

악안면 초음파의 치주학적 활용

¹이화여자대학교부속 목동병원 치주과, ²이화여자대학교 의과대학 치과학교실 치주과
김 대 엽¹, 이 종 빈¹, 방 은 경^{1, 2}

ABSTRACT

Ultrasonography in periodontal diagnosis

¹Department of periodontology Mokdong Hospital Ewha Womans University,

²Department of periodontology School of Medicine Ewha Womans University
Dae-Yeob Kim¹, Jong-Bin Lee¹, Eun-Kyoung Pang^{1, 2}

Ultrasonography is one of the most common diagnostic tools in medical imaging with non-invasive and non-radiation loaded characteristics. In the field of dentistry, especially for periodontology, high frequency ultrasonic device can be used for several purposes such as evaluating gingival thickness, identifying the level of alveolar bone, measuring the volume of mucosa of donor site for soft tissue graft and so on. According to recent studies, it was demonstrated that ultrasonic diagnosis had both accuracy and repeatability comparable to conventional diagnostic tools. However, improvement and development of intra-oral probe suitable for adaptation to gingiva and palatal mucosa, are considered as prerequisites for diffusion of ultrasonic diagnosis in periodontology.

Key words : Ultrasonography, Ultrasound, Periodontal diagnosis

Corresponding Author

Eun-Kyoung Pang, DDS, PhD

Associate Professor

Department of Periodontology, School of Medicine, Ewha Womans University, 1071 Anyangcheon-ro, Yangcheon-gu, Seoul 07985, Korea.

Tel : +82-2-2650-2725, Fax : +82-2-2650-5764, E-mail : ekpang@ewha.ac.kr

I. 서론

음원(acoustic source)은 소리를 발생시키는 진동체로 정의할 수 있으며, 음원으로부터 발생하는 소리 에너지는 파동의 형태로서 매질을 따라 전파된다. 이

때 일정한 주파수(frequency)를 가지고 전파되는데, 이 주파수는 각 파동의 고유한 특징으로서 소리 또한 이 주파수 영역에 따라 구분할 수 있다. 초음파(ultrasound)는 인간의 가청 주파수 영역인 20 ~ 20,000Hz를 벗어나는 높은 주파수를 가지는 음파를

의미한다. 초음파는 직진, 투과, 굴절, 반사 등의 특성을 가지는데, 다른 두 매질의 경계면을 지날 때 반사되는 특성으로 인해 의학적 진단에 활용이 가능하다. 초음파는 비침습적이고, 실시간 영상의 획득이 가능할 뿐만 아니라 방사선 노출에 대한 부담이 없으며, 사용시 통증이 없는 진단 장비로서 진단 영상의 획득을 위해 의학 영역뿐만 아니라 치의학 영역에서도 사용되어 왔다¹⁾. 기존 치과용 진단을 위해 주로 사용되어 온 방사선이 가지는 피폭의 위험성을 없앴과 동시에 실시간 영상의 채득이 가능하다는 장점이 있으며, 장비가 공간을 적게 차지하며 검사시간에 비교적 짧아²⁾ 치과 영역에서 그 유용성이 증가할 것으로 판단되는 바, 초음파 장비의 작동 원리, 진단 영역에서의 초음파 활용의 역사 그리고 기대되는 활용 영역 등에 대해 살펴보고자 한다.

II. 본론

1. 초음파 진단의 원리

1880년 Pierre Curie와 Jacques Curie 형제에 의해, 압력을 받은 석영 결정으로부터 전위가 발생한다는 것이 밝혀지면서 압전 효과(piezoelectric effect)가 발견되었다³⁾. 압전 효과는 물질에 전압을 가했을 때 물질의 수축 또는 확장이 발생하여 용적이 변화하는 현상을 의미하며, 반대로 물질의 용적변화에 의해 전위가 발생 할 수 있다. 이러한 특성을 가지는 물질을 압전자(piezoelectric element) 라고 한다. 이러한 현상을 이용하여, 압전자에 전압을 가하면 압전자에 발생하는 진동으로 인해 초음파를 발생시킬 수 있다. 계면으로부터 반사되어 온 초음파신호의 수신 역시 압전자에 의해 이루어지는데, 초음파에 의한 진동이 압전자를 통해 전압신호로 변환된다⁴⁾. 최근에 사용되는 압전 물질로는PZT(lead zirconate titanate)와 같은 세라믹 물질이 있으며, 음향저항이 인체 조직과 유사하다는 장점을 가진다⁵⁾. 이처럼 초음

파 신호의 발신과 수신이 동시에 이루어지기 때문에 압전자를 변환기(transducer)라 부르며, 이 transducer를 포함하여 검사 과정에서 우리 몸에 직접 닿게 되는 부분을 탐촉자(probe)라 부른다⁴⁾. 검사 부위와 목적에 따라 다양한 형태와 크기의 probe가 사용되고 있다.

2. 초음파의 특성과 진단에의 활용

음파가 매질 표면에서 일부 반사되고 일부 통과하여 더 심부로 진행하는 것을 투과라 하며 이 과정에서 음파의 에너지가 감소하는 감쇠현상이 일어나 투과력 및 반사력을 잃게 된다⁶⁾. 초음파는 음파로서, 전자기파인 빛과는 달리 매질이 없으면 전파가 불가능하며 매질의 특성에 따라 전달 속도는 다르게 나타나고 동일한 매질 내에서는 같은 속도를 유지한다. 음파의 전파 속도는 매질의 밀도와 경도 또는 체적 탄성률에 의해 결정된다⁷⁾. 초음파의 인체 내 진행 속도는 평균 1,540 m/sec로 수분이 인체 구성성분의 대부분을 차지하기 때문에 물에서의 전파속도와 유사한 값을 보인다⁸⁾. 음파는 매질에 따라 고유한 저항치를 갖는데, 이 저항치를 음향저항(acoustic impedance)라 하며 음향저항은 매질의 밀도와 음파의 속도의 곱으로 나타내어진다⁴⁾. 매질의 음향저항에 따라 확산, 산란, 흡수 등이 일어나며, 서로 다른 매질의 경계를 지날 때에는 두 매질의 음향저항 차이에 따라 반사가 일어난다. 이때 반사되어 돌아오는 음파가 probe의 transducer를 통해 전기신호로 바뀌게 되면서 진단에 이용된다.

일반적으로 영상진단 목적으로 사용되는 초음파는 1MHz ~ 30MHz 내의 주파수를 사용한다⁴⁾. 주파수가 높을수록 감쇠량이 증가하는데, 이는 음파가 매질을 통과하면서 계면에서 반사 되거나 매질과의 마찰력에 의해 일부 에너지를 상실하기 때문이며 상실된 에너지는 열에너지로 전환되어 음파의 진행에 기여할 수 없게 된다⁶⁾. 한편, 생체 내의 두 반사체를 구분지어 식별할 수 있는 능력을 분해능이라 하는데, 파장이 짧을

수축 즉 주파수가 높을수록 더 높은 분해능을 가지게 된다. 즉, 주파수가 높을수록 감쇠량이 많아 심부조직의 진단에는 부적합한 반면, 주파수가 높을수록 가는 초점영역을 얻을 수 있어 더욱 선명한 영상을 얻을 수 있는 것이다⁴⁾. 이러한 특성은 transducer의 선택에 중요한 요인이 될 수 있다. 초음파의 이러한 특성으로 인해 비교적 표층에 위치한 구강악안면영역의 초음파 진단에는 상대적으로 높은 주파수 영역대를 이용하는 transducer를 사용하여 진단한다^{4, 6, 7)}.

3. 초음파 영상의 표시방법

1) A - mode

가장 기초적인 형태의 영상표시방법으로서 초음파의 반사부위를 탐촉자로 부터의 거리로 표시하며, 반사파의 세기를 파형의 높이, 즉 진폭으로 표시한다. A - mode라는 명칭 역시 진폭을 의미하는 “Amplitude”의 첫 글자 A로부터 유래하였다. 조직의 두께 또는 특정 조직계면까지의 거리 등을 측정하는 데에는 유리하나, 얻을 수 있는 정보가 제한적이며 탐촉자의 방향에 따라 측정값이 다르게 나타날 수 있어 현재는 대체로 사용되지 않는 방식이다⁹⁾.

2) M - mode

A-mode의 변형된 형태로서 움직이는 반사체의 운동상태를 탐지하고 표시한다. M - mode라는 명칭 역시 움직임을 나타내는 “Motion”의 첫글자 M으로부터 유래하였다. 심장판막이나 복부 스캔 시 대동맥의 운동, 태아의 심음을 기록하는데 사용된다^{4, 6)}.

3) B - mode

반사파의 세기를 점의 밝기로 표시하는 영상표시방법으로서 반사파의 세기가 강할수록 밝게 나타난다. 현재 사용되는 대부분 초음파 진단 장비에서 채택하고 있는 영상표시방식이다. 밝기를 나타내는 “Brightness”의 B를 따서 B-mode라 부른다. 최

근 기기들에서는 256이상 밝기 레벨이 제공되며 관찰 영역의 움직임이 실시간으로 영상화되어 나타난다¹⁰⁾.

4) D - mode

움직이고 있는 물체로부터 반사된 음파는 물체의 운동 속도에 따라 주파수 변화를 받게 된다는 도플러 효과에 기반하여 혈류량 측정에 사용된다. 혈액 내의 적혈구가 움직이는 반사체에 해당하며, 송신주파수와 수신주파수 차이를 통해 적혈구가 가까워져 오는지, 멀어지는지를 판단하며 혈류의 움직임 방향과 속도 즉, 혈관의 주행방향 및 혈류 속도 측정이 가능하다. “Doppler”의 D를 따라 D - mode라 칭한다⁶⁾.

4. 치주영역에서 초음파를 이용한 진단 역사

치과영역에서 초음파가 진단영역에 처음 사용된 것은 1963년으로 Baum 등은 15MHz의 transducer를 이용하여 치아의 내부 구조를 보고자 하였으나 영상의 선명도 및 질이 불량하였다¹¹⁾. 이 후로 초음파는 치아우식병소, 치아의 파절, 연조직 병소, 악안면부 골절, 치조골 결손 등의 진단, 치은의 두께 측정 등 다양한 목적으로 이용이 시도되어 왔다¹²⁾. 1970년 Spranger, 1982년 Muraoka 등은 치주영역에서 진단을 위해 초음파를 사용하기 시작하였는데 이들 연구는 방사선 노출 없이 치주조직의 구조를 분석하는데 초점을 맞추었고, 1985년 Fukukita 등은 20MHz transducer를 이용한 B-mode 스캔을 통해 치주질환자들에서 정확한 협측 치조골 높이를 측정하기 위한 연구를 시행하였다¹³⁾. 또한 1987년 Palou 등은 치주질환자에서 A - mode scan을 통해 치조골 형태분석 연구를 시행하였다¹⁴⁾. 이뿐만 아니라 초음파를 이용해 구강내 연조직 두께를 측정하기 위한 연구도 이어져왔는데, 1996년 Muller는 A-mode 스캔을 통해 치은의 두께를 측정하였으며¹⁵⁾, 1998년, 1999년 Wahl과 Jahn은 B-mode 스캔 영상을 이용한 초음파 진단을 통해 임플란트 식립 전 치은의 두께를 측정하였다¹³⁾.

국내에서도 2000년 정 등¹⁶⁾, 2006년 김 등¹⁷⁾, 2008년 Cha 등¹⁸⁾이 A-mode 스캔을 활용하여 구강 내 각 화치는 또는 구개점막 두께의 측정을 시도하였다.

이처럼 초음파가 치과 진단에 사용되기 시작하고 치주 분야로도 그 영역이 넓어지면서 여러 연구가 진행되어 왔는데, 현재까지 진행되어온 연구를 바탕으로 초음파가 이용될 수 있는 치주 진단 영역으로는 크게 치은 또는 임플란트 주위 점막의 두께 측정(그림 1), 치조골 높이 또는 치조골 결손부의 형태 파악, 연조직 이식술 시행을 위한 공여부의 술전 체적 평가 등이 있다.

5. 초음파를 이용한 치주 영역 진단의 정확성 및 재현성

초음파가 현재 사용되고 있는 periodontal probe 또는 endodontic file을 이용한 임상적 검사 방식과 방사선학적 검사와 함께 치주 영역의 진단에 활용되기 위해서는 진단 자체의 정확성 및 재현성의 확보가 필수적이라 할 수 있다. Tsiolis 등¹⁹⁾은 pig jaw model에 20MHz transducer를 이용한 B-mode 스캔을 통해 치은 두께를 측정하고 이 수치를 transgingival probing 측정 방식, 그리고 조직 시

편 제작 후 시행한 조직학적 측정 방식과 비교하여 그 정확성을 평가하였으며 각 측정방식의 재현성 또한 함께 평가하였다. 평가 결과, 세 측정방법 중 초음파 측정과 조직학적 측정 사이의 오차범위가 가장 적게 나타났다으며 재현성과 관련해서는 재현성 계수가 0.44 mm로 가장 낮은 재현성 계수를 보였다. 즉, 조직학적 측정방식을 기준으로 볼 때 초음파를 이용한 측정 방식이 transgingival probing을 통한 측정 방식보다 더 높은 정확도를 보이며, 세 측정방법 중 초음파 측정 방식이 재측정 시 발생한 오차가 가장 적었다고 할 수 있다. Muller and Kononen²⁰⁾은 33명의 환자를 대상으로 전체 치아에 대해 A-mode 스캔을 통해 각 치아 치주낭 깊이에서의 치은 두께를 반복적으로 측정하고 그 측정치 간의 오차를 평가하였다. 평가 결과 상악 견치, 상악 제1 소구치에서 0.03~0.05의 재현성 계수를 보여 가장 높은 재현성을 나타내었고 하악 전치, 하악 소구치 부위에서도 0.5~0.6의 비교적 양호한 재현성 계수를 나타내었다. 이러한 결과는 초음파를 이용한 치은 두께 측정이 신뢰할만한 재현성을 갖는다는 것을 보여주는 한편, 치아 종류 및 치은 두께에 따라 그 재현성이 다르게 나타날 수 있다는 것을 시사한다. 앞서 언급한 바와 같이 국내에서 진행된

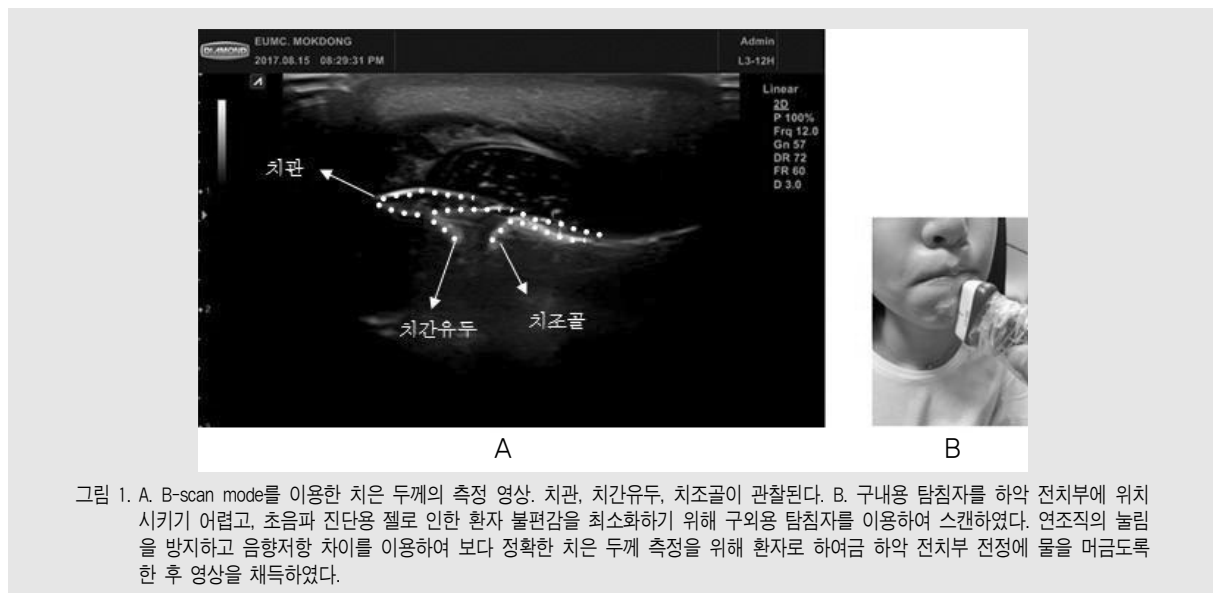


그림 1. A. B-scan mode를 이용한 치은 두께의 측정 영상. 치관, 치간유두, 치조골이 관찰된다. B. 구내용 탐침자를 하악 전치부에 위치시키기 어렵고, 초음파 진단용 젤로 인한 환자 불편감을 최소화하기 위해 구외용 탐침자를 이용하여 스캔하였다. 연조직의 눌림을 방지하고 음향저항 차이를 이용하여 보다 정확한 치은 두께 측정을 위해 환자로 하여금 하악 전치부 전정에 물을 머금도록 한 후 영상을 채득하였다.

연구에서도 초음파를 이용한 구개점막 또는 각화치은 두께를 측정하고자 하는 노력들이 있어왔으며 유사한 결과들이 보고되었다. 2006년 김 등¹⁷⁾은 A-mode 스캔을 지원하는 5MHz transducer를 가진 SDM (Krupp Medizintechnik, Esse, Germany, 그림 2)을 활용하여 30명의 환자를 대상으로 구개 점막의 두께를 측정하고 이 측정치를 transgingival probing을 이용해 얻어진 측정치와 비교하여 재현성을 평가하였다. 측정과정에서 발생하는 오차를 줄이기 위해 측정 전에 구개부를 인기한 템플릿을 제작하고 이 템플릿 상에 측정 위치를 표시한 후 이를 바탕으로 측정을 진행하였다는 점이 특징적이다. 결과를 보면 SDM을 이용한 초음파 측정 방식과 transgingival probing을 통한 측정방식 사이에는 상관관계수가 0.823으로 높은 상관관계를 나타내었으며 각 측정 방식 당 2회의 측정에서 각각 92.1%, 95%의 일치도를 보였다. 즉, 초음파 측정방식은 정확도 측면에서는 앞서 언급된 연구 결과와 마찬가지로 우수한 결과를 보이지만, 재현성 측면에서는 transgingival probing 방식에 뒤처지는 결과를 보였다. 이외에도 구강 내 전악에 걸쳐 각화치은의 두께를 A-mode 스캔 방식으로 측정한 2000년 정 등¹⁶⁾의 연구에서도 1999년 Muller 등²¹⁾의 연구결과와 유사한 0.24mm의 평균 오차를 보여 그 측정방식의 재현성이 높다는 것을 뒷받침하였다. 2008년 Cha 등의 연구에서는 A-mode 스캔을 통해 구개 점막 및 협측 부착치은 두께를 측정하여 교정용 mini screw

식립을 위한 술전 평가를 시행할 수 있음이 밝혀졌다.

임플란트와 관련하여, Culjat 등²²⁾은 pig jaw model에서 임플란트를 식립하고 상방부를 두께 1.3 mm의 연조직으로 coverage 한 후 B-mode 스캔을 통해 식립된 임플란트의 폭경, 임플란트 상방부 연조직의 두께를 측정하고 이 수치를 각각 제조사에서 제공하는 임플란트 제원, calipers를 이용해 측정된 연조직 두께와 비교하였다. 연구에 사용된 임플란트는 티타늄 주성분의 임플란트로서 음향저항 수치가 연조직 및 골조직에 비해 매우 크기 때문에 초음파 이미지 상 비교적 명확하게 확인이 가능하였고 그 폭경 또한 측정치와 제공된 제원 사이에 매우 근사하였다. 또한 초음파를 이용하여 측정한 임플란트 상방부 연조직 두께와 캘리퍼를 이용하여 측정한 수치 사이의 오차는 $\pm 0.3\text{mm}$ 로 비교적 높은 정확성을 보임이 확인되었다. 이뿐만 아니라 초음파를 이용해 좀더 세밀한 구조의 평가도 시도되었는데, Zimbran²³⁾ 등은 교정력이 작용함에 따른 치주인대 및 유리치은 두께가 어떻게 변화하는지 B-mode 스캔을 지원하는 구외용 40MHz transducer를 가진 SonoTouch (Ultrasonix medical Coporation, Richimond, Canada, 그림 3)를 통해 평가함으로써 고해상도 초음파 진단장비를 이용해 미세구조의 연구가 가능함을 보여주었다.

최근에는 초음파 스캔을 통해 2차원적 영상뿐만 아니라 기존의 컴퓨터단층촬영의 원리와 유사한 방식으로 여러 장의 단층 초음파영상을 얻고 이들 영상을 이

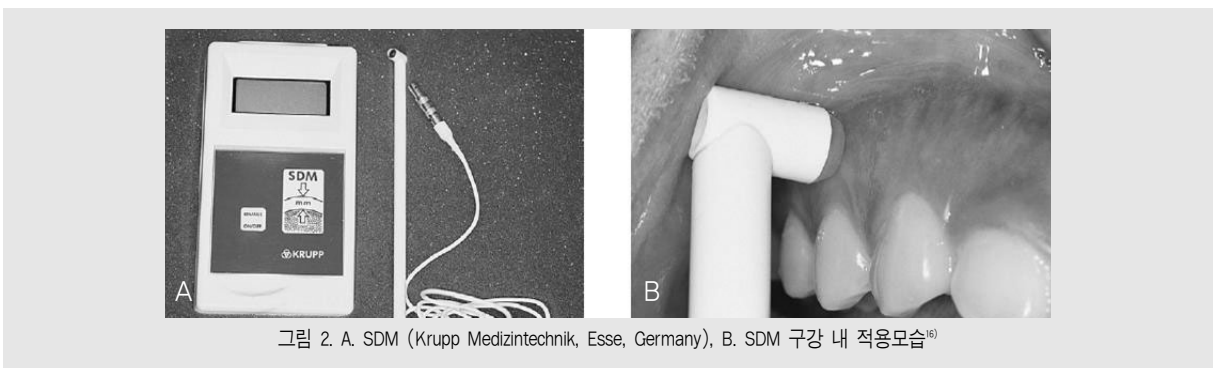


그림 2. A. SDM (Krupp Medizintechnik, Esse, Germany), B. SDM 구강 내 적용모습¹⁶⁾

용하여 3차원적으로 재구성하는 기술이 도입되었다. Mahmoud 등²⁴⁾은 in vitro 환경에서 고주파 transducer를 통해 카테바 하악골의 B-mode 영상을 얻고 프로그램을 통해 영상을 재구성하여 최대 24

μm의 고해상도 3차원 초음파 영상을 획득하는데 성공하였으며 이 때 걸린 시간은 채 30초가 넘지 않았다고 보고하였다(그림 4). 방사선 노출 없이 비교적 단시간에 치조골의 고해상도 3차원 영상 획득이 가능해짐에



그림 3. A. SonoTouch (Ultrasonix medical Coporation, Richmond, Canada), B. 탐침자를 위치시킨 모습, C. 획득한 초음파 영상. 치관, 치조골, 치은 및 탐침자에 맞닿고 있는 연조직이 관찰된다.²⁴⁾

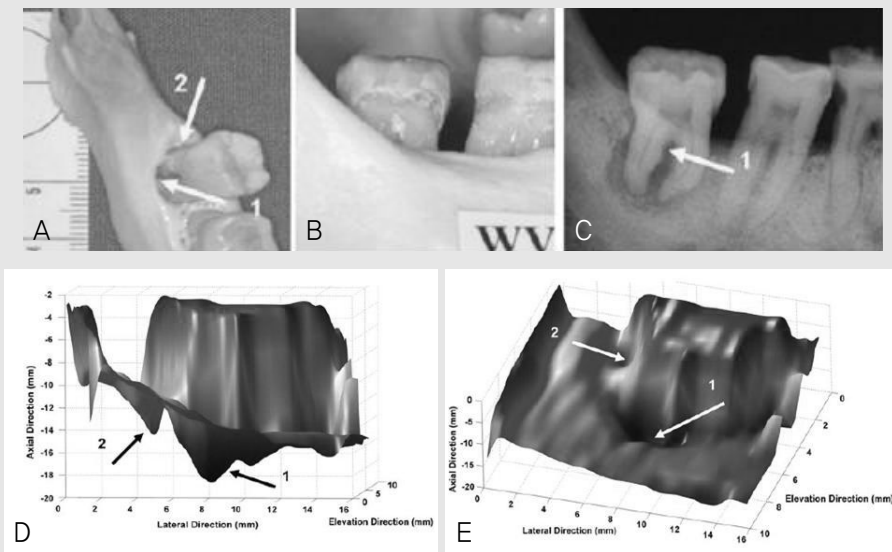


그림 4. A, B. 카테바 하악골의 골내낭, C. 치근단방사선사진 상 골내낭, D, E. 3차원 초음파 영상으로 재구성된 골내낭의 모습²⁴⁾

따라 이를 바탕으로 치주질환에 따른 치조골 결손의 평가 및 치료에 적용이 가능할 것으로 사료된다.

Ⅲ. 결론 및 제언

이상 살펴본 바와 같이 초음파는 현재 임상에서 사용되고 있는 임상 진단 방법 및 방사선학적 진단 방법에 비해 덜 침습적이며, 방사선 피폭으로 인한 위험성으로부터 자유롭고 실시간 영상의 획득이 가능하다는 장점을 지닌다. 뿐만 아니라 정확성 및 재현성의 측면에서도 기존 진단 방법과 비교할 때 유사하거나 더 나은 측정 결과를 보여준다는 것이 연구를 통해 증명되고 있다.

이러한 장점에도 불구하고 1963년 치과영역에 초음파 진단이 처음 도입된 이래 50여년이 지난 지금까지도 초음파는 치과영역에서 부가적인 진단 장비로서도 자리를 잡고 있지 못한 것이 현실이다. 초음파가 비침습적이며 정확한 진단 장비로서 의과의 여러 영역에서 필수적인 요소가 되었음을 고려할 때 치과영역에서의 저조한 활용도는 구강악안면영역의 해부학적 특수성과 그 동안의 기술적 한계에 기인한 것이라 사료된다. 즉, 현재까지 개발된 장비들은, 제한적인 정보만을 제공하는 A-mode 스캔용 탐침자를 제외하곤 부피가 크고 형태적 한계로 인해 구강 내 여러 부위에 적합이 어렵다. 2000년 장 등¹⁶⁾은 A-mode 스캔용 탐침자를 사용하였음에도 불구하고 구치부에서 정확한

부위로 기구를 위치시키는 데에 어려움이 있으며, 구개측에서는 rugae 등의 존재로 정확한 평가가 어려웠다고 기술하고 있다. 특히나 치주 영역에서 활용의 측면에서, 협설측 치은 두께 및 치조골 형태 평가, 구개점막의 체적 측정 등이 이루어지기 위해서는 필수적으로 탐침자가 구강 내에 자유로이 위치 될 수 있어야 한다. 그러나 현재까지 출시된 탐침자는 그 형태 및 부피로 인해 구강 내 움직임에 제약이 크다. 앞서 언급된 연구들 중 다수가 환자의 구강 내에서 이루어진 연구가 아니며, 환자를 대상으로 한 유사한 주제의 연구들 간에도 그 측정방식이 명확히 확립되지 못했다는 점이 이러한 어려움을 반증한다고 볼 수 있다. 뿐만 아니라 연조직 두께 측정과 같은 경우 측정 시 탐침자를 위치시키는 과정에서 발생하는 압력이 측정하고자 하는 부위 연조직 두께에 영향을 미칠 수 있으므로 이에 대한 측정 방식 확립이 요구된다. 이와 함께 구강 내에 초음파 진단용 젤을 적용하는 경우 환자에게 많은 불편감을 유발할 수 있기 때문에 이에 대한 개선도 고려되어야 한다. 또한 치주 영역에서 연구의 대상이 되는 해부학적 구조물들은 치은조직, 치주 인대, 치조골 등과 같이 상대적으로 미세한 구조물들로서 고해상도 초음파 진단 장비의 사용이 요구되는 만큼 해당 장비의 보급 또한 필수적이라 할 수 있다. 관련 장비의 개선과 더불어 연구 대상 부위의 해부학적 이해도를 높이고 및 초음파 진단의 원리를 이해함으로써 그 활용도를 증가시킬 수 있을 것이라 판단된다.

참 고 문 헌

1. Salmon B, Le Denmat D. Intraoral ultrasonography: development of a specific high-frequency probe and clinical pilot study, *Clin Oral Investig* 2012;16:643-649.
2. Al-Belasy FA. Ultrasound-guided drainage of submasseteric space abscesses, *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:36-41.
3. Mould RF. Pierre curie, 1859-1906, *Curr Oncol* 2007;14:74-82.
4. 천영국. 임상강좌 __ Basic diagnostic tools for medical diseases : 복부초음파의 기본 원리 및 초음파 기기 이해, 대한내과학회 추계학술대회 2013;2013:62-68.
5. Wells PN. Ultrasound imaging, *Phys Med Biol* 2006;51:R83-98.
6. 신상진, 정병진. 초음파 영상의 원리 및 이해 = Principle and Comprehension of Ultrasound Imaging, 대한정형외과학회지 2013;48:325-333.
7. Bushberg JT. The essential physics of medical imaging, 3rd ed, Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2012. p xii, 1030 p.
8. Bianchi S, Martinoli C. Ultrasound of the musculoskeletal system, Berlin ; New York: Springer; 2007. p xiv, 974 p.
9. 정파종. 초음파기기의 이해 및 이용 = Basic Knowledge of Ultrasonography and Its Clinical Use, The Korean journal of Endocrine Surgery 2008;8:1-6.
10. Hangiandreou NJ. AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Topics in US: B-mode US: basic concepts and new technology, *Radiographics* 2003;23:1019-1033.
11. Baum G, Greenwood I, Slawski S, Smirnow R. Observation of internal structures of teeth by ultrasonography, *Science* 1963;139:495-496.
12. Marotti J, Heger S, Tinschert J et al. Recent advances of ultrasound imaging in dentistry--a review of the literature, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013;115:819-832.
13. Tzoumpas M, Mohr B, Kurtulus-Waschulewski I, Wahl G. The Use of High-Frequency Ultrasound in the Measurement of Thickness of the Maxillary Attached Gingiva, *Int J Prosthodont* 2015;28:374-382.
14. Palou ME, McQuade MJ, Rossmann JA. The use of ultrasound for the determination of periodontal bone morphology, *J Periodontol* 1987;58:262-265.
15. Eger T, Muller HP, Heinecke A. Ultrasonic determination of gingival thickness. Subject variation and influence of tooth type and clinical features, *J Clin Periodontol* 1996;23:839-845.
16. 장문택, 김형섭, 이광원. 연조직두께 측정기구 (SDM)의 재현성에 관한 연구, *Journal of Periodontal & Implant Science* 2000;30:483-490.
17. 김태우, 이재관, 엄흥식, 장범석. 치주탐침과 초음파기구를 이용한 구개 점막 두께 측정치의 비교 연구 *Journal of Periodontal & Implant Science* 2006;36:901-911.
18. Cha BK, Lee YH, Lee NK et al. Soft tissue thickness for placement of an orthodontic miniscrew using an ultrasonic device, *Angle Orthod* 2008;78:403-408.
19. Tsiolis FI, Needleman IG, Griffiths GS. Periodontal ultrasonography, *J Clin Periodontol* 2003;30:849-854.
20. Muller HP, Barrieshi-Nusair KM, Kononen E. Repeatability of ultrasonic determination of gingival thickness, *Clin Oral Investig* 2007;11:439-442.
21. Muller HP, Schaller N, Eger T. Ultrasonic determination of thickness of masticatory mucosa: a methodologic study, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;88:248-253.
22. Culjat MO, Choi M, Singh RS, White SN. Ultrasound imaging of dental implants, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012;2012:456-459.
23. Zimbran A, Dudea D, Gasparik C, Dudea S. Ultrasonographic evaluation of periodontal changes during orthodontic tooth movement - work in progress, *Clujul Med* 2017;90:93-98.
24. Mahmoud AM, Ngan P, Crout R, Mukdadi OM. High-resolution 3D ultrasound jawbone surface imaging for diagnosis of periodontal bony defects: an in vitro study, *Ann Biomed Eng* 2010;38:3409-3422.