creative commons

COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

공학석사 학위논문

초음파를 활용한 칼슘실리케이트 서스펜션의 근관 충진 유동 연구

Root canal filling flow of calcium silicate suspension under ultrasound

2021년 2월

서울대학교 대학원

기계공학부

서 지 환

초음파를 활용한 칼슘실리케이트 서스펜션의 근관 충진 유동 연구

Root canal filling flow of calcium silicate suspension under ultrasound

지도교수 김 호 영

이 논문을 공학석사 학위논문으로 제출함

2021년 2월

서울대학교 대학원

기계공학부

서 지 환

서지환의 공학석사 학위논문을 인준함

2021년 2월

위 원 장 송 성 진 (인)

부위원장 김 호 영 (인)

위 원 황 원 태 (인)

국문초록

근관 치료는 감염 치아의 치료 및 보존을 위한 치과 치료다. 근관 치료는 감염 조직의 제거, 근관 세정, 그리고 근관 충진의 3 단계로 이루어진다. 이 중 근관 충진 과정은 치료 후 치아 내구성 확보 및 세균에 의한 재감염 방지의 목적으로 행해진다. 근관 충진에 사용되는 충진재인 MTA는 높은 점도 특성을 갖는 시멘트성 물질로 칼슘실리케이트를 주성분으로 하는 서스펜션이다. 근관 치료의 대상이 되는 근관은 직경이 수백 마이크로미터에 불과하여 근관 충진재의 높은 점도 특성과 함께 근관 충진 과정을 어렵게 만드는 요인으로 작용한다. 이러한 근관 치료 과정을 개선하기 위하여 초음파를 활용한 근관 충진 개선에 대한 치의학 분야의 연구가 진행되어 왔다. 하지만 선행연구는 치의학적 관점에서 초음파를 활용한 치료 방법 및 치료 효율 향상의 결과에 초점이 맞추어져 있는 경우가 대부분이며 근관 충진재의 물성 변화에 대한 원리 및 정량적 효과는 제대로 파악되지 않았다. 본 연구에서는 초음파가 서스펜션에 미치는 효과에 대한 이해를 기반으로 충진재 물성 변화의 원리와 정량적 효과를 파악하였다. 초음파를 인가한 경우 그렇지 않은 경우보다 충진재의 유동 속도가 상승함을 확인하였다. 이로부터 초음파 인가를 통해 칼슘실리케이트 서스펜션의 점도를 저감할 수 있음을 확인하였다. 초음파를 인가한 경우 직경이 작은 미세 근관에 대한 충진 길이가 상승함을 확인하였다. 또한, 근관 충진재가 경화한 후 발생하는 내부 공극의 크기와 수가 감소하는 현상을 확인하였다. 이러한 결과는 초음파에 의해 서스펜션 내부의 응집체들에 대한 분해에 의한 것으로 서스펜션의 구성 입자 크기 분포 상승에 따른 점도 저감에서 기인한다. 초음파에 의

한 근관 충진재의 물성 변화는 근관 충진의 효율을 높여 근관 치료의 성공률을 높이는 데 도움이 될 것으로 기대된다.

주요어 : Ultrasound, Suspension, Rheology, Root canal treatment
학 번 : 2019-24662

목 차

국문초록 ····· i
목차 ····· iii
List of Figures ····· v
List of Tables ····· vii
기호설명 ····· viii

1. 서론 ····· 1

2. 실험장치 및 실험방법 ····· 3
2.1 근관 충진재 ····· 3
2.2 실험장치 구성 ····· 5
2.3 실험방법 ····· 9

3. 실험결과 및 분석 ····· 10
3.1 충진 유동 속도 변화 ····· 10
3.2 미세 근관 충진 양상 변화 ····· 16
3.3 충진 후 공극 변화 ····· 19
3.4 초음파 인가에 따른 서스펜션 물성 변화 원리 ····· 22

4. 결론 ····· 27

참고문헌 ····· 28

Abstract ····· 31

List of figures

Fig. 2.1 Schematic illustration of the experimental setup. 6

Fig. 2.2 Schematic illustration of the root canal channel. 7

Fig. 2.3 (a) Schematic of a single root canal channel. (b) Schematic of a single root canal channel with an accessory canal. 8

Fig. 3.1 Average filling speed of a single root canal for various filling pressures. 12

Fig. 3.2 Filling speed comparison speed under 0.1 MPa pressure. (a) Flow without ultrasound. (b) Flow with ultrasound. 13

Fig. 3.3 Effective viscosity of the filling material in a single root canal for various filling pressures. 14

Fig. 3.4 Effective viscosity of filling material versus shear rate with or without ultrasound. 15

Fig. 3.5 Schematic illustration of measuring the filling length of the accessory canal. 17

Fig. 3.6 Comparison of filling length of accessory canals with or without ultrasound. ····· 18

Fig. 3.7 SEM images of the filling material after solidification. (a) MTA filled without ultrasound. (b) MTA filled with ultrasound. ····· 20

Fig. 3.8 SEM image after image processing for porosity calculation. (a) MTA filled without ultrasound, (b) MTA filled with ultrasound. ····· 21

Fig. 3.9 Schematic illustration of particle distribution in suspension according to dispersity. ····· 24

Fig. 3.10 Schematic illustration of the relation between viscosity and particle size distribution of suspension. ····· 25

Fig. 3.11 Schematic illustration of disaggregation in suspension by ultrasound. ····· 26

List of tables

Table. 1 Viscosity versus shear rate of filling material. 4

기 호 설 명

Re_D	레이놀즈수
ρ	유체 밀도
v	평균 유속
D	관의 직경
μ	유체 점성 계수
$\triangle p$	채널 내 압력 차
U	채널 내 평균 유속
L	채널의 길이
D_H	수력학적 직경
$\frac{\partial p}{\partial x}$	채널 내 압력 구배
ϕ	입자 체적 분율
ϕ_m	최대 입자 체적 분율
B	고유 점도
η_r	상대 점도

1. 서론

근관 치료는 치아의 치수가 감염된 경우 감염 조직을 제거하고 치아를 보존하기 위해 행해지는 치과 치료다. 근관 치료는 크게 3단계로 이루어지는데 각각 감염 조직의 제거, 근관 세정, 그리고 근관 충진의 순서로 진행된다. 감염 조직의 제거 및 근관 세정 과정은 주로 근관 치료 후 내부적 요인에 의한 재감염을 방지하기 위한 술식이다. 근관 충진 과정의 목적은 치료 후 치아의 내구성 유지 및 외부적 요인에 의한 세균 재감염 위험성을 제거하는 것이다.

근관 충진에는 MTA(Mineral Trioxide Aggregate)가 충진재로 사용된다. 근관 충진재는 고점도의 시멘트성 서스펜션으로 주성분은 칼슘 실리케이트이며 방사성 불투과성 확보를 위한 비스무트 산화물을 포함한다. MTA는 뛰어난 강도, 생체 적합성, 항균성, 경화 능력 등의 특성을 가져 근관 충진에 적합한 재료로 알려져 있다.[1 – 3] MTA는 근관에 충진된 후 시간이 지남에 따라 수화 반응을 통해 결정화되어 조직이 제거된 공간을 메운다.[1 – 3]

근관 치료의 대상이 되는 인체의 근관은 각종 신경 조직을 포함하고 있는 공간이다. 일반적으로 근관의 길이는 10 – 20 mm 수준이며 직경은 500 μm 수준으로 매우 작다. 근관의 특징적인 형상은 말단부인 치근단에 가까워질수록 근관의 직경이 줄어든다는 점이다. 치근단의 직경은 주 근관과 달리 100 – 300 μm 수준에 불과하다. 또한, 치아는 주 근관으로부터 임의의 위치에서 임의의 방향으로 형성되는 미세 근관(accessory canal)을 함께 갖는 경우가 많다. 미세 근관은 직경이 수십 μm에 불과하여 주 근관에 비해 충진 난도가 높다.[4, 5] 근관의 개수 및 형상은 각 개인 및 치아 종별로 매우 다양하며 임의적이다.

근관 치료의 성공률은 86% – 98% 수준으로 알려져 있다.[6] 근관

치료의 실패는 근관 내외부의 잔존 세균의 존재, 부적절한 근관 충진, 충진 물질의 과다 유출, 부적절한 근관 밀폐, 미처치 근관의 존재 등이 원인으로 알려져 있다.[6] 다양한 실패 원인 중 근관 충진과 관련된 것으로는 주로 부적절한 근관 충진과 치료 후 세균에 의한 재감염으로 알려져 있다. 근관 충진재의 높은 점도 특성과 복잡한 근관 형상은 근관 충진 과정을 어렵게 하는 주요한 원인이다.

이러한 근관 치료 실패의 요인들을 해소하기 위해 초음파를 근관 충진재에 활용하는 시도는 치과 보존학과 관련된 몇 가지 선행 연구에서 시도된 바 있다.[7 – 9] 선행 연구에서는 초음파 인가에 따른 근관 충진재의 경화 시간 변화, 결합 강도 증가, 흐름성 증가, 방사성 투과성 변화, 용해도 변화 등의 효과가 보고된 바 있다. 이러한 결과들은 근관 충진 과정에 초음파를 활용하면 치료 효율을 높일 수 있는 가능성을 보여준다. 하지만 초음파를 활용한 충진재의 물성 변화 원리에 대한 정확한 이해는 아직 부족한 상황이다.

본 연구에서는 근관 충진재의 유변학적 특성에 초점을 맞추어 초음파에 의한 주요 물성 변화를 정량적으로 확인하고 그 원리를 제시하였다. 또한, 근관 충진재의 물성 변화에 따른 근관 충진 유동의 변화를 관찰하고 근관 치료를 개선할 수 있는 가능성을 확인하였다.

2. 실험장치 및 실험방법

2.1 근관 충진재

초음파가 근관 충진 유동에 미치는 영향을 파악하기 위하여 시판되는 근관 충진재 Endoseal MTA(MARUCHI)를 활용하였다. 사전 혼합된 서스펜션 형태의 충진재로서 실험을 위해 부가적인 혼합 및 준비 과정을 거치지 않고 제공된 형태에서 바로 사용하였다. 해당 충진재는 칼슘 실리케이트를 주성분으로 하며 방사성 비투과성 및 생체 적합성 등 치과적 특성을 위한 부가성분으로 칼슘 알루미네이트, 칼슘 서페이트 등을 포함한다.

실험에 앞서 근관 충진재의 기본적인 물성을 파악하기 위해 레오미터(DHR-3, TA Instruments)로 점도를 측정하였고 그 결과가 Table 1.에 나타나 있다. 근관 충진재는 전단률이 증가함에 따라 점도가 감소하는 비뉴턴 점도 특성(Non-Newtonian)을 보인다.

Endoseal MTA	
Shear rate (1/s)	**Viscosity (Pa · s)**
0.6	254.7
1.0	149.8
1.8	96.0
3.2	59.5
5.6	35.9
10.0	21.9
17.8	13.6
31.6	8.1
56.2	5.7
100.0	4.1

Table 1. Viscosity versus shear rate of filling material.

2.2 실험장치 구성

초음파의 근관 충진 유동에 대한 영향을 확인하기 위해 Fig. 2.1과 같이 실험 장치를 구성하였다. 실험 장치는 레귤레이터가 연결된 공압 컴프레서, 충진재를 포함한 용기, 근관 모사 채널, 초음파 진동자, 그리고 유동 가시화를 위한 초고속 카메라로 구성하였다. 충진재 용기와 근관 모사 채널은 핫멜트 접착제를 활용해 연결 및 밀폐하였다. 충진 유동을 형성하기 위해 충진재 용기는 공압 컴프레서와 직접 연결하였다.

용기 안의 근관 충진재에 초음파를 인가하기 위하여 초음파 진동자와 발진기를 제작하였다. 초음파 진동자는 직경 20 mm, 두께 3 mm의 피에조 세라믹과 알루미늄 블록을 접합하여 제작하였다. 알루미늄 블록은 중심에 10 mm 직경의 홈을 생성하여 충진재 용기를 결합할 수 있도록 하였다. 충진재 용기에 초음파 젤을 도포한 후 진동자에 삽입하여 진동이 전달될 수 있도록 하였다. 해당 진동자와 발진기는 40 kHz의 주파수와 10 W 수준의 출력을 생성할 수 있도록 제작되었다.

Fig. 2.2 에는 근관 형상을 모사한 채널의 개략도가 나타나 있다. 근관 모사를 위해 두 가지 서로 다른 채널을 제작하였다. 치근단을 포함하는 단일 근관 채널은 근관 내 충진재 유동 변화를 확인하기 위해 제작하였다. 미세 근관을 추가로 포함하는 채널은 초음파가 미세 근관 충진에 미치는 영향을 확인하기 위해 제작하였다. 두 채널 모두 근관의 직경은 500 μm, 길이는 10 mm로 제작하였고 치근단은 직경 300 μm, 길이 1 mm로 형성하였다. 근관과 치근단을 포함하는 단일 근관 채널은 아크릴로 제작하였으며 미세 근관을 추가로 포함하는 채널은 PDMS로 제작하였다. 미세 근관의 경우 직경을 50 μm로 제작하였고 치근단으로부터 2.5 mm 떨어진 곳에 주근관에 수직인 방향으로 형성하였다. (Fig. 2.3)

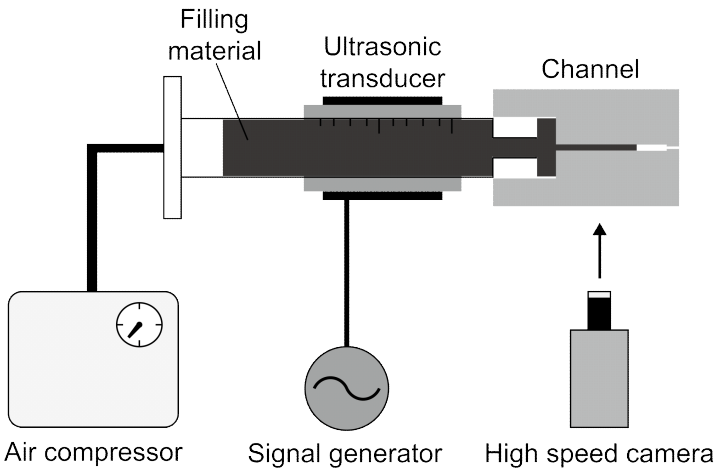

Fig. 2.1 Schematic illustration of the experimental setup.

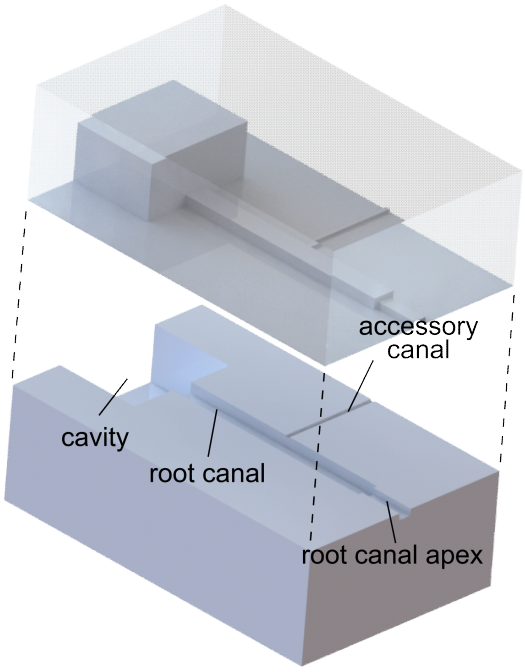

Fig. 2.2 Schematic illustration of the root canal channel.

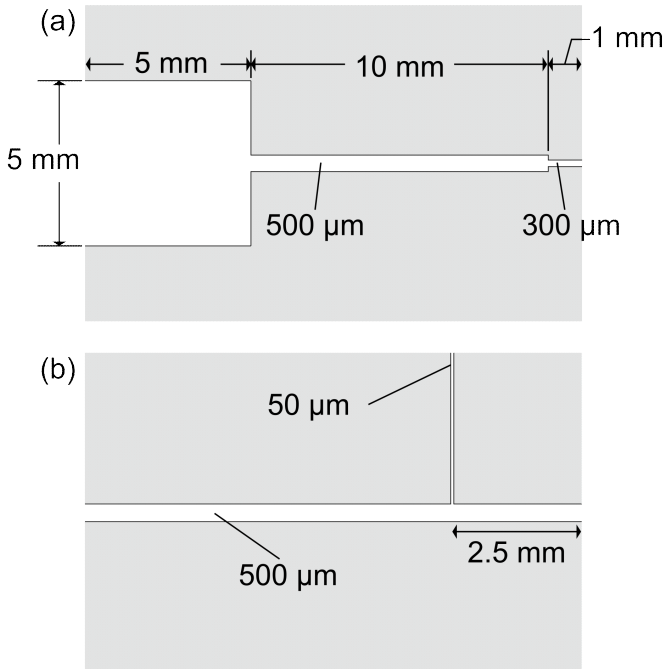

Fig. 2.3 (a) Schematic of a single root canal channel. (b) Schematic of a single root canal channel with an accessory canal.

2.3 실험방법

공압 컴프레서를 통해 일정한 주입 압력을 형성하여 근관 모사 채널에 충진재를 주입하였다. 채널 내 충진 양상을 정량적으로 분석하기 위해 초고속 카메라(FASTCAM SA-Z, Photron)를 활용하여 1000 fps로 채널 내 유동을 촬영 및 분석하였다. 초음파를 인가하여 충진하는 경우에는 충진재 주입에 앞서 5분간 초음파를 적용한 후 충진을 진행하였고 충진 과정이 끝나는 시점에 인가를 중지하였다.

3. 실험결과 및 분석

3.1 충진 유동 속도 변화

공압 컴프레서를 활용해 일정한 압력을 형성하여 단일 근관 모사 채널에 근관 충진재를 충진하였다. 충진 양상을 촬영 및 분석하여 인가 압력별 평균 충진 속도를 측정하였다.(Fig. 3.1) 또한, 초음파 인가 여부에 따른 근관 충진 양상의 변화를 확인하기 위하여 초음파 인가 하에 동일한 조건에서 충진재를 주입하여 평균 충진 속도를 측정하였다. 초음파를 인가한 경우에 그렇지 않은 경우에 비해 평균 유동 속도가 69% - 451% 상승하였다.

근관 충진재로 치근관을 충진하는 과정은 고점도 유체의 마이크로 스케일 관 유동으로 해석할 수 있다. 관 유동에서 관성력과 점성력 간의 크기를 비교하기 위한 수단으로 무차원수인 레이놀즈수가 사용될 수 있다. 관 유동에서 레이놀즈수는 다음과 같이 정의된다.

$$Re_D = \frac{Inertial forces}{Viscous forces} = \frac{\rho v D}{\mu} \tag{1}$$

여기서 ρ는 유체의 밀도, v는 유동 평균 속도, D는 관의 직경, μ는 유체의 점성 계수이다. 실험에 사용된 채널의 형상 특성과 충진재의 물성으로부터 해당 유동의 레이놀즈수를 계산할 수 있다. 근관 충진 유동의 레이놀즈수는 평균 $\sim 10^{-2}$로 나타난다. 일반적인 관 유동에서 레이놀즈수가 2,100보다 작은 경우 해당 유동을 층류 유동으로 해석할 수 있다. 따라서 근관 충진 과정은 낮은 레이놀즈수를 갖는 층류 유동(laminar flow)으로 해석할 수 있다.

층류 유동에서 유동의 평균 속도와 형성된 압력 구배 간의 관계는 하겐-푸아죄유 방정식(Hagen - Poiseuille equation)에서 파악할 수 있다.

$$\triangle p = \frac{8\pi\mu LQ}{A^2} = \frac{32\mu LU}{{D_H}^2} \tag{2}$$

여기서 △p는 압력 차, μ는 유체의 점도(dynamic viscosity), L은 채널의 길이, U는 평균 유속, D_H는 채널의 직경(hydraulic diameter)을 의미한다. 식(2)로부터 평균 유속과 다른 변수들 간의 관계를 살펴보면 다음과 같다.

$$U \sim \frac{\triangle p {D_H}^2}{\mu L} \sim \frac{\partial p}{\partial x}\frac{{D_H}^2}{\mu} \tag{3}$$

해당 관계로부터 근관 충진 유동의 평균 속도가 증가할 수 있는 요인은 근관의 직경 증가, 형성된 압력 구배 증가, 그리고 유체의 점도 감소로 3가지가 있다. 초음파 인가에 따른 평균 유동 속도 변화를 나타내는 실험 결과 중 동일한 압력에서의 속도 변화를 살펴보면, 근관의 형상은 일정하므로 평균 유동 속도의 변화를 유발하는 유일한 요인은 충진재의 점도 저감임을 추론할 수 있다. 이를 바탕으로 초음파 인가에 따른 근관 충진재의 점도 변화를 계산할 수 있다.(Fig. 3.3)(Fig. 3.4.) 초음파 인가를 통해 근관 충진재의 점도가 저감되며 초음파를 인가하지 않은 경우에 비해 41% - 82% 수준으로 감소함을 확인하였다.

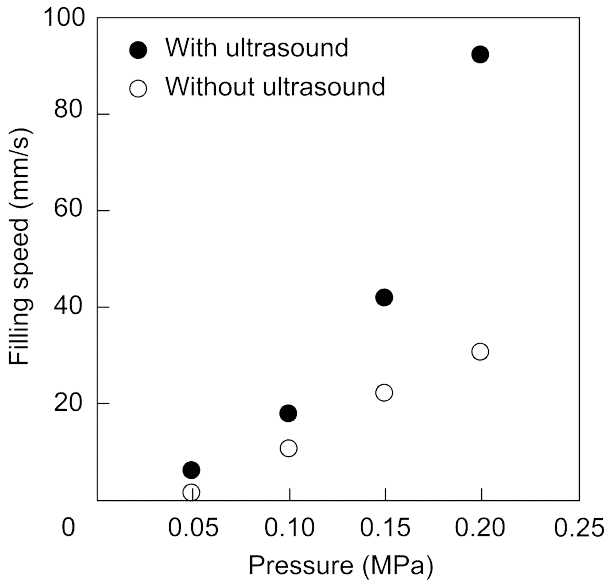

Fig. 3.1 Average filling speed of a single root canal for various filling pressures.

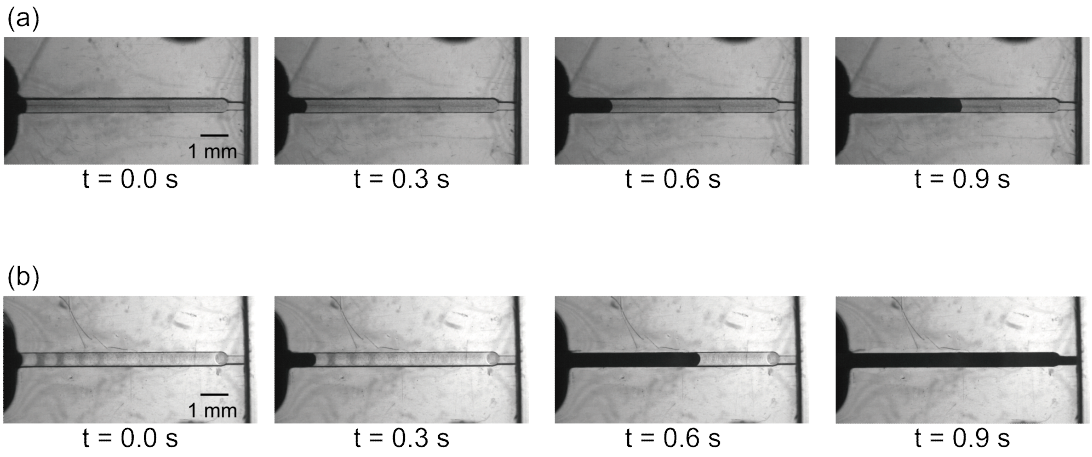

Fig. 3.2 Filling speed comparison speed under 0.1 MPa pressure. (a) Flow without ultrasound. (b) Flow with ultrasound.

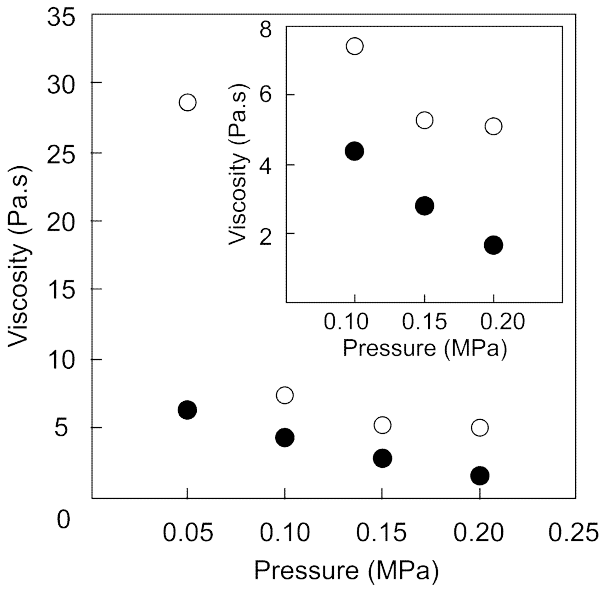

Fig. 3.3 Effective viscosity of the filling material in a single root canal for various filling pressures.

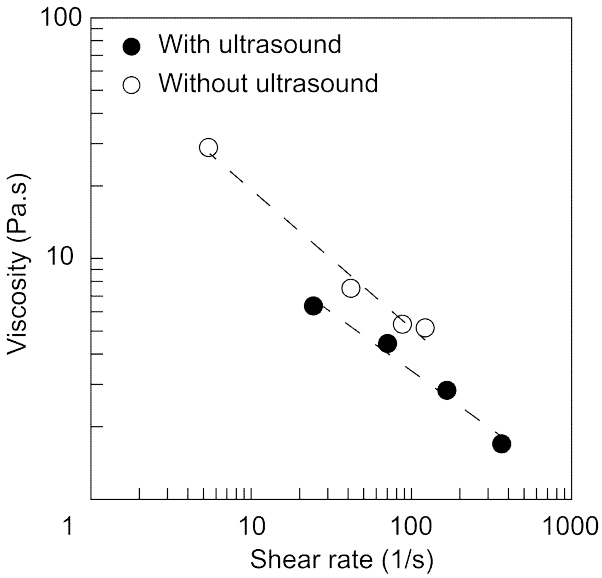

Fig. 3.4 Effective viscosity of filling material versus shear rate with and without ultrasound.

3.2 미세 근관 충진 양상 변화

초음파 인가 여부에 따른 미세 근관에 대한 충진 길이 변화를 관찰하였다. 미세 근관을 0.1 MPa의 일정한 압력 하에서 충진하여 충진 길이를 측정하였다. 충진 길이는 미세 근관의 분지점으로부터 측정하였고 그 시점은 주근관 내 유동이 채널의 끝에 도달하는 때로 하였다. 초음파를 인가하지 않은 경우 미세 근관은 평균 739 μm 길이까지 충진되었고 초음파를 인가한 경우 1519 μm로 충진되어 초음파 인가시 충진 길이가 약 105% 증가한 결과를 보였다.(Fig. 3.6)

3.1에서 살펴본 바와 같이 직경이 작은 근관에 대한 고점도 충진재의 충진 유동은 층류 유동의 양상을 보인다. 직경이 50 μm 수준으로 작은 미세 근관에 대한 충진 과정은 일반 근관에 대한 충진에 비해 더 높은 유동 저항을 보인다. 유동 저항이 높으면 평균 유동 속도가 느려져 같은 시간에 근관을 더 짧은 길이만 채울 수 있다. 초음파 인가를 통해 점도가 저감된 충진재는 미세 근관 충진에 있어 유동 저항이 저감되어 상대적으로 깊이 충진할 수 있다.

미세 근관은 좁은 직경 특성에 의해 충분히 충진되지 않을 가능성이 높다. 초음파를 활용하여 미세 근관의 충진 길이를 향상할 수 있다는 결과는 근관 치료 과정에서 나타날 수 있는 부적절한 충전 양상 및 미충전 근관의 존재로 인한 치료 실패 가능성을 낮출 수 있다. 따라서 초음파 인가를 통해 근관 충진 효율을 높일 수 있을 것으로 기대된다.

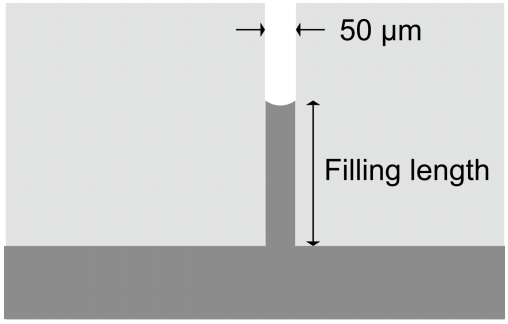

Fig. 3.5 Schematic illustration of measuring the filling length of the accessory canal.

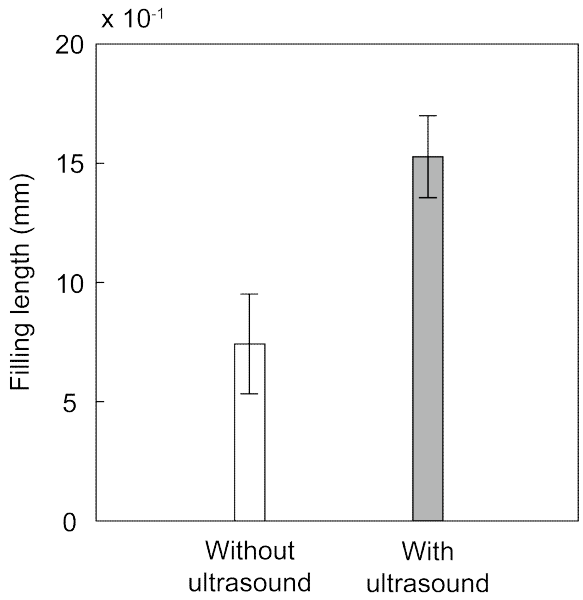

Fig. 3.6 Comparison of filling length of accessory canals with and without ultrasound.

3.3 충진 후 공극 변화

초음파 인가 여부에 따른 근관 충진 후 단면의 공극 변화를 확인하였다. 근관 충진재를 단일 근관 모사 채널에 0.1 MPa의 일정한 압력으로 충진한 후 충분한 수분이 공급되는 환경에서 24시간 동안 충진재를 경화하였다. 그 후 경화된 충진재 단면을 주사전자현미경으로 촬영하여 확대 이미지를 획득하였다. Fig. 3.7에서 확보한 SEM 이미지로부터 충진재 단면의 공극(pore) 형성 양상을 확인할 수 있다. 충진재 단면상 공극률의 변화를 계산하기 위해 해당 SEM 이미지에 대한 이미지 프로세싱을 진행하였다.(Fig. 3.8) 초음파를 인가하지 않은 경우 단면에서 12.3%의 공극률을 확인할 수 있었다. 초음파를 인가한 경우 8.2%의 공극률을 보여 그렇지 않은 경우보다 4.1% 감소한 결과를 보였다.

충진재의 단면에 발생하는 공극은 근관 충진재의 경화 과정에서 발생한다. 근관 충진재는 경화 과정에서 칼슘실리케이트와 수분의 수화 반응을 통해 칼슘실리케이트 수화물(CSH)을 형성한다. CSH는 불규칙한 결정 구조를 형성하며 결정 구조 사이에 공극이 발생한다. 칼슘실리케이트 수화 반응의 화학식은 다음과 같다.

$$2Ca_3SiO_5 + 7H_2O \rightarrow 3CaO \cdot 2SiO_2 \cdot 4H_2O + 3Ca(OH)_2$$

근관 충진재의 경화 후 단면에 나타나는 공극은 잔여 세균의 잠재적 서식의 위험성이 높은 공간이다. 따라서 내부 공극을 줄이는 것은 근관 충진의 주요 목적인 근관 치료 후 재감염 방지 측면에서 충진 효율을 향상할 수 있는 주요한 방법의 하나다. 초음파 인가를 통해 충진재 경화 후 내부 공극을 줄일 수 있음을 확인한 실험 결과로부터 세균의 재번식 가능성을 억제하여 근관 충진의 효율과 근관 치료의 성공률을 높일 수 있을 것으로 기대된다.

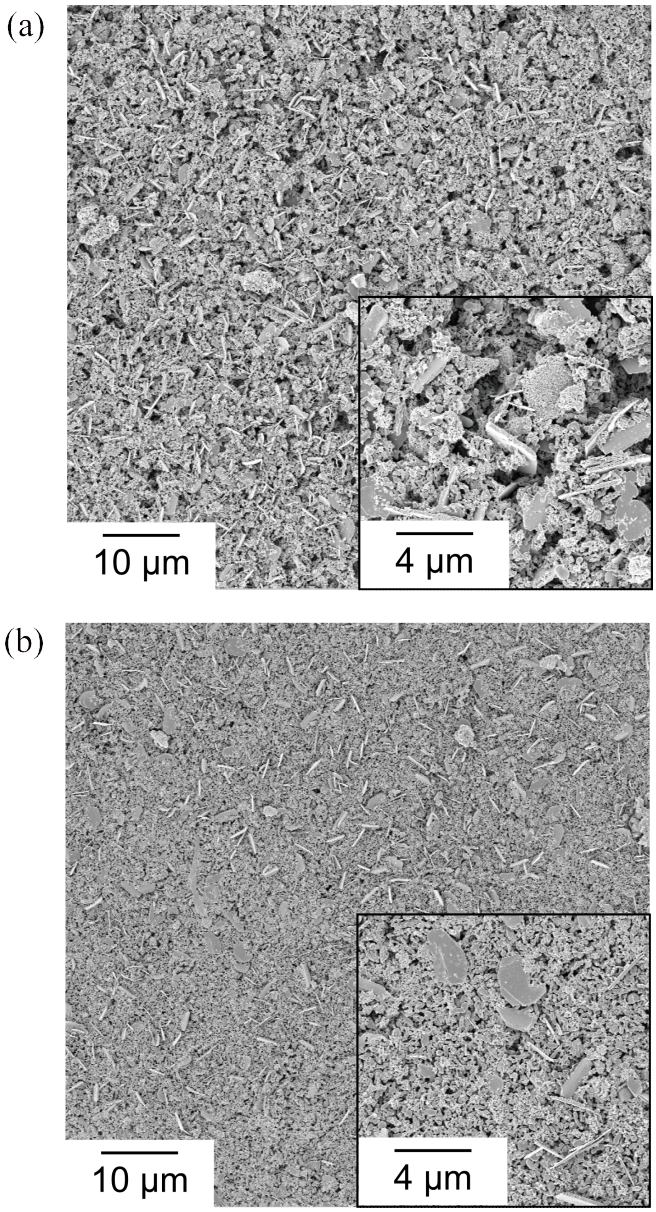

Fig. 3.7 SEM images of the filling material after solidification. (a) MTA filled without ultrasound. (b) MTA filled with ultrasound.

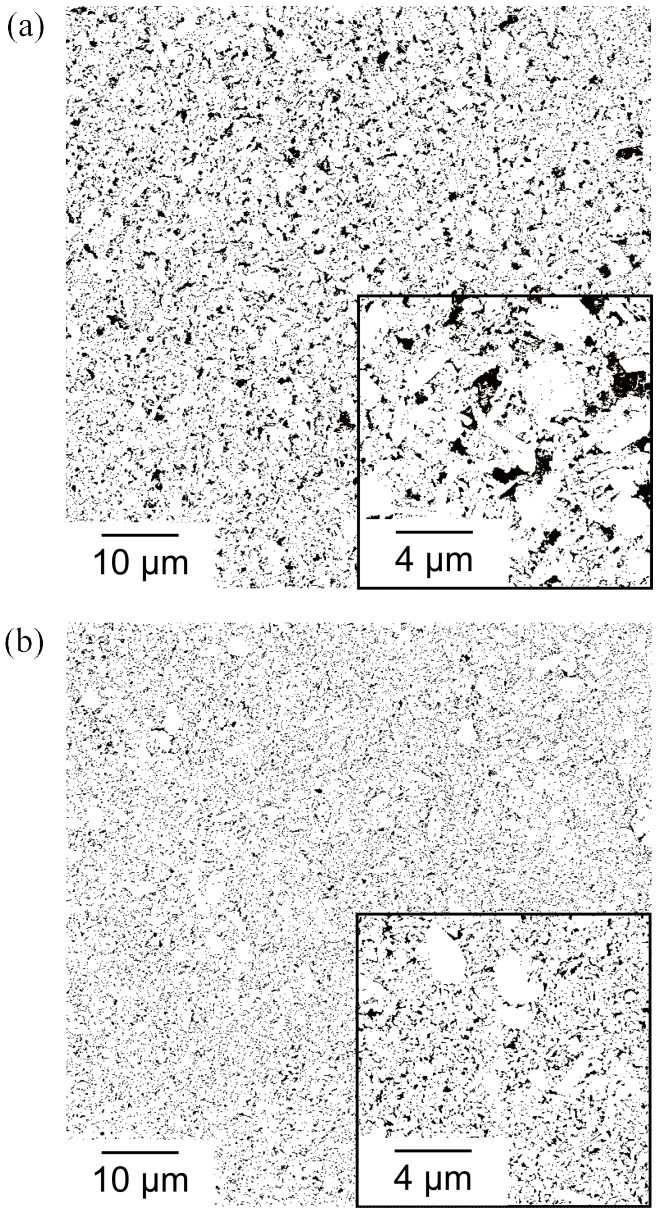

Fig. 3.8 SEM image after image processing for porosity calculation. (a) MTA filled without ultrasound. (b) MTA filled with ultrasound.

3.4 초음파 인가에 따른 서스펜션 물성 변화 원리

실험에 사용된 근관 충진재인 MTA는 칼슘실리케이트 기반의 서스펜션이다. 안정된 서스펜션에서는 구성 입자 간의 상호 작용으로 인해 응집체(aggregate)가 형성되는 것이 일반적이다. 서스펜션의 구성 입자들은 응집(aggregation) 및 분해(disaggregation) 과정을 지속하며 응집체를 형성한다. 주어진 조건에서 응집과 분해 과정이 평형을 이룰 수 있도록 응집체의 평균 크기가 결정된다. 구성 입자 간의 응집 과정이 더 우세한 경우에는 분해 과정이 우세한 경우에 비해 응집체의 평균 크기가 상대적으로 크게 형성된다.[10 - 12]

서스펜션의 점도는 매우 다양한 요인에 의해 결정된다. 서스펜션을 구성하는 입자들의 형상 특성 역시 점도를 결정하는데 주요한 역할을 하는 요인 중 하나다. 그중 서스펜션 구성 입자의 입자 체적 분율(particle volume fraction, Φ)과 최대 입자 체적 분율(maximum particle volume fraction, Φm)의 비에 서스펜션의 점도가 의존한다는 사실은 잘 알려져 있다. 서스펜션의 점도와 입자 체적 분율 간의 관계에 대한 다양한 이론식이 제시되어 왔다. 그중 Krieger와 Dougherty가 제시한 관계식은 다음과 같다.[13]

$$\eta_r = \left(1 - \frac{\phi}{\phi_m}\right)^{-B\phi_m} \tag{4}$$

여기서 B는 고유 점도(intrinsic viscosity), ηr 은 상대 점도를 나타낸다. 해당 관계는 강체인 구형 입자를 상정한 서스펜션의 점도와 입자 농도 간의 관계를 나타낸다. 서스펜션 내 입자 체적 분율(Φ)이 높거나 최대 입자 체적 분율(Φm)이 낮은 경우 서스펜션의 점도는 상대적으로 높아진다.

서스펜션에 초음파를 인가하게 되면 응집체 일부가 더 작은 크기의 응집체로 분해될 수 있다.[14, 15] 응집체의 일부가 분해되면 서스펜션은 상대적으로 더 다양한 크기 분포의 응집체들을 포함하게 된다. 따라서 응집체가 분해되면 서스펜션 내 입자 크기 분포(particle size distribution)가 증가한다. 단일한 크기의 입자로 구성된 서스펜션보다 다양한 크기의 입자로 구성된 서스펜션의 경우 같은 공간을 더욱 밀하게 채울 수 있다. 즉, 응집체의 크기가 다양해지면 동일한 공간을 채울 수 있는 총 입자의 부피가 커지므로 최대 입자 체적 분율이 증가하는 결과를 가져온다. 앞서 살펴본 서스펜션의 점도와 입자 체적 분율 간의 관계에서 최대 입자 체적 분율이 증가하면 서스펜션의 점도는 낮아짐을 알 수 있다. 따라서 근관 충진재에 초음파를 인가하여 충진재 내부의 응집체 일부가 분해되면 점도가 저감되는 효과를 가져온다.

근관 충진재의 경화 후 공극률 변화도 마찬가지로 설명할 수 있다. 입자 배열(particle arrangement) 관점에서 입자의 충전 밀도(packing density)는 입자 크기 분포에 영향을 받는다.[16] 입자 크기 분포가 높은 경우, 즉 더 다양한 크기의 입자가 분포한 경우 입자들이 더욱 밀하게 배열될 수 있다. 초음파 인가에 의해 공극률이 저감된 효과는 구성 입자의 충전 밀도가 상승한 결과에서 기인한다. 앞서 설명한 바와 같이 근관 충진재에 초음파를 인가한 경우 응집체의 일부가 분해되어 서스펜션의 입자 크기 분포를 높인다. 이는 입자의 충진 밀도를 높여 공극이 저감된 결과를 가져온다.

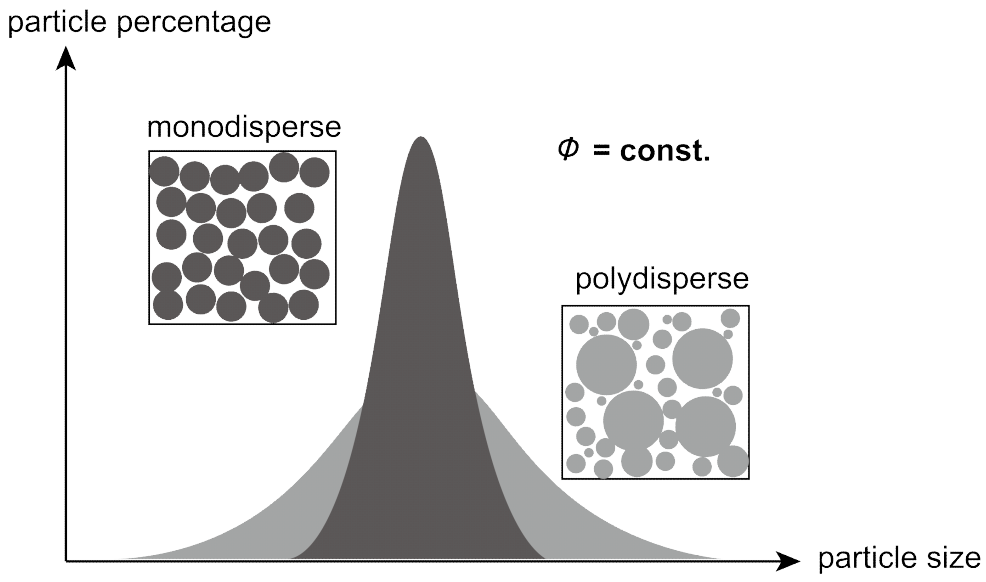

Fig. 3.9 Schematic illustration of particle distribution in suspension according to dispersity.

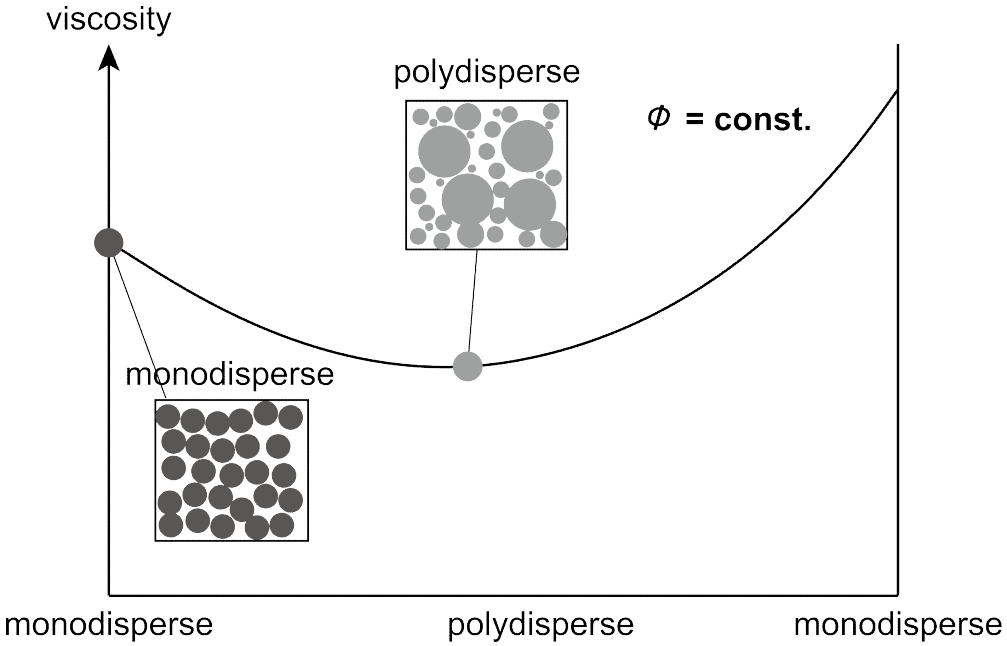

Fig. 3.10 Schematic illustration of the relation between viscosity and particle size distribution of suspension.

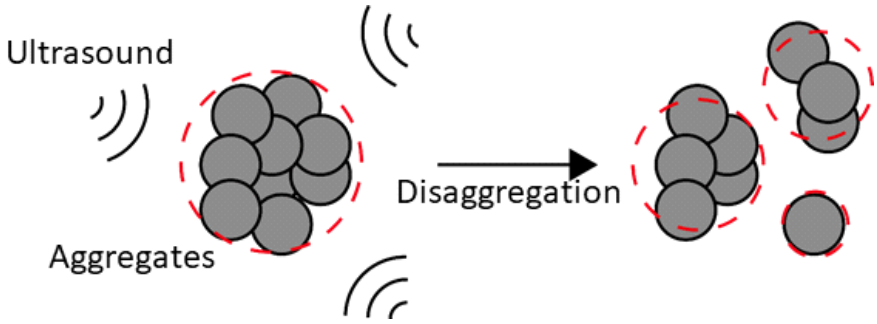

Fig. 3.11 Schematic illustration of disaggregation in suspension by ultrasound.

4. 결론

초음파를 활용한 칼슘실리케이트 서스펜션 기반의 근관 충진재 유동을 정량적으로 분석하였다. 근관 충진 유동에서 초음파를 인가한 경우 그렇지 않은 경우보다 평균 유속이 더 높게 나타남을 확인하였다. 이로부터 근관 충진재에 대한 초음파 효과로 감소한 점도를 측정하였다. 마찬가지로 미세 근관에 대한 충진 길이가 초음파 인가를 통해 향상될 수 있음을 정량적으로 확인하였다. 초음파 인가를 통하여 근관 충진재의 경화 후 내부 공극을 줄일 수 있음을 확인하였다. 근관 충진재에 대한 초음파 효과는 서스펜션 내 응집체의 분해에 의한 점도 저감 효과에서 기인한다. 이러한 결과들은 치과 치료적 관점에서 근관 충진의 효율과 치료의 성공률을 높일 수 있는 요인으로 기대된다.

참 고 문 헌

1 Darvell, B. W., & Wu, R. C. T. (2011). “MTA”－an hydraulic silicate cement: review update and setting reaction. Dental Materials, 27(5), 407-422.

2 Alhaddad, A. F., Steffen, H., & Splieth, C. H. (2014). The sealing ability of ProRoot MTA when placed as an apical barrier using three different techniques: an in-vitro apexification model. Quintessence international (Berlin, Germany: 1985), 45(10), 821-827.

3 Apaydin, E. S., Shabahang, S., & Torabinejad, M. (2004). Hard-tissue healing after application of fresh or set MTA as root-end-filling material. Journal of Endodontics, 30(1), 21-24.

4 Cohen, S., Burns, R. C., Walton, R., & Torabenijad, M. (1998). Pathways of the Pulp (1). Learning, 30, 10.

5 Cheung, G. S. P., Yang, J., & Fan, B. (2007). Morphometric study of the apical anatomy of C shaped root canal systems in mandibular second molars. International endodontic journal, 40(4), 239-246.

6 Tabassum, S., & Khan, F. R. (2016). Failure of endodontic treatment: The usual suspects. European journal of dentistry, 10(1), 144.

7 Lopes, F. C., Zangirolami, C., Mazzi-Chaves, J. F.,

Silva-Sousa, A. C., Crozeta, B. M., Silva-Sousa, Y. T. C., & Sousa-Neto, M. D. (2019). Effect of sonic and ultrasonic activation on physicochemical properties of root canal sealers. Journal of Applied Oral Science, 27.

8 Vivan, R. R., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Bernardes, R. A., Reis, J. M. S. N., Duarte, M. A. H., & Tanomaru-Filho, M. (2016). Effect of ultrasonic tip and root-end filling material on bond strength. Clinical oral investigations, 20(8), 2007-2011.

9 Parashos, P., Phoon, A., & Sathorn, C. (2014). Effect of ultrasonication on physical properties of mineral trioxide aggregate. BioMed research international, 2014.

10 Tourbin, M., & Frances, C. (2009). Monitoring of the aggregation process of dense colloidal silica suspensions in a stirred tank by acoustic spectroscopy. Powder technology, 190(1-2), 25-30.

11 Jeffrey, D. J., & Acrivos, A. (1976). The rheological properties of suspensions of rigid particles. AIChE Journal, 22(3), 417-432.

12 Stickel, J. J., & Powell, R. L. (2005). Fluid mechanics and rheology of dense suspensions. Annu. Rev. Fluid Mech., 37, 129-149.

13 Krieger, I. M., & Dougherty, T. J. (1959). A mechanism for non Newtonian flow in suspensions of rigid spheres.

Transactions of the Society of Rheology, 3(1), 137-152.

14 Sato, K., Li, J. G., Kamiya, H., & Ishigaki, T. (2008). Ultrasonic dispersion of TiO2 nanoparticles in aqueous suspension. Journal of the American Ceramic Society, 91(8), 2481-2487.

15 Zou, R. P., Xu, J. Q., Feng, C. L., Yu, A. B., Johnston, S., & Standish, N. (2003). Packing of multi-sized mixtures of wet coarse spheres. Powder Technology, 130(1-3), 77-83.

16 Sohn, H. Y., & Moreland, C. (1968). The effect of particle size distribution on packing density. The Canadian Journal of Chemical Engineering, 46(3), 162-167.

Abstract

Root canal filling flow of calcium silicate suspension under ultrasound

Jihwan Seo

Department of Mechanical Engineering

The Graduate School

Seoul National University

Root canal treatment is a treatment for the infected pulp of a tooth to eliminate infection and protect the decontaminated tooth from future microbial invasion. It is performed in three procedures including removal of infected tissues, irrigation of root canal and filling of root canal. The purpose of root canal filling process is to ensure durability of teeth and prevent reinfection. MTA, root canal filling material, is highly viscous suspension mainly consisted of calcium silicate which is cementitious. The root canal has only a few hundred micrometers in diameter. Complexity of root canal system acts as a factor that makes the root canal filling process difficult along with highly viscous characteristics of the filling material. In order to improve the root canal treatment process, studies in the field of endodontics have been conducted on improving root canal filling using ultrasound. However, most of the previous studies have focused on the treatment method using ultrasound and the result of improvement of

treatment efficiency from a dental perspective. The detailed principle and quantitative effect on the change of physical properties of the filling material have not been understood enough. In this study, the principle and quantitative effect of the changes in the properties of filling material were identified based on the understanding of the effect of ultrasonic waves on the suspension. We found that the filling speed of filling material increased under ultrasonic effect. We found that the viscosity of the calcium silicate suspension can be lowered by applying ultrasound. We found the filling length of an accessory canal increased under ultrasound. Pores inside filling material after solidification decreased in size and number when filled under ultrasound. Disaggregation induced by ultrasound leads to the increase in particle size distribution in suspension which is the main reason of the results. We expect that the application of ultrasound on the root canal filling process would improve the efficiency of treatment by the changes in properties of filling material.

keywords : Ultrasound, Suspension, Rheology,
Root canal treatment
Student Number : 2019-24662