

동 팬텀과 초음파 센서를 이용한 호흡운동 조절 방사선치료 기술 개발

고려대학교 의과대학 방사선종양학교실, 국민건강보험공단 일산병원 방사선종양학과[†], 국립암센터 양성자센터[‡]

이 석 · 이상훈[†] · 신동호[‡] · 양대식 · 최명선 · 김철용

목적: 폐, 간 등의 상 복부에 위치한 종양의 방사선 조사 체적은 호흡에 의한 종양의 이동을 포함하기 때문에 방사선 조사 체적이 증가되어 방사선 독성 및 정상조직 선량이 증가하게 된다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 동 팬텀과 초음파센서를 이용하여 호흡운동에 의한 환자 체표면의 움직임을 획득하고, 획득한 데이터의 역 값을 이용해 환자침대를 조절해줄 수 있는 호흡운동 조절 방사선치료 기술을 개발하고자 한다.

대상 및 방법: 호흡운동에 의한 환자 체표면의 움직임을 평가하기 위해 제작한 팬텀은 조정기(BS II, 20 Mhz, 8K Byte), 센서(Ultra-Sonic, range 3~3 m), Computer (RS232C), Servo Motor (Torque 2.3 Kg) 등으로 구성하였고, 제어와 구동을 위한 획득-보정-분석 프로그램을 작성하였다. 최대 2 cm 범위 내에서 팬텀을 움직이게 하였고, 팬텀의 움직임과 보정이 순차적으로 일어나도록 프로그램하였으며, x, y, z가 연속적으로 움직이도록 구성하였다. 임의의 움직임 데이터(유격이 2 cm이 되도록 하여 3차원 데이터 형태)를 입력하여 동 팬텀을 조정하고, 동시에 팬텀 움직임을 초음파 센서를 이용하여 획득한 후, 두 데이터간의 비교, 분석을 시행하였다. 이후 쥐(Guinea-pig, about 500 g)를 이용하여 호흡운동에 의한 환자 체표면의 움직임을 획득한 후 획득한 데이터의 역 값으로 팬텀을 구동시킴으로써 실시간 호흡운동 조절 방사선치료 기술을 평가하였다.

결과: 팬텀 실험에서 3 차원 입력데이터에 대한 팬텀 보정 데이터간의 정확성을 시간에 대한 거리 값으로 비교한 결과 $\pm 1\%$ 이내의 정확성을 알 수 있었고, 이에 필요한 보정시간은 2.34×10^{-4} 초임을 알 수 있었다. 또한 동물 실험에서도 동일한 방법으로 시간에 대한 거리 그래프와 획득-보정간의 지연 시간 등을 분석한 결과 팬텀 데이터와 같은 결과를 얻을 수 있었다.

결론: 팬텀, 동물 실험 모두에서 시간에 대한 거리 값과 각각의 경우에 획득-보정간의 지연 시간을 분석한 결과 데이터 값은 $\pm 1\%$ 이내에서 일치하였으며, 데이터 획득-보정 지연 시간은 2.34×10^{-4} 초 이내 즉, 실시간으로 얻을 수 있어 새로운 호흡운동 조절 방사선치료 기술의 임상적응에의 가능성을 확인할 수 있었다.

핵심용어: 호흡운동조절 방사선치료 기술, 동 팬텀, 체표면 움직임, 초음파센서, 방사선치료

서 론

방사선치료 시 치료 사이(inter-fraction)와 치료 동안(intra-fraction)에 종양위치의 재현성은 치료계획 전 과정의 정확성을 향상시키는 데 중요한 역할을 하게 된다. 종양위치의 재현성에 영향을 주는 요소에는 해부학적 표지자의 일치, 치료 사이의 내부 장기 변화 그리고, 치료 동안의 내부 장기 움직임 등이 있다. 이중 내부 장기 움직임의 원인 중 하나가 호흡운동이다.^{1,2)} 폐, 간 등의 상 복부에 위치한 종양

의 방사선 조사 체적은 호흡운동에 의한 종양의 이동을 포함하기 때문에 조사 체적이 증가되어 방사선 독성 및 정상조직 선량이 증가하고, 환자 자세의 변화로 인해 종양의 정확한 위치 파악이 어렵다. 따라서 병소 부위의 정확한 위치 파악을 실시하여 대 선량을 표적에 집중적으로 투입할 수 있는 시스템이 요구된다. 치료 성과를 높이기 위해서는 환자 호흡운동으로 인한 장기의 움직임까지 최소화해야 되는데 그 이유는, 치료계획시의 표적과 실제 치료부위가 일치되지 않아서 병소 부위의 정확한 위치파악이 어렵게 되어 국소 제어에 실패하기 때문이다. 환자자세 오차가 크게 되면 치료계획용적은 임상종양용적에 비해 현저하게 커지고, 이로 인해 정상조직의 피폭량이 크게 늘어나므로 환자자세 오차와 호흡에 의한 움직임까지 고려하여 치료 계획용적을 결정하는 경우 정상조직의 부작용 가능성을

이 논문은 2004년 9월 13일 접수하여 2004년 12월 13일 채택되었음.
책임저자: 이 석, 고려대학교 의과대학 방사선종양학교실
Tel: 02)920-5519, Fax: 02)927-1419
E-mail: sukmp@hanmail.net

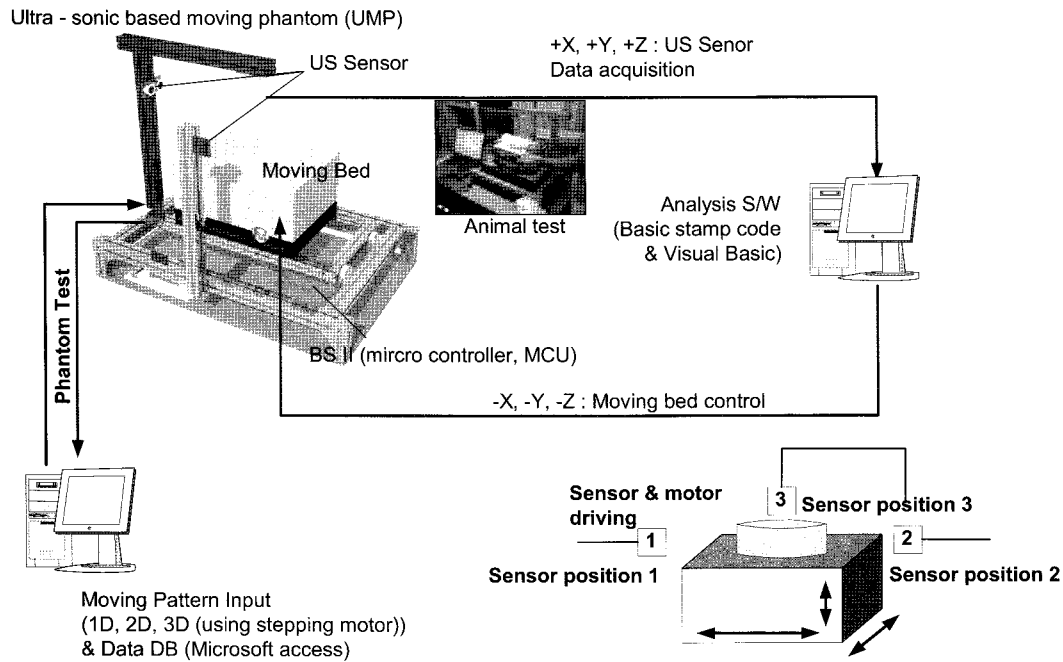


Fig. 1. A Schematic diagram of experimental process. The UMP (Ultra-sonic based moving phantom) system consists of an custom made motor-driven moving phantom for acquisition-correction of respiratory motion and a ultra-sonic sensor. Host computer (RS232C) connected with the BS II (Basic stamp code) tool is used to data analysis. (X: right-left, Y: superior-inferior, Z: anterior-posterior)

현저히 줄일 수 있다.³⁻⁷⁾

환자 호흡으로 인한 환자 체표면과 내부 장기의 움직임을 고려할 수 있는 호흡운동 조절 방사선치료 기술은 크게 호흡량을 데이터로 분석하여 사용하는 방법²⁰⁻²⁵⁾과 X-ray 영상에 기반을 두어 인위적인 표지자를 추적하거나²⁶⁻³¹⁾ 피부에 표지자를 추적하는 방법³²⁻³⁶⁾ 등이 있다. 이들 모두 고가의 별도 치료 장비를 구매해야 하고 특정 방사선 치료기에서만 작동되므로 범용성이 없어 국내 실정에 부적절하다 사료된다. 특히 호흡량을 분석하는 방법은 호흡을 인위적으로 조절해야 함으로 위험요소가 수반되므로 이를 배제하면서 효과적인 방법이 제시되어야 할 필요성이 있다고 하겠다.

본 연구에서는 동 팬텀과 초음파센서를 이용하여 환자 체표면의 움직임을 획득하고, 획득한 데이터의 역 값을 이용해 환자침대를 조절해줄 수 있는 호흡운동 조절 방사선치료 기술을 제시함으로써 범용성과 정확성 등을 고려한 국내실정에 적합한 호흡운동 조절 방사선치료 기술을 개발하고자 한다.

대상 및 방법

1. 실험과정

3차원 움직임을 획득, 보정하기 위해 모터(servo motor,

torque 2.3 Kg)와 초음파센서(Ultra-Sonic, range 3~3 m)를 이용하여 동 팬텀(moving phantom)을 제작하였다. 입력 데이터는 임의의 움직임 데이터(유격이 2 cm이 되도록 하여 3차원 형태의 데이터)를 입력하여 동 팬텀을 조정하고, 동시에 팬텀 움직임을 초음파 센서를 이용하여 획득한 후, 두 데이터간의 비교, 분석을 시행하였다. 데이터는 초당 40회의 초음파 데이터로 획득하였다. 획득한 데이터는 조정기(Basic stamp microcontroller II, 20 Mhz, 8K Byte)를 통해 제어되고, 제어된 데이터는 팬텀을 구동시키기 위한 구동 프로그램(Microsoft Visual Basic 6.0, Microsoft access)에 의해 구동된다. 이상과 같은 방법으로 팬텀 움직임의 획득 데이터와 보정 데이터를 데이터베이스화함으로써 동 팬텀의 정확성과 지연시간을 확인하였다. 이후 동일한 방법으로 쥐(Guinea-pig, about 500 g)를 이용하여 호흡운동에 의한 쥐의 체표면 움직임 데이터의 획득-보정 실험을 시행하였다(Fig. 1).

2. 동 팬텀(moving phantom) 제작

호흡운동에 의한 환자 체표면의 움직임을 평가하기 위해 제작한 팬텀은 조정기(BS II, 20 Mhz, 8K Byte), 센서(Ultra-Sonic, range 3~3 m), PC (RS232C), Servo Motor (Torque 2.3 Kg) 등으로 구성하였고, 제어와 구동을 위한

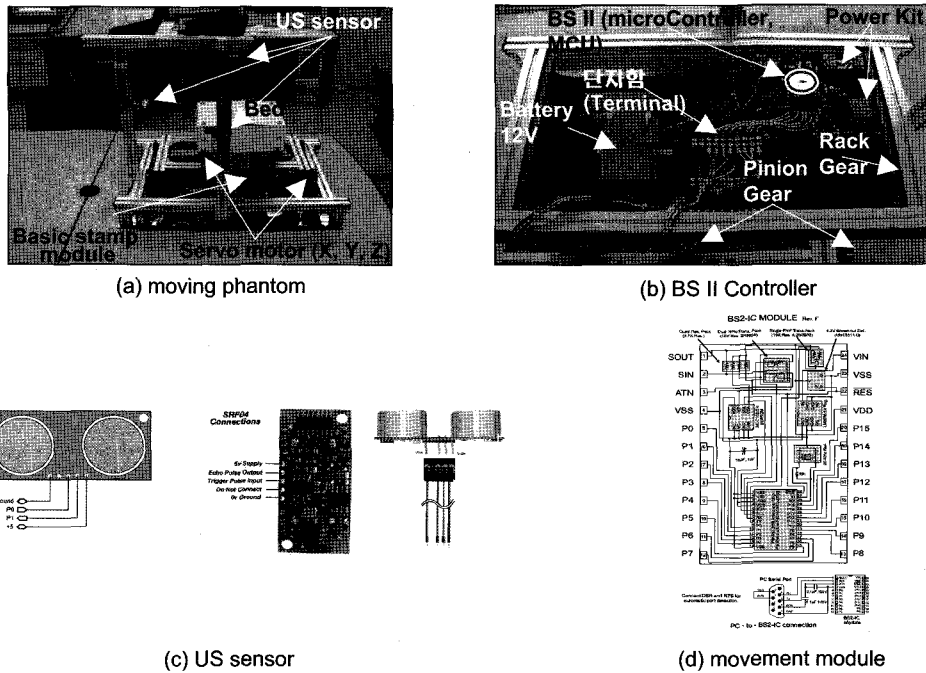


Fig. 2. The UMP system composed of a (A) moving phantom, (B) BS II controller, (C) US sensor, (D) movement module.

획득-보정-분석 프로그램(Microsoft Visual Basic 6.0, Microsoft Access)을 작성하였다(Fig. 2). 최대 2 cm 범위 내에서 팬텀을 움직이게 하였고, 팬텀의 움직임과 보정이 순차적으로 일어나도록 프로그래밍하였으며, x, y, z가 연속적으로 움직이도록 구성하였다. 정밀도 확보를 위해 servo motor를 사용하였고, rack & pinion의 기계구조를 사용하여 안정성을 확보하였으며, 센서부의 조정기와 팬텀 부분을 무선으로 연결하여 동팬텀이 자체적으로 움직일 수 있게 하였다.

1) 초음파 센서의 특징

초음파 센서로는 SRF04 Ultrasonic range finder(Parallax, USA)를 사용하였으며 40 kHz의 주파수와 3~3 m의 획득 영역을 갖는 초음파를 방출한다. 센서모듈은 음파를 방출하는 부분과 반사된 음파를 수신하는 부분으로 되어 있으며, 모듈로 10 μg의 트리거 입력이 전해지면 모듈로부터 8 cycle의 음파가 발생되고 목표물 표면에 부딪혀 반사된 음파는 모듈의 수신 부분에 감지되고 10 ms 후에 다시 트리거 입력을 센서모듈에 입력된다. 이와 같은 과정을 5회 반복하여 측정된 펄스의 평균값으로 목표물과 센서사이의 거리를 cm 및 인치단위로 환산하여 컴퓨터에 나타낸다.

2) 초음파센서 데이터 획득 프로그램

초음파센서 데이터를 획득하기 위해 Parallax사의 Basic stamp II microcontroller (MCU) 2.5를 사용하였다. 이는 Basic interpreter chip, internal memory (RAM and EEPROM),

5V regulator, I/O pins (TTL-level), commend sets 등으로 구성되어 있고 프로그래밍 언어로는 PBASIC을 사용하고 있다. MCU는 CPU와 단말장치와의 연결부분을 이루는 회로(machine interface)타입의 CPU (프로세서, I/O, 메모리)이다. 프로그램 내용은 센서데이터를 획득하기 위한 대기 시간, 물체의 중심을 자동으로 조정하는 부분, 데이터를 획득-보정하는 부분 등으로 작성하였다.

3) 팬텀 구동 프로그램

저장, 기록된 초음파 센서의 시간별 데이터를 비교하여 침대가 움직이기 전 데이터로 되돌아갈 때까지 초음파센서 데이터의 역 데이터로 침대를 움직인다. 팬텀 구동 프로그램 언어로는 팬텀 구동을 위해 Microsoft Visual Basic 6.0을 사용하였고, 데이터베이스를 위해서는 Microsoft Access를 사용하였다. 초음파센서 데이터 획득 프로그램으로부터 획득한 데이터를 역 데이터로 변환하여 팬텀을 구동시키는 부분을 작성하였고 이들 데이터는 획득-보정 데이터 형태로 DB 구축을 하였다. 프로그램 내용은 좌표값 결정, 획득 시간, 영역 이탈 모니터링, 좌표움직임 그래프, 획득-보정 데이터의 통계프로그램으로의 전달, 분석 및 데이터베이스 구축 등의 기능들로 작성하였다.

3. 동물 실험

팬텀실험과 동일한 방법으로 쥐(Guinea-pig, about 500 g)

의 호흡운동에 의한 체표면의 움직임은 획득-보정하였다 (Fig. 3). 쥐의 주기적인 호흡에 의한 체표면의 움직임 데이터를 얻고자 국부마취를 시킨 후 시행하였고, 데이터는 총 80초 동안 획득하였으며, 제어/구동 프로그램 상에서 획득-보정 데이터를 순차적으로 표시하도록 하였다. 데이터의 정확성과 지연시간을 평가하기 위해 시간에 대한 3축의 거리 변화 그래프와 지연시간 계산식을 이용하여 분석하였다.

결 과

1. 데이터 획득-보정 프로그램 및 획득-보정 지연시간

1) 센서 데이터 획득-보정 프로그램

데이터 획득-보정 프로그램은 체표면의 움직임 데이터(좌표값)를 실시간으로 확인할 수 있는 좌표값 표시 부분과 영

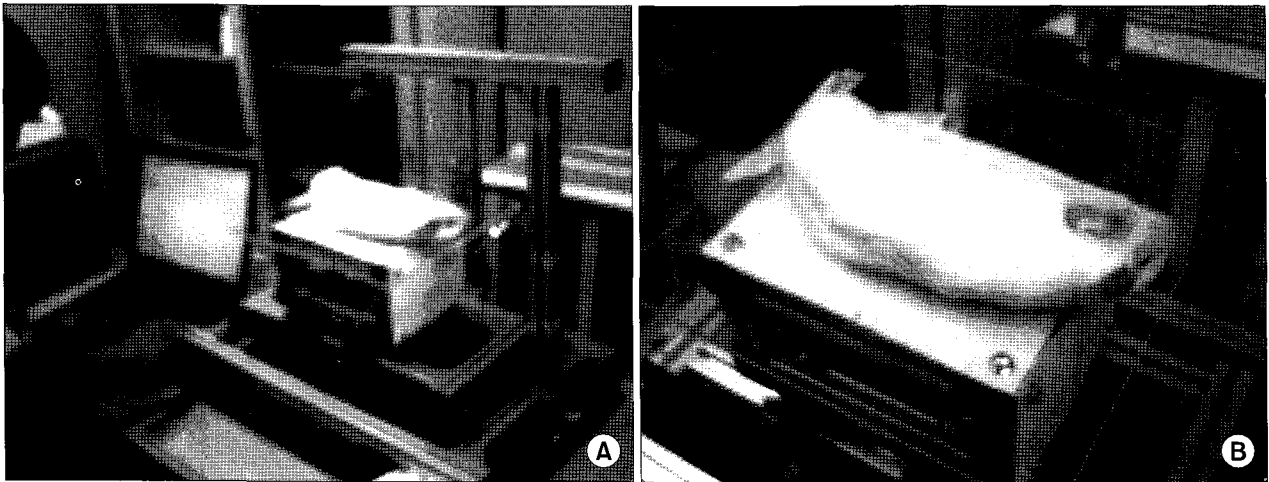


Fig. 3. It shows that respiratory motion were acquired by using guinea-pigs; (A) The experimental setup with the moving phantom and acquisition-correction-analysis program, (B) guinea-pig setup in plate.

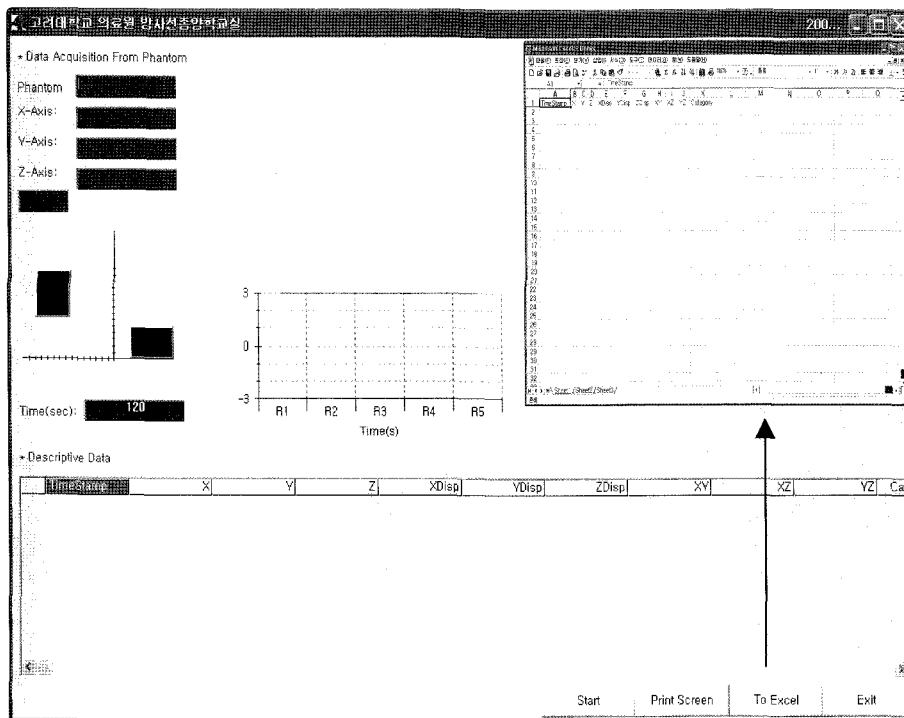


Fig. 4. It shows that acquisition-correction-analysis and DB program.

역 이탈 모니터링 창 부분 그리고, 초기값과의 차이를 평가할 수 있는 부분 등으로 작성하였다. 최종 데이터는 통계 프로그램(Microsoft Excel)을 통해 획득-보정 시 좌표값의 정확성과 지연시간을 평가할 수 있게 작성하였다(Fig. 4). 또한, 팬텀의 정도관리를 위한 팬텀실험이 가능하도록 작성하였다.

2) **센서 데이터 획득-보정 지연 시간 (acquisition-correction delay time)**

획득-보정 지연시간은 센서모듈이 음파를 방출-수신하는

시간과 조정기가 보정하는 시간(3축에 대해 두 번 반복과 순차적으로 보정하는데 걸리는 시간)의 합인 (1)식으로 계산할 수 있다. 지연시간은 2.34×10^{-4} 초이었다.

Minimum Delay Time=

$$(((10 \mu\text{g} + 10 \text{ ms}) \times 3) + (8 \mu\text{g} \times 3 \times 2)) \times 3 (*) \dots (1)$$

(10 μg : trigger pulse, 10 ms: time from end of echo to next trigger pulse, 3: X, Y, Z axis, 8 μg : sonic burst, 2: loop, 3(*): limitation that serial processing makes coefficient multiplier

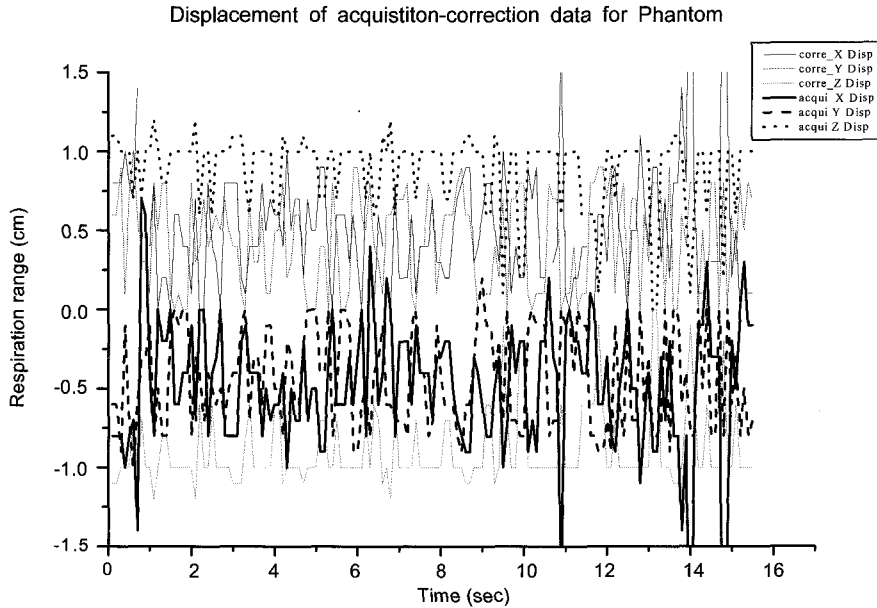


Fig. 5. Comparison of the displacement of acquisition-correction data of moving phantom. The thick lines represent the acquisition data (acqui_XDisp, acqui_YDisp, acqui_ZDisp) and the thin lines represent the correction data (corre_XDisp, corre_YDisp, corre_ZDisp) as the moving phantom is detected to be inside the normalized range.

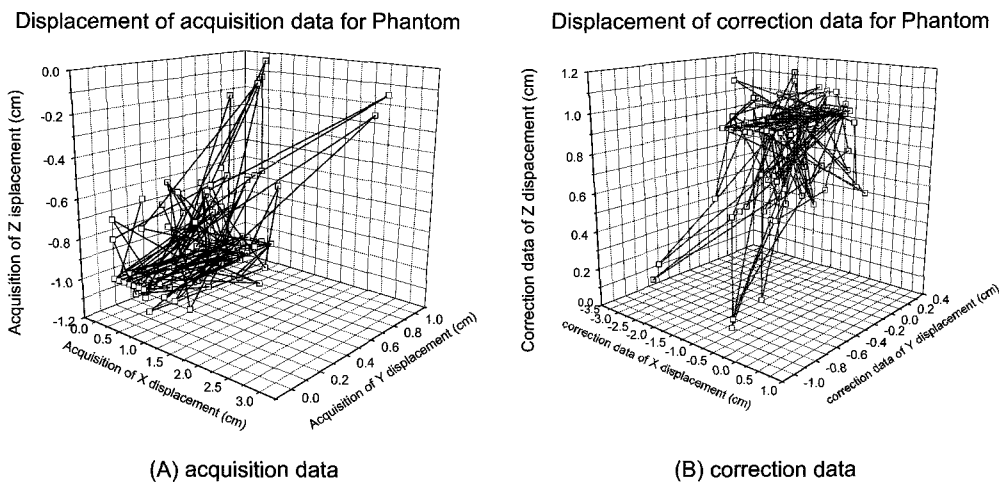


Fig. 6. The 3D trajectory of the moving phantom. The pattern was similar to that acquisition and reverse-correction data; (A) acquisition data, (B) correction data.

delay for the correction of last axis)

2. 팬텀실험

팬텀실험에서 3차원 입력데이터에 대한 팬텀 보정 데이터 간의 정확성을 시간에 대한 거리 값으로 비교한 결과 각 방향별(X: 좌우(right-left, lateral), Y: 상하(superior- inferior,

SI), Z: 전후(anterior-posterior, AP))로 획득-보정 데이터가 일대일 대응되는 것을 알 수 있었다(Fig. 5). 호흡에 의한 예상 움직임을 2 cm 유격으로 하였고, 데이터 획득-보정 데이터는 각 20회, 총 40회 데이터를 얻었다. 그리고 팬텀 데이터를 3차원 공간상에 표시하여 방향별 움직임 추세를 시각적으로 평가할 수 있도록 작성하였다(Fig. 6).

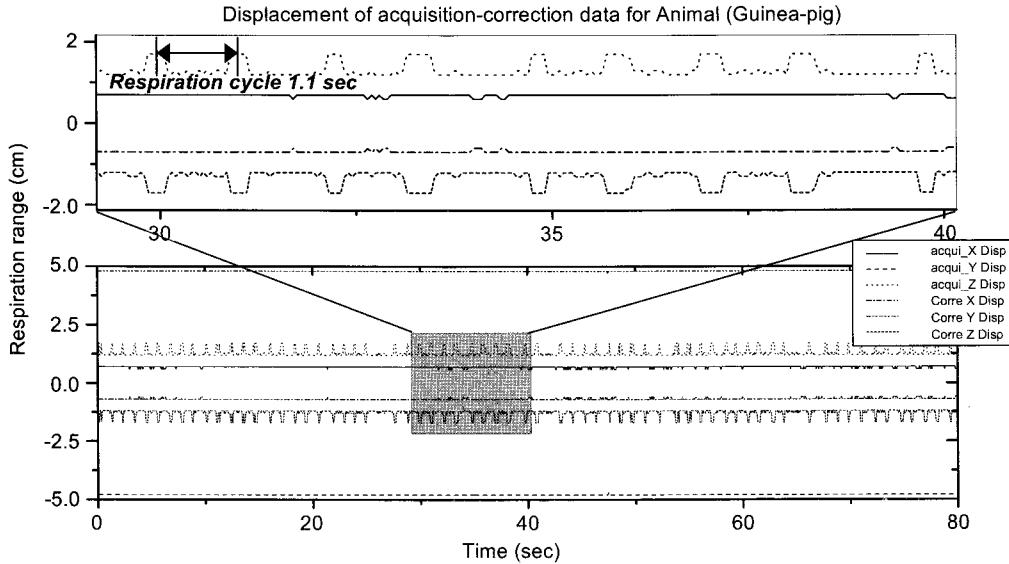


Fig. 7. The time signal of the respiratory motion of guinea-pigs, it had a regular respiration pattern (CC direction). The lines represent the acquisition data (acqui_XDisp, acqui_YDisp, acqui_ZDisp) and correction data (corre_XDisp, corre_YDisp, corre_ZDisp). The dot line represents respiratory motion with a period of 1.1 s.

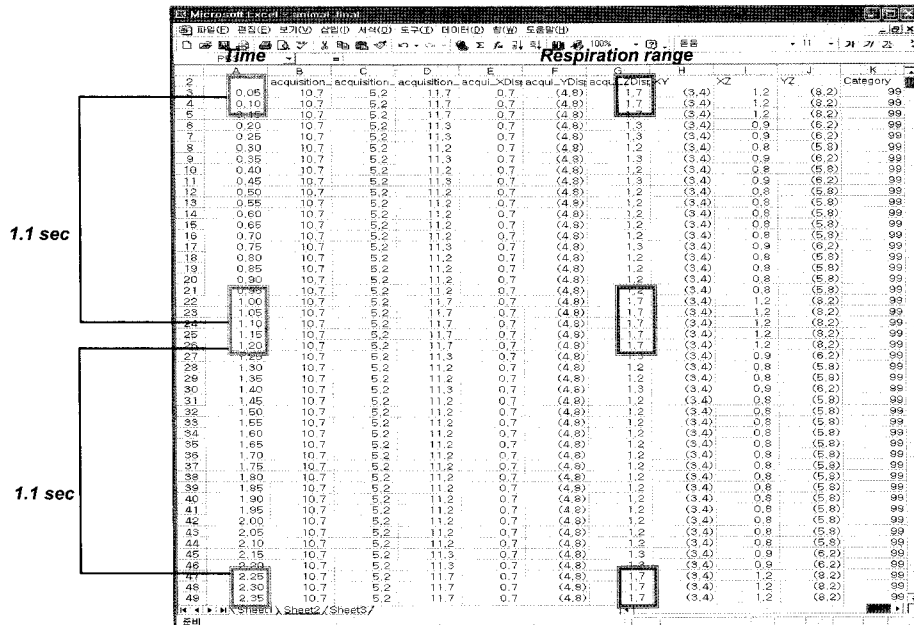


Fig. 8. The time signal of the respiratory motion of guinea-pigs, it had a regular respiration pattern (CC direction). It shows that respiratory motion with a period of 1.1 s.

3. 동물실험

쥐의 호흡운동에 의한 체표면의 움직임 획득 데이터와 획득 데이터의 역 값으로 만든 보정 데이터의 변화를 시간에 대한 변위 그래프와 표로 나타내었다(Fig. 7, 8). 획득-보정 데이터는 총 80초 동안 획득하였고, 차이를 보여주기 위해 30~40초 데이터를 확대해서 나타내었다. 획득 데이터는 좌우, 상하 방향의 움직임은 거의 없었고, 전후 방향의 움직임은 최대 5 mm 움직였으며, 1.1초 주기의 호흡주기를 알 수 있었다. 획득-보정 데이터간의 정확성을 시간에 대한 거리 값으로 비교한 결과 각 방향별로 $\pm 1\%$ 이내의 정확성을 가지면서 일대일 대응되는 것을 알 수 있었다. 그리고 획득-보정 지연시간은 (1)식에 의해 2.34×10^{-4} 초임을 알 수 있었다.

고안 및 결론

호흡운동 조절 방사선치료 기술에는 호흡조절 기술(respiration gating technique)^{8~19)}, 호흡을 인위적으로 조절해주거나^{20~23)} spirometer를 이용하여 폐 용적 변화를 측정하여 조절해주는 기술^{24,25)} (breath hold or active breathing control technique) 및 종양추적시스템(tumor tracking system) 등이 있다. 종양추적시스템에는 흉부위에 인위적 표지자를 위치시킨 후 이를 CCD 카메라로 영상정보를 획득하여 상복부 피부의 움직임을 측정하는 방법^{26~31)}과 몸속에 표지자를 삽입하여 투시영상을 이용하여 추적하는 방법^{32~36)} 등이 있다.

호흡운동에 의한 내부 장기의 움직임에 대한 연구는 Tsukaba Univ. (Japan, 1992)에서 호흡 보정장치를 기 개발하여 이용 중이고, UCSF (USA, 1996)에서 호흡운동 보정장치를 개발하였으며, William Beaumont Hospital (USA, 1998)에서 호흡 운동 보정장치인 ABC (active breathing control system) 제품을 상용화하여 사용하고 있다. 이는 3차원 입체조형방사선치료가 호흡으로 인한 종양의 움직임을 적절하게 반영하지 못하는 반면, 호흡조절 방사선치료는 호흡을 조절함으로써 종양의 움직임을 최소화하여 방사선 치료계획 시 불필요한 방사선조사면 여유분을 줄일 수 있고, 이로 인해 주변 정상조직의 방사선 독성으로 인한 제한을 극복할 수 있다는 점에서 이에 대한 연구들이 활발히 진행되고 있다.^{37~39)} 그러나, 현재 호흡운동 조절 방사선치료에 사용되고 있는 ABC 제품은 호흡을 인위적으로 조절해 주어야 하고, 기계의 주요 작동장치에 접촉되는 고가의 별도 치료 장치를 구매해야 하는 단점이 있고, 또한 특정

제품에만 한정되므로 범용성이 없다. 이는 다수의 환자를 치료하는 기관에서는 치료시간이 증가하여 적절치 않은 것으로 생각된다. 따라서 환자 호흡에 따른 장기의 움직임으로 인한 치료부위의 이동을 적절히 보상하는 개선된 방사선 치료방법을 개발함에 있어서 국내 현실에 적합한 즉, 기존의 방사선 치료기에 널리 적용될 수 있는 범용시스템의 연구개발이 절실히 요구된다.

본 연구에서는 동 팬텀과 초음파센서를 이용하여 환자 체표면의 움직임을 획득하고, 획득한 데이터의 역 값을 이용해 환자침대를 조절해줄 수 있는 호흡운동 조절 기술을 개발함으로써 팬텀, 동물 실험에 대한 시간에 대한 거리 값과 각각의 경우에 획득-보정간의 지연 시간을 분석한 결과 데이터 값은 $\pm 1\%$ 이내에서 일치하였으며, 데이터 획득-보정 지연 시간은 2.34×10^{-4} 초 즉, 실시간으로 얻을 수 있어 새로운 호흡운동조절기술의 임상적용에의 가능성을 확인할 수 있었다.

본 연구에서 개발한 시스템의 중점은 실시간 보정이 가능한가에 달려 있다. 이를 위해서는 획득-보정에 소요되는 시간을 최대한 줄일 수 있는 추가 연구가 요구된다. 제어/구동 시스템에서 획득-보정 지연시간을 줄일 수 있는 방법에는 몇 가지 방법이 있다. 먼저 현 시스템의 과정은 하나의 주 MCU에 의해 3축이 순차적으로 움직일 수 있도록 제작되어 있어 지연시간이 세 배로 늘어나게 된다. 그러므로 이를 해결하기 위해서는 각 축마다 MCU를 설치하여 동시에 움직일 수 있도록 시스템을 구성(parallel processing)할 필요가 있다. 두 번째로 획득-보정 데이터를 분리해서 조절할 수 있는 시스템(separated driving system)이 필요하다. 마지막으로 프로그램상의 획득-보정 시간이 실제 움직이는 물체의 지연시간보다 빨라야 한다(hysteresis). 그렇지 않으면 보정 시 획득 데이터의 손실을 가져오게 된다. 이에는 획득-보정 데이터의 표시와 데이터베이스 등을 위한 시간들이 포함된다. 그리고 움직이는 물체의 움직임을 획득한 후 보정할 때 프로그램상의 결과 값이 동 침대를 동시에 움직일 수 있게 하여야 하는데 동침대의 rack and pinion gear의 제작 상 제한으로 이를 어렵게 만들 수 있다. 본 연구에서는 5 mm 간격으로 제작하여 그 이하의 움직임은 보정하기가 불가능하다. 따라서 간격을 최대한 줄일 수 있는 기술과 향후 선형가속기와의 충돌문제를 고려하기 위해서 작게 만들 필요가 있다. 또한 동 데이터를 획득하는 데 무엇보다 중요한 것은 센서이다. 초음파 센서가 가지고 있는 고유의 제한점들을 해결하기 위해서는 자기센서나 적외선 센서 등의 센서 연구가 필요할 것이라 생각된다.

향후 선량학적 연구와 임상평가 항목 설정 등의 임상연구를 추가한다면 임상에 적용할 수 있을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Vedam SS, Kini VR, Keall PJ, et al. Quantifying the predictability of diaphragm motion during respiration with a noninvasive external marker. *Med Phys* 2003;30(4):505-513
2. Henkelman RM, Mah K. How important is breathing in radiation therapy of the thorax? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1982;2005-2010
3. Rardall KT, James MB, Lon HM, 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* 1997;38(3):613-617
4. Balter JM, Ten Heken RK, Lam KL. Assessment of margins for ventilatory motion. *Med Phys* 1994;21:913-920
5. Antolak JA, Rosen II. Planning target volumes for radiotherapy: how much margin is needed? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44(5):1165-1170
6. Indra JD, Rachele ML, Benjamin M, et al. Efficacy of a belly board device with CT-simulation in reducing small bowel volume within pelvic irradiation fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;39:67-76
7. Stroom JC, Koper PC, Korevaar GA, et al. Internal organ motion in prostate cancer patients treated in prone and supine treatment position. *Radiotherapy and Oncology* 1999; 51(3):237-248
8. Ritchie CJ, Hsieh J, Gard MF, et al. Predictive respiratory gating: A new method to reduce motion artifacts on CT scans. *Radiology* 1994;190:847-852
9. Mori M, Murata K, Takahashi M, et al. Accurate contiguous sections without breath-holding on chest CT: value of respiratory gating and ultrafast CT *Am J Roentgenol* 1994;162: 1057-1062
10. Kubo HD, Hill BC. Respiration gated radiotherapy treatment: A technical study. *Phys Med Biol* 1996;41:83-91
11. Tada T, Minakuchi K, Fujioka T, et al. Lung cancer: intermittent irradiation synchronized with respiratory motion result of a pilot study. *Radiology* 1998;207:779-783
12. Ramsey CR, Scaperoth D, Arwood D, et al. Clinical efficacy of respiratory gated conformal radiation therapy. *Med Dosim* 1999;24:115-119
13. Vedam SS, Keall PJ, Kini V, et al. Determining parameters for respiration gated radiotherapy. *Med Phys* 2001;28: 2139-2146
14. Kim DJ, Murray BR, Halperin R, et al. Held-breath self-gating technique for radiotherapy of non-small cell lung cancer: A feasibility study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;49:43-49
15. Kubo HD, Wang L. Introduction of audio gating to further reduce organ motion in breathing synchronized radiotherapy. *Med Phys* 2002;29:345-350
16. Lee S, Seong JS, Kim YB, et al. Use of respiratory motion reduction device (RRD) in treatment of hepatoma. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 2001;19(4):319-326
17. Chu SS, Cho KH, Lee CG, et al. Development of conformal radiotherapy with respiratory gate device. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 2002;20(1):41-52
18. Jiang SB, Pope C, Jarrah K M Al, et al. An experimental investigation on intra-fractional organ motion effects in lung IMRT treatments. *Phys Med Biol* 2003;48:1773-1784
19. Suh Y, Yi B, Ahn S, et al. Aperture maneuver with compelled breath (AMC) for moving tumors: A feasibility study with a moving phantom. *Med Phys* 2004;31(4):760-766
20. Hanley J, Debois MM, Mah D, et al. Deep inspiration breath-hold technique for lung tumors: The potential value of target immobilization reduced lung density in dose calculation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:603-611
21. Balter JM, Lam KL, McGinn CJ, et al. Improvement of CT-based treatment planning models of abdominal targets using static exhale imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41:939-943
22. Kubo HD, Len PM, Minohara S, et al. Breathing synchronized radiotherapy program at the university of California davis cancer center. *Med Phys* 2000;27:346-353
23. Mah D, Hanley J, Rosenzweig KE, et al. Technical aspects of the deep inspiration breath-hold technique in the treatment of thoracic cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:1175-1185
24. Wong JW, Sharpe MB, Jaffray DA, et al. The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:911-919
25. Dawson LA, Broch KK, Kazanjian S, et al. The reproducibility of organ position using active breathing control (ABC) during liver radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51:1410-1421
26. Mageras GS, Yorke E, Rosenzweig K, et al. Fluoroscopic evaluation of diaphragmatic motion reduction with a respiratory gated radiotherapy system. *J Appl Clin Med Phys* 2001;2:191-200
27. Wagman R, Yorke E, Ford E, et al. Respiratory gating for liver tumors: Use in dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:659-668
28. Nehmeh SA, Eridi YE, Ling CC, et al. Effect of respiratory gating on reducing lung motion artifacts in PET imaging of lung cancer. *Med Phys* 2002;29:366-371
29. Hugo GD, Agazaryan N, Solberg TD. An evaluation of gating window size, delivery method and composite field dosimetry of respiratory-gated IMRT. *Med Phys* 2002;29:2517-2525
30. Ozhasoglu C, Murphy MJ. Issues in respiratory motion compensation during external beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:1389-1399
31. Suh Y, Yi B, Sin SA, et al. A feasibility study on the prediction of the target in the lung from the skin motion-animal study. *Korean J Med Phys* 2002;13:163-168
32. Shimizu S, Shirato H, Ogura S, et al. Detecting of lung tumor movement in real-time tumor-tracking radiotherapy. *Int*

- J Radiat Oncol Biol Phys 2001;51:304-310
33. Shirato H, Shimizu S, Kunieda T, et al. Physical aspects of a real-time tumor tracking system for gated radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2000;48:1187-1195
 34. Harada T, Shirato H, Ogura S, et al. Real-time tumor tracking radiation therapy for lung carcinoma by the aid of insertion of a gold marker using bronchofiberscopy. Cancer 2002;95:1720-1727
 35. Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, et al. Precise and real-time measurements of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2002;53:822-833
 36. Shirato H, Shimizu S, Kitamura K, et al. Four dimensional treatment planning and fluoroscopic real-time tumor tracking radiotherapy for moving tumor. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2000;48:435-442
 37. Keall PJ, Kini V, Vedam SS, et al. Motion adaptive X-ray therapy: A feasibility study. Phys Med Biol 2001;46:1-10
 38. Kubo HD, Hill BC. Respiration gated radiotherapy treatment: a technical study. Phys Med Biol 1996;41:83-91
 39. Ohara K, Okumura T, Akisada T, et al. Irradiation synchronized with respiration gate. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1989;17:853-857

Abstract

Development of Respiration Gating RT Technique using Moving Phantom and Ultrasound Sensor: a feasibility study

Suk Lee, Ph.D., Sang Hoon Lee, M.S.[†], Dongho Shin, Ph.D.[†],
Dae Sik Yang, M.D., Myung Sun Choi, M.D. and Chul Yong Kim, M.D.

Department of Radiation Oncology, Korea University Medical Center, Seoul,

[†]Department of Radiation Oncology, Ilsan Hospital,

[‡]Center for Proton Therapy, National Cancer Center, Gyeonggi-do, Korea

Purpose: In radiotherapy of tumors in liver, enough planning target volume (PTV) margins are necessary to compensate breathing-related movement of tumor volumes. To overcome the problems, this study aims to obtain patients' body movements by using a moving phantom and an ultrasonic sensor, and to develop respiration gating techniques that can adjust patients' beds by using reversed values of the data obtained.

Materials and Methods: The phantom made to measure patients' body movements is composed of a microprocessor (BS II, 20 MHz, 8K Byte), a sensor (Ultra-Sonic, range 3~3 m), host computer (RS232C) and stepping motor (torque 2.3 Kg) etc., and the program to control and operate it was developed. The program allows the phantom to move within the maximum range of 2 cm, its movements and corrections to take place in order, and x, y and z to move successively. After the moving phantom was adjusted by entering random movement data (three dimensional data form with distance of 2 cm), and the phantom movements were acquired using the ultra sonic sensor, the two data were compared and analyzed. And then, after the movements by respiration were acquired by using guinea pigs, the real-time respiration gating techniques were drawn by operating the phantom with the reversed values of the data.

Results: The result of analyzing the acquisition-correction delay time for the three types of data values and about each value separately shows that the data values coincided with one another within 1% and that the acquisition-correction delay time was obtained real-time (2.34×10^{-4} sec).

Conclusion: This study successfully confirms the clinic application possibility of respiration gating techniques by using a moving phantom and an ultrasonic sensor. With ongoing development of additional analysis system, which can be used in real-time set-up reproducibility analysis, it may be beneficially used in radiotherapy of moving tumors.

Key Words: Respiration gating radiation therapy technique, Moving phantom, Patient' body movement, Ultra-sonic sensor, Radiotherapy