| 융합카페 |

의료용 중입자 치료기 진공 기술

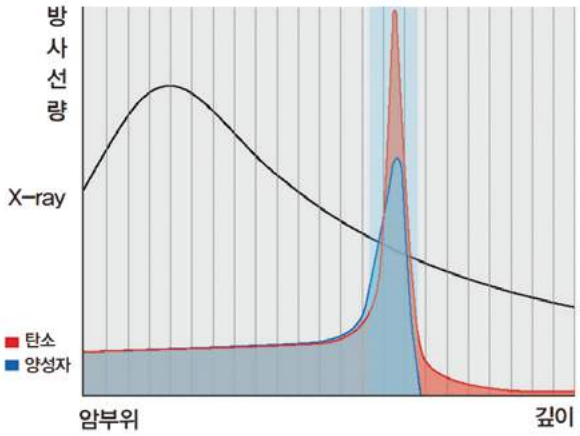
강건욱

1. 서론

최근 급속한 고령화 등에 따라 암 환자수가 증가하고 국민소득 증대에 따라 삶의 질(QOL) 우선 선택, 양질의 방사선 치료에 대한 요구가 급증함에 따라 국내 · 외 의료계에서도 암환자 치료에 대한 첨단치료방식이 급속하게 도입되고 있다.

암 치료를 위하여 국내에 도입된 가속기를 이용한 방사선 치료 기술을 살펴보면, 선형가속기에 의하여 발생된 X-선을 이용한 치료 방식인 토모테라피, 사이버 나이프, IMRT(세기조절 방사선치료), VMAT(입체세기 조절 회전 방사선 치료) 등이 있고, 원형 가속장치인 사이클로트론을 이용하여 양성자를 최대 230 MeV까지 가속하여 암 치료를 하는 양성자 치료기가 도입되어 있다. 이러한 방사선 치료는 조사된 방사선이 인체 내부로 들어가 암세포의 DNA를 파괴하여 암세포를 죽이는 방식이다.

방사선 치료에서 중요한 사항은 암세포(종양)에 전달되는 선량의 종양 적합성을 높이는 것, 즉 '적합한 선량을 목표물에 전달하는 것' 이다. 환부 깊숙이 위치한 종양을 선별적으로 조사하기 위해서 방사선 치료사들은 목표 종양을 중앙에 위치시키고 여러 방향에서 조사되는 복합 빔을 사용한다. 이러한 복합 빔은 갠트리(회전치료장치)를 구성하여 만족시킬 수 있다. 하지만 최신의 세기조절 방사선 치료기법(IMRT)은 10~12배의 X-선을 사용하는데 빔은 선속이 변하는 조사 면과 동일 평면상에 위치하지 않으며 그 조사 영역은 컴퓨터에 의해 제어된 다엽 조준기에 의해서 변하게 된다.



[Fig. 1] 인체 내 깊이에 따른 방사선량 비교

가속된 입자 빔의 인체 내 선량곡선은 X-선과는 다른 경향을 보이는데, 높은 에너지로 가속된 하전 입자는 물질을 통과할 때 적은 충돌로 인해 적은 선량을 전달하며 서서히 에너지를 잃다가, 특정 깊이에서 최대 선량을 전달한 후 정지하게 된다. 이 때 전달된 최대 선량 피크를 Bragg peak라 부른다. 입자 빔의 이러한 특성으로 중입자가 정상 세포 조직의 피해 없이 여러 종류의 종양에 대한 국부조사가 가능해진다.

탄소 이온을 피부조직에서 25 cm 이상의 깊이에 도달하기 위해서는 초기 에너지가 375 MeV/u (4500 MeV) 이상이어야 한다. 이러한 이유로 상당히 큰 입자가속기가 중입자 치료에서 필요하다. 또한 환자에 도달하는 이온빔의 전류는 0.1 nA 이상이어야 탄소 이온을 이용한 환자치료에 적용하기에 충분하다.

최근 10여 년 동안 양성자치료기는 미국과 일본을 중심

〈저자 약력〉

강건욱 박사는 2004년 연세대학교 물리학과에서 박사학위를 받았으며, 2004년부터 2006년까지 국민대학교 물리학과에서 박사후 연구원을 거쳐서 2007년부터 한국원자력 의학원에서 선임연구원으로 재직중이며, 현재 의학원 산하 의료용 중입자 가속기 사업단에서 가속기 진공 시스템을 개발하고 있다. (kangkunuk@kirams.re.kr)

구분	국가	기관명	제작비용 (건설포함)	치료착수	치료환자 수 (누적)
운영 中 (7개)	일본	HIMAC	218억 엔	1994	8,158 명
		HIBMC	280억 엔	2002	1,523 명
		GHMC	205억 엔	2010	968 명
		HIMAT		2013	2 명
	독일	HIT	1억 유로	2009	980 명
		GSI (치료 종료)		1997~2009	440 명
	중국	IMP-CAS		2006	194 명
	이탈리아	CNAO	1.3억 유로	2012	22 명
	누적치료환자				12,287명
건설 中 (7개)	중국	Fudan University	3.3억 US달러	2014	-
		HITFiL	1.5억 US달러	2014	-
		HITWiL	1.2억 US달러	2014	-
	일본	I-ROCK		2015	-
	독일	Marburg	1.2억 유로	2014	-
	오스트리아	Med-Austron	1.8억 유로	2015	-
	한국	KIRAMS		2017	-
계획 (6개)	미국	Mayo		-	-
	사우디아라비아	KACST		-	-
	말레이시아	USM		-	-
	대만	Chang Yung-Fa Foundation		-	-
	러시아	ITEP		-	-
	호주	ANSTO		-	-

[Table 1] 중입자 치료시설 현황 (2014년 4월 기준)

으로 전 세계적으로 30여 기 이상 운영되고 있는 반면, 중입자 치료기는 그동안 설치와 운영의 고비용 때문에 전 세계적으로 국립기관을 중심으로 건설되어 왔다. 특히 독일과 일본이 꾸준하게 중입자 치료센터를 늘리고 있고, 프랑스, 오스트리아, 이탈리아 등 유럽과 미국, 러시아, 중국과 동남아시아 등에서 중입자 치료센터를 신설하고 있는 실정이다. 하지만, 양산으로 인한 설치비용 저감, 높은 암 치료 성적으로 인한 의료계의 관심 집중, 기술개발 향상으로 인한 치료기 크기 감소와 시스템 단순화 등으로 인해 향후 방사선 치료기술에서 우위를 차지할 것으로 기대된다.

2. 중입자 치료시설 소개

탄소 중입자를 빛의 속도의 70%까지 빠르게 가속시켜 난치성 암세포를 치료하기 위하여, 의료용 중입자 가속기 사업단(KHIMA)에서 건설 중인 중입자 치료시설은 싱크로트론 기반의 입자 치료시설로 부산시 기장군에 설치된다. 치료용 가속기의 전체 총 연장 길이는 354 m에 해당하며, 첫 번째, 두 번째 치료실로 이송되는 수직 빔라인의 높이는 18 m에 이른다. 중입자 치료기는 2개의 ECR 이온원 및 선형 가속단을 가진 입사부, 주 가속장치인 싱크로트론 링, 그리고 3개의 치료실로 이송되는 고에너지 수송구간으로 구성된다.

표 2에서 보듯이 여러 가지 핵심장치들로 구성된 중입자

[Fig. 2] 중입자 치료시설 내부 가속장치 배치 모습

가속기는 ECR 이온원에서 발생된 플라즈마로부터 탄소이온 및 수소이온을 인출하여 적정 에너지로 가속한 후 빔 전류의 손실을 최소화하여 환자가 있는 치료실로 이송하여야 한다. 이러한 목적을 달성하기 위하여 이온빔이 발생되고 수송되는 구간은 거대한 진공시스템으로 구성된다. 어떻게 보면 가속기 운영 시 모든 작업의 시작과 끝은 진공시스템 관리에 있다. 즉 초기 진공 배기로 가속기 운영이 시작되고, 유지 보수를 위하여 가속기 내부 진공을 대기압으로 상승시키면서 종료가 된다. 각 주요 부분의 최적의 성능을 유지하기 위하여 기반 기술인 진공 기술 측면에서 중입자 치료기를 살펴보도록 하자.

3. 중입자 치료기 진공 요구 조건

의료용 중입자 치료기의 진공 시스템은 아래 세 가지 요구사항을 만족하도록 설계되어졌다.

- 탄소이온 가속을 위해 필요한 진공도
- 양성자 이온 가속을 위해 필요한 진공도
- 의료기기 환경에서 요구되는 신뢰성 확보

가속되는 탄소 이온 빔은 저 전류이므로, 주요한 문제점은 잔류기체로부터 전자를 포획할 때 발생하는 손실이다. 잔류기체의 대부분을 질소로 가정하면, 초기 입사 시(7 MeV/u) 진공도가 10^{-8} mbar 일 때 생존 시간(Life time)은 0.43 초이며, 진공도가 10^{-9} mbar로 낮아지면 생존시간이 4.3 초로 늘어난다. 최대 가속에너지(430 MeV/u)에 도달 했을 때는 진공도가 10^{-8} mbar 일 때 생존시간은 100

구분	주요장치	주요기능
입사부	ECRIS	· 다종 다가의 이온빔 발생
		· 14.5 GHz, 200 Watt 고주파 사용, 플라즈마 생성
	RFQ	· ECR에서 인출된 이온빔을 8 KeV/u에서 300 KeV/u까지 가속
		· 고 효율의 번칭(bunching)을 통해 다음단계의 가속 효율을 향상
		· 고주파를 이용하여 4개의 tips에 4극 전기장을 일으켜 이온빔 집속
	DTL	· RFQ장치를 통과한 이온빔을 300 keV/u에서 7 MeV/u까지 가속
		· Inter-digital H type 고주파 구조, 중이온 가속에 최적화
		· Zero degree phase 빔 가속, 3 세트 사극전자석으로 빔 집속
	LEBT/MEBT	· 빔 수송, 보정, 측정
		· 빔 On/Off 제어
		· 빔 전류량 단계별 제어
가속부	SYNCROTRON	· 원형 가속기 내부의 빔 전류를 극대화하기위해 다중 입사 방법(Multi-turn Injection)을 적용
		· 이온빔을 저장하고 430 MeV/u까지 가속하는 장치
		· 격자구조(Lattice Structure) 방식으로 세부장치 배열
인출부	HEBT	· 빔 수송, 보정, 측정
		· 빔 On/Off 제어
		· 환자치료 사양에 적합하도록 4개의 수평라인(Horizontal line)과 2개의 수직 수송라인(Vertical line)으로 구성함.

[Table 2] 중입자 치료기 주요장치 및 기능

초 이상이다. 싱크로트론에서 각 진공도별 빔 손실률을 계산하면 10^{-8} mbar에서 5 % 정도이고, 싱크로트론 내부 진공도가 10^{-9} mbar가 되면 손실률이 0.5 %로 낮아진다. 탄소 이온이 싱크로트론 링으로 초기 입사 후 7 MeV/u가 유지되는 시간이 100 ms 정도이다. 또한 싱크로트론을 초기 진공 배기 후 시간이 경과되면, 질소는 배기가 되어 진공함 내부에 남는 대부분의 잔류 기체는 수소가 된다. 이러한 실제 운영 시 조건들을 감안하면 위에서 계산한 손실률은 확연히 줄어든다.

양성자 빔의 경우 초기 입사부에서 공간-전하 효과(space charge effect)가 지배적이다. 주요한 문제점은 잔류기체로부터 전자를 하나 포획하여 중성화되는 경우이며, 이와 같은 현상은 space charge tune shift에 영향을 끼친다. 진공도가 10^{-8} mbar에서 중성화 효과로 발생되는 tune shift의 변화는 0.013 정도이다. 진공도가 10^{-9} mbar가 되면, tune shift의 변화가 0.0013 되는데 이 수치는 싱크로토론 사극 전자석 에러 마진을 감안하여 계산한 tune 조정 값 수치인 0.001에 가깝게 된다.

따라서, 탄소 이온빔과 양성자 빔 가속을 위한 싱크로트론 링에서의 이상적인 압력은 10^{-9} mbar 이다. 하지만, 10^{-8} mbar 이하의 압력도 허용 가능하다. 왜냐하면 이 압력에서 탄소 이온빔의 손실은 5% 이하로 심각하지 않고, 탄소 및 양성자에서의 전자 포획은 입사되는 이온빔의 조정을 위한 번칭 효과를 고려하면 과대 해석된 경향이 있다. 결과적으로 주 링의 진공사양은 10^{-8} mbar 피크 압력을 가지며, 평균 진공도는 10^{-9} mbar 에서 유지되어야 한다.

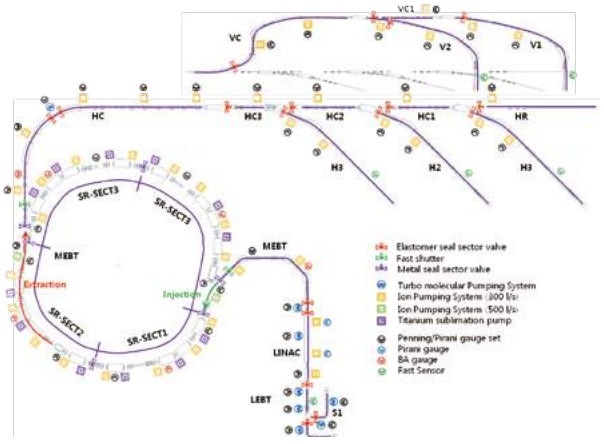
의료기기로서의 신뢰성을 확보하기 위하여 치료를 받기 위해 내원한 환자들에 대한 치료 계획 및 치료 시설 점검을 위한 유지 보수 계획 등이 잘 유지되어야 한다. 이를 위하여 가속기 운영 중 임의 중단이 24시간을 초과해서는 안 된다. 정기적인 유지 보수 시 진공함 내부는 건조 질소를 이용하여 벤팅하여야 하며, 이 경우 진공은 24시간 내에 10^{-9} mbar로 복구될 수 있다. 하지만, 사고 혹은 예기치 않은 임의 중단 후 진공 복구 시간은 대기에 노출된 시간에 따라 달라진다. 습기는 진공함 내부에 수증기 흡착을 발생시키며, 초기 진공 배기 시간은 대개 2시간 정도 소요된다. 수증기 노출 시 진공시스템의 정확한 성능은 예측하기가 힘들지만 일반적으로 수증기 노출 시 진공 복구시간은 베이크 아웃 시스템이 없을 때는 48시간 정도 소요되며, 베이크 아웃 시스템이 있을 경우 24시간 정도 소요된다.

가속기 운영은 10^{-8} mbar의 진공도에서 가능할 것으로 여겨지므로, 흡착된 가스들의 분리 배출을 위하여 일반적으로 사용되는 저온 베이킹 시스템보다는 초고진공 가속링 진공함 내부 표면을 소수성 특성을 가지도록 표면 처리하여 제작하고, 24시간 내에 10^{-9} mbar로 복구 될 수 있도록 급속 진공 배기장치를 구성하려고 계획 중에 있다.

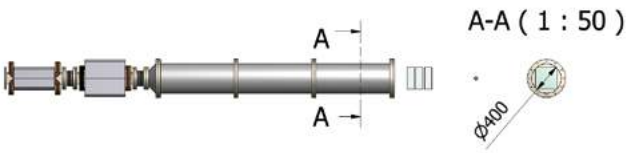
4. 중입자 치료기 진공 장치

각 영역별로 진공 유지보수 및 관리를 효율적으로 하기 위하여 총 23개의 세부 섹터로 나뉘었다. 입사부 영역은 2개의 ECR 이온원, LEBT, LINAC, 그리고 MEBT로 구성되며 10^{-8} mbar에 해당하는 고진공(HV)영역이고, 싱크로트론은 4개의 섹터로 분리되며 10^{-9} mbar에 해당하는 초고진공(UHV)영역에 해당한다. 세 개의 치료실로 이송되는 인출부는 3개의 수평 빔라인과 2개의 수직 빔라인으로 구성되며, 입사부와 같은 10^{-8} mbar에 해당하는 고진공 영역이다. 이러한 진공 요구조건을 구현하기 위한 전반적인 시스템의 구성에 대하여 아래 그림에 나타내었다.

진공함은 이극 전자석 진공함, 다극 전자석 및 진단장치 등으로 구성되는 직선 구간 빔 라인 튜브, 그리고 링과 인출부에서 사용되는 특수 전자석들의 세라믹 진공함으로 구성된다. 진공함 제작 시 특히 유의하여야 할 부분은 두 가지 이다. 첫 번째는 빠른 자석의 변화에 따른 진공함에 유도되는 Eddy current 효과를 감소시켜 줄 수 있는 진공함 설계이고, 두 번째는 얇은 vacuum window 파손 시 싱크로트론을 보호해 줄 적절한 인터록 시스템의 구현이다.



[Fig.3] 진공 시스템 장치 구성 배치도



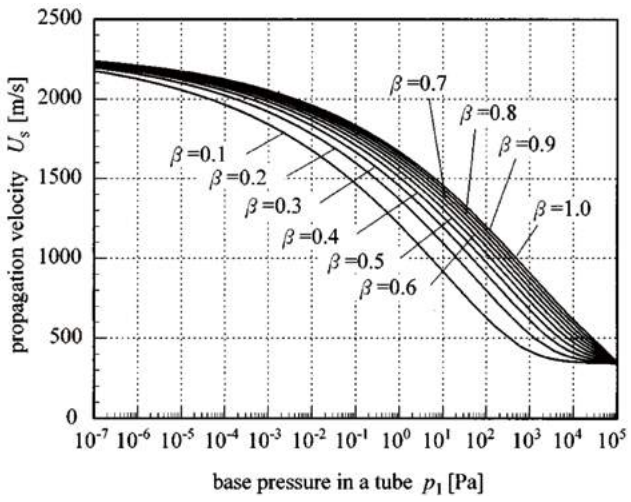
[Fig.4] 연구용 스캐닝 빔 조사 라인 도면

Eddy current 효과

싱크로트론의 이극전자석은 최대 자기장 변화율이 3 T/s에 이른다. 이와 같은 빠른 자기장의 변화는 요크 lamination 뿐 아니라, 이극 전자석 진공함에도 유도 기전력을 형성하여 Eddy current가 유발된다. 이와 같은 Eddy current는 good field 영역에 형성되는 자기장의 세기를 감소시키고, 왜곡 시키므로 진공함에서 발생되는 Eddy current의 세기를 감소시키는 방향으로 진공함이 설계되어야 한다. 진공함에서 발생하는 Eddy current를 줄일 수 있는 방법은 전류의 흐름을 방해하는 저항값을 증가시키면 되므로, 재질의 전기저항이 높은 재료를 사용하는 방법과 자기장에 수직방향이 되는 진공함의 두께를 작게 만드는 방법이다. 비저항이 72 μΩcm인 스테인레스 스틸 재질인 경우 0.4 mm 두께에서 시간상수는 대략 40 us 이다. 이에 따른 자기장 왜곡은 요크 두께 1.5 mm에 해당하는 lamination에서 유발되는 자기장 왜곡보다 절반 정도로 줄어든다. 즉 진공함의 적정 두께는 최대 0.4 mm이하로 설정하여야한다.

Fast shutter

진공함 구성의 마지막 구성요소는 조사라인의 끝의 두께



[Fig.5] 빔 라인 직경과 파손 구경 크기 비에 따른 압력과 충격파 속도의 상관관계

200 um, 지름 400 mm인 Kepton film vacuum window 이다. 얇고 넓은 두께로 인하여 부주의로 진공 윈도우가 파손될 수 있다. 초고진공 영역인 싱크로트론 링을 보호하기 위하여 입사부와 인출부 부근에 Fast shutter를 장착하여 라인 쪽에서 발생된 Leak나 진공 윈도우 파손으로 인한 Air shockwave를 방지할 것이다. 따라서 적정 사양을 결정하기 위하여 윈도우 파손으로 발생된 pressure wave의 속도를 알아야 한다.

그림 5에서 보이듯이 여러 가지 상황을 고려하더라도 Pressure wave의 최고 속도는 2200 m/s이고, 이는 마하 6.6정도에 해당한다. 보수적으로 이러한 경우를 가정하여 적용하여 보면, 인출부 빔 라인 중 가장 짧은 구간은 세 번째 수평조사 치료실(H3 라인)이며, 구간 길이는 100.73 m에 해당한다. H3 라인의 vacuum window에서 Leak가 발생하였을 때, Fast shutter 위치까지 도달하는 시간은 직선구간으로 가정하였을 때 대략 45.7 ms이다. 이 값보다 짧은 시간에 동작하도록 Fast shutter를 구성하면, 초고진공 영역을 효율적으로 보호할 수 있을 것으로 예상된다.

5. 맺음말

의료용 중입자 치료기 및 주요 기반 시설인 진공시스템 일반적인 사항과 진공함 설계 제작시 고려해야 할 주요한 현상에 대하여 살펴보았다. 앞서 이야기 하였던 중입자 치료기의 진공 요구조건은 현재 진공장치 산업의 기술이면 충분히 도달 가능하다고 판단된다. 하지만 중입자 치료기는 환자를 치료하는 가속기 시설로 연구용과는 달리 장치의 신뢰성(reliability), 장치의 대체 가능성(redundancy), 장치의 전기적, 기계적 안정성(stability) 등이 확보 되어야 의료기기 인허가를 받을 수 있다. 따라서 가속기 운영 및 유지 보수시 발생할 수 있는 진공 시스템의 여러 가지 문제를 예측 가능하도록 표준 프로토콜을 개발할 계획에 있으며, 이를 위하여 전기회로 분석법(Electrical Network Analysis)을 활용한 전산모사 방법을 연구 중에 있다.

References

[1] KHIMA Conceptual Design Report, 2014
[2] PIMMS(Proton-Ion Medical Machine Study) Part II, CERN/PS 2000-007(DR).
[3] P. J. Bryant, Proceedings of EPAC 2000, Vienna, Austria.
[4] Takiy et al, J. Vac. Sci. Technol. A, **17**, 2059 (1999).