

# IGRT를 위한 비침습적인 호흡에 의한 장기 움직임 실시간 추적시스템

김윤종, 윤익중

가천의과학대학교 의용공학과

(Received May 31, 2007. Accepted July 16, 2007)

## A Non-invasive Real-time Respiratory Organ Motion Tracking System for Image Guided Radio-Therapy

Yoon Jong Kim, Uei-Joong Yoon

Department of Biomedical Engineering, Gachon University of Medicine and Science, Incheon, Korea

### Abstract

A non-invasive respiratory gated radiotherapy system like those based on external anatomic motion gives better comfortableness to patients than invasive system on treatment. However, higher correlation between the external and internal anatomic motion is required to increase the effectiveness of non-invasive respiratory gated radiotherapy. Both of invasive and non-invasive methods need to track the internal anatomy with the higher precision and rapid response. Especially, the non-invasive method has more difficulty to track the target position successively because of using only image processing. So we developed the system to track the motion for a non-invasive respiratory gated system to accurately find the dynamic position of internal structures such as the diaphragm and tumor.

The respiratory organ motion tracking apparatus consists of an image capture board, a fluoroscopy system and a processing computer. After the image board grabs the motion of internal anatomy through the fluoroscopy system, the computer acquires the organ motion tracking data by image processing without any additional physical markers. The patients breathe freely without any forced breath control and coaching, when this experiment was performed. The developed pattern-recognition software could extract the target motion signal in real-time from the acquired fluoroscopic images.

The range of mean deviations between the real and acquired target positions was measured for some sample structures in an anatomical model phantom. The mean and max deviation between the real and acquired positions were less than 1mm and 2mm respectively with the standardized movement using a moving stage and an anatomical model phantom. Under the real human body, the mean and maximum distance of the peak to trough was measured 23.5mm and 55.1mm respectively for 13 patients' diaphragm motion. The acquired respiration profile showed that human expiration period was longer than the inspiration period. The above results could be applied to respiratory-gated radiotherapy.

**Key words :** respiratory-motion, motion tracking, gated-radiotherapy, motion compensation, IGRT

### 1. 서론

방사선에 의한 종양 치료시 성공적 치료를 위해서는 두 가지 중요한 요소가 필요하다. 첫째, 종양에 조사되는 방사선위치가 정확해야하며, 둘째 계획된 방사선량과 실제 투여된 방사선

량이 일치하여야 한다. 실제 방사선 치료에 있어 계획한 조사면 보다 10 mm 이상의 오차가 발생하는 경우가 자주 있다고 보고되고 있으며[1], 방사선 치료 중 7~15% 정도의 방사선량 변화가 발생하면 심각하게 국부적으로 종양 치료효율이 떨어질 수 있고[2,3] 정상세포의 합병증을 증가시킬 수 있다[4]. 따라서 종양세포에만 선택적으로 방사선 조사가 이루어질 수 있도록 하고 정상조직, 특히 주요장기에의 방사선 조사는 최소화하는 것이 중요하다. 그러

Corresponding Author : 김윤종  
인천시 연수구 연수동 534-2 가천의과학대학교 의용공학과  
Tel : 010-7749-8498 / Fax : 032-820-4059  
E-mail : gatnet0106@hanmail.net

나 치료계획시스템과 치료시스템과의 부조화, 차폐블록 제작상의 오류와 같은 시스템의 불일치, 치료기에 환자를 정렬할 때 발생하는 변동, 치료중 환자의 움직임 그리고 내부 장기들의 움직임과 같은 요인들로 치료부위 외의 피폭이 발생하게 된다. 최근 여러 가지 오차를 줄이고 검증할 수 있는 방법들이 개발되면서 시스템 불일치, 환자 치료위치 정렬 및 움직임에 의한 오차들은 많이 줄어들었지만[5,6], 내부 장기 움직임에 의한 오차는 치료 중 그 움직임을 측정하거나 제어하기가 어려워 여전히 관심의 대상이 되고 있다. 내부 장기 움직임은 다시 자세관련 장기움직임(position related organ motion), 사이분획 장기움직임(interfraction organ motion) 그리고 내부분획 장기움직임(intrafraction organ motion)으로 분류할 수 있다[7]. 자세관련 장기움직임과 사이분획 장기움직임은 치료 중 환자의 상태를 치료계획 때와 같게 설정해줌으로써 그 오류를 줄일 수 있다. 하지만 내부분획장기 움직임의 오차를 줄이기 위해서는 그 원인이 되는 호흡움직임과, 심장의 움직임을 계획할 때와 같은 상태로 치료를 할 동안 만들어 주어야 하는데, 살아있는 사람에게 있어서 생리적으로 움직임이 빈번하고 외부에서 그 움직임을 감지하기 어려워 보정하여 치료하기란 쉽지 않다. 심장에 의한 움직임은 그 변위 폭이 크지 않고 심장 자체와 그 근거리에는 부분 이외에 심장에 의해 움직임이 전달되는 부분이 크지 않지만, 호흡에 의한 움직임은 횡격막을 포함한 그 아래에 있는 대부분의 장기에 영향을 주고 그 변동 폭도 크다. 그 예로 횡격막의 경우 깊은 숨을 쉬었을 경우 최대 100 mm 정도의 변위를 나타낸다고 보고되고 있다[7].

일반적인 호흡동안 수 cm의 실제적 내부 해부학적 움직임이 분명하게 관찰된다[8]. 호흡움직임을 고려한 방사선 치료의 최종목적은 환자의 호흡에 따라 치료용가속기의 방사선조사를 동기화시켜 호흡 움직임에 의해 발생하는 변위 오차를 줄이는 것이다. 그로 인해 정상조직을 그대로 유지하면서 종양에 더 높은 방사선을 조사할 수 있게 된다[9].

호흡 움직임을 고려하여 진단과 치료의 과정을 동기화시키려는 목적에는 많은 방법들이 있다. 이 방법들에 대한 대표적인 예로는 깊은 흡식 정지법(Deep Inspiration Breath Holding Method : DIBH)과 능동호흡제어법(Active Breath Control Method : ABC) 그리고 실시간 위치제어법(Real-time Positioning Management Method : RPM)이 있다[10-12]. 그 밖에 복부압력을 이용하는 방법에는, 스트레인 게이지를 이용하여 환자의 복부표면의 팽창을 측정하여 호흡주기를 추론하는 방법, 발광다이오드를 환자의 복부위에 위치시키고 그것의 위치를 카메라시스템으로 모니터링하는 방법 등이 있다[13].

DIBH 법은 모의조사할 때와 실제 방사선 치료동안 깊은 숨 들여마시기를 같은 수준으로 재현할 수 있도록 환자에게 지시하는 것을 포함한다. 이러한 접근은 분획적인 방사선 치료를 위해 필수 불가결한 높은 재연성이 요구되는 수정된 생체 호흡을 사용하는 것이다. 이 방법은 환자에게 모의치료 중 호흡법에 대한 연습과 검

증이 이루어진 후 치료를 하는 특별한 수행이 요구된다. 폐의 팽창 수준을 모니터하기 위해, 환자들은 컴퓨터로 모니터링 하고 있는 압력을 이용한 호흡상태 측정기와 연결된 마우스피스를 통해 숨을 쉬게 된다. 하지만 환자에 따라 숨참기비율(breathing-holding rate)이 달라 치료시 재연하기가 어렵고, 일정한 시간동안 숨을 참고 있는 상태를 유지하지 못하는 환자의 경우, 방사선 치료를 거의 할 수 없는 상황이 발생하는 단점이 있다[10].

또 다른 대표적 호흡제어방법으로 능동호흡제어법이 있는데, 능동호흡제어법이란 환자가 숨을 들여마시거나 내설 호흡 동안 미리 정해놓은 폐의 볼륨에 도달했을 때 환자의 공기흐름을 순간적으로 정지시켜 호흡을 정지시킴으로써 호흡 움직임에 의한 여유를 최소화하는 방법이다[11]. 능동호흡제어는 들숨과 날숨 모두에 있어 미리 결정된 폐의 부피와 공기 흐름의 방향에 대해 환자의 공기 흐름 통로를 순간적으로 닫아 주게 된다. 외부에서 강제적으로 호흡을 제어함으로써, 호흡에 따른 재연성을 높일 수 있다는 장점이 있지만 환자 치료의 질이 중요시 되는 현 시점에 있어서 환자에게 많은 부담을 준다는 단점이 있다. 또한 치료시간이 길어지게 될 경우 환자에게 불편함을 주게 되어 환자의 자의적인 움직임 등 불확정적인 오류변수가 증가하여 전체 치료의 질이 저하된다는 보고가 있다[11].

앞의 두 가지 방법은 환자의 호흡을 환자 스스로 또는 물리적인 힘을 통하여 강제적으로 조절하여 목표점의 움직임을 최소화하는 방법으로써, 환자의 상태나 기타 환경에 영향을 많이 받을 뿐만 아니라 환자에게 부담을 주게 된다. 이러한 단점들을 개선한 방법으로 종양을 추적하고 제어할 수 있는 시스템을 이용하여 종양의 움직임과 조사 영역을 연속적으로 일치시키는 RPM법이 있다[12]. 이 방법은 실시간으로 환자의 종양 내지 장기의 표적 위치를 검출하면서 동시에 이와 상관성이 높은 환자의 외부 해부학적 움직임을 감지하여 그 상관관계를 분석함으로써 환자의 외부 움직임에 대한 내부 표적의 상대적 위치를 추정하여 방사선 치료를 하는 것을 말한다.

방사선 치료시 호흡에 의한 장기 움직임을 제어하기 위한 여러 가지 방법들이 제시되어 왔는데[10,11,13], 많은 침습적 방법들이 치료의 목표로 하는 지점에 마커들을 심어 넣고 추적하는 방식을 채택해왔다. 비침습적 방사선 치료시스템은 외부 해부학적 움직임에 기초하여 제어함으로써 환자에게 좀 더 편안한 치료를 제공할 수 있다. 하지만 이와 같은 시스템의 효과적 치료를 위해서는 내부 해부학적 움직임을 높은 정밀도와 빠른 응답속도로 추적하는 것이 필요하다. 따라서 본 논문의 목적은 형광경촬영기(fluoroscopy)와 영상캡처보드시스템(image capture board)을 이용하여 비침습적으로 내부해부학적 움직임을 고정밀도와 빠른 응답속도로 추적할 수 있는 시스템을 개발하고 검증하는데 있다. 형광경촬영과 영상처리를 통해 내부 장기 움직임을 실시간으로 추적이 가능한 시스템의 개발은 장기 혹은 종양에 표적을 심는 수술의 부담을 주지 않으면서도 호흡움직임을 고려한 게이팅 방사선 치료시스템

(respiratory gated-radiotherapy system)을 위한 내부 해부학적 구조의 변위를 효과적으로 예측할 수 있을 것이다. 또한 폐나 횡격막이 아닌 다른 장기에 대해서는 기존의 방법처럼 금속표적을 장기에 심고 그것을 추적하는 것도 가능하다.

## II. 재료 및 방법

### A. 시스템 구성

시스템은 크게 영상획득 부분과 영상신호처리 부분으로 구성된다. 영상획득부는 엑스레이 발생장치 및 형광경 시스템 (Varian<sup>®</sup>사의 ximatron), Matrox사의 Meteor-2 MC 영상캡처 보드를 사용하여 구성하였다. 영상신호처리는 2.4 GHz의 코어2 듀오 CPU를 탑재한 컴퓨터와 Visual-C++ 언어를 사용하여 처리하였으며 O/S는 WindowsXP를 사용하였다. 영상은 480 × 480 픽셀의 크기로 초당 30 frames를 획득하였으며, 멀티스레드 (multi-thread) 프로그래밍 기법을 사용하여 영상획득으로부터 마지막 처리까지 초당 30 frames의 영상획득 속도로 처리하였다. 장기움직임 정보는 정확한 주기의 획득을 위해 멀티미디어타이머 (multi-media timer)를 사용하여 최대 1 msec오차 이내로 영상획득처리에 영향을 주지 않으면서 독립적으로 획득하였으며, 획득 주기는 사용되어진 영상시스템에 따른 유효 움직임 획득 주기를 고려하여 20 msec로 하였다. 그림 1.은 시스템 구성에 관한 개요도이다.

### B. 호흡에 의한 장기움직임 실시간 추적방법

형광투시도를 사용하여 환자의 횡격막 움직임을 실시간으로 살펴보면 호흡에 의한 폐의 공기 분포량에 따라 영상의 밝기가 급격히 변함을 알 수 있다. 이 때문에 원하는 표적을 단순한 영상신호처리를 통해 실시간으로 검출하기란 쉽지 않다. 또한 많은 소요시간이 필요한 복잡한 영상처리를 이용하여 표적을 검출하게 되면 장

기의 움직임을 실시간 추적해야 하는 기본 목표를 벗어나게 된다.

본 논문에서 개발된 시스템은 장기움직임에 대한 형광투시도의 특성과 연속적으로 영상을 획득한다는 조건을 고려하여 실시간으로 표적의 위치추적이 가능하도록 하였다. 영상내 사용자가 추적하고 싶은 표적을 마우스로 클릭하게 되면 해당 부위에 적당한 크기의 형판을 획득하게 되고, 획득되어진 형판과 매초 30 frames씩 획득되어지는 새로운 영상에 대해 근거리부터 특정범위 50 × 50 픽셀 안에서 형판정합을 시도한다. 최고의 형판정합이 이루어진 영상부분을 표적이 이동된 새로운 위치의 중심으로 가정하고 표적의 중심점을 해당 위치로 옮긴다. 새롭게 선정된 중심점을 기준으로 획득된 새로운 영상상의 형판을 같은 크기로 선택하여 새로운 기준형판으로 정한다. 장기움직임 실시간 추적에 관한 자세한 과정은 그림 2에 나타났다. 이와 같은 방법을 사용함으로써 순간순간 변하는 전체 영상의 밝기 및 표적의 그레이스케일 변화에 유연하게 대처할 수 있게 된다. 제안된 방법이 성공할 수 있는 이유는 장기 움직임이 빠르지 않고 그 폭이 크지 않다는 특징과 초당 30 frames의 빠른 영상획득과 동시에 멀티스레드로 영상처리를 수행할 수 있었기 때문이다.

시스템 특성 검증을 위해 다양한 제어를 수행할 수 있는 프로그램과 사용자 인터페이스를 구현하였다. 그림 3은 정현 움직임에 대한 호흡움직임 모의장치 제어 화면이다. 제어프로그램은 호흡움직임 모의장치의 주기와 이동거리를 임의로 조절할 수 있도록 하였으며 초기위치설정 및 기기와의 소프트웨어적 연결을 이용한 자동시작시점도 제어할 수 있도록 하였다. 내용을 살펴보면 호흡움직임 모의장치의 제어를 위한 신호를 직관적으로 설계할 수 있도록 그래픽으로 제어프로그램의 사용자 인터페이스를 구성하였다. 제어신호의 주기와 진폭 그리고 위상을 선택하고 입력버튼을 누르게 되면, 해당 조건에 맞는 정현파 그래프가 그림 3의 Respiration Gating Signal Control 화면에 한 주기가 표시되고 제어 슬라이더들이 생성된다. 사용자는 요구사항에 따라 슬라이드와 그 외 컨트롤

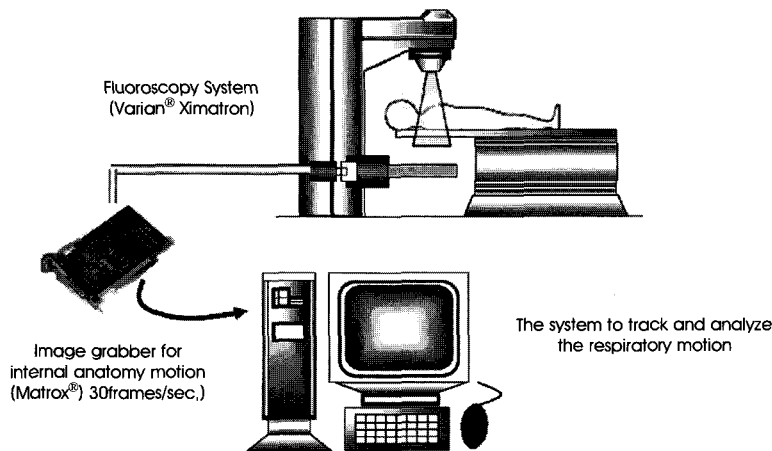


그림 1. 내부 해부학적 움직임 실시간 추적 시스템 개요도

Fig. 1. The schematic diagram of real-time respiratory organ motion tracking system.

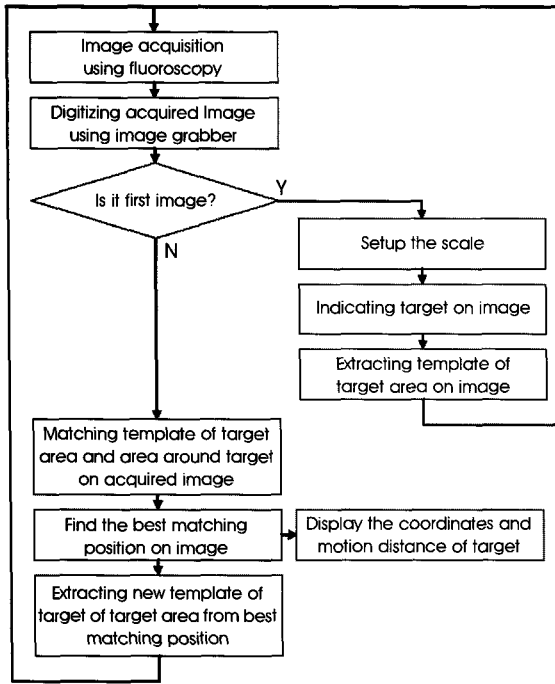


그림 2. 장기움직임 실시간 추적 과정  
Fig. 2. The process to track organ motion on the real time.

물들을 이용하여 동작의 시작점과 끝점 그리고 모의장치의 초기값과 이동거리 등을 설정할 수 있다. 모든 설정을 마친 후 호흡움직임 모의장치가 작동하게 되면 그림 3의 제어화면 하단에 목표점의 현재 위치를 실시간으로 표시하게 된다.

호흡움직임 모의장치의 이동거리는 1/10 mm 단위로 제어가 가능하도록 하였으며, 값을 입력하게 되면 모의장치는 자동으로 해당 값의 중심점으로 이동하여 절반의 편차를 갖고 양쪽으로 움직이게 된다. 각각의 장치에 대한 제어연결 및 동작은 간단한 버튼 동작만으로 가능하게 하였다.

### III. 실험 및 결과

#### A. 인체모형 팬텀을 이용한 시스템 검증

개발된 시스템의 자체 성능을 평가하기 위해 호흡움직임 모의장치를 이용하여 정규화된 정현파 형태로 인체모형팬텀을 움직이며 주기와 이동거리를 변화시켜서 검증하였다. 이런 검증방식을 선택한 이유는 사람마다 호흡 주기가 다를 수 있을 뿐만 아니라 호흡에 따른 장기 움직임의 이동거리도 다르기 때문이다. 이것은 또한 환자와 환자간의 변화뿐만 아니라 같은 환자에게서도 측정하고자 하는 내부 장기의 부위 및 환자의 여러 생리 상태에 따라서도 달라질 수 있음을 고려한 것이다. 수행된 실험은 움직임 주기를 2초부터 5초 사이로 변화시켜가며 수행하였고, 거리는 1cm에서 4cm로 변화시켜가며 수행하였다.

시스템을 검증하기 위해서는 먼저 해당 영상획득 시스템의 영상

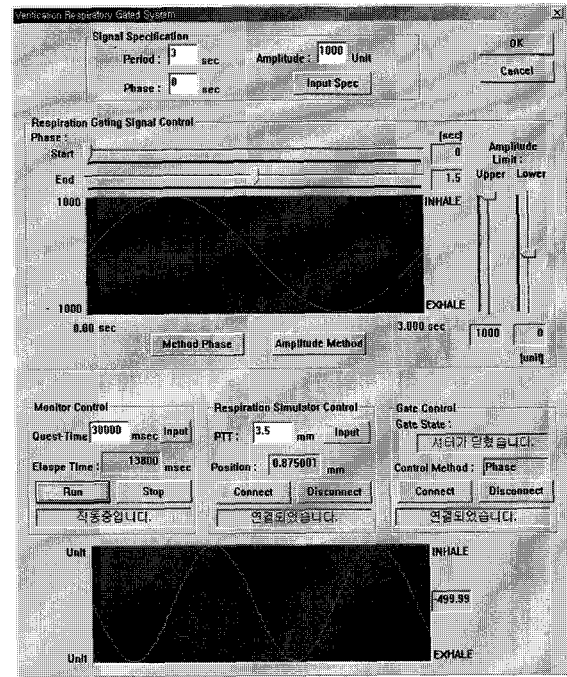


그림 3. 호흡움직임 모의장치 제어화면  
Fig. 3. The screen of the controlling respiratory motion simulator.

배율에 대한 초기화 과정이 필요하다. 본 실험에서는 형광경촬영기 내에 있는 척도를 이용하여 획득되어지는 형광경촬영영상의 픽셀당 실제 거리값을 획득하였으며, 미리 제작된 척도를 이용하여 측정하고자 하는 영상시스템의 실제 관심의 대상이 되는 위치에서의 픽셀당 실제 거리값 또한 획득하였다. X축 Y축 모두 측정이 가능하나, 본 실험에서는 호흡시 빈번하게 나타나는 변화는 누워있는 환자에 있어서 Y축에 대한 변화이므로 Y축에 대해서만 실시하였다. 초기화 방법은 측정하고자 하는 척도의 실제 길이를 입력한 후 척도획득 버튼을 눌러서 획득모드로 전환한 다음 마우스로 해당 길이를 드래그하면 된다. 그림 4는 시스템 척도를 초기화 하는 예를 나타낸 것인데, 화면에 있어서 전체적으로 십자가 형태로 나타난 척도는 형광경촬영기 내에 있는 척도가 화면에 표시된 것이고 그 척도 위에 위아래로 표시된 선은 마우스를 사용하여 입력된 실제길이에 해당하는 형광경촬영기 내의 척도에 대해 드래그 한 부분이 표시된 것이다. 이렇게 함으로써 해당 영상획득 환경의 픽셀당 실제 거리값을 획득할 수 있다.

그림 5는 인체모형팬텀을 호흡움직임 모의장치에 올려놓고 정규화된 정현파 형태로 움직이며 그 위치를 추적하고 있는 화면이다. 슬라이더를 사용하여 추적하고자 하는 위치의 최대값, 최소값 그리고 중심값을 선택함으로써 관심이 되는 부위의 움직임을 세밀히 추적할 수 있도록 하였다. 추적하는 방법은 패턴선택 버튼을 누른 후 추적하고자 하는 부위에 클릭을 함으로써 이루어진다. 앞에서 이미 영상시스템의 픽셀당 실제 거리가 입력되어 있으므로, 슬라이더를 사용하여 관심이 되는 움직임 부위의 상,하한 및 중심값

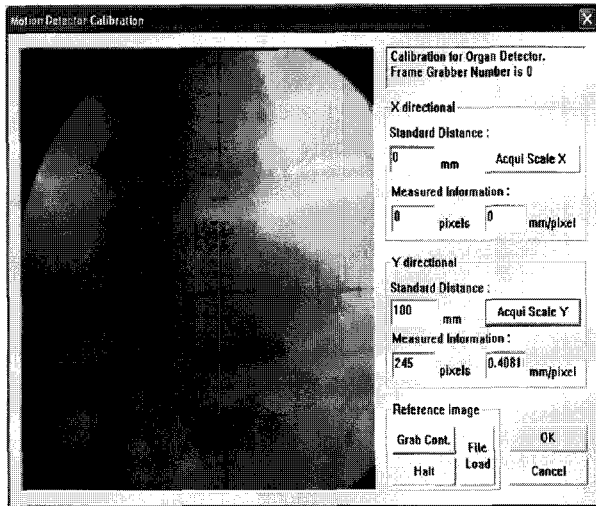


그림 4. 영상획득 시스템의 영상배울 초기 척도 획득  
Fig. 4. Acquisition of the scale about image grabbing system.

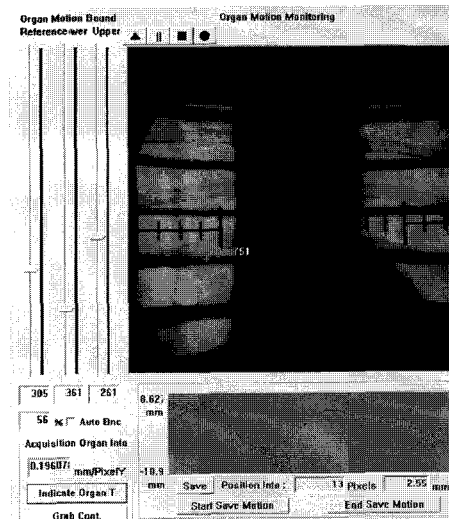


그림 5. 인체모형팬텀의 정규화된 정현움직임에 대한 추적  
Fig. 5. Motion tracking about anatomical model phantom under the regular sinusoidal moving.

을 설정해주면 해당 움직임에 대한 실제 거리 움직임 그래프가 나타나게 된다. 이 획득되어진 표적 움직임 데이터 그래프는 별도로 저장이 가능하도록 하여, 나중에 실제 치료에 기준이 되는 자료로써 사용될 수 있도록 하였다.

그림 6은 호흡움직임 모의장치에 적용한 정규화된 정현파와 개발된 시스템을 이용하여 호흡움직임 모의장치 상의 인체모형팬텀의 움직임을 추적한 그래프를 비교한 일 예이다. 모의장치 구동속도를 고려하여 데이터 획득 주기는 50 msec로 하였다. 그림 6에서는 표준 움직임을 10 mm에서 -10 mm로 20 mm가 움직이도록 한 후 추적 시스템으로 추적한 그래프와 비교한 것이다. 약간의 오차가 발생했지만 전체적인 움직임에 대한 오차는 극히 적음을 알 수 있다. 약간의 오차가 발생한 이유는 영상획득 시스템 및 처리과정 중의 오차가 있을 수도 있으나, 인체모형팬텀의 두께와 방사선 조

사의 발산에 의한 오차 부분을 간과할 수는 없을 것이다.

표 1은 개발된 시스템을 이용하여 주기변화 및 거리 변화에 따른 움직임을 측정하였을 때 나타난 오차에 대한 평균편차를 나타낸 것이다. 같은 주기에서 이동거리를 변화시켰을 경우 이동거리가 길 수록 오차가 증가함을 알 수 있다. 이는 앞서 설명하였듯이 여러 가지 원인이 있을 수 있겠으나 방사선 조사 발산에 의한 오차의 증가가 발생하는 것을 알 수 있겠다. 또한 이동거리 대비 짧은 주기일 경우 오차가 증가함을 알 수 있는데, 이것은 해당 실험 조건에서의 픽셀당 실제거리 변화율에 따른 해당 시스템의 추적 성능에 한계에 의한 오차증가로 사료된다. 이러한 자료는 개발된 시스템으로 처리할 수 있는 한계와 여유 폭(margin)을 결정짓는 요소가 될 수 있겠다.

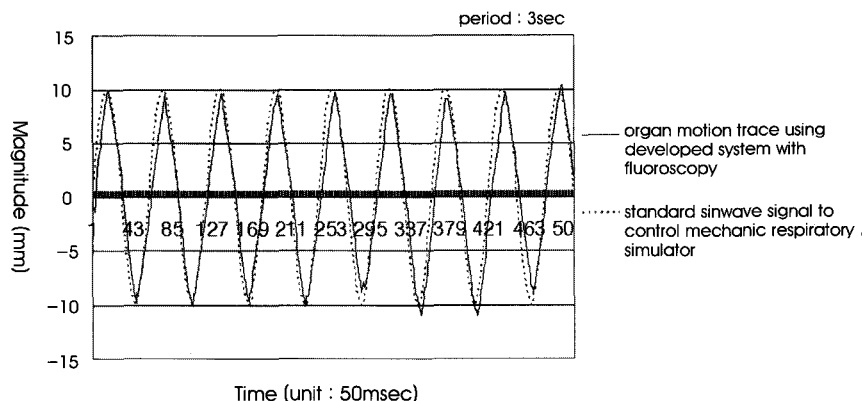


그림 6. 인체모형팬텀의 정규화된 정현움직임에 대한 추적 그래프  
Fig. 6. The graph of tracking anatomical model phantom under the regular sinusoidal moving.

표 1. 인체모형팬텀의 이동거리 및 주기에 따른 움직임 추적에 대한 평균편차

Table 1. Mean deviation according to moving distances and periods for anatomical model phantom.

이동거리	주기	2초	3초	4초	5초
10 mm		0.58 mm	0.44 mm	0.38 mm	0.37 mm
20 mm		0.91 mm	0.75 mm	0.41 mm	0.39 mm
30 mm		1.40 mm	1.01 mm	0.84 mm	0.84 mm
40 mm		1.91 mm	1.55 mm	1.11 mm	1.02 mm

**B. 실제 호흡에 의한 장기 움직임 측정**

인체모형팬텀을 이용하여 시스템 자체의 성능검증을 한 후, 실제 환자에 대한 호흡움직임 추적을 수행하였다. 실험 대상은 총 13명이었으며, 30대부터 50대의 남자에 대해서 20초간의 호흡에 대해 실시하였다. 그림 7은 실제 환자에 대한 호흡 움직임을 획득하여 추적하는 화면이다. 실제 환자의 경우 인체 모형과는 달리 호흡에 따른 폐에 공기의 변화가 심하여 영상의 전체적인 밝기가 심하게 변화함을 알 수 있었다.

표 2는 개발된 시스템을 이용하여 환자별 실제 호흡에 따른 횡격막 움직임에 대한 변위를 측정 한 값들이다. 이 값들은 각 호흡에 대해 절대적 의미를 지니는 것이 아니고 임의로 설정된 기준값에 대해 상대적 차이를 나타내는 것이다. 실제호흡패턴을 보면 호흡은 연속적인 것이므로 그래프상의 마루와 골사이의 변위에 대한 구분이 앞선 것을 기준으로 할지 뒤에 것을 기준으로 할지가 불분명하다. 그러므로 본 논문에서는 임의기준값에 대한 호흡시 나타나는 마루와 골의 위치값을 획득하여 평가의 기준으로 정하였다. 또한 여러 개의 호흡 중 단지 몇 개만이 큰 변위를 보였을 경우, 이 부분에 대해 어떤 의미를 부여할지 또 하나의 관심거리로 대두되었다. 이 경우 특정 값이 평균에 영향을 크게 미치므로 전체치료시간 대비 실제치료시간(duty cycle)을 고려할 때 평균값을 기준으로 게이팅율을 선택하게 되면 정밀치료에 큰 도움이 되지 못하면서도

실치료비율이 줄어들게 된다. 따라서 평균보다는 최빈수를 사용하는 것이 기준으로서 더 적합할 것도 같지만, 실제 호흡패턴이 동일하게 나오는 경우도 거의 없을 뿐더러 치료오차를 줄인다는 측면에서 보면 몇 번 나타나지 않는 큰 변위라고 할지라도 분명히 큰 오차가 발생하는 것이므로 무조건 간과할 수는 없겠다. 본 논문에서는 변위 정보를 제공한다는 관점에 입각하여 기준값에 대한 변위 평균값을 획득하였다.

그림 8은 실제 호흡을 추적한 그래프의 일예이다. 호흡데이터 획득 주기는 20 msec로 하였으나 이는 계산상의 편의를 위해 그렇게 하였을 뿐 실제 영상데이터가 초당 30 frames로 획득되므로 실제 호흡데이터 획득 주기는 33 msec로 가정해야 할 것이다. 그래프로 보아 알 수 있듯이 실험에 임한 환자들은 안정한 상태이었음에도 불구하고 화살표의 움직임과 같이 호흡의 깊이가 일정하지 않음을 알 수 있었다. 이러한 움직임으로 보아 DIBH 법 ABC 법을 실제 치료에 적용할 경우 환자에게 불편함을 줄 수 있고 그로 인해 전체적인 치료효율이 낮아질 수 있음을 알 수 있다. 그리고 그림 8의 네모로 표시한 부분을 살펴보면 획득된 실제 호흡의 또 다른 특징은 들숨 보다는 날숨 부분에서 더 오래 머무르는 현상이 나타난다는 것이다. 이러한 현상을 고려한다면 호흡움직임을 고려한 게이팅 방사선 치료시 들숨보다는 날숨에 게이트를 여는 치료방법을 선택하는 것이 유리할 것으로 사료된다.

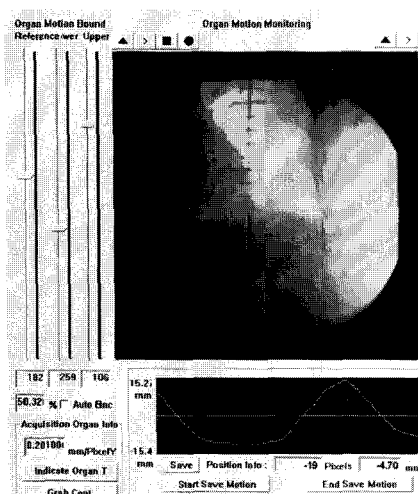


그림 7. 실제 호흡에 대한 장기움직임 추적

Fig. 7. Motion tracking of the real respiratory organ motion in a patient.

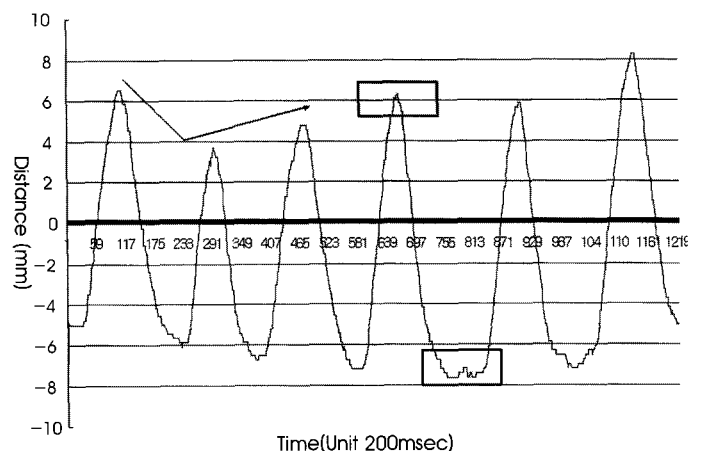


그림 8. 실제 호흡에 대한 장기움직임 추적그래프 및 특징

Fig. 8. The feature and the graph of tracking about real respiratory organ motion.

표 2. 환자별 실제 호흡에 의한 횡격막 움직임 변위

Table 2. Displacement of diaphragm moving induced by real respiration in patients

환자	변위	최소변위(mm)		평균변위(mm)		최대변위(mm)	
		inferior 방향	superior 방향	inferior 방향	superior 방향	inferior 방향	superior 방향
환자 1		3.9	6.0	5.9	6.6	9.2	7.8
환자 2		4.2	5.8	9.8	8.1	11.1	9.0
환자 3		5.1	6.6	10.7	10.5	13.2	11.9
환자 4		6.3	6.7	10.3	11.0	11.7	13.1
환자 5		6.1	5.8	8.7	11.2	9.8	12.8
환자 6		6.1	6.7	10.4	11.7	12.3	13.5
환자 7		6.5	5.3	13.7	12.1	15.5	15.1
환자 8		6.7	6.0	11.9	13.8	14.9	15.5
환자 9		7.5	7.1	12.1	11.7	13.1	14.2
환자10		7.1	7.7	12.4	13.4	15.4	14.1
환자11		7.8	7.7	11.7	13.4	20.1	15.4
환자12		8.5	9.3	16.1	13.8	18.1	14.8
환자13		9.4	8.2	14.3	15.1	36.4	18.7

IV. 토론 및 결론

호흡에 의한 내부해부학적 움직임을 고려한 게이팅 방사선 치료 시 필요한 내부 장기 움직임을 실시간 추적하고 측정할 수 있는 시스템을 개발하였다. 개발된 시스템은 인체내부에 금속 표시자 없이도 형광경촬영과 영상신호처리를 이용하여 호흡과 관련된 장기 움직임을 실시간 추적함으로써 환자에게 좀 더 편안한 치료를 제공할 수 있다. 사용된 영상처리 기법은 형광경촬영시 발생하게 되는 밝기 변화에 유연하게 대처할 수 있어서 효과적인 추적이 가능하다. 그러나 현재 사용된 방법은 2차원 평면상의 움직임만을 고려한 것이므로 게이팅 방사선 치료에 대한 정보제공에는 적합하나, 연속적인 방사선 치료를 목적으로 하는 시스템에서는 종양의 3차원적 움직임을 고려해야하기 때문에 수정이 불가피하다. 추후, 두 방향 이상의 촬영이 가능한 형광경시스템을 이용하여 3차원 영상을 획득할 경우 표적의 3차원 움직임추적이 가능하게 되어 동적 다엽콜리메이터(dynamic multi leaf collimator, dMLC)를 이용한 연속적 치료도 가능하리라 사료된다.

인체모형팬텀을 정현파형태로 움직이도록 한 후 개발된 시스템으로 움직임을 측정하여 시스템 성능을 평가하였다. 그 결과, 실제 정확한 위치와 측정된 위치와의 평균편차는 1mm 이내였으며, 최대 2mm를 벗어나지 않았다. 개발된 시스템을 이용하여 13명의 환자에 대해 실제 호흡에 의한 횡격막의 움직임을 측정하여 보았다. 개인에 따른 큰 편차를 보였지만 평균적으로 23.5mm의 움직임을 보였으며 최대변위의 경우 55.1mm의 움직임까지 보였다. 또한 측정된 호흡움직임의 특징을 살펴보면 들숨보다는 날숨에서 더 오래 머무르는 현상을 관찰할 수 있었다. 이러한 결과들을 호흡을 고려한 게이팅 방사선 치료에 적용할 경우 개선된 치료를 할 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] J. E. Marks, A. G. Haus, H. G. Sutton, et al., "Localization error in the radiotherapy of Hodgkin's disease and malignant lymphoma with extended mantle fields," *Cancer*, vol. 34, pp.83-90, 1974.
- [2] M. Goitein, J. Busse, "Immobilization errors: Some theoretical considerations," *Radiology*, vol. 117, pp.407-412, 1975.
- [3] A. Dutreix, "When and how can we improve precision in radiotherapy?," *Radiother. Oncol.* vol. 2, pp.275-292, 1984.
- [4] K. Mah, J. VanDyk, T. Keane, et al., "Acute radiation-induced pulmonary damage: A clinical study on the response to fractionated radiotherapy," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 13, pp.179-188, 1987.
- [5] Yoon Jong KIM, Dong Hoon LEE, Seung Hong HONG, "A study on portal image for the automatic verification of radiation therapy," *IEICE Trans. Fundamentals*, vol. E82-A, no. 6, pp.945-951, 1999.
- [6] S. C. Taborsky, W. C. Lam, R. E. Sterner, and G. M. Skarada, "Digital imaging for radiation therapy verification," *OPTICAL ENGINEERING*, vol. 21, no. 5, pp.888-893, 1982.
- [7] K. M. Langen, D. T. L. Jones, "Organ motion and its management," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 50, pp.265-278, 2001.
- [8] R. K. Ten Haken, J. M. Balter, L. H. Marsh, et al., "Potential benefits of eliminating planning target volume expansions for patient breathing in the treatment of liver tumors," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 38, pp.613-617, 1997.
- [9] S. Minohara, T. Kanai, M. Endo, et al., "Respiratory gated irradiation system for heavy-ion radiotherapy," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 47, pp.1097-1103, 2000.
- [10] Kenneth E. Rosenzweig, Joseph Hanley et al., "The deep inspiration breath-hold technique in the treatment of inoperable

- non-small-cell lung cancer," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 48, pp.81-87, 2000.
- [11] J. W. Wong, M. B. Sharpe, D. A. Jaffray, V. R. Kini, J. M. Robertson, J. S. Stromberg, A. A. Martinez, "The use of active breathing control(ABC) to reduce margin for breathing motion," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 44, no. 4, pp.911-919, 1999.
- [12] H. Shirato, S. Shimizu, T. Kunieda, K. Kitamura, M. van Herk, K. Kagei, T. Nishioka, S. Hashimoto, K. Fujita, H. Aoyama, K. Tsuchiya, K. Kubo, and K. Miyasaka, "Physical aspects of real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy [in process citation]," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 48, no. 4, pp.1187-1195, 2000.
- [13] H. D. Kubo, B. C. Hill, "Respiration gated radiotherapy treatment: A technical study," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, pp.83-91, 1996.