

## U-Health 환경에서 RFID Tag를 이용한

### 결손조직보상체 모델링

<sup>1</sup>최오훈,<sup>2</sup>김영범,<sup>1</sup>임정은,<sup>3</sup>나홍석,<sup>1</sup>백두권

<sup>1</sup>고려대학교 정보통신대학 컴퓨터학과

<sup>2</sup>고려대학교 의료원

<sup>3</sup>한국디지털대학교 디지털정보학과

(pens,highdol,jelim,dkbaik}@korea.ac.kr, hnsa99@kdu.edu

#### Modeling of compensator fabrication for missing tissue using RFID Tag in U-Health

<sup>1</sup>O-Hoon Choi, <sup>2</sup>Young-Bum Kim, <sup>1</sup>Jung-Eun Lim, <sup>3</sup>Hong-Seok Na

<sup>1</sup>Dept. of Computer Science & Engineering, Korea University

<sup>2</sup>Korea University Medical Center

<sup>3</sup>Department of Computer and Information Science, Korea Digital University

#### 요 약

U-Health에 대한 연구는 환자, 의료장비에 대한 위치 추적을 통한 의료업무 지원관리 분야로 집중되고 있다. 본 논문에서는 RFID Tag를 의료 측정에 적용한다. 즉, RFID Tag를 이용하여 방사선치료에서 사용되는 결손조직 보상체의 체표 윤곽을 모델링하는 방법을 제안한다. 기존의 모델링 방법은 환자의 체표 윤곽을 컴퓨터단층촬영이나 자기공명촬영을 사용한 의료영상을 이용해왔다. 이러한 방법은 고가의 비용이 소요되고 방사선치료에 따른 체표윤곽의 변화에 대응하지 못한다. 본 연구에서는 U-Health에서 기본적으로 사용하는 RFID Tag를 환자의 체표윤곽에 고정하여 3차원 위치정보를 획득한다. 체표윤곽에 위치한 RFID의 상대적 위치를 통해 결손조직 보상체를 제작하고 이의 유용성 평가를 위해 기하학적, 선량학적 평가를 수행하였다.

#### 1. 서 론

U-Health는 환자의 병력관리 및 위치추적, 의료장비 관리와 의료 업무 지원을 위하여 환자카드 및 의료장비에 RFID Tag를 적용한 시스템 구축 등이 주된 연구분야이다. 그러나 의료 측정에 상용되는 기존의 센서들을 RFID Tag로 대체하여 적용하는 연구는 많이 이루어지지 않고 있다. 본 논문에서는 RFID tag를 의료 측정에 적용한다. 즉, RFID Tag를 이용하여 방사선치료에서 사용되는 결손조직 보상체의 체표 윤곽을 모델링 하는 방법을 제안한다. 방사선치료에서 정상조직에 부작용 없이 병소 부위의 국소조절효과를 최대화하는 것이다. 결손조직 보상체는 방사선치료시 수술로 인한 조직의 결손이나 환자몸의 두께차에 의한 체표면의 굴곡과 경사를 보상하기에 적합한 기구로서[1][2] 조직결손과 조직의 불균질성으로 인해 피부에 과다한 선량이 조사되는 것을 보상하면서 동시에 종양조직에는 균등한 선량을 줄 수 있는 기구이다.[3] 결손조직 보상체를 제작하기 위해서는 컴퓨터단층촬영이나 자기공명촬영을 통해 획득한 체표 윤곽 영상을 이용하거나 레이저를 이용하는 방법, 카메라를 이용하는 방법, 그리고 직접 환자의 체표 윤곽에 납 줄 등의 기구를 대고 측정하는 방법 등이 있다.[4]

본 연구에서는 U-Health에서 기본적으로 사용하는 RFID Tag를 환자의 체표 윤곽에 고정하여 3차원 위치 정보를 획득하는 방법을 제안한다. 컴퓨터 단층촬영 영상이나 레이저를 이용한 방법은 고가의 장비로 인한 고비용발생과 방사선 치료로 인한 체표 윤곽의 급격한 변화에 적절히 대응하지 못하는 단점이 있다. 따라서 본

연구에서는 위 문제점들을 극복하면서 제작상의 편리성과 시간단축 및 정확하게 임상적용 가능성을 확인할 수 있는 RFID Tag를 이용하는 방법을 사용한다. RFID Tag의 상대적 위치 정보는 일정한 간격으로 위치한 고정 RFID 리더기에 반응하는 RFID Tag의 반응 시간차를 통하여 획득한다. 무선 인식을 위한 통신 주파수 대역은 13.56MHz를 사용하였으며, 리더와 태그의 인식거리는 50cm범위에서 측정가능하게 하였다.

#### 2. 관련연구

##### 2.1 위치 인식 기술

거리 측정방식은 여러 개의 기준점으로부터 거리를 측정하여 물체의 위치를 계산한다. 2차원으로 물체의 위치를 계산하려면 동일 직선상에 있지 않은 세 점으로부터 거리를 측정해야 한다. 그리고 3차원 위치를 계산하려면 동일 직선상에 있지 않은 네 점으로부터 거리를 측정해야 한다. 거리를 측정하기 위한 방식은 일반적으로 세 가지로 구분되는데, 첫번째는 직접 거리를 측정하는 방식으로 이 방식은 단순하지만 물리적으로 이동하면서 측정해야 하므로 물리적인 이동을 자동적으로 조정하기가 어렵다. 두번째는 물체와 임의지점까지 정해진 속도로 이동하는 데 걸리는 시간을 측정함으로써 물체와 임의지점간 거리를 측정할 수 있다[5][6]. 세번째는 거리가 멀어짐에 따라 신호의 세기가 감소하는 원리를 이용하여 거리를 측정할 수 있다. 이 때 원래 신호에 대해 상대적으로 세기가 감소하는 것을 감쇄라고 한다. 따라서 감쇄

와 거리간 상관함수가 주어지면, 임의지점에서의 신호세기 측정함으로써 물체와 임의지점까지의 거리를 계산할 수 있다. 각도 측정방식은 거리 측정방식과 유사하나 물체의 위치를 계산하는데 거리 대신 각도를 이용한다. 2차원 각도 측정을 위해서는 두 개의 각도와 기준점 간 거리가 필요하다. 3차원 각도 측정에서는 두 개의 각도와 기준점간 거리뿐만 아니라 방위도 필요하다. 장면 분석 위치 인식 기술은 특정 지점에서 관측된 장면의 특성을 이용한다. 이 때 관측된 장면은 표현하고 비교하기 용이한 특성을 얻을 수 있도록 간략화 한다. 정적 장면 분석법에서는 미리 관측된 데이터 테이블이 물체의 위치와 매핑되어 있어 관측된 특성을 데이터 테이블에서 검색하면 물체의 위치를 찾을 수 있다. 차등 장면 분석법은 위치를 예측하기 위해 연속적인 장면 간 차이를 추적하고 장면의 차이가 물체의 움직임에 해당한다.

2.2 RFID Tag를 이용한 상대적 위치 측정

실내와 같은 3차원 공간에 불규칙적으로 존재하는 RFID 태그를 장착한 물체들은 RFID 리더기에 반응하여 자신의 ID를 확인하게 된다. 본 논문에서는 그림 1과 같이 4개의 리더기를 사용하여 각 RFID 태그의 응답시간을 획득한다. 각각의 RFID 리더기는 각기 다른 RFID 리더기에 반응하며 그 반응시간을 3차원위치측량방법을 사용하여 상대적인 거리를 계산한다. RFID를 이용한 3차원 위치 측정은 복수개의 RFID 태그를 일정한 간격으로 배치한다. 3차원위치측량방법은 3요소가 필요하다.

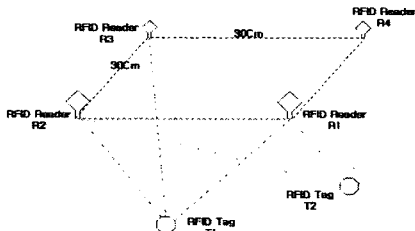


그림 1 복수개의 RFID Tag 인식

- RFID Tag 응답시간(RT<sub>n</sub>) 각각의 RFID 리더를 통해 검출된 RFID tag의 응답시간을 ms(10<sup>-3</sup>초)단위로 측정한다.
- RFID Tag 거리계산(TD<sub>n</sub>) ms단위로 측정된 RFID Tag의 응답시간을 이용하여 각각의 RFID 리더기와 태그 간의 직선거리를 계산한다. RFID의 전파 속도가 빠르기 때문에 절대적인 거리를 계산하지 않고 각 리더간 반응속도에 따른 거리차이만을 이용한다.

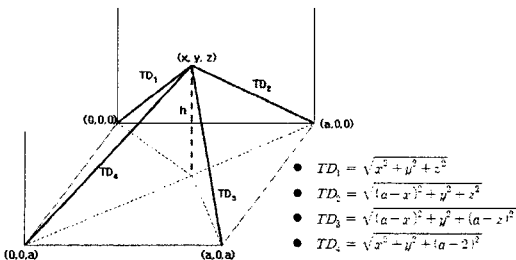


그림 2 3차원 좌표평면을 이용한 위치공식

- RFID Tag 3차원위치계산 (x,y,z) 3개 이상의 리더기에서 측정된 TD<sub>n</sub>을 연산하여 RFID Tag의 위치를 계산한다. 그림2는 3차원위치계산에 필요한 공식을 나타낸다. 구해진 RFID Tag의 (x, y, z) 통하여 결손조직 보상체를 제작을 위한 모델링이 가능하다.

3. 결손조직 보상체 모델링

3.1 체표면 윤곽 정보 측정

본 논문에서는 13.56MHz RFID 리더기를 통해 Humanoid Cranial Phantom의 표면에 위치한 RFID Tag를 인식한다. 각각의 리더기를 통해 인식된 ID는 그림2의 3차원위치계산에 의하여 3차원 좌표로 모델링된다. 그림3은 X레이 장비인 Gentry 위에 설치된 RFID 리더기를 통하여 Tag를 인식한다.



그림 3 Gentry위에서의 위치측정

획득한 3차원 좌표를 통하여 체표면 동일한 높이의 영역정보를 얻었다. 표 1에서 X축은 팬텀의 가로축을 나타내며 치료중심축을 0 cm으로 하여 좌측으로 4.5 cm, 우측으로 5 cm, 총 9.5 cm의 범위를 나타내고, Y축은 팬텀의 세로축으로 상측으로 5 cm, 하측으로 3.5 cm, 총 8.5 cm 범위를 나타낸다. 두경부의 방사선치료 시 범위는 상악동암을 모델로 하였으며 치료범위는 상악동을 포함하여 7 cm × 6.5 cm으로 가정하였으나 치료범위를 충분히 포함시키기 위하여 가로축으로 2.5 cm, 세로축으로 2 cm씩의 범위를 더 포함하여 총 9.5 cm × 8.5 cm의 체표면 적 깊이정보를 0.5 cm 간격으로 얻었다. 이렇게 얻은 깊이정보를 이용하여 표 1의 색으로 구분된 체표면 윤곽지도를 작성하였으며, 작성된 체표면 윤곽지도를 역 데이터로 변환하여 결손조직보상체를 제작하였다.

표 1 표면 윤곽선에 대한 영역 정보

		X-axis(cm)																					
Y-axis	9.5	-4.5	-4.0	-3.5	-3.0	-2.5	-2.0	-1.5	-1.0	-0.5	0.0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0		
	9.0	2.1	3.8	5.7	7.7	9.5	11.0	12.3	13.5	14.5	15.3	16.0	16.5	17.0	17.5	18.0	18.5	19.0	19.5	20.0	20.5	21.0	
	8.5	1.8	3.5	5.7	7.1	8.2	9.0	9.4	9.7	9.9	10.0	10.1	10.2	10.2	10.2	10.2	10.2	10.2	10.2	10.2	10.2	10.2	10.2
	8.0	2.0	4.0	6.6	7.8	8.3	8.7	9.1	9.4	9.6	9.7	9.8	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	7.5	2.3	4.2	6.3	7.4	8.3	8.7	9.1	9.3	9.5	9.6	9.8	9.9	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	7.0	2.7	4.4	6.5	7.5	8.2	8.6	9.1	9.3	9.4	9.5	9.7	9.8	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	6.5	2.5	4.5	6.3	7.3	8.0	8.5	8.8	9.0	9.1	9.2	9.3	9.4	9.7	9.8	9.9	9.9	9.9	9.9	9.9	9.9	9.9	9.9
	6.0	2.3	4.9	6.5	7.5	7.9	8.5	8.8	8.9	9.0	9.0	9.2	9.2	9.5	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	5.5	1.8	1.4	4.0	6.6	7.0	7.8	8.3	8.5	8.8	9.0	9.3	9.4	9.8	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	5.0	1.0	2.1	3.8	6.1	7.4	7.7	8.2	8.5	8.7	8.9	9.0	9.2	9.4	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	4.5	0.5	3.2	5.0	6.3	7.0	7.8	8.3	8.6	8.8	9.1	9.3	9.6	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	4.0	0.2	2.3	4.3	6.1	7.0	7.8	8.2	8.6	8.8	9.3	9.5	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	3.5	-0.4	2.4	4.3	6.2	7.0	7.8	8.1	8.5	8.8	9.0	9.4	9.5	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	3.0	-1.4	2.0	3.8	6.1	6.7	7.5	7.9	8.3	8.5	8.8	9.4	9.6	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	2.5	-1.4	3.7	5.9	6.7	7.3	7.8	8.1	8.2	8.7	8.8	9.3	9.5	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	2.0	-2.4	3.9	5.5	6.3	7.2	7.6	8.1	8.5	8.6	9.2	9.5	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	1.5	-2.7	3.1	4.7	6.1	7.1	7.6	8.1	8.5	8.7	9.3	9.6	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	1.0	-3.4	0.0	2.8	4.9	6.0	6.8	7.2	7.8	8.3	8.6	9.2	9.5	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
	0.5	-3.4	0.0	1.5	3.8	5.2	6.4	7.1	7.8	8.3	8.7	9.1	9.5	9.8	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0

### 3.2 결손조직 보상체의 설계

표 1에 기초하여 5 mm 간격으로 체표면 윤곽을 획득하였다. 각 단면에서 얻은 윤곽정보를 이용하여 두께보정을 위한 체표면 윤곽지도를 작성하였다. (그림4) 체표면 윤곽지도에서 두께는 보정하고자 하는 환자의 체표면 윤곽의 깊이(depth)를 나타내며 상악동의 경우, 가장 두께가 두꺼운 정중면의 코 부위와 측면부위의 두께차이는 8 cm으로 남의 두께비를 적용할 수 있도록 설계하였다.

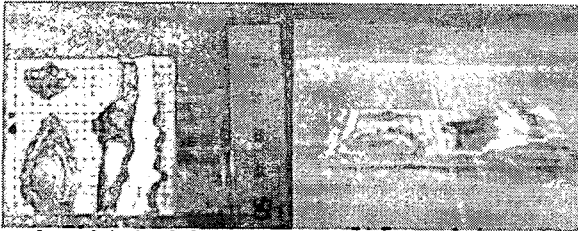


그림 4 사용자 기반 결손조직보상체 프로토타입

### 4. 평가 및 측정

임상적용에의 유용성을 평가하기 위해 기하학적, 선량학적 평가를 시행하였다. 기하학적 평가는 제작한 결손조직보상체를 치료기에 삽입하여 조준기를 회전시키면서 결손조직보상체의 중심축과 치료기의 회전중심축과의 일치성을 측정하였다. 선량학적 평가는 물 팬텀과 열형광량계를 이용하여 결손조직보상체의 유무에 따른 선량 프로파일과 점선량을 비교하였다.

회전중심축 일치성검사는 표 2에서 보는바와 같이 조준기의 회전에 따른 대칭도와 평탄도, 중심축의 오차가 치료기의 허용오차인  $\pm 2$  mm 이내 [7]인 것으로 나타났다.

표 2 회전중심축 일치성 검사

		Collimator 0°			Collimator 90°		
Depth		D <sub>max</sub>	5cm	10cm	D <sub>max</sub>	5cm	10cm
Symmetry(%)	open	0.5	0.8	0.6	0.6	0.7	0.8
Flatness(%)		0.7	1.4	2.5	0.6	1.2	2.6
Center Point off-axis(cm)	open	0.00	0.02	0.03	0.02	0.01	0.01
	comp.	0.01	0.02	0.01	0.02	0.02	0.01

결손조직보상체 장착 유무에 따른 방사선 프로파일의 비교는 결손조직보상체를 장착하지 않은 상태에서 각 깊이 1.1 cm, 5 cm, 10 cm에서 회전중심축을 따라 측정하였으며 컴퓨터단층촬영을 통해 얻은 체표윤곽정보를 이용하여 전산화계획을 수행한 결과와 비교한 결과, 선량의 차이가  $\pm 2\%$  이내로 나타났다.

또한 결손조직보상체를 실제 임상에 사용하기 위하여 인체팬텀에 10개의 관심점에 열형광량계를 직접 넣어 제작한 결손조직보상체의 장착 유무의 선량을 비교하였으며 이를 물팬텀을 이용한 전리함(Ion chamber)으로 측정된 선량값과 비교한 결과, 그 차이가  $\pm 5\%$  이내로 측정되었다.

### 5. 결론

유비쿼터스 환경에서는 사용자가 필요한 모든 데이터가 이해할 만한 시간내에 사용자에게 제공되어야 한다. U-Health 분야에서도 환자를 치료하기 위한 데이터의 수집 및 관리가 이러한 요구를 만족하도록 연구되고 있다. 본 논문에서는 X-ray 치료시 정상 세포를 보호하기 위한 결손조직 보상체 제작을 RFID Tag를 이용하여 적용해 보았다. 현재는 환자의 체표 윤곽의 굴곡이나 수술로 인한 체표윤곽의 변화를 보정하기 위해서 컴퓨터단층촬영이나 자기공명촬영 등의 고가장비를 이용한 방법이 사용되고 있다.

기존의 체표윤곽의 굴곡면을 보정하기 위해 사용되는 방법은 직접 환자에게 납줄 등을 이용하여 정보를 얻는 방법과 컴퓨터단층촬영 이미지를 이용한 체표 윤곽 재현 등이 사용되고 있으나 환자에게 불편감을 주거나 고가의 장비사용으로 인한 경제적 부담가중과 급격한 체표 윤곽 변화에 적절히 대응치 못하는 등의 단점을 가지고 있는데 본 연구에서 제시한 RFID Tag를 이용한 방법은 제작시간의 단축과 편리성, 정확성, 저비용 등의 장점이 있다. 실제 임상 적용시 중요시되는 출력이나 선량분포, 기계적인 정확도에서도 오차가  $\pm 2\%$  이내로 국제적으로 방사선치료기기의 표준이 되는 AAPM (American Association of Physicists in Medicine)의 기준에 적합한 것으로 나타났다.

향후 RFID Tag의 반응 속도의 부정확 및 검출 반경의 협소성, 전파신호의 왜곡으로 인한 결손조직 보상체의 변형 보안에 대한 연구가 필요하다.

### 참고문헌

- [1] Faiz M, Khan, Ph.D, "The Physics of Radiation Therapy", 2nd Ed, pp.299-307, 1994.
- [2] Harold Elford Hohns, John Robert Cunningham, "The Physics of Radiology", 4th Ed, pp.380-390, 1983.
- [3] John Robert Cunningham, Ph.D, "The Physics of Radiology", 4th Ed, pp.389-390, 1983.
- [4] S.C. Sharma, M.W. Johnson, "Clinical considerations in the use of missing tissue compensators for Head and Neck cases", Medical Dosimetry, Vol.23, No.4, pp.267-270, 1998.
- [5] Jeffrey Hightower and Gaetano Borriello, A Survey and Taxonomy of Location Systems for Ubiquitous Computing, Technical Report, Computer Science and Engineering, University of Washington, Aug. 2001.
- [6] Parambir Bahl and Venkata N. Padmanabhan, "RADAR : An in-building RF-based user location and tracking system", INFOCOM, March, 2000, pp. 75-784
- [7] AAPM, Radiation Therapy Committee Task Group 40, Med. Phys, 21, pp.581-618, 1994.