2.20 에서 확인할 수 있듯이 단위 행렬을 기준 행렬에 적용할 경우 변화가 없음을 확인 할 수 있다. (2) 크기조정(Scaling)

affine변형의 크기를 조정을 위한 행렬은 식 2.21과 같다[26].

$$\begin{bmatrix} \text{scale x} & 0 \\ 0 & \text{scale y} \end{bmatrix}$$
(2.21)

식 2.21을 기준행렬에 적용하면 식 2.22의 결과를 확인 할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} scale x & 0 \\ 0 & scale y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} scale x \times x \\ scale y \times y \end{bmatrix}$$
 (2.22)

만약 x 방향으로 2배만큼 크기를 조정하고 싶다면 식 2.23와 같은 행렬을 사용할 수 있으며 결과는 그림 2.10과 같다.

$$\begin{bmatrix} \mathbf{x}' \\ \mathbf{y}' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{x} \\ \mathbf{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2\mathbf{x} \\ \mathbf{y} \end{bmatrix}$$
(2.23)



그림 2.10 x방향으로 2배의 크기로 조정된 사각형

(3) 기울임(Skew)

affine변형의 경우 기울임 변형이 가능하다. 기울임 변형을 위해서는 위 크기 조정을 위한 원소를 제외한 원소들을 사용한다. 기울임 변형에 대한 행렬은 식을 추가한 식은 2.24와 같다.

 $\begin{bmatrix} scale x & skew y \\ skew x & scale y \end{bmatrix} (2.24)$

기울임 변형은 모든 점에서 동일하게 적용 되므로 비 대칭적인 변형은 불가 능하다. 그림 2.11은 변형 가능한 기울임과 불가능한 기울임 형태에 예를 각각 보여준다.



그림 2.11 기울임 변형의 형태와 불가능한 형태

(4) 이동(Translation)

2차원 affine변형을 위해서 2 × 2 행렬을 이용하여 크기와 기울임을 처리할 수 있다. 이동의 경우는 기존 좌표에서 상대적인 변화가 아닌 절대적인 변화가 적용되는 것이므로 다른 행렬 계산이 필요하다. 이를 위하여 3 × 3 행렬로 행렬 을 확장 한 후, 좌표도 마지막 요소를 1로 추가해 준다.

크기, 기울임, 위치이동까지 적용된 행렬은 식 2.25와 같으며 행렬을 처리하기 위해서 기존 좌표 벡터의 마지막 원소에 1을 추가한다.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} scale x & skew y & 0 \\ skew x & scale y & 0 \\ translation x & translation y & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}$$
(2.25)

(5) 회전(Rotation)

affine변형에서 회전변형은 (0,0) 을 기준으로 하기 때문에 이동 변형과의 적 용 순서가 밀접한 관계를 가지고 있다. 회전변형을 위해서는 식 2.26을 이용하여 회전 변형을 할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} \cos(\text{theta}) & \sin(\text{theta}) & 0 \\ -\sin(\text{theta}) & \cos(\text{theta}) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.26)

그림 2.12는 회전 변형과 위치 변경 순서에 따른 결과 값이 다름을 나타낸다.



제 3 장 연구 방법

3.1 연구 방향

간은 초음파영상에서 다른 장기들과의 구분이 비교적 명확하며 장기의 부피가 커서 촬영이 쉽고 임상적 가치가 높으므로 목표장기로 정하였다.

CT영상은 인체를 가로로 자른 횡단면 영상을 2차원으로 재구성한 것으로 위 치정보를 포함하고 있다. 초음파 영상도 3차원 영상이 있으나 초음파 빔을 steering 혹은 수동으로 움직여 3차원으로 스캔한 데이터를 재구성한 것이기 때 문에 하나의 좌표계로 통합하는 영상정합이 어렵다[6],[35]. 그러므로 초음파 영 상을 CT영상과 같이 횡단면 영상 데이터로 획득해야 할 필요가 있다 [6],[30],[31],[35]. 초음파 프로브의 위치를 조정하면서 3차원 초음파 영상을 얻을 수 있도록 motorized translation stage를 이용하여 시스템을 설계한다. 이 시스템을 통해 3차원 초음파영상을 획득하여 image reconstruction과정을 거쳐 CT영상과 정합한다.

CT와 초음파영상간 정합의 정확도를 높이기 위해서 두 영상간의 image modality 차이를 줄이고 3차원 위치정보를 가지는 영상이 필요하다[6],[34]. 영 상의 modality를 줄이기 위해서 굴절이나 반사로 인해 손실되는 신호가 거의 없 는 CT영상을 변환한다. CT영상은 방사선이 인체를 투과하면서 감쇠되는 양에 의 해 초기 방사선량과 collimator에 의해 검출기에서 검출된 양이 달라진다. 반면 초음파영상은 음파가 투과되는 것이 아닌 반사되는 음파를 측정하여 영상으로 만 들어 낸다. 따라서 감쇠신호인 CT영상의 데이터를 반사신호형태로 변환하여 영 상을 재구성하면 초음파영상과 유사한 형태로 제작할 수 있다[6].

변환된 CT영상과 3차원 초음파영상의 유사성은 cross-correlation으로 정합 위치를 찾고 correlation coefficient, mutual information를 사용하여 평가하였다. Cross correlation과 correlation coefficient는 MATLAB, mutual information은 MIAMI Fuse 영상처리 프로그램을 사용했고 유사성의 정도를 확인하였다.

- 19 -

3.2 전체 연구방법 구성

시스템은 크게 CT영상의 변환을 위한 영상처리 부분, 3차원 초음파영상 획득 을 위한 부분, 그리고 영상정합에 대한 부분이며 전체 시스템의 구성도는 그림 3.1과 같다.



(1) CT영상의 modality 변환 영상처리

본 연구에서 CT영상과 초음파 영상의 image modality 차이를 줄이기 위해서 초음파 영상의 특성을 가지는 CT영상이 되도록 변환하였다. 사용된 CT영상 (Sensation16, Siemens, Germany)은 병원에서 연구목적으로 기증된 복부 촬영 영상이다. 2차원 slice CT영상에 대해 MATLAB(The Mathworks, USA)을 이용 하여 영상처리 과정을 거쳤다.

CT영상을 음파가 인체를 투과한 영상이며 음파의 방향이 영상의 상단에서 하 단으로 조사되고, 경계면에서 항상 수직으로 입사한다고 가정하여 감쇠영상을 반 사영상으로 바꾸는 알고리즘을 제작하였다.

그림 2.7의 같은 개념과 수식2.11, 2.12를 영상으로 나타내기 위해 초음파의 방향을 가정하고 음파의 진행방향에 위치하는 각 픽셀값에서 이전 픽셀값과의 차 를 감쇠값인 μ(x)값으로 나타내었다. 그림 3.2와 같이 계산되었으며 이를 수식 2.11, 2.12에 적용하면 각각 반사강도와 변환된 CT영상을 얻을 수 있다.



Brief concept of CT image to US image

그림 3.2 CT영상에서 픽셀값 µ(x)계산

μ(x)는 수식3.1과 같이 표현할 수 있으며 CT영상의 위치 x에서의 감쇠값을 나타낸다. 이때 x_n은 CT영상의 픽셀값, x_{n-1}은 초음파에너지의 진행방향에서 이 전에 계산된 값이며 최초 픽셀값은 0으로 가정되었다[6],[33],[36].

$$\mu(\vec{x}) = \overrightarrow{x_n} - \overrightarrow{x_{n-1}}$$
(3.1)

투과강도 t(x)는 계산 수식 3.2를 통해 계산되었으며 가정된 초음파 방향에 대 해 조직의 경계면에서 감쇠된 영향이 고려되었다[6],[36].

$$t(\vec{x}) = 1 - \left(\frac{|\nabla \mu(\vec{x})|}{(2\mu(\vec{x}))^2}\right)^2$$
 (3.2)

반사강도 I(x)는 식 3.3과 같이 표현되며 I₀는 최초의 강도로 1로 가정되었으 며 계산과정에서 투과강도 t(x)와 감쇠에 의한 영향이 고려되었다[6],[32],[36].

$$I(\vec{x}) = I_0 exp\left(-\int_0^{\lambda_x} \left(\frac{|\nabla\mu(\vec{x_0} + \lambda \vec{d})|}{2\mu(\vec{x_0} + \lambda \vec{d})}\right)^2 d\lambda\right) \left(\vec{d^T} \nabla\mu(\vec{x})\right) \frac{|\nabla\mu(\vec{x})|}{(2\mu(\vec{x}))^2} \quad (3.3)$$

조직음향 특성과 Hounsfield unit은 직접적인 연관이 없으므로 CT intensity와 조직 음향특성간 관계를 이용하여 반사강도 I(x)에 mapping p(µ(x))를 계산 하였 다. 여기서 c는 음파속도, 1060은 간에서의 Hounsfield unit, 1050은 최소 Hounsfield unit이다[6],[33],[36].

$$p(\mu(\vec{x})) = I(\vec{x}) + \frac{(\vec{x} - 1050)^2}{c \cdot 1060 * t(\vec{x})}$$
 (2.12)

그림 3.3은 수식2.11, 2.12와 이론에 따라 MATLAB을 사용하여 작성한 알고 리즘이다.

```
CTIm = analyze75read('CT2.img');
                                     %명상불러오기
 Orilm = CTIm(:,:,18);
 croppedim = double(flipud(imcrop(Orilm, [60, 160, 180, 210])));%간 부분만 제외하고 나머지부분 제거 [왼쪽, 위쪽, 오른쪽, 이래쪽]
  [x y] = size(croppedIm);
 Mulm = zeros(x,y);
 intensity = zeros(x,y);
 reflex = zeros(x,y);
  transm = zeros(x,y);
 reflect = zeros(x,y);
 transm1 = zeros(x,y);
 d = [1 0];
                    ※음파진행방향 : [1 0]위에서 아래, [0 1]왼쪽에서 오른쪽
                    ※반사신호의 강도 계산
🗐 for li=1:x-1
📋 for j=1:y-1
         Mulm(i, j) = croppedlm(i+d(1),j+d(2)) - croppedlm(i,j);
         reflect(i, j) = power(Mulm(i,j)/2*croppedlm(i,j), 2);
         transm1(i, j) = 1 - reflect(i, j);
         Mulm(i, j) = Mulm(i, j) * abs(croppedlm(i+d(1),j+d(2)) - croppedlm(i,j));
         Mulm(i, j) = Mulm(i, j) / ((2*croppedlm(i,j)).^2);
     end
Lend
 a = 0.1;
                    ※반사신호의 강도를 초음파영상 픽셀값으로 변환
⊡ for i=1∶x
    for j=1∶y
         exp_i = 0;
         for k=1∶i-1
             exp_i = exp_i + abs(Mulm(k, j));
         end
         transm(i,j) = 1*exp(-exp_i);
         intensity(i,j) = 1*exp(-exp_i)*Mulm(i, j);
         if croppedlm(i,j) > 1050
             intensity(i,j) = intensity(i,j) + ((croppedlm(i,j) - 1050)).^2 / (1540*1060) * transm(i,j);
         end
         reflex(i,j) = log10(1+a*intensity(i,j))/log10(1+a);
     end
  end.
```

그림 3.3 CT영상의 초음파 영상으로의 modality 변환 알고리즘

3차원 초음파영상 획득 시스템은 두개의 motorized translation stage(Velmex INC, Bloomfield, USA)를 책상형태의 구조물에 직교하게 장착하여 종방향과 횡 방향으로 움직일 수 있도록 제작하였다. Motorized translation stage에 360° 관 절 움직임이 가능한 ball head(manfrotto, Italy)와 초음파 영상장치(Sonoace PICO, Medison, Korea)의 3.71Mhz curved linear probe를 장치하였다. 책상형태 의 구조물의 아래에 사람이 누워서 영상을 획득할 수 있도록 제작하였으며 체형 에 따라 높이조절이 가능하도록 하였다. 그림 3.4은 영상획득 시스템 설계도이며 그림 3.5는 초음파 프로브를 고정할 수 있는 홀더의 설계도이다.



그림 3.4 3차원 초음파영상 획득 시스템 설계도



그림 3.5 초음파 프로브 고정부 설계도

두 개의 motorized translation stage의 이동 가능거리는 각각 10cm, 20cm이 며 컴퓨터를 통해 motor controller를 제어하여 초음파 프로브를 원하는 속도 및 위치에 움직일 수 있다. 초음파 영상기기는 2D B-모드, MI 0.8, 깊이 20cm, Gain 50, FPS 17로 설정하였고 초점은 6cm 위치에 고정하였다. 간 초음파영상은 갈비 뼈의 영향을 피하기 위해 관상면과 20°, 시상면과 35°의 각도로 명치에서 피검자 가 호흡을 멈춘 상태에서 배꼽까지 등속도로 10초 동안 10cm를 이동하면서 획 득하였다. 그림3.6는 영상획득 과정을 단순하게 나타낸 그림이다.



그림 3.6 영상획득 과정 개념도

그림 3.7은 초음파영상 획득 시 프로브의 위치 및 방향을 나타낸 그림이다.



그림 3.7 초음파영상 획득 시 프로브 위치 및 방향

그림 3.8과 3.9은 획득한 간 초음파영상의 상단과 하단의 해부학적 위치이며 해당 위치에서의 CT영상이다.



그림 3.8 획득하려는 간 영상의 상단



그림 3.9 획득하려는 간 영상의 하단

장기의 눌림 현상을 방지하기 위해 초음파 프로브와 피검자 복부 사이에는 가 로 30cm, 세로 20cm, 두께 3cm의 플라스틱 팬텀을 사이에 두고 초음파 젤을 도포하였다. 플라스틱 팬텀의 제작 방법은 아래와 같다.

- 경화제와 연화제(M-F Manufacturing Co., USA)를 5:5의 무게비율로 섞어 비커에 담는다.
- Vacuum chamber에 비커를 넣고 24시간 degassing과정을 거쳐 용액 속의 기체를 제거한다.
- 비커에 Stirrer를 넣고 Stirring hot plate(Dow Corning, USA)를 이용하여 300℃로 가열하면서 1시간 동안 섞는다.
- 투명해진 용액을 30cm × 20cm × 3cm의 틀에 넣고 상온에서 24시간 식힌다.

JPG형태의 초음파영상 170장을 획득하였으며 영상 사이의 간격은 0.59mm이 다. 3차원 초음파 영상은 획득한 2차원 초음파영상을 순서대로 배열하여 3차원 matrix형태로 되어있으며 위치정보 및 크기정보를 포함하도록 제작하였다. 각 픽 셀값은 16bit integer형태이며 AVS MIAMI Fuse에서 적용할 수 있는 fld파일 형 태로 제작하였다. 그림 3.10은 AVS MIAMI Fuse에서 사용가능한 fld파일 형태의 3차원 재구성 영상 제작 알고리즘이다. 2차원 단면영상을 획득한 순서에 따라 배 열한 형태로 구성되었다.



그림 3.10 3차원 영상 재구성 알고리즘

(3) 획득영상간 유사성 평가

연구방법을 통하여 획득한 영상인 CT영상, 변환 CT영상, 모터제어 시스템을 사용한 3차원 초음파 영상, 손으로 움직여 획득한 3차원 초음파 영상들간에 어느 정도의 유사성을 가지는지 정량적으로 평가해 보았다.

우선 두 영상간의 Cross-correlation을 통해 최대값을 찾아 해당되는 두 영상 을 찾아낸다. 찾아낸 두 영상간의 correlation coefficient를 계산해보고 다른 위 치의 영상간 correlation coefficient와 비교하여 cross-correlation이 최대값을 가질 때 correlation coefficient도 유사성이 높은지 확인해보았다. 이러한 과정을 CT영상+초음파영상, 변환CT영상+초음파영상에 대해 수행해 보았다. 그림 3.11 은 유사성 평가 과정에 대한 모식도이다.



그림 3.11. 유사성 평가과정

(4) 변환 CT영상과 3차원 초음파영상의 정합

제작된 두 영상의 정합은 AVS MIAMI Fuse 프로그램을 통해 수행하였으며, 영상에 marker로 특징점을 정하여 Mutual Information과 affine변환으로 참조영 상에 상동영상의 위치를 변환하면서 정합하였다.

두 2차원 영상에 각각 정한 4개의 특징점을 기준으로 Mutual Information을 계산하고 회전변환을 하여 다시 Mutual Information을 계산하고 비교하여 증가하 는 방향으로 회전변환을 해나간다. 크기변환과 위치변환 그리고 기울임 변환도 동일한 방법으로 Mutual Information이 최대가 되는 지점으로 수렴하도록 한다.

참조영상과 상동영상을 선택하고 간의 형태에 따라 경계면 부분에 특징점을 설정한다. 이때 설정된 특징점은 참조영상과 상동영상에서 서로 대응하는 위치에 오도록 정한다. 수행할 정합방법으로 affine변환을 정하였으며 이에 해당하는 parameter값(트랜스폼 모델, 검색범위, X축 Y축 resize비율, Z축 resize비율, 이 동거리, 변환을 중단할 Mutual Information값 변화량, 특징점의 수)을 설정한다. 전체 정합과정은 3회를 반복하였으며 정합을 시작하면 최대 Mutual Information 를 계산하게 된다. 정합이 끝나면 참조영상과 상동영상간의 히스토그램과 실제 두 영상이 겹쳐진 영상을 획득할 수 있으며 최종 Mutual Information값이 도출된 다. 그림 3.12는 참조영상과 상동영상을 선택하여 간에 해당하는 부위에 특징점 을 설정하는 것이며 그림 3.13은 affine변형 파라미터 설정과 계산된 히스토그램 및 Mutual Information이다.



그림 3.12 참조영상과 상동영상 선택과 특징점 설정



그림 3.2 affine변형 파라미터 설정과 정합 전 히스토그램 및 MI값

제 4 장 연구 결과

4.1 실험장비

Motorized translation stage를 이용한 영상획득 시스템을 제작하였으며 제작 된 시스템을 통해 2차원 초음파영상 stack을 획득하였다. 그림 4.1은 제작된 영 상획득 시스템이며 그림 4.2는 모터시스템과 프로브 고정부이다.



그림 4.3 영상획득 시스템



그림 4.2 모터시스템 및 프로브 고정부

그림 4.3은 장기의 눌림을 방지하기 위해 제작된 플라스틱 팬텀이다.



그림 4.3 플라스틱 팬텀과 팬텀제작용 틀

4.2 연구결과

(1) 3 차원 초음파 영상 제작

그림 4.3에서 제작된 플라스틱 팬텀을 사용하여 초음파영상을 획득하였을 때 그림 4.4와 같이 초음파 프로브의 압력으로 인해 간 모양이 변형되었으나 제작된 팬텀을 사용하여 그림 4.5와 같이 눌림이 없는 온전한 모양의 초음파영상을 획득 하였다.



그림 4.4 플라스틱 팬텀 적용 전 프로브로 인한 간의 눌림



그림 4.5 플라스틱 팬텀 적용 후 간의 눌림현상 제거

눌림이 없는 형태의 간 영상을 획득 후 3차원으로 재구성하여 그림 4.6과 같 이 위치정보를 가지는 3차원 초음파영상을 제작하였다.



그림 4.6 3차원 초음파영상

2차원 CT영상에 대한 변환을 수행하여 그림 4.7과 같은 영상을 획득하였으며 획득한 변환 CT영상은 접촉부분 및 폐와 뼈에서 초음파영상과 같이 감쇠가 발생 하였으며 혈관도 초음파영상에서 와 같이 조직과 구분되어 보이는 특성이 나타났 다.



그림 4.7 (a)원본 CT영상, (b)변환 CT영상에서의 투과, (c)변환 CT영상

그림 4.8은 제작된 변환 CT영상을 3차원으로 재구성한 것이며 3차원 초음파 영상과의 유사성을 평가하는데 사용되었다.



그림 4.8 변환 CT영상

(3) 유사성 평가결과

그림4.9는 Cross-correlation 결과값이 최대일 때 선택된 12번째 CT영상과 130번째 초음파영상이다.



그림 4.9 Cross-correlation이 최대값일 때 선택된 CT영상(좌)과 초음파영상

그림4.10는 CT영상과 초음파영상간 Cross-correlation의 결과를 나타낸 영상 으로 간문맥에서 높은 값을 가지는 것을 확인하였다.



그림 4.10 CT와 초음파영상간 Cross-correlation 결과

그림4.11는 Cross-correlation 결과값이 최대일 때 선택된 12번째 변환 CT영 상과 125번째 초음파영상이다.



그림 4.11 Cross-correlation이 최대값일 때 선택된 변환 CT영상과 초음파영상

그림4.12는 변환 CT영상과 초음파영상간 Cross-correlation의 결과영상으로 특징적인 부위인 간문맥 근처에서 더 높은 값을 가지는 것을 확인하였다.



그림 4.12 변환 CT와 초음파영상간 Cross-correlation 결과

그림4.13는 CT영상과 초음파영상간 상관계수를 나타낸 그래프이고 그림4.14 는 변환 CT영상과 초음파영상간 상관계수를 나타낸 그래프이다. 두 그래프는 CT영상과 변환CT영상의 특징을 보여줌과 동시에 정성적으로 비슷한 경향을 나 타냈으며 cross-correlation으로 찾아낸 최대상관 영상의 위치도 같았다.







그림 4.14 변환CT영상과 초음파영상간 상관계수

Cross-correlation이 최대값을 가지는 영상간의 Correlation coefficient는 표 3.1과 같이 나타났으며 CT영상과 초음파영상은 양의 상관관계, 변환 CT영상은 음의 상관관계를 가지며 변환 CT영상, 모터제어 획득 초음파영상일수록 상관계 수의 절대값은 컸다.

영상종류	Correlation coefficient
CT영상 - 모터제어 3D 초음파영상	0.104
변환 CT영상 – 모터제어 3D 초음파영상	0.222
CT영상 – 수동획득 3D 초음파영상	0.089
변환 CT영상 – 수동획득 3D 초음파영상	0.086

표 3.1 최대값의 Cross-correlation 영상간 상관계수

CT영상과 3차원 초음파영상 획득 시스템으로 제작한 영상과의 정합을 수행하 여 그림 4.15과 4.16에서 정합 후 초음파 영상과 CT영상에서 나타난 간의 위치 가 조정되었으며 두 영상의 위치 및 형태가 같아졌음을 확인할 수 있었다.



그림 4.15 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 초음파영상(우)



그림 4.16 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), CT영상(우)

변환 CT영상과 3차원 초음파영상 획득 시스템으로 제작한 영상과의 정합을 수행하여 그림 4.17와 4.18에서 정합 후 초음파 영상과 변환 CT영상에서 나타 난 간의 위치가 조정되었으며 두 영상의 위치 및 형태가 같아졌음을 확인할 수 있었다.



그림 4.17 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 초음파영상(우)



그림 4.18 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 변환 CT영상 (우)

CT영상과 수동획득 3차원 초음파영상으로 제작한 영상과의 정합을 수행하여 그림 4.19와 4.20에서 정합 후 초음파 영상과 변환 CT영상에서 나타난 간의 위치가 조정되었으며 두 영상의 위치 및 형태가 같아졌음을 확인할 수 있었다.



그림 4.19 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 수동획득 초음파영상(우)



그림 4.20 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), CT영상 (우)

변환 CT영상과 수동획득 3차원 초음파영상으로 제작한 영상과의 정합을 수행 하여 그림 4.21와 4.22에서 정합 후 초음파 영상과 변환 CT영상에서 나타난 간 의 위치가 조정되었으며 두 영상의 위치 및 형태가 같아졌음을 확인하였다.



그림 4.21 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 수동획득 초음파영상(우)



그림 4.22 정합 후 두 영상의 조정된 위치(좌), 변환 CT영상 (우)

표 3.2는 영상의 결과에 따른 MI값을 비교해 놓은 것이다.

영상종류	영상정합 전 MI	영상정합 후 MI
CT영상 – 모터제어 3D 초음파영상	0.077	0.193
변환 CT영상 – 모터제어 3D 초음파영상	0.089	0.285
CT영상 – 수동획득 3D 초음파영상	0.042	0.114
변환 CT영상 – 수동획득 3D 초음파영상	0.056	0.117

표 3.2 정합 영상에 따른 MI값 비교

제5장결론

본 논문에서 영상의 modality 차이가 큰 초음파 영상과 CT영상의 차이를 줄 여 정합 정확도를 높이기 위해서 초음파의 특성을 가지도록 CT영상을 변환하였 고 기계적인 시스템을 이용하여 3차원 초음파영상을 획득하였다. 새로 시도하여 획득한 영상과 기존영상의 비교를 위해 Cross-correlation, Correlation coefficient, mutual information을 사용하여 영상간의 유사성을 정량적으로 평가 해 보았다.

수행의 결과 Cross-correlation을 사용하여 두 영상간 가장 최대의 값을 가질 때 유사한 위치를 찾아낼 수 있다고 생각되며 이때 Correlation coefficient를 통 해 두 위치간 유사성을 평가해 이를 확인하였다. 평가한 두 영상이 모터제어로 획득한 초음파 영상과 변환된 CT영상일때 보통의 CT영상보다 213%의 상관계수 향상이 있었다. 모터제어로 획득한 초음파영상이 수동획득 초음파영상보다 CT영 상에서는 116%, 변환 CT영상에서는 258% Correlation coefficient의 향상을 확 인하였다. 따라서 CT영상과 초음파영상간의 정합시도에 두 요소가 긍정적인 영 향을 미칠 것으로 생각된다. 이는 mutual information 기법과 affine변환이 적용 된 MIAMI Fuse 프로그램으로 확인된 결과로도 타당성이 있음을 확인할 수 있었 다. 상기 비교한 4가지 경우 모두 외관상 정도의 차이만 있을 뿐 두 영상간 정합 은 이루어지는 것으로 보여졌으나 MI값의 확인결과 변환 CT영상과 모터제어 획 득 초음파영상간의 MI값은 CT영상대비 115%가 높아졌다. 모터제어 획득 초음 파영상은 수동획득 초음파영상 대비 CT영상에서 183%, 변환 CT영상에서 158% 의 향상을 보였다. 그러므로 CT영상을 변환한 영상일수록, 기계적 시스템을 이용 할수록 정합의 정확도가 높아지는 것으로 나타났음을 알 수 있다.

상기 결과를 통해 CT영상 변환을 통해 초음파영상의 특성을 가지도록 만드는 것과 기계적 시스템을 이용한 3차원 초음파영상이 CT영상과 초음파영상간의 modality를 줄여주는 것으로 해석할 수 있다. 따라서 본 논문에서 쓰인 기법을

- 45 -

활용하여 CT영상과 초음파영상의 정합에 활용하면 HIFU수술에 활용할 수 있을 것으로 사료된다.

하지만 수동획득 초음파영상과 CT영상간의 Correlation coefficient는 변환 CT영상일 때 오히려 96%로 줄어들었으며 Mutual information에서도 102%정도 로 낮은 향상률을 보였다. 또한 Cross-correlation 결과를 영상으로 확인하였을 때 초음파영상의 바깥쪽 경계부분이 최대값 결정에 영향을 미쳐 정확도를 떨어뜨 리는 요인으로 생각되므로 경계의 영향을 적게 받는 작은 장기인 콩팥 등으로 ROI(region of interest)를 축소하여 경계에 의한 영향을 줄여야 할 것이다. 그리 고 변환된 CT영상을 제작할 때 가정했던 초음파의 방향을 부채꼴 형태로 조정하 여 수행하면 좀더 초음파영상과 가까운 영상을 얻을 수 있을 것이다.

이종 의료영상간 정합을 시도하는 기존연구에서 나타난 MI값의 결과는 대부분 최대 -0.5 부근의 값으로[20], 본 연구에서 나타난 -0.285와는 차이가 있다. 즉, CT영상을 초음파영상과의 정합하는 것 보다 PET 혹은 MRI영상과의 정합하였을 때 상호 정보가 더 밀접한 관련이 있다는 뜻이므로 초음파영상과 CT영상간의 modality를 좀더 줄이기 위한 연구가 차후 진행되어야 한다. 또한 Mutual Information을 이용한 영상정합은 많은 시간이 걸리기 때문에 HIFU수술 시간을 줄이기 위해서 정합에 소요되는 시간을 줄이는 optimization에 대한 연구도 동시 에 진행할 필요가 있다.

참고 문헌

- [1] Kenneth R. Erikson, Rancis J. Fry, Joie P. Jones, 1971, "Ultrasound in Medic-A Review", *IEEE Transactions on sonics and ultrasonics*, Vol. SU-21(3): 144-170.
- [2] G. ter Haar, 1995, "Ultrasound focal beam surgery", Ultrasound Med Biol, Vol. 21: 1089-100.
- [3] Wilson, O. B. 1988. Introduction to Theory and Design of Sonar Transducers. : Peninsula Publishing.
- [4] Wu F, Wang ZB, 2004, Extracorporeal focused ultrasound surgery for treatment of human solid carcinomas: early Chinese clinical experience., Ultrasound Med Biol., 30(2):245-60.
- [5] Charles R. Meyer, 1996, "Demonstration of accuracy and clinical versatility of mutual information for automatic multimodality image fusion using affine and thin-plate spline warped geometric deformations", *Medical Image Analysis*, Vol.1: 195-206.
- [6] Wolfgang Wein, 2008, "Automatic CT-ultrasound registration for diagnostic imaging and image-guided intervention", *Medical Image Analysis*, Vol.12: 577-585.
- [7] Hendee, W. R., E. R. Ritenour. 2002. Medical Imaging Physics. : John Wiley and Sons.

- [8] Szabo, T. L. 2004. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out.* : Academic Press.
- [9] Shung, K. K., M. B. Smith, and B. M. W. Tsui. 1992. Principles of Medical Imaging. : Academic Press San Diego, CA.
- [10] Jerry L. Prince, Jonathan M. Links, 2005, Medical Imaging Signals and Systems : Prentice Hall.
- [11] Isaac N. Bankman, 2000, Handbook of Medical Imaging : Academic Press.
- [12] Understanding the Transformation Matrix in Flash 8, http://www.senocular.com/flash/tutorials/transformmatrix/
- [13] J.L. Rodgers, J.L. and W.A. Nicewander, 1995, "Thirteen ways to look at the correlation coefficient", American statistician 42, 59-66.
- [14] M. Hazewinkel, 1994, Encyclopedia of Mathematics : Kluwer Academic Publishers.
- [15] J. B. Antoine Maintz, 1998, "A survey of medical image registration", *Medical Image Analysis*, Vol.2: 1–36.
- [16] Joseph V. Hajnal, 2001, Medical image registration : CRC Press.
- [17] L. Junck, J. G. Moen, 1990, "Correlation methods for the centering, rotation, and alignment of functional brain images.", Journal of nuclear medicine, 31:1220-1276.
- [18] Lewis JP. 1995, "Fast normalized cross-correlation", Vision Interface. Canadian Image Processing and Pattern Recognition Society, 120–123.

- [19] Derek L. G. Hill, Philipp G. Batchelor, 2001, "Medical image registration", *Physics in medicine and biology*, 46: 1-45.
- [20] Josien P.W, 1999, "Mutual information matching and interpolation artefacts", SPIE Medical Imaging, 3661: 1-10.
- [21] Hyunjin Park, Peyton H. Bland, 2004, "Adaptive registration using local information measures", *Medical image analysis*, 8: 465-473.
- [22] Hyunjin Park, Peyton H. Bland, 2003, "Construction of an Abdominal Probabilistic Atlas and its Application in Segmentation", *IEEE Transactions on medical imaging*, 22(4): 483-492.
- [23] Hyunjin Park, Peyton H. Bland, 2005, "Least Biased Target Selection in Probabilistic Atlas Construction", *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, LNCS3750: 419-426.
- [24] Hyunjin Park, Morand R. Piert, 2008, "Registration methodology for histological sections and in-vivo imaging of human prostate", Academic radiology, 15(8): 1027-1039.
- [25] Alexis Roche, Gregoire Malandain, 1998, "The Correlation Ratio as a New Similarity Measure for Multimodal Image Registration", *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, LNCS1496: 1115-1124.
- [26] Hyunjin Parka, Jongbum Seo, 2011, Application of multidimensional scaling to quantify shape in Alzheimer's disease and its correlation with Mini Mental State Examination: A feasibility study, *Journal of Neuroscience Methods*, 194: 380-385.

- [27] Hyunjin Park, Charles R. Meyer, 2010, "Validation of Automatic Target Volume Definition as Demonstrated for 11C-Choline PET/CT of Human Prostate Cancer Using Multi-modality Fusion Techniques", Academic radiology, 17: 614-623.
- [28] Goshtasby A., 1984, "A Two-Stage Cross Correlation Approach to Template Matching", *Pattern analysis and machine intelligence*, 6(3): 374-378.
- [29] Crocetti L., Lencioni R., DeBeni S., See T., Pina C., Bartolozzi C., 2008, "Targeting liver lesions for radiofrequency ablation: an experimental feasibility study using a CT-US fusion imaging system." *Investigative Radiology*, 43: 33-39.
- [30] Leroy A., Mozer P., Payan Y., Troccaz J., 2004, "Rigid registration of freehand 3D ultrasound and CT-Scan kidney images." *MICCAI Proceedings*, p. 837ff.
- [31] Penney G., Blackall J., Hamady M., Sabharwal T., Adam A., Hawkes D., 2004, "Registration of freehand 3D ultrasound and magnetic resonance liver images.", *Medical Image Analysis*, 8: 81–91.
- [32] Roche A., Pennec X., Malandain G., Ayache N., 2001, "Rigid registration of 3D ultrasound with MR images: a new approach combining intensity and gradient information.", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20: 1038–1049.
- [33] Schneider U., Pedroni E., Lomax A., 1996, "The calibration of CT hounsfield units for radiotherapy treatment planning.", *Physics in Medicine and Biology*, 41: 111–124.

- 50 -

- [34] Sheafor, D.H., Paulson, E.K., Kliewer, M.A., DeLong, D.M., Nelson, R.C., 2000, "Comparison of sonographic and ct guidance techniques: does ct fluoroscopy decrease procedure time?", *American Journal of Roentgenology*, 174: 939–942.
- [35] Wein W., Khamene A., 2008. "Image-based method for in-vivo freehand ultrasound calibration.", SPIE Medical Imaging 2008, San Diego.
- [36] Wein W., Khamene A., Clevert D., Kutter O., Navab N., 2007, "Simulation and fully automatic multimodal registration of medical ultrasound." *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, LNCS4791: 136–143.
- [37] Kennedy, JE, GR Ter Haar, D. Cranston, 2003, "High intensity focused ultrasound: Surgery of the future?", British Journal of Radiology, 76(909): 590.
- [38] Murat F., L. Poissonnier, G. Pasticier, A. Gelet, 2007, "High-intensity focused ultrasound (HIFU) for prostate cancer", Cancer Control, 14(3): 244.
- [39] Dubinsky. T. J., C. Cuevas, M. K. Dighe, O. Kolokythas, J. H. Hwang, 2008, "High-intensity focused ultrasound: Current potential and oncologic applications", AJR Am J Roentgenol, 190(1): 191-199.
- [40] Wu. F, Z. B. Wang, W. Z. Chen, W. Wang, Y. Gui, M. Zhang, G. Zheng, Y. Zhou, G. Xu, M. Li, 2004, "Extracorporeal high intensity focused ultrasound ablation in the treatment of 1038 patients with solid carcinomas in china: An overview", Ultrasonics Sonochemistry, 11(3-4): 149-154.

- [41] Li C. X., G. L. Xu, Z. Y. Jiang, J. J. Li, G. Y. Luo, H. B. Shan, R. Zhang, Y. Li, 2004, "Analysis of clinical effect of high-intensity focused ultrasound on liver cancer", World Journal of Gastroenterology, 10(15): 2201-2204.
- [42] Zhou Q., X. Q. Zhu, J. Zhang, Z. L. Xu, P. Lu, F. Wu, 2008, "Changes in circulating immunosuppressive cytokine levels of cancer patients after high intensity focused ultrasound treatment", Ultrasound in Medicine & Biology, 34(1): 81-87.
- [43] A. Collignon, F. Maes, D. Delaere, D. Vandermeulen, 1995, "Automated multi-modality image registration based on information theory", Information Processing in Medical Imaging, 3: 263-274.
- [44] Frederik M., Andr'e C., Dirk V., Guy M., Paul S., 1997, "Multimodality Image Registration by Maximization of Mutual Information", IEEE Transactions on Medical Imaging, 16(2): 187-198.
- [45] Jeongtae Kim, Jeffrey A. Fessler, 2004, "Intensity-Based Image Registration Using Robust Correlation Coefficients", IEEE Transactions on Medical Imaging, 23(11): 1430-1444.
- [46] Yipeng H., Hashim U.A., Clare A., Doug P., Mahua S., Mark E., David H., Dean B., 2009, "MR to Ultrasound Image Registration for Guiding Prostate Biopsy and Interventions", *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, LNCS5761: 787–794.
- [47] Josien P. W. Pluim, J. B. Antoine Maintz, Max A. Viergever, 2003,
 "Mutual-Information-Based Registration of Medical Images: A Survey",
 IEEE Transactions on Medical Imaging, 22(8): 986-1004.

- [48] Raj S., Vladimir Z., 2002, "Mutual Information-Based Rigid and Nonrigid Registration of Ultrasound Volumes", IEEE Transactions on Medical Imaging, 21(1): 9-22.
- [49] Brian C. P., Deborah J. R., John G. S., Jason S., Saara T., Kevin J. P., 2001, "Three-Dimensional Registration and Fusion of Ultrasound and MRI Using Major Vessels as Fiducial Markers", IEEE Transactions on Medical Imaging, 20(4): 354-359.
- [51] Xishi H., Nicholas A. H., Jing R., Gerard G., Derek B., Terry M. P., 2005,
 "Dynamic 3D Ultrasound and MR Image Registration of the Beating Heart", *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, LNCS3750: 171–178.
- [52] B. Brendel, S. Winter, A. R., M. Stockheim, H. Ermert, 2002,"Registration of 3D CT and Ultrasound Datasets of the Spine using Bone Structures", Computer Aided Surgery, 7: 146-155.
- [53] J.M. Blackall, D. Rueckert, C.R. Maurer, Jr., G.P. Penney, D.L.G. Hill, D.J. Hawkes, 2000, "An Image Registration Approach to Automated Calibration for Freehand 3D Ultrasound", *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, LNCS1935: 462–471.
- [54] Charles R. M., Jennifer L. B., Boklye Kim, Peyton H. B., Gerald L. L., J.
 Brian F., Marilyn A. R., Paul L. C., 1999, "Semiautomatic Registration of Volumetric Ultrasound Scans", Ultrasound in Medicine & Biology, 25(3): 339-347.

- [55] Joao M. S., Jorge S. M., 2002, "Joint image registration and volume reconstruction for 3D ultrasound", Pattern Recognition Letters, 24: 791– 800.
- [56] Robert N. R., A. H. Gee, L. Berman, 1998, "Automatic Registration of 3-D Ultrasound Images", Ultrasound in Medicine & Biology, 24(6): 841-854.

ABSTRACT

Study for advanced image registration by simulated ultrasound image from CT and 3D ultrasonography system development.

> Moon, Sang-Hyup Dept. of Biomedical Engineering The Graduate School Yonsei University

HIFU(high-intensity focused ultrasound) is a non-invasive cancer therapy without pain and side effect to patient. So HIFU getting a lot of attention, but image registration is necessary between ultrasound and CT or MRI, if apply HIFU in clinical area. Image registration is integrating several images into one coordinate system. Then you can see various clinical images information at the same time. Image registration between CT and Ultrasound imaging can provide recognition of anatomical position and organ characteristic. This task should be reducing image modality and acquire 3D ultrasound image.

In this thesis, in order to achieve the purpose 3D ultrasound image acquisition system has been developed. Also simulated CT image technique is proposed that similar to ultrasound image. Proposed system and image processing technique was compared with hand-held 3D ultrasound and CT image by correlation coefficient and mutual information.

Key word : Image registration, ultrasound image, image processing, image modality