〔논 문〕 - 비파괴검사학회지
Journal of the Korean Society for Nondestructive Testing
Vol. 30, No. 5 (2011. 10)

AE 센서 부착법에 따른 치아/복합레진의 파괴 신호 분석

Analysis of Fracture Signals from Tooth/Composite Restoration According to AE Sensor Attachment

구자욱*, 최낙삼**†

Ja-Uk Gu* and Nak-Sam Choi**†

초 록 본 연구에서는 치아 시편에 AE 센서를 직접 부착하는 방법과 웨이브 가이드(waveguide)를 사용하는 방법을 이용하여 치아에 충전된 치과용 복합레진의 광중합 수축에 따른 AE 신호를 검출하여 해석하였다. PMMA, 스테인리스 스틸, 인간 치아 시편을 사용하여 AE hit와 AE 진폭(amplitude) 거동을 비교하였다. 웨이브 가이드를 사용한 경우 전파 중에 발생하는 반사파에 의한 파형의 변형으로 진폭 및 hit 수의 감소가 나타났으나, 시편의 재질에 따른 신호의 발생빈도와 1차 중심주파수의 대역은 웨이브 가이드 사용 여부에 따라 차이가 없었다.

주요용어: 치과용 복합레진, 음향방출, 광중합 수축, 비파괴평가, 웨이브 가이드

Abstract Acoustic emission(AE) signals during the polymerization shrinkage of composite resin subjected to the LED light exposure were detected through a wave guide method and a direct sensor attachment method. For PMMA, human tooth, stainless steel substrate, data of AE hits and amplitudes were compared. For the test using the wave guide, AE amplitudes decreased because of the attenuant wave. However, AE hits and 1st peak frequency distribution were not different according to the sensor attachments. Through the experiments, wave guide could be used for a nondestructive evaluation of the marginal disintegrative fracture of dental restoration.

Keywords: Dental Composite Restoration, Acoustic Emission(AE), Light Polymerization Shrinkage, Nondestructive Evaluation, Waveguide

1. 서 론

치과용 복합레진(dental composite resin)은 충치를 치료하고 손상된 치아를 회복시키는 수복재(restorative materials)로써, 치료시 작업이 우수하고 파절 저항성과 마모 저항성이 높아 치료후 보존성이 높은 장점을 가지고 있다. 또한 환자의 치아 색상과 모양이 비슷하여 심미성이 우수한 이유로 은 아말감이나 금 인레이 같은 금속 수복재의 대체물로 그 사용이 증가하고 있다. 특히 인체에 무해하며 작업성이 탁월한 가시광선을 이용하여 복합레진을 경화시키는 광중합형이 주류를 이루고 있으며 이러한 광중합형 복합레진 수복재는 캄포퀴논(camphorquinone)과 같은 광개시제에 의한 중합 반응으로부터 선 수축 및 부피 수축이 일어나게 된다.

복합레진은 중합체기질(polymer matrix), 충진제(filler), 연결제(coupling agent), 기시제(initiator)로 구성된다. 레진 기질은 자유라디칼 중합(free radical polymerization) 기전에 의해 중합되어 시

[접수일: 2011. 8. 12, 수정일: 2011. 9. 16, 게재확정일: 2011. 10. 7] *한양대학교 대학원 기계공학과, **한양대학교 기계공학과, †Corresponding Author: Department of Mechanical Engineering, Hanyang University, Ansan-si 426-791, Korea (E-mail: nschoi@hanyang.ac.kr)

간에 따라 부피 수축이 일어나며 복합레진 수복시 모재는 수축 변형이 발생한다. 치아의 와동(cavity)에 충전된 복합레진이 광중합에 의해 중합수축하게 되면, 치질과의 접착계면에서 축방향 인장응력이 발생하게 되어 치아와 복합레진의 결합강도가 불충분할 경우에는 치아의 법랑질(enamel) 또는 상아질(dentin)과 수복용 레진 사이에 갭(gap) 형성과 미세누출(microleakage)을 야기할 수 있다. 미세누출이 발생하면 치료된 치아에서는 변연 누출 및 이차우식(second caries)의 발생, 시술후 환자의 과민 반응(tooth hyper-sensitivity), 치아 파절 등과 같은 문제점을 유발하여[1-3] 치아의 수명을 현저히 저하시킨다. 따라서 레진 수복재와 치아질과의 완전한 접착과 복합레진 수복재의 중합 수축응력 측정은 임상적으로 매우 중요하다.

치아/수복재 계면부의 평가 방법으로는 미소시험법[4,5], SEM(scanning electron microscopy)관찰법[6], 염료침투법(dye penetration method)[7] 등이 보고 되어있다. 그러나 이 실험들을 통한 연구 결과를 살펴보면 치아의 상아질과 수복재 부분의 계면 강도 평가가 미흡하고, 광 조사에 따른 레진의 중합 경화 과정에서 발생되는 계면 결함 발생 시점을 실시간으로 알 수 없는 것이 큰 단점이다.

음향방출측정법은 재료가 외적하중을 받아 재료 내부에서 미세한 손상과 균열, 소성변형이 발생할 때에 방출되는 탄성파를 재료 혹은 구조물 표면에 장착한 센서로 실시간 온라인 검출하여 해석하는 비파괴진단법이며, 재료의 상태와 물성연구 및 구조물의 파괴예측을 가능케 하므로, 공학분야의 다방면에 응용되고 있다. 이에 저자는 선행 연구에서 스트레인 게이지법을 이용하여 복합레진 수복재의 중합수축 거동을 관찰하고, 치아/수복재 계면에 음향방출법(AE)을 새롭게 적용하여, 치아에 충전된 복합레진의 수축에 따른 치아/수복재 계면부 균열 발생 상태를 실시간 모니터링하고 중합수축 거동과 비교하여 계면 균열발생 메커니즘을 시간함수로써 해석하였다[8]. 연구 결과로부터 시편의 재질과 수복재의 접착 상태에 따라 AE 신호에 차이가 있음을 알았다.

선행연구에서 제작한 웨이브 가이드(wave guide) 판봉을 이용한 음향방출시험법은 AE 센서와 시편의 크기에 영향을 받지 않도록 웨이브 가이드를 직접 제작하기 때문에 실험자가 보유하고 있는 센서를 이용하여 치아의 전치부(앞니: anterior teeth), 구치부(어금니: posterior teeth) 등에 관계없이 다양한 형태의 수복치아를 평가할 수 있는 장점이 있다. 그러나 웨이브 가이드 판봉 내에서의 반사파가 교란하여 치아 계면에서 발생한 AE의 본래 파형이 변형될 수 있고, 시편에 센서를 직접 부착하여 얻는 신호보다 웨이브 가이드를 이용한 방법에서 검출된 신호가 약해지거나 전파 중 소멸할 수 있다. 따라서 치아/복합레진 계면에서 발생하는 신호의 파라미터를 정확히 분석하기 위해서는 치아 시편에 AE 센서를 직접 부착하는 방법을 고안할 필요가 있다.

본 연구에서는 웨이브 가이드를 이용하여 치아/복합레진 계면에서 검출된 AE 신호와 시편에 AE 센서를 직접 부착하여 얻은 AE 신호 특성을 비교하여 치아/복합레진의 계면 파괴특성을 평가한다.

2. 실험 방법

2.1. 시편 제작

본 연구를 위하여 시편은 외경 8 mm, 높이 3 mm의 원반에 내경 6 mm, 깊이 2 mm의 구멍을 낸 비관통형으로 제작하여 치아의 제1급 와동(class 1 cavity)을 모사하였고, 스테인리스 스틸, PMMA, 인간 치아의 3 종류로 제작하였다(Fig. 1). 인간 치아는 최근에 발거한 건전한 영구 대구치를 발거 직후 세척하여 0.25 % sodium azide

(a) (b) (c)

Fig. 1 The specimens for acoustic emission measurement (a: stainless steel. b: tooth) and class 1 cavity of human tooth (c)

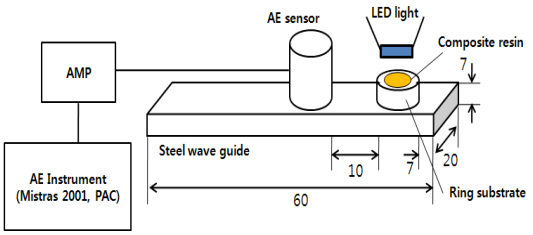
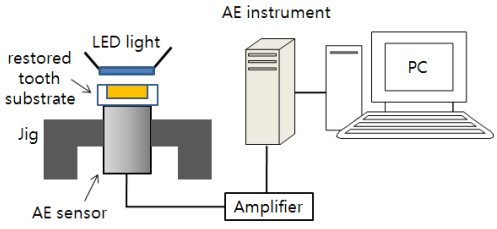
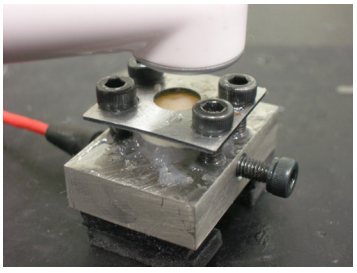


Fig. 2 Schematic of acoustic emission measurement in composite restoration using a wave guide



(a)



(b)

Fig. 3 Schematic(a) and photo(b) of acoustic emission measurement during composite restoration using a direct sensor attachment

(아지드화 나트륨, NaN_2)가 혼합된 링거액에 보관한 후, 치아 윗면으로부터 기계 가공을 하였다. 치과용 핸드피스(handpiece)로 와동 형성 부위를 일부 삭제한 후, 외경 4 mm와 6 mm의 텅스텐-카바이드 엔드밀(EM810040 & EM810060, X-Power, Korea)을 사용하여 단계적으로 가공하였다. 가공 중 치아의 파손을 막기 위해 엔드밀의 외경이 작은 것을 먼저 사용하여 고속회전 및 저속이송을 하고 수냉을 하면서 가공하였다.

2.2. Wave Guide 적용법

준비된 링 시편의 내벽에 접착제(Clearfil 3S, Kuraray, Japan)를 고르게 도포하고 복합레진(Clearfil AP-X, Kuraray, Japan)을 한번에 충전하였다. 시편의 외부 바닥면에 액상의 커플런트(vacuum grease couplant)를 바르고 별도로 제작한 고정 장치를 이용하여 웨이브 가이드의 한쪽 끝에 시편을 고정하였다(Fig. 2). AE 센서는 시편의 중심으로부터 20 mm 떨어진 지점에 커플런트와 고정구를 이용하여 웨이브 가이드 위에 부착하였다. 고정 장치의 강철 덮개 중앙부에는 직경 7 mm의 구멍을 내어 LED가 복합레진부에 잘 닿아 원활한 중합 작용이 일어나도록 하였다. AE 센서와 고정구 사이, 시편과 고정구 사이에는 두께 0.5 mm의 얇은 고무판을 삽입하여 기계적 접촉에 의해 발생할 수 있는 노이즈를 차단하였다. 사용한 AE 센서의 작동 주파수 대역은 100~600 kHz 이며 최고감도 주파수(peak frequency)는 275 kHz 이다. 프리앰프(Pre-amp)의 게인값(gain)은 40 dB로 하였고, 문턱 전압값(threshold level)은 미소한 신호를 획득할 수 있도록 25 dB 로 낮게 설정하였다. AE 신호의 측정은 미국 PAC사의 Mistras 시스템과 MI-TRA 프로그램을 이용하였으며, 검출된 AE 신호 중에서 지속시간(duration time)이 1 μs 이하인 신호는 잡음 처리 하였다. LED 광 조사는 20초 동안 가해지고 AE 측정은 광 조사 시작부터 90분 동안 진행하였다.

2.3. 센서 직접 부착 실험법

시편에 AE 센서를 직접 부착하는 방법은 Fig. 3과 같다. 센서의 검출면이 위쪽을 향하도록 고정한 후 검출면 위에 진공 커플런트가 발라진 시편을 올려놓는다. 웨이브 가이드 이용법과 같이 시편 위에 강철 덮개를 올려놓고 고정하여 시편이 센서와 완전히 접착할 수 있도록 하였다. 복합레진의 광 조사와 AE 신호 검출 방법은 2.2의 방법과 동일하게 진행한다.

3. 실험결과 및 고찰

Fig. 4는 웨이브 가이드를 이용하여 검출된 AE hit수의 평균을 시간 간격에 따라 나타낸 것이다. 실험 방법과 저자의 이전 연구 결과를 참고하여, 복합레진에 광 조사를 가하는 0-20초와 복합레진의 중합 수축률이 급격히 증가하는 20초-1분으로

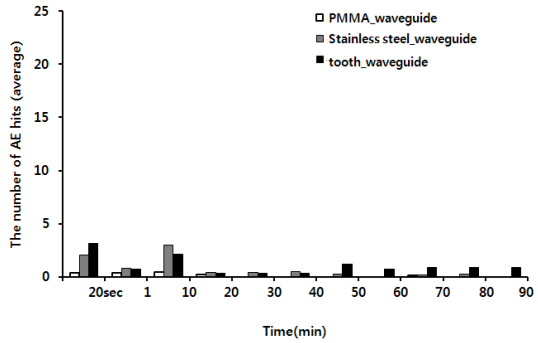


Fig. 4 Detection results of the number of AE hits during composite restoration using a waveguide

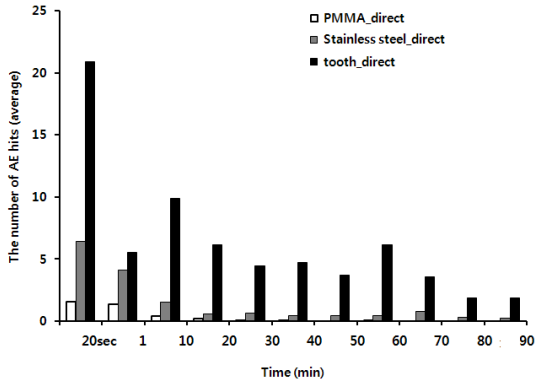


Fig. 5 Detection results of the number of AE hits during composite restoration using direct sensor attachment

구간을 나누었다. 이후 중합 수축률이 일정하게 유지되는 구간은 10분 단위로 나누었다. 세가지 재질의 시편 모두 저자의 이전 연구에서의 복합레진 수축 거동 결과[8]와 같이 복합레진의 중합 수축률이 급격히 증가하는 광조사 초기(1분 전후)에 AE 신호의 밀집도가 높았다. PMMA 시편의 경우 광중합 초기 매우 적은 AE 신호가 검출되었으나, 1분 이내에 검출된 신호의 수가 전체의 약 46 %였으며 20분 이내에는 92 % 이상이 검출되었다(Table 1). 스테인리스 스틸 시편에서는 1분 이내에 검출된 신호가 전체의 약 36 %를 차지하고, 20분 이내에는 80 %를 차지하였으며 이는 PMMA 실험 결과와 유사하였다. 치아 시편에서도 초기 1분에 검출된 신호의 수가 전체의 약 34 %로서 발생 빈도가 높았으나, 이후 구간에서는 지속적으로 적은 수의 신호가 랜덤하게 검출되어 실험 시간에 대한 검출 신호 누적 %의 증가폭이 완만한 특성을 보였다.

Fig. 5는 시편에 센서를 직접 부착한 실험에서 검출된 AE hit 수의 평균값을 시간 간격으로 나타낸 것이다. PMMA 시편에서 1분 이내에 검출된 신호의 수는 전체의 약 77 %였으며 20분 이내에는 92 % 이상이 검출되었다. 1분 이내에 검출된 신호수의 평균은 웨이브 가이드를 이용한 실험에서 보다 약 5배 많았다. 스테인리스 스틸 시편에서 1분 이내에 검출된 신호는 전체의 약 66 %이며, 20분 이내에는 80 %이었다. 1분 이내에 검출된 신호수의 평균은 웨이브 가이드를 이용한 실험에서 보다 약 4.5배 많았다. 치아 시편에서 1분 이내에 검출된 신호의 수는 전체의 약 38 %였으며 20분 이내에는 약 62 % 검출되었다. 1분 이내에 검출된 신호수의 평균은 웨이브 가이드를 이용한 실험에서 보다 약 11배 많았다.

세가지 시편 모두 웨이브 가이드를 이용한 실험에서 검출된 AE 신호의 수가 확연히 줄었으나, 신호의 분포는 AE 센서 부착 방법에 따라 다르지 않음을 알 수 있다.

Fig. 6은 PMMA와 스테인리스 스틸 시편에서 검출된 AE 신호의 최대 진폭(amplitude) 분포를 나타낸다. PMMA와 스테인리스 스틸은 웨이브

Table 1 The number of AE hits and percentage detected in various substrate according to the attachment methods

Method	Material (n)	~20sec	~1min	~10min	~20min	~30min	~40min	~50min	~60min	~70min	~80min	~90min
Direct	PMMA (10)	1.6 (41.03)	1.4 (35.90)	0.4 (10.26)	0.2 (5.13)	0.1 (2.57)	0.1 (2.57)	0 (0)	0.1	0 (0)	0 (0)	0 (0)
	Stainless steel (9)	7.33 (35.29)	5 (24.06)	2 (9.63)	1 (4.81)	0.89 (4.28)	0.89 (4.28)	0.89 (4.28)	0.67 (3.21)	0.89 (4.28)	0.89 (4.28)	0.34
	Tooth (7)	34.14 (29.76)	9 (24.06)	17.71 (45.44)	10.43 (9.09)	6.71 (5.85)	7.57 (6.60)	6.14 (5.35)	8.43 (7.38)	6.14 (5.35)	4.71 (4.11)	3.71 (3.24)
Wave guide	PMMA (9)	0.33 (23.08)	0.33 (23.08)	0.44 (30.77)	0.22 (15.38)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0.11 (7.69)	0 (0)	0 (0)
	Stainless steel (8)	2 (26.23)	0.75 (9.84)	3 (39.34)	0.38 (4.92)	0.38 (4.92)	0.5 (6.56)	0.25 (3.28)	0 (0)	0.13 (1.64)	0.25 (3.28)	0 (0)
	Tooth (7)	3.14 (27.85)	0.71 (6.33)	2.14 (18.99)	0.29 (2.53)	0.29 (2.53)	0.29 (2.53)	1.14 (10.13)	0.71 (6.33)	0.86 (7.60)	0.86 (7.60)	0.86 (7.60)

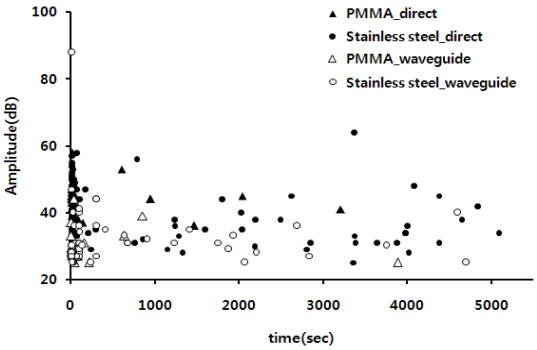


Fig. 6 AE peak amplitude distribution versus time during composite restoration of PMMA and stainless steel substrate

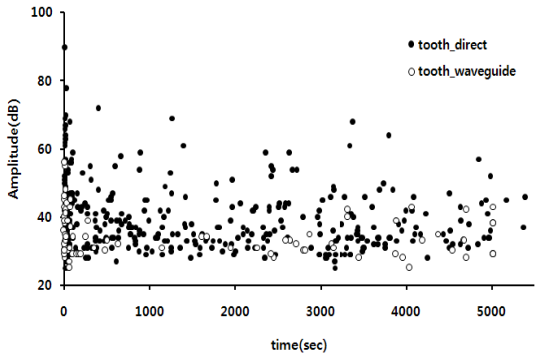


Fig. 7 AE peak amplitude distribution versus time during composite restoration of human tooth substrate

가이드를 이용한 실험과 센서를 시편에 직접 부착한 실험 모두에서 재질에 따른 진폭의 차이가 뚜렷하지 않았다. 그러나 두 재질의 시편 모두 웨이브 가이드를 사용한 실험에서 검출된 신호들의 약 90 %가 25-40 dB 이었고, 센서를 시편에 직접 부착한 실험에서 40-60 dB의 신호들이 복합레진 광중합 초기 구간에서 다수 검출된 것을 알 수 있다. 치아 시편에서도 웨이브 가이드를 사용한 실험에서 검출된 신호들 중 약 80 %가 25-45 dB 이고 약 20 %가 40-60 dB 이었으나, 센서를 직접 부착한 실험에서는 전체 구간에서 검출된 다수의 25-45 dB의 신호들이 약 65 % 이었으며 40-60 dB 신호들은 약 30 %로 많아졌다. 45-80 dB의 강한 신호들은 약 4 % 정도로 검출되었다 (Fig. 7).

재료의 파괴로부터 발생하는 AE는 웨이브 가이드를 지나면서 신호의 크기가 감쇠하게 되어

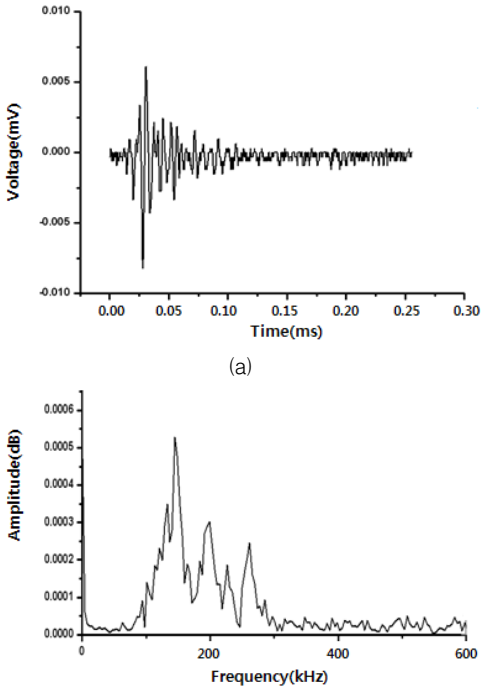


Fig. 8 AE signal (a) and FFT result (b) from tooth substrate using direct sensor attachment

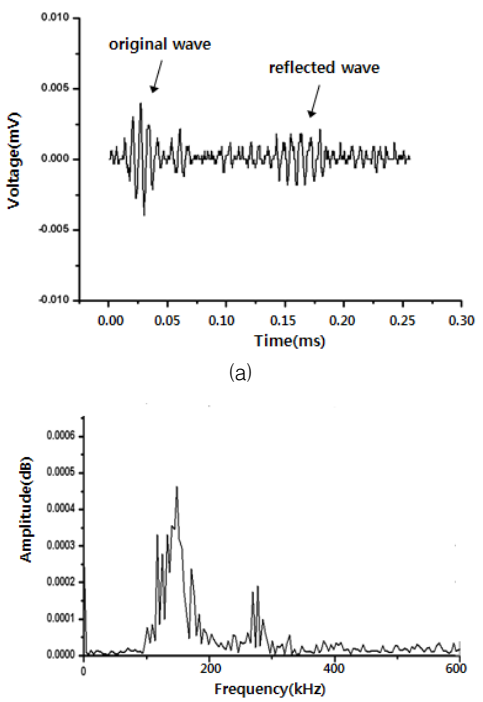


Fig. 9 AE signal(a) and FFT result(b) from tooth substrate using wave guide method

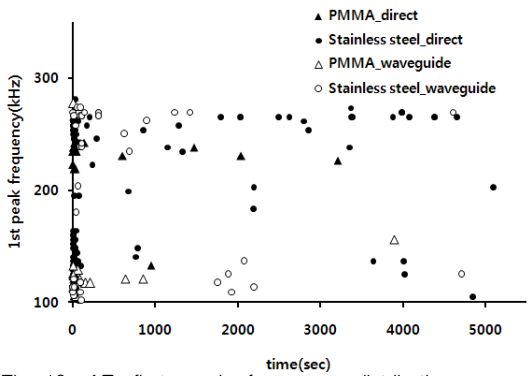


Fig. 10 AE first peak frequency distribution versus time in composite restoration of PMMA and stainless steel substrate

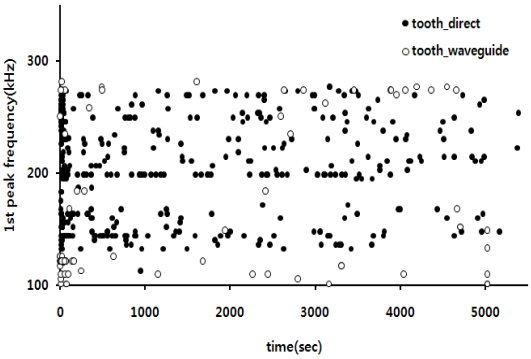


Fig. 11 AE first peak frequency distribution versus time in composite restoration of human tooth substrate

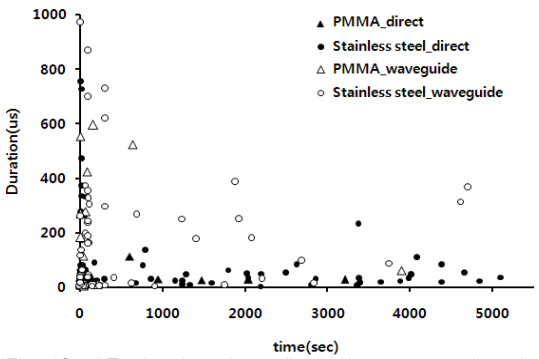


Fig. 12 AE duration time distribution versus time in composite restoration of PMMA and stainless steel substrate

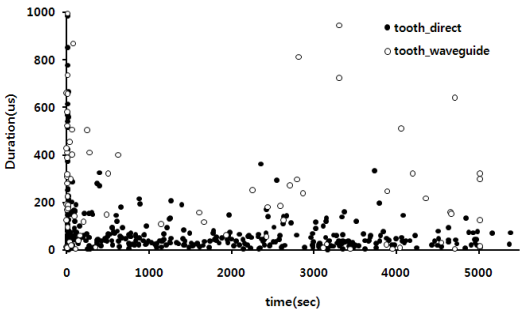


Fig. 13 AE duration time distribution versus time in composite restoration of human tooth substrate

신호가 소멸되거나, 문턱 전압값으로 설정한 25 dB 이하가 되어 센서가 신호를 감지하지 못하게 된다. 이에 따라 웨이브 가이드를 이용한 실험에서 검출된 AE 신호의 수가 센서를 시편에 직접 부착한 실험보다 적었던 것이다. PMMA는 의치(denture)에 함유되는 레진의 주성분이므로 접착이 용이하고, 강성이 낮아 충분히 압축 변형하므로 접착제와 PMMA 사이의 계면에서 크랙의 발생이 적어 이에 따라 매우 적은 수의 AE 신호가 검출되어 센서 접착 방식에 따른 hit수의 차이가 뚜렷하지 않았다. 인간의 치아 구성 조직은 크게 법랑질(enamel)과 상아질(dentin)로 나뉘는데 이 중 상아질은 유기질 성분이 법랑질에 비해 훨씬 높고 상아세관을 통해 치수(pulp)로부터 지속적으로 수분이 공급되어 복합레진과 접착재의 나노필러간의 결합에 방해를 준다. 이는 복합레진/치아 계면에 미소크랙이 쉽게 생성되게 하는 원인이 되어 많은 AE 신호가 검출되었다. 한편 실험용으로 수집한 치아들은 구성 조직의 비율과 건강 상태가 일정하지 않기 때문에 실험 결과의 편차가 크게 나타났다.

Fig. 8과 9는 치아 시편에서 검출된 신호의 파형과 FFT 분석 결과를 AE 센서 부착 방식에 따라 나타낸 것이다. 센서를 직접 부착한 실험에서 검출된 신호는 전형적인 돌발형이었다. 웨이브 가이드를 사용한 실험에서 검출된 신호는 상승시간이 길고, 센서를 시편에 직접 부착한 실험에서 검출된 신호보다 낮은 진폭을 가지고 있었다. 또한 돌발형의 파형이 나타난 뒤 그보다 작은 진폭의 돌발형의 파형이 연속적으로 이어진 특성을 보였는데, 이는 웨이브 가이드의 경계면과 모드 전환에 의해 반사된 신호의 중첩 때문으로 사료된다. Fig. 10과 11은 검출된 신호의 주파수 분포를 나타낸다. 1차 중심주파수를 기준으로 100-200 kHz의 저주파수와 230-300 kHz의 고주파수 영역의 신호들로 나눌 수 있었는데 세가지 재질

의 시편 모두 신호 분포 특성은 웨이브 가이드의 사용 여부에 의한 영향이 거의 없음을 알 수 있다. 100-200 kHz의 신호들은 레진의 계면부에서 발생하는 미소크랙에 의한 것이며 230-300 kHz 영역대의 신호들은 광 조사가 끝난 후부터 꾸준히 검출된 것으로 보아, 크랙의 진전에 따른 복합재 내의 강화 입자 파괴 혹은 수지의 급격한 파괴로부터 발생한 것으로 사료된다[9,10].

Fig. 12와 13은 검출된 AE 신호의 지속시간(duration time) 분포를 나타낸다. 센서를 시편에 직접 부착한 실험에서는 시편의 재질에 관계없이, 검출된 신호 대부분의 지속시간이 100 μs 이하였고, 지속시간이 100-1000 μs인 신호들은 실험 구간 전체에 랜덤하게 분포하였다. 그 중 지속시간 400 μs 이상의 AE 신호들은 센서의 부착 방법과 관계없이 광중합 초기에 집중적으로 검출되었는데, 이는 Fig. 6과 7에서의 진폭 거동과 비슷하였다. 특히, 광중합 초기에 큰 에너지의 AE들이 많이 발생하였던 것이다. 한편, 지속시간이 200 μs 이상의 신호들은 시편의 재질에 관계없이 웨이브 가이드를 사용한 실험에서 더 많이 검출되었다. 이는 시편의 파괴로부터 발생한 AE 신호가 웨이브 가이드 표면을 타고 전파하여 AE 센서가 신호를 인식 하는 도중에 동일한 발생원의 AE파가 웨이브 가이드 끝단에서 반사된 것이 AE 센서에 도달하여 Fig. 9(a)와 같이 연속된 파형을 가졌기 때문으로 사료된다.

4. 결 론

본 연구에서는 보철용으로 사용되는 스테인리스 스틸, 의치 소재인 PMMA 그리고 실제 발치한 인간의 치아를 가공하여 치아의 제 1급 와동을 모사하고 AE 장치를 사용하여 와동에 충전된 복합레진의 중합 수축시 발생하는 AE 신호를 실시간 검출하고 해석하였다. 이때 AE 센서를 시편에 직접 부착하는 방법과 웨이브 가이드를 사용하는 방법에 따른 신호의 차이를 비교하였으며 결과는 다음과 같다.

(1) 광 조사후 1분 이내에 스테인리스 스틸과 치아 시편에서 검출된 AE 신호는 웨이브 가이드를 이용하는 방법보다 AE 센서를 시편에 직접 부착하는 방법에서 약 5배 많이 검출되었다. 치아 시편에서 검출된 AE 신호 역시 센서 부착법에 관계없이 광 조사후 20분 이내에 60- 70 %가 검출되었다.

(2) 세가지 재질의 시편 모두 웨이브 가이드를 이용하여 검출한 AE 신호들은 주로 25-40 dB 이었으나, AE 센서를 시편에 직접 부착하였을 때 40-60 dB 신호들이 다수 검출되었으며 특히 치아 시편의 경우 60 dB 이상의 신호들이 추가적으로 검출되었다.

(3) AE 센서를 직접 시편에 부착하여 얻은 신호의 파형은 돌발형이었다. 웨이브 가이드를 사용한 경우에는 연속형이며 크기가 작은 신호들이 주로 검출되었다. 이는 웨이브 가이드 경계면에서의 반사로 인한 것으로 사료되며 신호의 지속시간에 영향을 주었다. FFT 분석 결과 시편의 재질이나 AE 센서 부착법에 따른 차이는 없었는데, 이는 재료의 파괴모드는 변하지 않았기 때문이다.

참고문헌

[1] J. R. Bausch, K. de Lange and C. L. Davidson, "Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins," *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 48, No. 1, pp. 59-67 (1982)

[2] C. J. Kleverlaan and A. J. Feilzer, "Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites," *Dental Materials*, Vol. 21, No. 12, pp. 1150-1157 (2005)

[3] N. Iile, K. H. Kunzelmann and R. Hickel, "Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage," *Dental Materials*, Vol. 22, No. 7, pp. 593-601 (2006)

[4] H. Sano, T. Shono, H. Sonoda, T. Takatsu, Bernard Ciucchi, Ricardo Carvalho and David H. Pashley, “Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-Evaluation of a micro-tensile bond test,” *Dental Materials*, Vol. 10, No. 4, pp. 236-240, (1994)

[5] T. Takemori, H. Chigira, K. Itoh and H. Hisamitsu, “Factors affecting tensile bond

strength of composite to dentin," *Dental Materials*, Vol. 9, No. 2, pp. 136-138, (1993)

[6] I. Krejci, M. Besek and F. Lutz, "Clinical and SEM study of Tetric resin composite in posterior teeth: 12-month results", *American Journal of Dentistry*, Vol. 7, No. 1, pp. 27-30, (1999)

[7] A. K. Bedran de Castro, L. A. Pimenta, C. M. Amaral and G. M. Ambrosano, "Evaluation of microleakage in cervical margins of various posterior restorative systems", *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry*, Vol. 14, pp. 107-114, (2002)

[8] 구자욱, 최낙삼, Kazuo Arakawa, "음향방출법을 이용한 치아/복합레진 수복재의 계면부 파괴해석", *한국복합재료학회지*, 제22권 제6호, pp. 45-51, (2009)

[9] 최낙삼, 김영복, 이덕보, "열-음향방출 기법을 이용한 복합재료의 미세손상 검출 및 평가," *한국복합재료학회지*, 제16권, 제1호, pp. 26-33 (2003)

[10] N.-S. Choi, S.-C. Woo and K.-Y. Rhee, "Effects of fiber orientation on the acoustic emission and fracture characteristics of composite laminates," *Journal of Materials Science*, Vol. 42, pp. 1162-1168 (2007)