

論文

음향방출법을 이용한 치아/복합레진 수복재의 계면부 파괴해석

구자욱*, 최낙삼**+, Kazuo Arakawa***

Interfacial fracture analysis of human tooth/composite resin restoration using acoustic emission

Ja-Uk Gu*, Nak-Sam Choi**+ and Kazuo Arakawa***

ABSTRACT

The marginal integrity at the composite resin-tooth interface has been analyzed in real time through acoustic emission (AE) monitoring during the polymerization shrinkage of composite resin subjected to the light exposure. It was found that AE signals were generated by the polymerization shrinkage. Most AE hit events showed a blast type signal having the principal frequency band of 100-200kHz. Bad bonding states were indicated by many hit events in the initial curing period of 1 minute with high contraction rate. The quantity of hit events for the human molar dentin specimen was much less than that for the steel ring specimen but more than that for the PMMA ring specimen. The better the bonding state, the less the AE hit events. The AE characteristics were related with the tensile crack propagation occurring in the adhesive region between the composite resin and the ring substrate as well as the compressive behavior of the ring substrate, which could be used for a nondestructive characterization of the marginal disintegrative fracture of the dental restoration.

초 록

치아의 와동에 수복된 치과용 복합레진을 광(LED) 조사를 통해 경화 수축시키면서 음향방출(acoustic emission, AE)법을 이용하여 와동 벽면과 복합레진 사이의 계면상태를 실시간 해석하였다. 복합레진의 중합 수축에 의해 AE 신호들이 검출되었는데 계면 접착 상태가 나쁜 경우, 경화 수축률이 큰 초기 1분 동안 많은 AE 사상들이 관측되었으며, 이들 AE는 주파수 범위가 주로 100-200kHz인 돌발형이었다. 인간치아 재질의 시편에서 발생된 AE 사상수는 스테인리스 스틸 시편보다 적었으나, PMMA 시편보다는 많았고 접착제의 도포 상태가 양호할수록 검출되는 AE 사상수는 적었다. AE 파라미터의 특성은 복합레진과 링재 사이의 접착부에서 발생하는 인장형 균열전파 및 복합레진의 수축에 따른 링재의 압축거동과 관련되었으며, 음향방출법이 치아 수복물의 접착성에 대한 비파괴 검사법으로써 유효함을 알았다.

Key Words : 복합레진(Composite resin), 중합수축(Polymerization shrinkage), 수축응력(Contraction stress), 음향방출(Acoustic emission), 광조사(light exposure)

1. 서론

손상된 치아의 치료 시 수복재(restorative materials)로 사용

되는 치과용 복합레진(composite resin)은 조각이 용이하여 임상 치료시의 작업성이 좋고 파절 저항성(fracture toughness)과 마모 저항성이 높아 치료 후 보전성이 우수하며 환자의 치아와

* 한양대학교 기계공학과 대학원

**+ 한양대학교 기계공학과, 교신저자(E-mail:nschoi@hanyang.ac.kr)

*** Research Institute for Applied Mechanics, Kyushu University, Japan

색상 및 모양이 비슷하여 심미성이 우수한 소재이다. 한편, 수복용 복합레진에는 광중합 개시제인 캄포퀴논(camphorquinone)이 포함되어있어 빛에 의해 중합반응을 일으키게 된다. 이때 수복재를 구성하는 단량체가 중합반응을 통해 상호간에 공유결합을 하게 되면서 구성 원자간의 거리가 감소하게 되어 부피수축이 일어나게 된다. 따라서 치아와 복합레진의 결합강도가 불충분할 경우, 치아의 법랑질(enamel) 또는 상아질(dentin)과 수복용 레진 사이에 갭(gap)이 형성된다. 이와 같은 갭은 시술 후 환자에게 지각과민증(tooth hypersensitivity)을 나타내게 하며, 타액 등의 이물질이 수복물과 치질 사이로 침투하여 이차 우식(second caries)을 유발시키거나 박테리아 등의 자극으로 인해 치수에 염증반응을 일으킬 수 있다[1-3]. 수복재와 치아간의 결합력보다 중합 수축응력이 큰 경우에는 접착면에서 갭이 생기지 않더라도 재료 내부의 균열이나 인접치질의 변형이 발생할 수 있다[4]. 따라서 레진 수복재와 치아질과의 완전한 접착과 복합레진 수복재의 중합 수축응력 측정은 임상적으로 매우 중요하다.

복합레진의 중합 수축응력 측정법에는 tension meter법[5], 광탄성법[6], 유한요소 분석법[7], 스트레인 게이지법[8] 등이 보고되었는데, 그중 본 연구에 사용된 스트레인 게이지법은 복합레진의 전체적인 중합 수축 과정 중 겔-후단계(post-gel phase)에서 비교적 정확한 선 수축률의 실시간 측정이 가능하고 동시에 복합레진의 수축과정에서 발생하는 응력을 측정할 수 있다. 이러한 장점 때문에 스트레인 게이지법으로 측정된 수축량 및 수축응력을 압축강도, 미세경도, 치면의 영향 등과 비교 평가한 여러 연구들이 보고되었다[9,10].

한편, 치아/수복재 계면부의 평가 방법으로는 미소시험법[11,12] 등이 알려져 있으며, SEM(scanning electron microscopy)과 염료 침투법(dye penetration method) 등을 통해 중합수축 갭을 확인하고 있다[13-15]. 그러나 이 실험들을 통한 연구 결과를 살펴보면, 치아의 상아질과 수복재 부분의 계면 강도 평가가 미흡하고 광조사에 따른 레진 수복재의 중합 경화 과정에서 발생하는 계면결합발생 메커니즘의 시간적 해석이 없다.

음향방출(Acoustic emission, AE) 측정법은 재료가 외적 하중을 받아 재료 내부에서 미세한 손상과 균열, 소성변형이 발생할 때 방출되는 탄성파를 재료 혹은 구조물 표면에 장착한 센서로 실시간 온라인 검출하여 해석하는 비파괴 검사법으로써 시간 함수로의 파괴 해석이 가능하다[16-19].

본 연구에서는 음향방출(AE)법을 치아/수복재 계면부의 파괴해석에 새롭게 적용하여, 수복된 복합레진의 수축에 따른 계면부 균열발생 상태를 실시간 모니터링 하고 중합수축 거동과 비교하여 계면 균열 발생 메커니즘을 시간함수로서 해석하고자 한다. 또한, 치아의 와동(cavity)을 모사한 링 시편을 제작하고 스트레인 게이지법으로 복합레진의 중합수축 거동을 분석하고 계면처리상태에 따라 비교 검토한다.

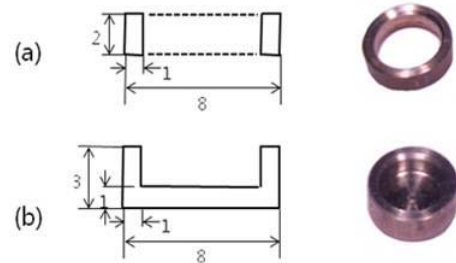


Fig. 1 Geometries of the ring type substrates and their photos: (a) penetrated ring for strain measurement, (b) non-penetrated ring with a cavity for acoustic emission detection.

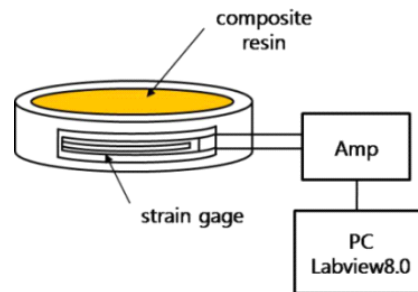


Fig. 2 Schematic of the strain measurement.

2. 실험재료 및 방법

2.1 중합 수축력 측정

Fig. 1(a)는 복합레진의 수축력을 측정하기 위한 시편으로써 내경 6mm, 외경 8mm, 높이 2mm의 관통형 링이다. 시편의 재질은 유치(primary tooth)의 보철 수복재로 사용되는 스테인리스 스틸(SUS304)과 치과용 레진 중 의치(denture)에 들어가는 레진의 주성분인 polymethyl methacrylate (PMMA)로 제작하였다. Fig. 2는 수축력 측정 실험 개략도이다. 에칠 알코올로 세척된 시편 외면의 원주 방향으로 스트레인 게이지(KFG-1-120-C1-11L1M2R, 1mm in gauge length, Kyowa, Japan)를 부착하였다[8]. 스트레인 게이지 부착 후 시편의 내벽에 복합레진 접착제(Clearfil S3, Kuraray, Japan)를 충분히 반복 도포하였다. 접착제의 희석을 방지하고 접착제 성분들이 분리되는 것을 막음으로써 강한 결합강도를 유지할 수 있도록 하기 위하여 5~10초간 약한 바람을 불어준 뒤, 치과용 LED 조사기(Pencure(Morita), light-emitted diode, 파장 420-480nm, 강도 1000mW/cm²)로 10초간 광조사를 실시하여 접착제를 부분 중합시켰다. 그 다음에, 치과용 손 도구(101-175-7A/13, Morita, Japan)를 이용하여 시편 내부에 복합 레진을 충전하였다. 복합레진은 Bis-GMA(2,2-bis[4-(2-hydroxy-3-methacryloxy propoxy)phenyl]propane) 단량체에 TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate) 희석제가 첨가

된 기질에 3 μ m 바륨 글라스가 86% 중량비로 포함되어있는 Clearfil AP-X(Kuraray, Japan)를 사용하였다. 시편 내 수복재의 윗면으로부터 수직으로 3mm 떨어진 지점에서 20초간의 LED 조사로 중합하여 경화시켰다. 수복재의 수축에 의한 링 외면의 변형률 값은 미소하게 발생하므로 스트레인 게이지의 신호를 스트레인 앰프(DAS-406B, Minebea, Japan)에 연결시켜 증폭하였고, 초기 영점으로부터 실험을 시작하여 얻어진 결과는 Labview 8.0을 통해 실측했다. 변형률(ϵ)은 3시간 동안 측정하였으며 스테인리스 스틸과 PMMA 시편을 각각 5개씩 실시하였다. 링의 바깥 면에 대한 수직응력(σ)은 Hook's law (식 1)로부터 구하였다.

$$\sigma = E\epsilon \tag{1}$$

여기서 스테인리스 스틸의 탄성계수는 $E_{steel}=202GPa$, PMMA의 탄성계수는 $E_{PMMA}=3.1GPa$ 이다.

2.2 음향방출시험

Fig. 1(b)는 복합레진의 수축 시 치아 계면의 음향방출신호를 검출하기 위한 시편으로써 내경 6mm, 외경 8mm, 높이 3mm, 길이 2mm의 비관통형 시편이다. 수축력 측정 시험에서와 동일한 방법으로 시편 외동벽에 접착제를 도포하고 복합레진을 충전하였다. 시편의 외면 바닥에 액상의 커플런트(vacuum grease couplant)를 바르고 별도로 Fig. 3과 같이 본 AE 실험을 위해 새롭게 고안한 고정장치를 이용하여 wave guide의 한쪽 끝에서 시편을 고정하였다. AE센서(micro30, Physical Acoustic Corp. USA)는 시편의 중심으로부터 20mm 떨어진 지점에 커플런트와 고정구를 이용하여 부착하였다. 시편 고정 장치의 강철 덮개판의 중앙부에는 Fig. 4와 같이 직경 7mm의 구멍을 내어 LED가 복합레진부에 잘 닿아 원활한 중합작용이 일어나도록 하였다. AE센서와 고정구 사이, 시편과 고정구 사이에는 두께 0.5mm의 얇은 고무판을 삽입하여 급속간 접촉이 일어나지 않아 기계적 접촉에 의해 발생할 수 있는 노이즈를 원천적으로 제거하였다. 사용한 AE 센서의 작동 주파수 대역은 100~600kHz 이며 최고감도 주파수(peak frequency)는 275kHz이다. 신호는 샘플링 속도 4MHz로 획득하였으며, 프리 앰프(Pre-amp)의 게인 값은 40dB로 하였고, 문턱 전압값(threshold level)은 25dB로 하였다. AE신호의 측정에는 미국 PAC사의 Mistras 시스템과 MI-TRA 프로그램을 이용하였으며 측정 파라미터는 AE 사상수(event), AE 진폭(amplitude) 분포, AE파형(wave form)이다. 검출된 AE 중에서 지속시간(duration time)이 1 μ s 이하인 신호는 잡음 처리하였다. AE는 LED조사 시점으로부터 3시간 동안 측정하였다. 접착 상태가 AE 신호 특성에 주는 영향을 비교하기 위하여 와동 벽에 접착제를 전혀 바르지 않은 실험과, 접착제는 바르되 접착제에 10초간의 LED조사를 생략한 시편을 비교 대상으로 사용하였다.

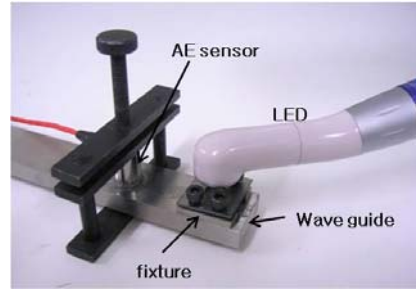


Fig. 3 Acoustic emission measurement in composite restoration using a non-penetrated ring substrate and a wave guide plate.

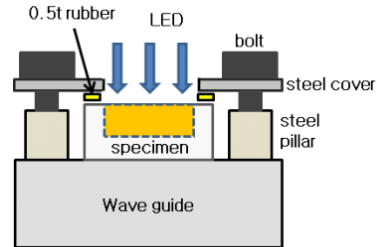


Fig. 4 Schematic of specimen fixture for acoustic emission measurement.

2.3 음향방출시험을 위한 인간 치아 가공

음향방출 시험을 위한 치아로는 최근에 뽑아낸 건전한 영구 대구치를 사용하였다. 치아는 뽑아낸 직후 세척하여 0.25% sodium azide가 혼합된 링거액에 보관하였으며 Fig. 5의 절차로써 시편을 제작하였다. 즉, 파이프형 틀(plastic container)안에 치아를 놓고 폴리머와 경화제를 혼합하여 채운 뒤 상온에서 콜드 마운팅을 한다. 경화가 완료되면 다이아몬드 휠 커터(Isomet, Buchler, USA)를 이용하여 가공이 용이하도록 윗면과 아랫면을 절단하여 평평하게 만든다. 윗면에 접한 법랑질(enamel) 부위를 깨끗하게 절단한 뒤, 치아에 제 1급 와동(직경 6mm, 깊이 2mm)을 생성하였다. 이를 위해 외경 4mm와 6mm의 텅스텐-카바이드 엔드밀(EM810040 & EM810060, X-Power, Korea)을 사용하여 가공하였으며, 가공 중 치아의 파손을 막기 위해 초경 엔드밀로 고속회전, 저속이송 하에 수냉을 하면서 단계적으로 가공하였다. Fig 1(b)와 같은 비관통형상을 만들기 위해 다이아몬드 휠 커터를 사용하여 치아 표면으로부터 높이 3mm를 절단한 뒤 몰드로부터 Fig. 5의 최종 그림처럼 치아를 분리하였다. 이후 접착제 도포와 복합레진의 수복은 상기 2.1절과 같이 시행하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 중합 수축력 측정 및 해석

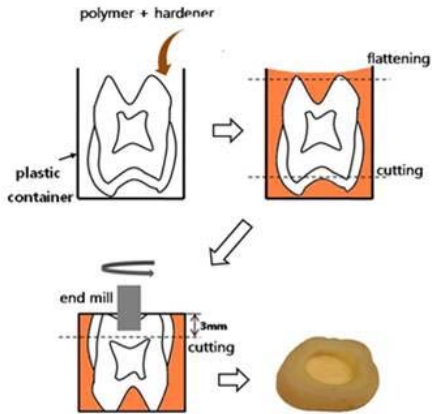


Fig. 5 Preparation of the human tooth specimen.

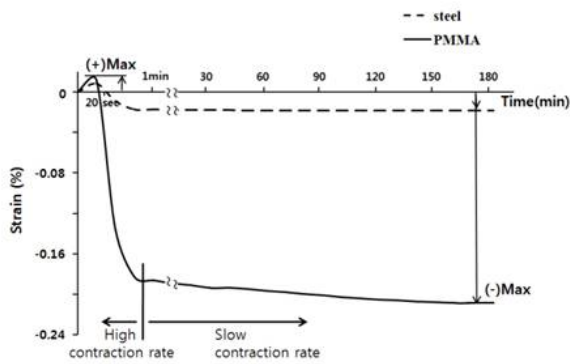


Fig. 6 The circumferential strain of the ring substrate during the polymerization shrinkage of the composite resin.

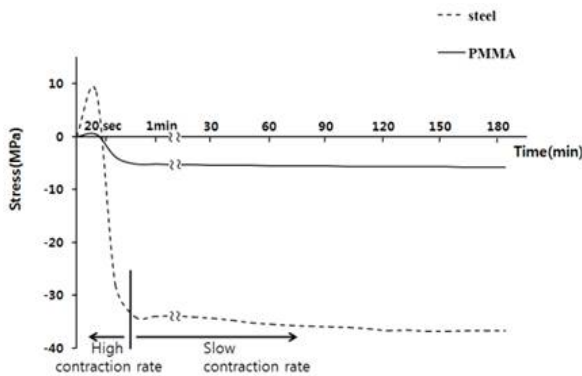


Fig. 7 The circumferential stress of the ring substrates during the polymerization shrinkage of the composite resin.

Fig. 6은 관통형 링 내부에 접착제를 바르고 접착제에 10초간 LED조사를 실시한 후 복합레진을 수복한 스테인리스 스틸 링과 PMMA 링의 시간에 따른 원주 변형률을 나타낸다.

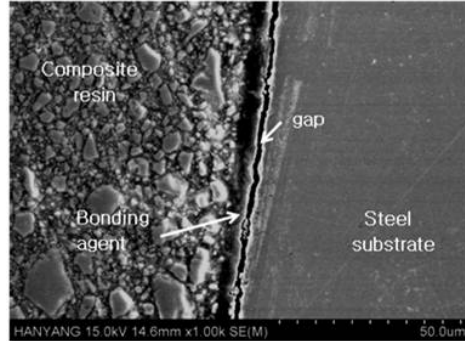


Fig. 8 SEM photograph taken from the marginal gap formation region of composite resin-steel ring interface.

두 재료 모두 LED 조사의 시작과 동시에 레진의 중합 발열과 복사열로 인하여 인장 거동을 보이다가 약 10초 이후부터 압축 거동을 보였다. 압축 거동은 20초간의 광조사가 끝난 뒤에도 40초 가량 급격히 진행되었으며, 초기 1분 이후에는 변형률 값의 큰 변화 없이 일정한 값으로 수렴되었다. 초기 인장 변형은 스테인리스 스틸 링과 PMMA 링에서 비슷한 시간대에 동일한 거동을 보였으나 10초 이후에 PMMA 링이 스테인리스 스틸 링보다 급격한 압축 거동을 보이면서 최대 압축 변형률은 약 12배 높게 나타났다. 충전된 복합레진의 수축 시 관통형 링은 탄성 영역 내에 있으므로 링의 변형률과 작용하는 응력은 선형 관계에 있다고 할 수 있다. 따라서 응력은 후크의 법칙(Hook's law)으로 계산 가능하며, 그 결과 스테인리스 스틸 시편 링의 최대 수축응력이 PMMA 링 보다 약 5.8배 더 크게 나타났다(Fig. 7). 복합레진은 중합이 일어나기 전에 겔(gel)상태를 유지하고 있으나 중합과정을 거치면서 고체로 변하면서 급격히 수축하게 되며 수복된 복합레진의 수축은 복합레진/외동 계면의 갭 형성의 원인이 될 것이다. 따라서 수축응력이 크게 나타난 스테인리스 스틸 시편에서 더 많은 갭이 관찰될 것으로 예상할 수 있다.

Fig. 8은 복합레진이 충전된 스테인리스 스틸 링의 계면부를 주사 전자 현미경(SEM)으로 관찰한 사진이다. 스테인리스 스틸 링과 접착제의 계면을 따라서 형성된 갭은 복합레진의 수축으로 인한 링의 압축 변형을 풀게 하는 원인이 되었다. 한편, PMMA 링에서는 스테인리스 스틸 링보다 갭이 적게 관찰되었는데 이는 낮은 탄성계수를 가지는 PMMA 링 자체의 유연한 변형 특성과 함께 스테인리스 스틸 링보다 높은 압축 변형률을 부담하였기 때문으로 생각된다.

3.2 음향방출 해석

Fig. 9는 스테인리스 스틸 링 시편에서 발생한 음향방출 사상(AE hit events)을 실시간으로 검출한 결과이다. 복합레진과 스테인리스 스틸 링 사이에 접착제를 바르지 않은 실험에서 AE 사상수가 가장 많았으며 접착제를 도포하고 접착제에

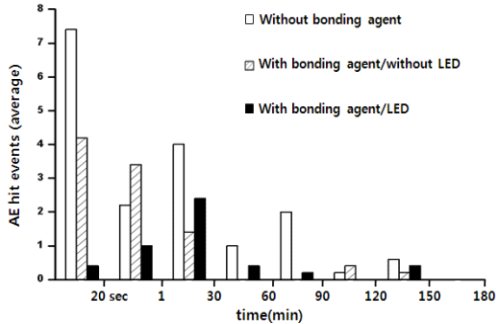


Fig. 9 Detection results of AE hit event in composite restoration of the steel ring substrate.

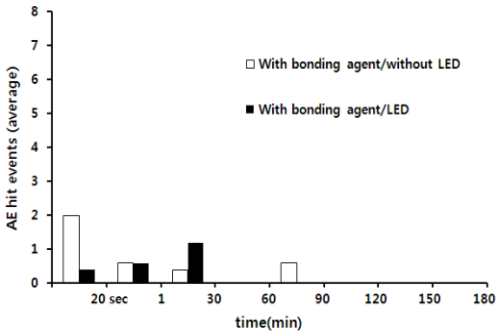


Fig. 10 Detection results of AE hit event in composite restoration of the PMMA ring substrate.

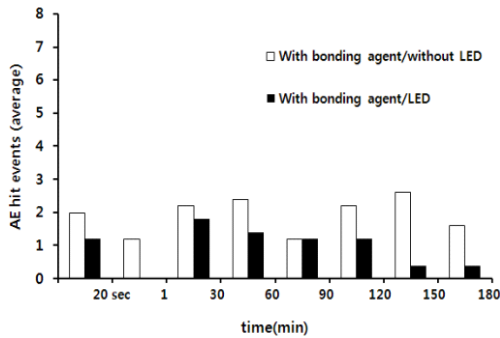


Fig. 11 Detection results of AE hit event in composite restoration of the human moral dentin substrate.

LED조사를 생략한 실험에서도 불량한 접착상태로 인하여 AE신호가 다수 검출 되었다. 특히 이들 경우에는 LED조사의 개시 시점으로부터 1분 내에 AE 발생이 밀집되는 경향을 보였다. 그러나 접착상태가 양호할 경우 초기 1분 동안의 AE 사상수는 오히려 적었다. Fig. 10은 PMMA 시편에서 발생한 음향방출 사상을 검출한 결과이다. 스테인리스 스틸 시편과 유사하게 초기 1분 동안 접착상태가 불량한 실험에서 AE 사상수가 더 많았다. 전체 시간에 걸쳐 AE 사상수는 스테인리스 스틸의 경우보다 현저히 줄었다.

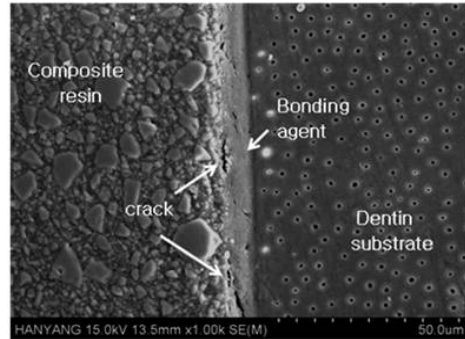


Fig. 12 SEM taken from the marginal gap formation region of composite resin-human moral ring interface.

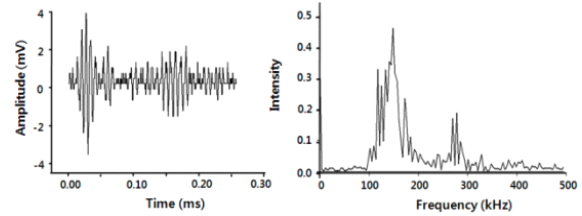


Fig. 13 AE signals from polymerization shrinkage: (a) typical waveforms of signals, (b) signal analysis by a FFT.

Fig. 11과 같이 인간 치아의 와동에 복합레진이 충전된 시편에서는 LED조사에 따른 복합레진의 중합 개시 후 3시간 동안 스테인리스 스틸보다 적지만 PMMA에서보다 많은 AE사상이 발생하였다. AE사상은 초기 1분 동안 집중적으로 발생하지 않았고 적은 수의 AE 신호들이 전 시간대에 고르게 검출되었다.

실험에 사용된 Clearfil S3 접착제는 자가 에칭 프라이머 (self-etching primer)와 광중합형 본딩제가 혼합되어있는 복합레진용 접착제이다. 자가 에칭 프라이머는 치아 가공면의 외부로 드러난 스메어 층(smear layer)을 분리시키고, 와동의 석회질을 제거하여 접착제가 와동 벽면과 충분한 접착강도를 유지하도록 하며, 광중합형 본딩제는 복합레진과 반응하여 접착한다. 스테인리스 스틸은 재료의 특성상 표면이 프라이머에 의한 침투 및 처리가 어렵다. 그러나 복합레진과 본딩제와의 결합은 양호하기 때문에 수복된 복합레진의 중합 수축에 의해 접착제/스테인리스 스틸 계면에서 크랙이 발생하고 갭을 형성하게 된다(Fig. 8). 따라서 Fig. 9에서 보는 바와 같이 스테인리스 스틸 링의 경우 접착제를 바르고 LED를 조사한 실험에서도 LED 조사 시작 후 30분 이내에 다수의 AE 신호가 검출되었다.

한편 PMMA는 의치에 함유되는 레진의 주성분이므로 스테인리스 스틸 링에 비해 접착이 용이하고 강성이 낮아 충분히 압축 변형하므로 접착제와 PMMA 링 사이의 계면에서 크랙의 발생이 적었으며 이에 따라 매우 적은 AE 신호가 검출되었다(Fig. 10).

인간치아의 와동에 접착제를 도포한 경우, 프라이머와 치질간의 결합은 양호하였으나 와동벽이 PMMA 링 보다 강성이 크기 때문에 Fig. 11과 같이 PMMA 시편보다 더 많은 수의 AE 신호가 검출되었던 것이다. 이상과 같은 세 종류 시편의 실험에서 공통적인 결과는, 접착제를 도포하였으나 접착제에 LED를 조사하지 않은 시편은 접착제에 10초간의 LED를 조사한 후 복합 레진을 수복한 시편보다 더 많은 AE 신호가 검출되었다는 점이다. 접착제의 본딩재에는 레진과 결합하는 나노 필러 외에 에탄올과 수분 등이 함유되어있다. 접착제가 LED조사를 통해 충분한 건조가 되지 않으면 아세트 및 수분의 증발이 어려워지기 때문에 복합레진과 접착제의 나노 필러간 결합에 방해가 될 수 있다. 따라서 충전된 복합레진의 중합 수축시 복합레진과 접착제 사이에 미소크랙이 생성되기 쉬우며 더 많은 AE 신호가 검출되는 것으로 사료된다.

Fig. 13(a)는 치아/복합레진 수복재의 광조사에 따른 중합 수축시 검출된 AE 신호에 대한 파형이며, Fig. 13(b)는 이들에 대한 FFT분석의 결과이다. 본 실험에 사용한 세가지 재질의 링 시편에서, 광중합 수축 시 발생하는 신호의 파형은 주로 돌발형이었으며 25~45dB의 진폭을 갖는 미약한 신호들이었다. 1차 중심 주파수를 기준으로 100-200kHz의 저주파수와 240-300kHz 고주파수 영역의 신호들로 나눌 수 있었는데 전체적으로 100-200kHz 영역대의 저주파수 신호들이 대다수로 검출되었다. 이는 레진의 계면부에서 발생하는 미소 크랙에 의한 것일 것이다[17-19]. 추가적으로 발생한 200-300kHz 영역대의 신호들은 크랙의 진전에 따른 복합재 내의 강화입자의 파괴, 혹은 수지의 급격한 파괴로 발생한 것으로 사료되며, 접착제가 경화된 시편에서 더 많이 발생하였다.

4. 결론

본 연구에서는 보철용으로 사용되는 스테인리스 스틸과 의치 소재인 PMMA를 가공하여 치아의 1급 와동을 모사한 링형 시편을 제작하고 변형률을 측정하여 수축응력을 구함으로써 충전된 치과용 복합레진의 중합수축 거동을 확인하였다. 또한 AE 장치를 사용하여 스테인리스 스틸, PMMA, 인간 치아의 와동에 충전된 복합레진의 중합 수축 시 발생하는 AE 신호를 실시간으로 검출하고 해석하였다. 실험으로부터 시간에 따른 중합수축력 변화 거동과 치아/복합레진의 계면상태의 비교 및 평가가 가능하였으며 그 결과는 다음과 같다.

- (1) 수복된 복합레진은 LED의 조사로부터 중합수축이 시작되었다. LED 개시 10초 까지는 레진의 중합발열과 복사열로 인한 시편의 열팽창으로 약간의 인장 변형을 하였으나 이후 급격하게 변형률이 작아지면서 중합 개시 1분 뒤에는 일정한 수축 변형률 값으로 수렴하는 거

동을 보였다. PMMA 링보다 스테인리스 스틸 링에 복합레진을 수복한 실험에서 더 큰 수축 응력을 얻었는데, 이는 AE 실험에서 스테인리스 스틸 시편에서 더 많은 AE 신호가 발생하는 원인이 되었다.

- (2) AE 측정 결과, 중합수축이 급격히 진행되는 10초 전 후에 가장 많은 AE 사상이 발생하였으며, 링과 복합레진 사이의 접착이 불량할수록 AE 사상이 많이 발생하였다. 또한 동일한 접착 조건에서는 PMMA, 치아, 스테인리스 스틸 순으로 많은 AE가 검출되었는데, 인간 대구치의 경우 접착제의 프라이머 작용에 의해 접착제와 치아 와동 사이의 접착 상태가 양호하여 스테인리스 스틸 링보다 적은 수의 AE가 검출된 것이며, 치아의 강성이 PMMA 링보다 높아 접착제와 복합레진 사이에서 발생한 크랙에 의해 더 많은 AE 사상이 검출된 것이다.
- (3) 검출된 AE 신호의 대부분은 100-200kHz의 주파수 영역을 가지는 돌발형이었다. 이는 중합수축으로 인해 계면에서 생기는 미세균열에 의한 것이며 미세 균열이 확장하고 큰 균열이 생기면서 240-300kHz 영역의 고주파수 신호가 일부이지만 추가적으로 검출되었다.

후 기

본 연구는 2009년도 교육과학기술부 일반연구지원사업(2009-0071461)으로 수행되었습니다.

참고문헌

- 1) Bausch JR, de Lange K, Davidson CL., "Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins," *J Prosthet Dent*, Vol. 48, issue 1, 1982, pp. 59-67.
- 2) Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, "Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites," *Dent Mater*, Vol. 21, issue 12, 2005, pp. 1150-1157.
- 3) Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R, "Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage," *Dent Mater*, Vol. 22, issue 7, 2006, pp. 593-601.
- 4) Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ, "Developments in shrinkage control of adhesive restoratives," *J Esthet Dent*, Vol. 10, 1997, pp. 88-96.
- 5) Davidson CL, de Gee AJ, "Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dental composites," *J Dent Res*, Vol. 63, 1984, pp. 146-148.
- 6) Kinomoto. Y, Torii. M, Takeshige. F, "Polymerization

- contraction stress of resin composite restorations in a model class I cavity configuration using photo elastic analysis," *J Esthet Dent*, Vol. 12, issue 6, 2000, pp. 309-319.
- 7) Katona T.R, Winkler. M.M., "Stress analysis of a bulk-filling class V light-cured composite restoration," *J Dent Res*, Vol. 73, 1994, pp. 1470-1477.
- 8) Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, "Effect of polymerization contraction in composite restorations," *J Dent*, Vol. 20, issue 3, 1992, pp. 178-182.
- 9) 김영광, "스트레인 게이지를 이용한 수종의 복합레진의 중합수축 및 수축응력의 비교," 단국대학교 치의학과, 2004
- 10) 이인천, "스트레인 게이지를 이용한 수종 수복재의 중합 수축 영향 평가," 단국대학교 치의학과, 2007.
- 11) H. Sano, T. Shono, H. Sonoda, T. Takatsu, Bernard Ciucchi, Ricardo Carvalho, 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, 1994, pp. 236-240.
- 12) T. Takemori, H. Chigira, K. Itoh, H. Hisamitsu, "Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin," *Dental Materials*, Vol. 9, No. 2, 1993, pp. 136-138.
- 13) Krejci I, Besek M, Lutz F, "Clinical and SEM study of Tetric resin composite in posterior teeth: 12-month results," *AM J Dent*, Vol. 7, No. 1, 1999, pp. 27-30.
- 14) Tay F, Pang KM, Gwinnett AJ, Wei SH, "A method for microleakage evaluation along the dentin/restorative interface," *Am J Dent*, Vol. 8, 1995, pp. 105-108.
- 15) Bedran de Castro AK, Pimenta LA, Amaral CM, Ambrosano GM, "Evaluation of microleakage in cervical margins of various posterior restorative systems," *J Esthet Restor Dent*, Vol. 14, 2002, pp. 107-114.
- 16) Muravin G, Lezvinsky L, Muravin B, "Acoustic emission diagnostics of reinforced concrete bridges condition," *Prog Acous Emission*, Vol. 9, 1998, pp. 89-98.
- 17) 최낙삼, 김영복, 이덕보, "열-음향방출 기법을 이용한 복합재료의 미세손상 검출 및 평가," 한국복합재료학회지, 제 16권, 제1호, 2003, pp. 26-33.
- 18) Nak-Sam Choi, Sung-Choong Woo, Kyong-Yop Rhee, "Effects of fiber orientation on the acoustic emission and fracture characteristics of composite laminates," *Journal of Materials Science*, Vol. 42, 2007, pp. 1162-1168.
- 19) Sung-Choong Woo, Nak-Sam Choi, Nahmgyu Cho, "Characterization of the fracture process of notched glass fiber/aluminum hybrid laminates by acoustic emission," *Composites Science and Technology*, Vol. 68, 2008, pp. 1521-1530.