

Study on Generator Control for a Small X-Ray Tube

Soonhyouk Lee*, Yun-Seo Ji*, Sang Gyu Choi[†], Rena Lee[‡]

*Department of Medical Science, Ewha Womans University, Seoul,

[†]Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Dankook University, Cheonan,

[‡]Department of Radiation Oncology, School of Medicine, Global Top 5 Research Program, Ewha Womans University, Seoul, Korea

The purpose of this study is to develop a control system for a small X-ray tube generator and investigate control methods for the X-ray generator. The small X-ray tube was developed for electronic brachytherapy, and thus, the new control method should be investigated, if the small X-ray tube is used for the imaging system. The Axxent S700 X-ray tube and the XF060NZZ485 high voltage generator were used to compose a X-ray imaging system and control board was developed by using AT90CAN128 MCU. The two control methods were investigated after tube voltage was set to 50 kV, one was filament current control method and the other was beam current control method. The former was subdivided into two methods according to the filament heating time, the 5 and the 10 seconds respectively. In the filament current method, the beam current did not rise up to the desired value, if the filament current had not been maintained for at least 10 seconds. The onset filament currents to generate beam current were varied from 1,300 to 1,350 mA and over 5 seconds were needed in order to reach the desired tube current value after beam current was generated. However, in the tube current control method, the beam current reached to the desired value without any time delay with the filament current of 1,500 mA. In this study, we found that the beam current control method was appropriate for the use of small X-ray tube developed for brachytherapy in the X-ray imaging system.

Key Words: Intra-oral X-ray tube, X-ray generator control, Beam current control

서 론

치과용 X-선 영상 장치도 디지털 영상 센서(sensor)의 개발로 필름을 대체하게 되어 여러 가지 다양한 영상 장치가 개발되어 왔다.¹⁻³⁾ 파노라마(panoramic radiography), 세팔로메트리(cephalometry), 콘빔형 전산화단층촬영장치(cone beam computed tomography) 등의 치과용 디지털 방사선 영상장비들이 디지털 센서의 개발로 발전되어 왔다. 전하결합소자(CCD,

charge coupled device) 혹은 상보형금속산화반도체(CMOS, complementary metal-oxide semiconductor) 형태의 디지털 센서는 구강 내에 삽입될 수도 있고 구강 밖에 배치하여 X-선 영상을 촬영할 수도 있다. 구강 내에 삽입되는 센서의 경우, 현재 그 크기가 작더라도 $3 \times 4 \text{ cm}^2$ 정도로서 대구치 촬영의 경우 목젖 부근까지 근접하기 때문에 구토를 유발하는 등의 불편함을 초래하게 된다. 또한 X-선의 투과성으로 인해서 원치 않는 부위까지 조사되며 실제 촬영부위보다 더 큰 부위를 조사하게 되어 방사선 피폭선량을 증가시키는 단점이 있다.⁴⁾

이러한 문제점들을 개선하기 위하여 X-선 튜브 자체를 구강 내에 삽입하고 X-선 센서는 구강 외에 위치시켜서 영상을 촬영하는 강내형(intra-oral) X-선 튜브 시스템에 대한 연구가 진행되어 왔다.^{4,5)} X-선 튜브를 구강 내에 삽입하기 위해서는 초소형의 X-선 튜브가 필요한데, 미국 Xoft 사에서 개발한 Axxent X-선 튜브는 직경이 0.3 cm이고 최대 50 kV의 관전압(tube voltage)과 300 μA 의 관전류(beam current)를 발생시키는 특성을 갖고 있으며, 전계방출(field emission)

This work was supported by the Nuclear Power Core Technology Development Program of the Korea Institute of Energy Technology Evaluation and Planning (KETEP), granted financial resource from the Ministry of Trade, Industry & Energy, Republic of Korea. (No. 2013151 0400050).

Received 6 November 2014, Revised 25 November 2014, Accepted 28 November 2014

Correspondence: Rena Lee (renalee@ewha.ac.kr)

Tel: 82-2-2650-5337, Fax: 82-2-2654-0363

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

방식의 전자 근접치료장치(electronic brachytherapy)로서 상용화되어 임상에 활용되고 있다.⁶⁻⁸⁾

Axxent 튜브는 원래 방사선 치료를 목적으로 개발되었기 때문에 관전압을 제어하는 기존의 방사선 영상용 X-선 튜브 제어 방식과는 다르게, 필라멘트 전류를 제어함으로써 X-선을 발생시키는 방식을 채택하고 있다. 치료용의 경우 조사(exposure) 스위치를 누르는 것과 같이 X-선이 순간적으로 발생될 필요가 없으며 한 번 스위치를 켜고 오랫동안 사용함을 목적으로 한다. 따라서 기존의 방사선 영상용 X-선 튜브와 유사하게 작동될 수 있도록 제어 장치를 다시 연구할 필요가 있다.

본 연구에서는 X-선 튜브가 구강 내에 위치하는 치과용 강내형 X-선 튜브에 고전압을 안정적으로 공급하는 제어 장치를 개발하고, 방사선 영상 장치에 적합한 제어 방식을 연구함으로써 치과용 강내형 X-선 영상 장비를 안정적으로 구동할 수 있는 최적의 조건을 찾고자 한다.

재료 및 방법

1. X-선 튜브

본 연구에서 사용된 X-선 튜브는 Fig. 1a의 Axxent S700 (Xoft, USA)로서 다방향의 투과형(transmission)이다. 텅스텐 필라멘트를 사용하고 타겟 물질은 질화알루미늄(AlN), 이트륨(Yttrium) 등으로 제작되었다. X-선의 에너지가 반사형(reflection) 튜브에 비해 낮은 영역에서 나타나며, 20 KeV 이하의 스펙트럼이 전체 광자의 30% 이상을 차지하므로 투과성 저하 및 산란선으로 인해서 영상의 질이 저하될 수 있어서 콜리메이터(collimator)와 알루미늄 필터(aluminum filter)를 사용하여 방향성을 갖도록 하고, 낮은 에너지 영역

은 차단하여 투과성을 높이고 평탄한 X-선 강도(intensity)의 영상을 얻을 수 있도록 설계되었다. 콜리메이터는 선원 검출기거리(SSD, source-to-surface distance) 50 mm에서 조사야(radiation field)가 60×40 mm²가 되도록 설계 하여 치과용 영상장비로 사용할 경우 약 5개 정도의 치아 영상을 얻을 수 있도록 하였으며, 필터의 두께는 설정된 조사야에서 X-선 강도가 최적으로 평탄하게 나올 수 있도록 Monte Carlo N-particle (MCNP) 시뮬레이션에 의해서 결정되었으며, 양단 끝이 0.1 mm이고 가운데가 3.3 mm로 0.1~3.3 mm의 분포를 갖도록 설계되었다.^{4,5)} Axxent X-선 튜브는 근접치료용으로 개발되었기 때문에 영상 장치로 장시간 사용하기 위해서는 Fig. 1b와 같이 튜브 주변을 플라스틱 관으로 둘러싸서 열 방출을 위한 냉각수를 순환시키는 기구물이 필요하다. 본 연구에서는 SP-MiniPump (Shenzhen, China) 펌프를 사용하여 냉각수를 순환시켰다.

2. 제어보드

Fig. 1c는 Axxent S700 X-선 튜브용 고전압 전원장치(HVPS, high voltage power supply)인 XF060NZZ485 (Applied Kilovolts, USA)이다. XF060NZZ485는 60 kV의 관전압, 400 μA의 관전류, 2,000 mA의 필라멘트 전류를 발생시키는 특성을 갖고 있다. 고전압 전원장치에 연결된 28 pin 커넥터에 외부 제어 보드에서 관전압, 관전류, 필라멘트 전류 제어 신호를 보내주면 고전압 전원장치에서는 출력 신호를 X-선 튜브에 인가하도록 되어있으며 그 출력 값을 전압형태로 제공하여 모니터링 할 수 있게 하여 피드백 제어를 가능하게 하였다.

고전압 전원장치를 제어하기 위한 제어보드(Fig. 2a)는 미국 Atmel 사의 AT90CAN128 MCU를 사용하여 개발하였

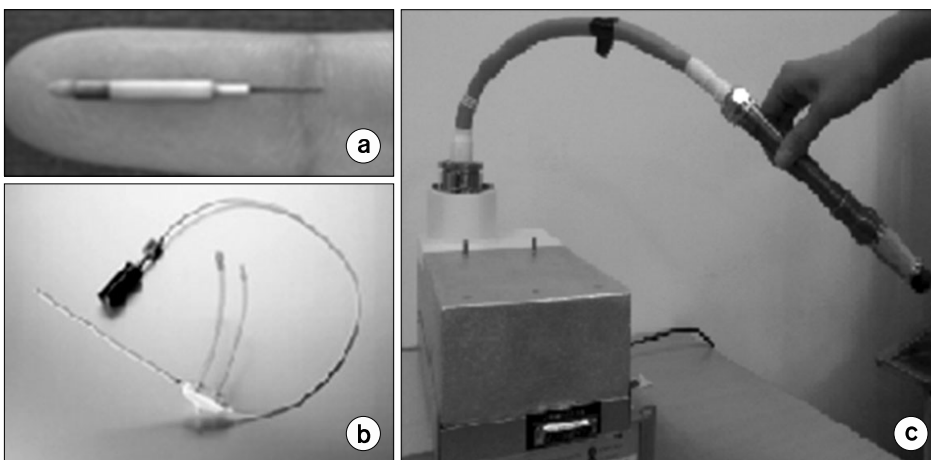


Fig. 1. Photographies of intra-oral X-ray tube: (a) X-ray source, (b) X-ray tube module, and (c) HV generator & cable.

다. 제어보드에서는 전기적 안전을 고려하여 직류-직류 변환기(dc-dc converter)를 사용하여 고전압 전원장치와 나머지 전자회로를 분리하였다. 직류-직류 변환기로는 RS3-2405 (Recom, USA)를 사용하였다. 디지털 신호간의 전기 절연은 광 접합소자(photocoupler)인 TLP181 (Toshiba, Japan)을 사용하였다.

제어하고자하는 관전압, 관전류, 필라멘트 전류를 MCU에서 만들어서 디지털-아날로그 변환기(DA converter)인 AD5724 (Analog Devices, USA)를 거쳐서 아날로그(analog) 신호로 만든 후에 28 pin 커넥터를 이용하여 X-선 발생용 고전압 전원 장치에 인가하여 X-선 튜브에서 X-선이 발생되도록 하였다. 고전압 장치에 인가되는 제어용 신호는 다시 아날로그-디지털 변환기(AD converter)를 거쳐서 피드백 신호로서 모니터링 되어 정밀하게 제어되도록 하였다. Fig. 2b는 제어보드와 고전압 장치, 그리고 X-선 튜브를 연결한 사진이다.

3. 제어 프로그램

제어용 소프트웨어는 Visual C++ 2010 version을 사용하여 제작하였으며 신호 증가율, 관전압, 필라멘트 전압, 관전류 등을 모두 가변 할 수 있는 연구 모드(research mode)로 되어있다.

신호 증가율은 디지털-아날로그 변환기의 한 단계(step)당 걸리는 시간을 설정하는 기능으로서, 10 bit 해상도를 갖는 디지털-아날로그 변환기는 4,095 단계이고 고전압 전원 장치는 관전압의 경우 최대 60 kV까지 출력이 나오므로 10 kV 당 약 682 스텝이 되고 필라멘트 전류의 경우 2,000 mA가 최대값이므로, 신호 증가율을 10 ms으로 설정할 경우, 관전압은 10 kV 당 약 6.8 초, 필라멘트 전류는 500 mA 당

10.2 초가 소요된다.

기존에 사용되는 X-선 튜브용 고전압 발생장치는, 우선적으로 필라멘트를 가열하기 위하여 필라멘트 전류를 제어하고 필라멘트가 충분히 가열이 되었을 때 양극(anode)에 고전압을 인가하여 X-선을 발생시키는 방식을 사용한다. 처음에 이와 같은 방식으로 Axxent S700 X-선 튜브를 제어하였으나 관전압이 50 kV가 되기 전에 아크 방전(arc discharge)이 일어나서 제어 방식을 다르게 하였다. 즉, 관전압을 먼저 인가하고 그 후에 필라멘트 전류와 관전류를 인가하는 전류 제어 방식을 사용하였다.

전류 제어 방식은 필라멘트 전류 제어방식과 관전류 제어 방식의 두 가지를 사용하였다. 필라멘트 제어 방식에서는 관전압과 관전류 제어 신호를 X-선이 조사되기 이전부터 설정된 값으로 증가시켜서 안정화시키고, X-선 조사의 시작, 즉 조사 스위치의 역할을 필라멘트 전류로 하는 방식이다. 관전류 제어 방식은 관전압과 필라멘트 전류를 X-선 조사 전에 설정된 값으로 증가시키고 X-선 조사 스위치의 역할로서 관전류 제어 신호를 사용하는 방식이다. 필라멘트 전류 제어 방식은 다시 필라멘트에 전류를 인가하는 시간에 따라서 5초와 10초의 두 가지 방식으로 나누었다. 제어 프로그램에서의 신호는 Fig. 3과 같이 관전압, 필라멘트 전류, 관전류 각각에 대한 제어 신호와 모니터링 신호를 표시하였다.

각 제어 방식에서는 대기(standby), 준비(ready), 조사 모드(mode)의 기능을 할 수 있도록 관전압, 필라멘트 전류, 관전류 값과 인가 시간을 가변시켰다. 실험에서 사용된 관전압은 모두 50 kV를 사용하였고 Fig. 3a와 b에서는 관전압을

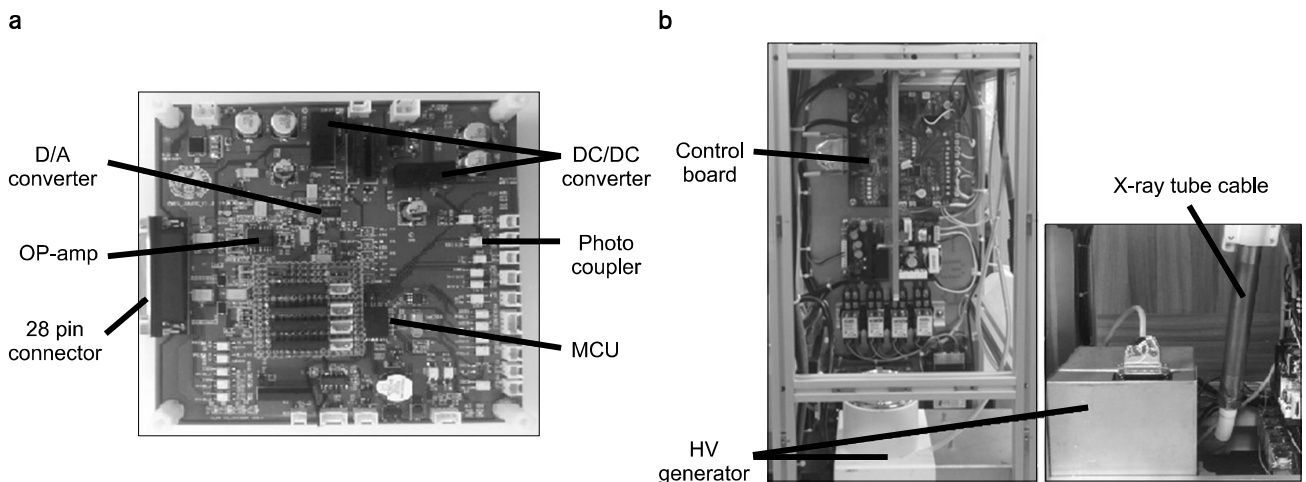


Fig. 2. Photographies of HV generator control System: (a) Control board and (b) HV generator system.

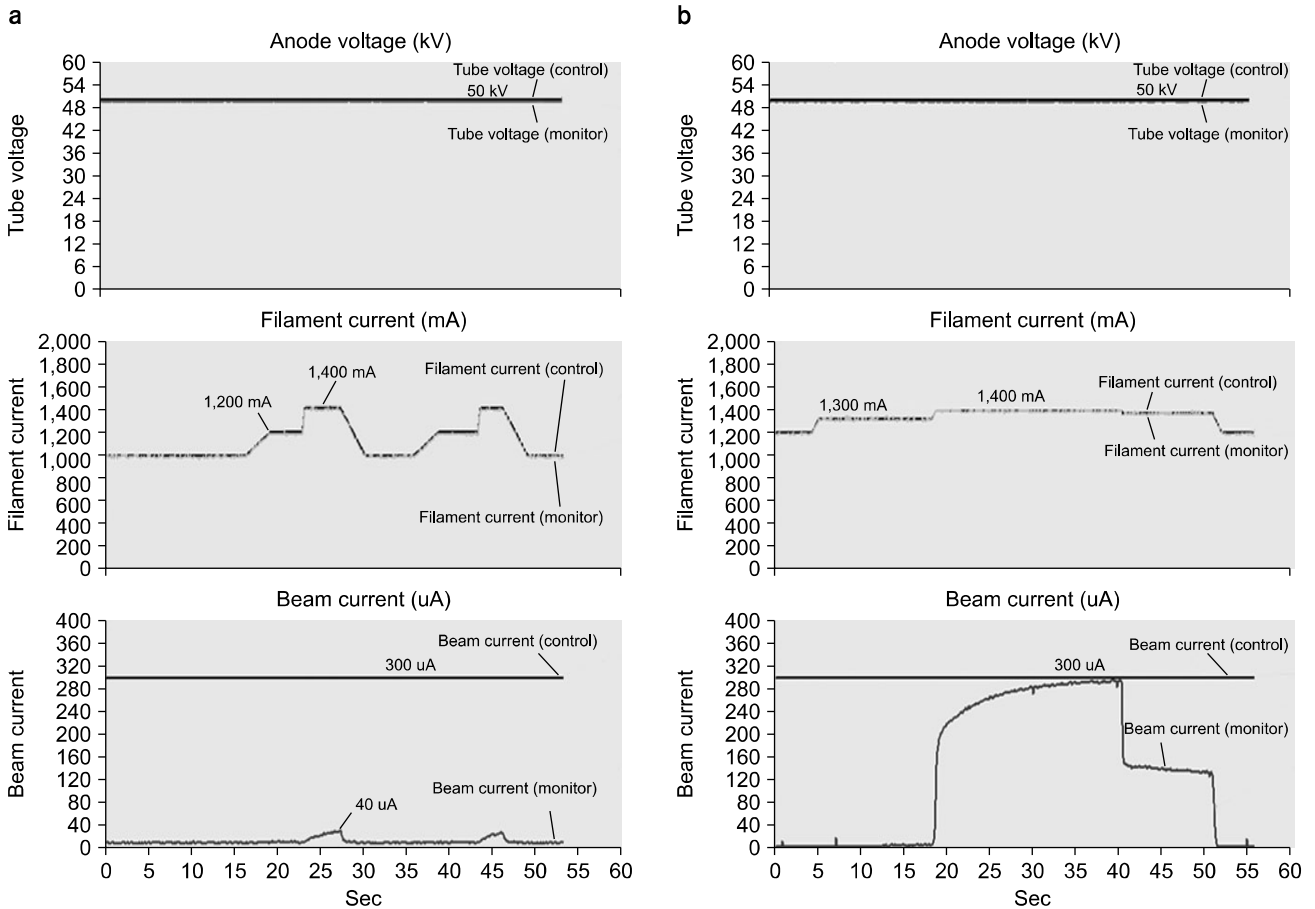


Fig. 3. HV control sequences (a) Filament current control mode: short interval, (b) Filament current control mode: long interval, and (c) Beam current control mode.

안정화시키기 위하여 약 120초 정도의 시간이 경과한 후에 필라멘트 전류와 관전류를 증가시켰다. 하지만 여러 번 반복 실험한 결과 관전압이 20 kV 이상으로 증가되면 그 이후에는 필라멘트 전류와 교대로 증가 시키더라도 아크 방전이 일어나지 않아서 Fig. 3c에서는 관전압과 필라멘트 전류 증가 시간, 즉 대기 모드의 시간을 단축시키고자 여러 단계를 거쳐서 관전압과 필라멘트 전류를 증가시켰다.

4. 치아팬텀

기존 연구^{4,5)}에서 제작된 치아 팬텀을 사용하여 Fig. 3c와 같은 관전류 방식으로 촬영하고 치아 팬텀 영상을 256 무채색 스케일(grey scale)로 나타내고 일정한 영역에서 명암 측면도(intensity profile)를 구하였다.

결 과

Fig. 3a는 필라멘트 전류 제어 방식으로서, 관전압을 50 kV로 상승시킨 이후에 약 60초가 경과한 시점 이후의 그림이다. 관전압은 제어 신호와 모니터링 신호가 모두 50 kV로 안정화 되어있고, 관전류 제어 신호는 300 μ A로 설정되어 있지만 모니터링 신호는 필라멘트 전류에 따라서 변화됨을 알 수 있다. 필라멘트 신호는 제어 신호와 모니터링 신호가 모두 동일하게 동작됨을 알 수 있다. 필라멘트 전류를 1,000 mA로 올린 후 약 15초간 대기한 후에 다시 준비 모드로 설정된 1,200 mA로 올리게 되자 관전류가 상승하기 시작했다. 다시 5초 후에 조사 모드인 1,400 mA로 올렸으나 관전류가 설정된 값인 300 μ A에는 도달하지 못하고 약 40 μ A 정도가 생성되었다.

Fig. 3b는 필라멘트 가열 시간을 Fig. 3a보다 길게 인가해서 얻은 결과이다. 필라멘트 예열 시간을 Fig. 3a의 5초에서

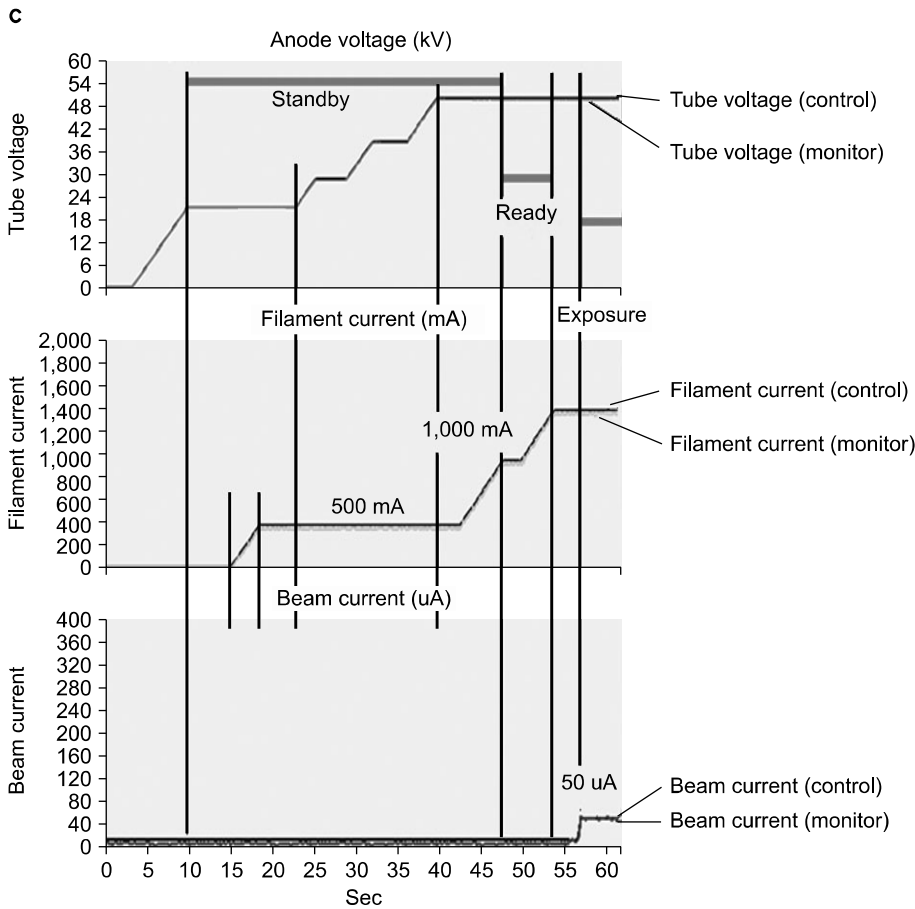


Fig. 3. Continued.

10초로 증가시키자, 대기 모드의 필라멘트 설정 값인 1,300 mA에서 관전류가 발생하지 않았고 조사 모드 설정 값인 1,400 mA에서 관전류가 발생하기 시작하였다. 관전류가 발생하기 시작한지 약 20초 후에 설정된 관전류 값인 300 μ A에 도달하였다. 동일한 다른 튜브 2개를 가지고 실험한 결과, 이러한 방식으로 제어하면 각 튜브마다 최초로 관전류가 발생하는 필라멘트 전류값이 달라졌고 그 값들은 각각 1,300 mA와 1,350 mA이었다.

Fig. 3c는 관전류 제어 방식으로 실험한 결과이다. 대기 모드를 단축시키기 위하여 관전압과 필라멘트 전류를 여러 단계로 교대로 상승시켜 실험한 결과 Fig. 3c의 'Standby'로 표시된 구간과 같이 총 11단계가 되었다. 처음에 관전압을 20 kV까지 증가시킨 후에 5초간 대기하고 필라멘트 전류를 500 mA까지 증가시켰다. 다시 5초간 안정화 단계를 거쳐서 이후에 관전압을 10 kV의 스텝으로 50 kV까지 증가시키고 각 단계마다 5초간의 안정화 시간을 두었다. 관전압이 50 kV에 도달하면 필라멘트 전류를 1,000 mA까지 증가시키고 대기하게 하였다. 10 ms의 증가율로 관전압과 관

전류를 증가시켰기 때문에 대기 모드는 총 11단계가 되었고 걸리는 시간은 약 80초 정도가 되었다. 증가율은 5, 10, 15, 그리고 20 ms로 가변시켜서 실험하였지만 안정성에는 큰 차이가 없었다. 이후에 관전류 설정값을 50 μ A로 증가시키고 동시에 필라멘트 전류를 1,500 mA로 증가시키자 직각파(square wave) 형태의 관전류 50 μ A가 발생하였다.

Fig. 4a는 관전류 제어 방식으로 촬영된 치아 팬텀의 사진이고 Fig. 4b는 Fig. 4a의 사각형 영역에서의 명암 측면도이다. 신경관과 주변 재질 사이의 명암 차이가 최대 256단계에서 약 120 정도가 나왔다.

고찰 및 결론

본 연구는 Xoft사에서 개발된 근접치료 장치용 X-선 튜브를 영상용 장치에 적합하도록 제어 방식을 찾아보는 연구였다. 치료용일 경우에는 관전류가 즉각적으로 올라갈 필요도 없고 관전압과 필라멘트 전류를 올리는데 따른 시간 제약이 없다. 하지만 영상용 X-선 튜브 제어 장치에서

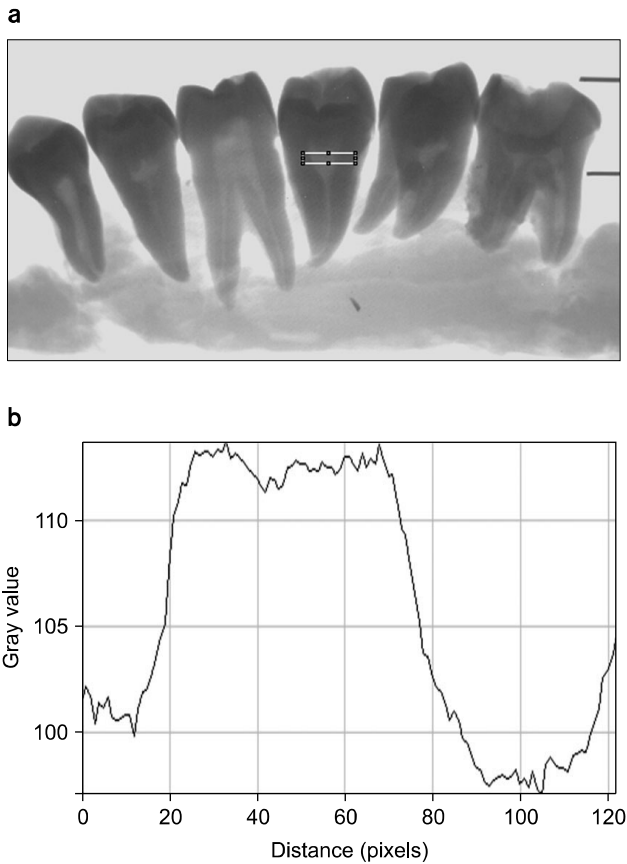


Fig. 4. (a) Tooth phantom image, (b) Intensity profile.

는 조사 스위치를 누름과 동시에 직각과 형태로 관전류가 발생해야 하며 대기 상태에서 준비 버튼을 누르고 조사 스위치를 누르면 X-선이 발생하는 절차를 거쳐야 한다.

본 연구에서는 Fig. 3a와 b에서와 같이 관전압을 50 kV로 올리고 관전류를 300 μ A로 올린 상태에서 필라멘트 예열 시간을 변화시켜가면서 관전류를 측정하였다. 그 결과 필라멘트가 10초 이상 충분히 예열되지 않은 상태에서는 설정된 관전류 값에 도달하기가 어려웠다. 또한 필라멘트 전류를 제어하여 조사 스위치로 사용할 수 있는지 실험하였으나 목표 관전류 값으로 도달하기 위해서는 관전류가 발생된 이후로 약 5초 이상의 시간이 소요되었다. 따라서 이와 같은 필라멘트 제어 방식에서는 조사 스위치의 역할을 할 수 있는 단계를 찾기가 어려웠다.

또한, 필라멘트 예열 시간과는 별개로 관전압을 올리는 시간이 충분히 길지 않으면 40 kV에서 50 kV로 도달하는 중간에 아크 방전이 종종 발생하여 관전압도 보다 더 정밀한 제어가 필요하였다. 또한 관전압 20 kV 이상에서는 필라멘트 전류와 교대로 증가시키더라도 아크 방전이 발생하

지 않았다. 그 결과 Fig. 3c와 같이 11단계의 스텝을 이용하여 관전압을 50 kV까지 상승시키고 필라멘트 전류도 1,000 mA까지 증가시키자 동일한 제품의 다른 X-선 튜브에서도 아크 방전이 발생하지 않고 항상 일정하게 안정적인 관전압을 유지하였다. Fig. 3c는 관전류 제어 방식으로서, Fig. 3a, b와는 다르게 관전압과 필라멘트 전류를 올리는 동안은 관전류 제어 값을 0으로 설정 하였다가 조사가 필요한 시점에서 원하는 값으로 설정하자 설정 값 그대로 출력되었다. 관전류 설정 값을 50 μ A에서 250 μ A까지 변화시켜도 동일한 결과를 보였다. 관전류의 파형도 직각과와 유사하게 발생되어 조사 스위치로서의 역할을 할 수가 있었다. 또한, Fig. 3a, b의 결과에서 보듯이 필라멘트 전류가 약 1,000 mA 이상에서는 관전류가 발생하기 시작하기 때문에 필라멘트 전류도 1,000 mA에서 1,500 mA로 올리는 것을 관전류와 더불어 조사 스위치 모드로 사용해야 한다는 연구 결과를 얻었다. 이와 같은 방식으로 Fig. 3c와 같이 관전압을 50 kV로 상승시키고 필라멘트 전류를 1,000 mA 까지 증가시키는 대기 모드, 필라멘트 전류를 1,500 mA까지 증가시키는 준비 모드, 관전류 제어 신호를 목표 값으로 올리는 조사 모드의 3단계의 모드가 결정되었다.

Fig. 3c에서 얻어진 최적의 제어 조건과 조사시간을 1 초로 설정하고 치아 팬텀을 촬영한 결과 관전류 50 μ A의 저전류에서도 Fig. 4a와 같은 영상을 얻을 수 있었다.

본 연구에서는 치료용으로 제작된 X-선 튜브를 영상용에 적합하도록 고전압 제어 장치를 개발하고 그 제어 방식을 연구하였다. 관전류 제어 방식을 사용함으로써 기존의 영상용 X-선 튜브의 제어에서처럼 대기, 준비, 조사 모드의 제어 방식으로 최적화 시켰다. 하지만, X-선 튜브의 관전압을 50 kV로 안정적으로 상승시키기 위해서는 대기 모드에서 약 80 초의 시간이 소요되며 이 시간은 환자를 정렬시키는 시간을 고려하더라도 상당히 긴 시간이다. 이것은 각 단계에서의 안정화 시간인 5초의 시간을 없애면 약 25초가 줄어들며 증가율을 5 ms으로 하게 되면 다시 27초가 줄어서 최종적으로는 약 28초의 대기 시간을 갖게 된다. 따라서 향후에 안정화 시간과 증가율을 가변시켜서 대기 모드의 시간을 최적화 시키는 추가적인 연구가 필요하겠다.

References

1. Wenzel A, Hintze H, Mikkelsen L et al: Radiographic detection of occlusal caries in noncavitated teeth: a comparison of conventional film radiographs, digitized film radiographs and radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 72(5):621-626

(1991)

2. Shearer AC, Homer K, Wilson NH: Radiovisiography for imaging root canals: an in vitro comparison with conventional radiography. Quint Int 21(10):789-794 (1990)
3. Furkart AJ, Dove SB, McDavid WD et al: Direct digital radiography for detection of periodontal bone lesions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 74(5):652-660 (1992)
4. Cho SH, Kim DY, Baek KW: Introduction of Dental X-rayImaging with New Concept - intra Oral x-ray Tube. J Inst Electron Engineer Korea 47(SP3):70-80 (2010)
5. Cho SH, Kim SY, An SH: Feasibility study of insertable miniature x-ray source for dental imaging. J Korean Soc Radiol 6(1):39-45 (2012)
6. Dickler A: Xoft Axxent electronic brachytherapy: a new device for delivering brachytherapy to the breast. Nat Clin Pract Oncol 6(3):138-142 (2009)
7. Dickler A, Kirk MC, Sief N et al: A dosimetric comparison of MammoSite high-dose-rate brachytherapy and Xoft Axxent electronic brachytherapy. Brachytherapy 6(2):164-168 (2007)
8. Dickler A, Dowlatshahi K: Xoft Axxent electronic brachytherapy. Expert Rev Med Devices 6(1):27-31 (2009)

X-선 튜브의 고전압 발생장치 제어에 관한 연구

*이화여자대학교 의과학과, †단국대학교 의과대학 방사선종양학교실,
‡이화여자대학교 의학전문대학원 방사선종양학과 글로벌 탐 5 프로그램

이순혁* · 지윤서* · 최상규† · 이레나‡

본 연구에서는 미국 Xoft 사에서 근접치료 장치(electronic brachytherapy)를 목적으로 개발된 소형 X-선 튜브를 치과용 영상장비로 사용함에 있어서 고전압 발생장치의 제어용 장치를 개발하고 영상용 제어 방식으로 최적화하고자 한다. 연구에서 사용된 X-선 튜브와 고전압 발생 장치는 각각 Axxent S700과 XF060NZZ485를 사용하였고, AT90CAN128 MCU를 사용하여 제어보드를 제작하였다. 관전압을 50 kV로 고정한 후에 제어 방식에 따라서 필라멘트 전류 제어 방식과 관전류 제어 방식으로 나누었다. 필라멘트 제어 방식은 다시 필라멘트 가열 시간에 따라서 5초와 10초의 두 가지로 나누어 실험하였다. 필라멘트 전류 제어 방식에서는 필라멘트 예열 시간이 10초 이상이 되지 않으면 설정된 관전류 값에 도달하기 어려웠고, 관전류가 발생하는 필라멘트 전류도 1,300~1,350 mA로 가변적이었으며, 관전류가 발생된 이후에도 설정된 목표 값에 도달하기 위해서는 약 5초 이상의 시간이 소요되었다. 하지만 관전류 제어 방식에서는 관전류가 설정된 목표 값에 시간 지연 없이 즉각적으로 도달하였으며 그 때의 필라멘트 전류 값은 1,500 mA였다. 본 연구에서는 소형의 X-선 튜브에 고전압을 안정적으로 공급하는 제어 장치를 개발하였고, 방사선 영상장비로 사용함에 있어서는 관전류 제어 방식이 적합함을 보였다.

중심단어: 강내형 X-선 튜브, 제너레이터 제어, 관전류 제어