

# 치과 주조공정의 수축 및 팽창에 관한 연구

김영훈

원광보건대학교 치기공과

## A study of shrinkage and expansion for dental casting process

Yung-Hoon Kim

Department of Dental Laboratory Technology, Wonkwang Health Science University

### [Abstract]

**Purpose:** This study compares how accurately the specimen produced by the machining method and the rapid prototyping method is produced and how much dimensional error occurs with the finished casting body, and presents the results as experimental comparative data.

**Methods:** Specimens produced using a digital processing method were cast by a conventional dental casting process, and dimensional changes of the finished casting body were measured to compare shrinkage and expansion.

**Results:** In the control group that did not artificially induce large swelling, the dimensional error was the smallest, and the shrinkage and expansion reactions cannot be eliminated in all processes.

**Conclusion:** The shrinkage and expansion depend on the given conditions, so if there is a change in the traditional dental casting process, it is necessary to adjust all the parameters to obtain an accurate casting body.

● **Key words:** CAD/CAM, Casting, Expansion, Investment, Machining, Shrinkage

\* 본 연구는 2020년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해서 이루어진 논문임.

Corresponding author	Name	김영훈	Tel.	063-840-1244	E-mail	kimyh@wu.ac.kr
	Address	전북 익산시 익산대로 514 원광보건대학교 치기공과				
Received	2020. 4. 20	Revised	2020. 6. 8	Accepted	2020. 6. 18	

## I. 서론

금속 주조를 이용한 전통적인 치과 보철물 제작 방법은 납형을 조각하고 매몰하여 얻어진 주형에 금속을 용해 및 주입하여 주조체를 완성하는 것이다. 이는 왁스 소실법 또는 인베스트먼트법이라고도 하며 치과 정밀 주조법으로 불리운다(Kim et al., 2020).

주조체가 완성되기까지는 여러 단계를 거치게 되며, 각 단계에서 재료의 수축과 팽창 그리고 술자의 숙련도에서 기인하는 치수 오차가 발생하게 된다. 전통적인 치과 보철물 주조단계에서 가장 처음으로 오차가 발생하는 단계는 환자의 구강 상태를 복제하기 위한 인상채득 단계이다. 인상재는 경화 과정에서 보통 수축을 일으키게 된다. 두 번째는 구강상태를 재현하는 모형재의 경화 과정에서 일어나는 팽창반응이다. 세 번째는 납형 제작 시 발생하는 왁스의 수축이며, 네 번째는 매몰과 소환 과정에서 일어나는 매몰재의 팽창(Kim et al., 1991), 그리고 다섯 번째는 주조 과정에서 발생하는 금속의 냉각수축이다(Kim et al., 2012). Han(2001)의 보고에 의하면 모형재의 선형경화팽창은 약 0.05~0.07% 정도로 큰 영향력을 미치지 못하며 납형이 0.4% 그리고 주조금속이 1.25% 정도 수축하므로 총 수축 1.65%를 보상해야 한다고 하였다. 결과적으로 치수정밀도가 높은 주조체를 얻기 위해서는 수축량을 적절한 팽창으로 보상하여 영에 가깝도록 오차를 줄이는 것이다.

최근 4차 산업혁명의 시작과 더불어 사회 다양한 분야에 걸쳐 많은 변화들이 일어나고 있다. 디지털 기술이 치과보철물 제작공정에 도입되어 활용되고 있는 것이다(Kim, 2019). 인상채득 과정에서는 구강 스캐너, 모형제작과 납형제작 과정에서는 CAD/CAM 장비가 이미 상용화 되어 활용되고 있다(Moon et al., 2016). 따라서 디지털 시대의 금속 주조과정은 수축과 팽창에 대해 재해석이 필요하다. 디지털 장비의 정확도가 향상되어 임상적으로 사용이 인정(Kang et al., 2017)된 만큼 수축량과 팽창량을 조절해야 한다는 것이다. 가령 디지털 장비들을 사용하여 제작된 납형과 고분자계 원형을 매몰하여 주조한다면 금속의 냉각수축량만 팽창으로 보상해주면 된다.

지금까지도 대한민국의 치기공(학)과 교과서 중에는 이미 폐지된 미국치과의사회(ADA)의 규격을 기술하고 있으며 고전적인 내용들이 수록되어 있다. 재료학적 지식은 소재개발 연구에도 중요하지만 실질적으로 재료를 다루는 기술자들의 응용력과 문제해결 능력, 그리고 재료선택에 많은 영향을 미치기 때문에 심층적인 교육과 연구 그리고 학습이 필요하다.

이에 본 연구에서는 수축과 팽창이 반복되는 치과주조공정에서 기계가공법과 쾌속조형법으로 제작된 시편이 얼마나 정확히 제작되어 납형의 수축량을 상쇄할 수 있는가와 완성된 주조체는 결과적으로 목적하는 크기에서 얼마만큼의 치수 오차가 발생하는가를 비교하여 그 결과를 실험적 비교자료로 제시하고자 한다.

## II. 연구방법

### 1. 시편준비

수축과 팽창을 비교할 시편은 CAD(computer aided design) 프로그램을 이용하여 지름이 4 mm, 높이가 10 mm인 원기둥 형태의 stl 파일을 설계하였고, 3D 프린팅 장비와 밀링 장비를 이용하여 6개씩의 시편을 제작하였다. 3D 프린터는 FDM type 3D printer(Finder 2.0, Flashforge3D technology Co., China)와 SLA type(DIGITAL WAX 028D, DWS, Italy) 두 가지 방식의 장비를 사용하였고 재료는 PLA 유형의 필라멘트(PLA pro, RoHS, China)와 경화 후 소환용 레진액(RF080, DWS, Italy)을 사용하였다. 밀링(CAM 4-4K, vhf, Germany) 제작된 시편은 PMMA block(PMMA DISC BLOCK A3, Huge Dental Material Co., China)과 wax block(CAD/CAM WAX BLANK, BILKIM Co., Turkey) 두 가지 재료를 이용하여 준비하였다.

Figure 1은 컴퓨터 디자인을 통해 얻어진 지름 4 mm, 높이 10 mm의 stl 파일 모습이다. 지름과 높이 측정에 방해받지 않는 한도 내에서 3D 프린팅은 바닥면에 3개의 서포트를 설치하고 블록 밀링은 원기둥 중앙 외측에 3

개의 서포트를 설치하여 가공하였다.

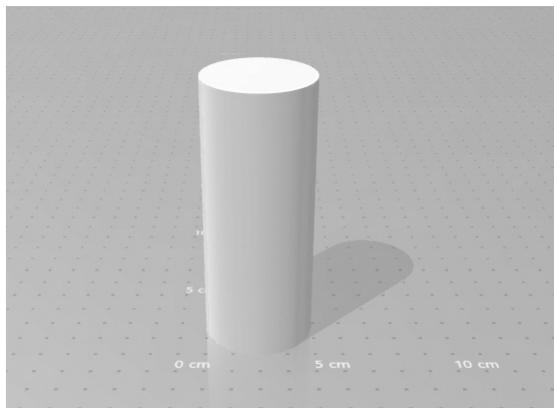


Figure 1. Specimens design by CAD.

실험군은 1군에서 4군으로 지정하였으며 1군은 FDM 방식으로 제작된 시편(FD), 2군은 SLA 방식으로 제작된 시편(SL), 3군은 PMMA 밀링 시편(PM), 4군은 wax 밀링 시편(WA)으로 구성하였다.

준비된 지름 4 mm, 높이 10 mm의 시편들은 통법에 따라 직접법으로 직경 2 mm, 길이 12 mm에 수축류가 형성되어있는 기성 플라스틱 패턴 주입선을 시편 길이방향의 바닥면을 피해 측면으로 설치하였고, 매몰재는 MAZIC Vest HS(VERICOM Co., Korea)를 사용하여 매몰하였다. 실험군들은 실리콘 매몰링을 이용하여 전용액을 혼수비(0.24)에 맞추어 매몰하였으며, 대조군으로는 최대한 매몰재의 팽창을 억제하고자 완충대를 내장하지 않은 금속링을 사용하고 실온수를 혼수비(0.24)에 맞추어 매몰하였다.

충분한 팽창 효과를 얻기 위해 승온 속도를 분당 5°C 이하로 제한하였으며 290°C 30분 그리고 580°C에서 30분 계류한 다음 900°C까지 소환(SEKI DENTAL Co., Korea)하였다. 소환 후 매몰재의 외경은 주조 직전에 소환로에서 잠시 꺼내어 측정하고 다시 소환로에 넣고 10분 후 주조하였다. 주조는 니켈계 비귀금속 합금(Bellabond plus, BEGO Co., Germany)을 고주파 주조기(MANFREDI, Italy)를 이용하여 주조체 시편을 얻었다.

## 2. 비교분석

최초 원형으로 제작된 시편들은 각 시편 당 지름 3회,

높이 3회씩 그리고 6개의 시편을 측정하여 평균하였다. 실리콘 링은 내경을 측정하고 매몰재는 경화 후 외경과 소환 후 외경을 측정하였으며, 금속링은 초기 외경과 24시간 경화 후 그리고 소환 후 외경을 측정하였다. 소환 후 외경은 소환로에서 잠시 꺼내어 실온에서 측정하고 다시 넣어 10분 후 주조하였다. 주조된 시편들은 매몰링이 냉각되자마자 매몰재를 샌드블라스팅 단계까지 제거하고 주입선을 절단하였으며 곧바로 주입선이 부착되었던 부위를 피해 지름 3회, 높이 3회씩 그리고 6개의 시편을 0.01 mm 정확도의 디지털 캘리퍼(CD-15CP, Mitutoyo, Japan)를 이용하여 측정하고 평균하였다.

## 3. 통계분석

수집된 자료는 SPSS WIN ver. 22.0 프로그램(SPSS 22.0, SPSS Inc., USA)을 이용하여 통계분석하였다. 3D 프린터와 밀링을 통해 제작된 시편들의 크기 차이를 one-way ANOVA를 시행하였고, 사후검정은 Duncan's multiple range test로 하였다. 금속 주조 후 실험군과 대조군의 최종 주조체 크기의 차이는 t-test를 시행하였다.

## III. 결과

3D 프린터와 밀링을 통해 제작된 시편들의 크기는 Table 1에 나타내었다. 실험군 중 FD 집단의 지름이 가장 작게 나타났으며( $p < 0.05$ ), 나머지 실험군들은 유의한 차이를 보이지 않았다( $p > 0.05$ ). 높이는 FD 집단이 가장 크게 나타났으며( $p < 0.05$ ), PM 집단이 가장 작게 나타났고( $p < 0.05$ ), SL 집단과 WA 집단은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다( $p > 0.05$ ). 지름 측정에서는 모든 시편이 목적하는 크기보다 작은 결과를 보였고 높이는 측정에서는 PM 시편을 제외한 나머지 시편들이 목적하는 크기보다 큰 결과로 나타났다.

Table 1. Machined Specimens by 3D printer and milling system

Experimental group	Diameter (mm)	Diameter error (%)	p value	Height (mm)	Height error (%)	p value
FD	3.86 <sup>a</sup>	-3.50	0.001	10.12 <sup>a</sup>	1.20	0.001
SL	3.98 <sup>b</sup>	-0.50		10.03 <sup>b</sup>	0.30	
PM	3.98 <sup>b</sup>	-0.50		9.97 <sup>c</sup>	-0.30	
WA	3.95 <sup>b</sup>	-1.25		10.01 <sup>b</sup>	0.10	

<sup>ab</sup> : The same characters are not statistically significant. The data was analyzed by one-way ANOVA.

실리콘 매몰링의 내경은 평균 41.45 mm로 측정되었으며 경화 후 매몰재의 외경은 평균 41.98 mm로 약 1.26% 팽창한 것으로 나타났고 소환 후 주조 시에는 42.21 mm로 처음보다 약 1.82% 팽창하였다.

금속링은 매몰 전 50.94 mm 이었으나 소환 후 주조 직전에 51.56 mm로 약 1.22% 팽창한 것으로 나타났다.

Figure 2는 실험군과 대조군의 매몰재 팽창 양상을 보여준다.

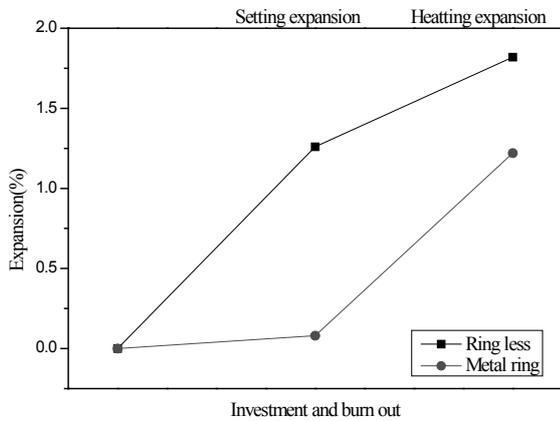


Figure 2. Stage of expansion.

Table 2. Size of Specimens after metal casting

Group	Diameter (mm)	Diameter error (%)	p value	Height (mm)	Height error (%)	p value
FD	Experimental	3.96	0.866	10.22	0.99	0.056
	Control	3.96		10.13	0.10	
SL	Experimental	4.05	0.007	10.16	1.30	0.023
	Control	3.99		10.06	0.30	
PM	Experimental	4.07	0.016	10.15	1.81	0.001
	Control	4.01		10.02	0.50	
WA	Experimental	4.07	0.003	10.24	2.30	0.001
	Control	4.00		10.06	0.50	

The data was analyzed by t-test.

금속 주조 후 실험군과 대조군의 최종 주조체 크기 및 원형에 대한 오차율은 Table 2에 나타내었다. 금속 주조 후 지름과 높이는 FD 집단의 경우 실험군과 대조군에서 유의한 차이를 보이지 않았으며( $p>0.05$ ), SL 집단, PM 집단, WA 집단의 경우 실험군과 대조군에서 유의한 차이가 나타났다( $p>0.05$ ). 실험군들은 주조결과 원형에 비해 지름은 1.76~3.04%, 높이는 0.99~2.30% 팽창하였다.

대조군은 완충대 설치 없이 금속링에 실온수를 혼합하여 매몰하여 얻은 주조체이다. 원형에 비해 지름은 0.25~2.59%, 높이는 0.10~0.50% 팽창하였으며 실험군에서 보다 목적하는 크기에 더 정확한 주조체가 얻어진 것을 볼 수 있다.

#### IV. 고찰

디지털 치과기공 시대가 도래하면서 전통적인 주조과정에도 변화가 시작되었다. 가장 큰 관심을 받고 있는

부분은 바로 수축과 팽창이다. 수축대는 주조과정에서 수축되는 양을 미리 크게 제작하여 결과물의 수축을 보상하는 것이며 수축대 만으로 보상이 어려운 경우는 매몰재의 팽창으로 수축을 보상하고 있다. 통상적인 치과 주조 과정에서는 사용하는 재료의 수축과 팽창반응이 반복된다. 인상재와 원형재료 그리고 주조금속은 수축이 나타나며, 모형재와 매몰재는 팽창이 나타난다. 물론 구강스캐너를 이용하고 주조과정 없이 최종 보철물이 컴퓨터의 도움을 받아 가공된다면 수축과 팽창은 고려할 필요가 없겠다. 그러나 보철물 제작방법으로 주조 가공법을 선택했다면 주형재료와 주조금속 그리고 온도변화에 대한 재료의 반응에 관심을 기울여야만 한다.

본 연구에서는 정확성이 인정되는 디지털 장비로 시편을 제작했기 때문에 인상재와 모형재의 수축 그리고 팽창은 고려하지 않았다.

제작된 원기둥 형태의 시편에서 지름은 SL 집단의 시편과 PM 집단의 시편에서 3.98 mm로 목적하는 크기(4 mm)에 가장 가까웠으며, 높이는 WA 집단의 시편이 10.01 mm로 목적하는 크기(10 mm)에 가장 근접하였다. 대부분의 실험군에서 오차율이 1.00% 이하로 측정되었으나 FD 집단의 시편은 비교적 오차율이 높았으며 WA 집단의 시편은 표면 경도가 낮아 디지털 캘리퍼 측정 시 추가적인 측정오차가 발생했을 우려가 있다.

디지털 장비를 이용하여 제작된 지름 4 mm, 높이 10 mm의 원기둥 시편들은 설계된 크기에 거의 유사하게 제작되었다. 그러나 시편 제작 결과 중 일부가 일반적으로 알려진 납원형의 수축률(0.4%) 보다 높은 오차율이 발생하는 것은 수축이나 팽창에서 발생하는 오차가 아니기 때문에 장비의 설정값 조정으로 정확성은 높일 수 있겠으며, 원형재료의 수축은 고려하지 않아도 될 것으로 보인다.

매몰재는 일반적으로 0.3~0.65%의 경화팽창과 1.0~1.35%의 열팽창을 일으키는 것으로 알려져 있다(Han, 2001). 그러나 본 실험군 결과는 경화팽창이 1.26%, 열팽창이 0.56%로 나타났다. 실리콘 링을 사용했기 때문에 매몰재 팽창에 방해받지 않아서 큰 경화팽창이 나타난 것으로 보이며 주조 직전에 측정된 결과 매몰재의 총 팽창량은 1.82%였다. 소환로에서 잠시

꺼내어 측정된 사실을 감안하여 실내 온도를 24℃라고 가정한다면 순간적으로 약간의 수축이 발생하여 열팽창은 더 컸을 것으로 판단된다.

주조용 금속 중 금합금은 1.25%(Han, 2001), 비귀 금속 합금은 1.80%까지 냉각수축량이 보고되어 있다(Kim et al., 2020). 그렇다면 매몰재의 총 팽창과 비귀 금속 합금의 최대수축은 0.02% 차이로 상쇄될 가능성이 크다. 그러나 Table 1과 Table 2를 비교해보면 4개 실험군 모두 원기둥 원형보다 큰 원기둥 주조체가 얻어진 것을 볼 수 있다. 따라서 보철물 제작방법으로 주조방법을 선택한다면 원형제작 재료와 가공법 그리고 사용하는 매몰재와 주조금속을 모두 고려하여야 할 것이다. 또한 대조군 실험결과에서 볼 수 있듯이 매몰재의 팽창을 최소로 조절하고 완충대 설치 없이 금속링에 매몰하여 주조하더라도 대부분의 물질은 온도 상승에 따라 팽창을 하기 때문에 원형재료의 수축이 없다면 주조금속의 냉각수축은 쉽게 보상되어 정밀주조가 가능하리라 사료되며, 매몰재의 팽창이 충분하다면 오히려 원형의 크기를 의도적으로 축소 제작해야 할 것이다.

본 연구에서는 선택적 장비와 재료를 사용했기 때문에 모든 상황을 포괄하기 어렵다는 한계점을 가지며, 매몰재의 혼수비 조절과 소환온도 그리고 탄소 잔유물 등의 연구가 더해진다면 유용한 자료로서의 가치가 있을 것이다.

## V. 결론

치과기공계는 아날로그에서 디지털시대로 자리 잡아가고 있다. 그러나 작업과정의 큰 틀은 그대로인 상황에서 단계적인 편의가 개선되고 있는 것이다. 치과정밀 주조 측면에서 본다면 여러 단계의 수축과 팽창반응이 공존하는 상황에서 수축이 감소한다면 팽창도 줄어들어야 정밀한 주조체를 얻을 수 있을 것이다. 이에 본 연구에서는 일반적으로 사용되는 디지털 장비와 재료를 통해 금속 주조체를 제작해보고 그 과정에서 일어나는 수축과 팽창반응이 기존에 배워왔던 통상적인 수치들과 얼마나 차이를 보이는지 실험적 자료를 제공하고자

하였다.

### 1. 디지털 장비의 효용성

본 실험에서는 두 종류(FDM, SLA)의 3D 프린터를 이용하고 두 종류의 재료(PMMA, wax)를 밀링하여 총 4개의 실험군 시편을 제작하였다. FDM 방식의 3D 프린터는 치과용 장비가 아니라는 한계를 드러냈으나 나머지 원형 제작 방법들은 치과주조공정에서 납형의 수축을 상쇄하여 특별히 치수정밀도가 우수한 주조체를 얻는데 유용한 것으로 판단된다.

### 2. 수축과 팽창

일반적으로 알려진 왁스의 수축은 0.4%이지만 디지털 장비를 사용하게 되면 원형재의 수축은 고려하지 않아도 되겠다. 본 실험결과 팽창에 방해가 받지 않는다면 경화팽창이 1.26%, 열팽창이 0.56%로 총 1.82% 팽창하는 것으로 나타났으며 금속링의 방해가 있더라도 1.22% 팽창한다. 또한 금속링에 매몰했던 시편들도 주조체가 팽창한 것으로 볼 때 금속의 주조수축은 1.22% 미만이다.

### 3. 금속주조에 의한 치과보철물 제작

아날로그 방식에서 디지털 방식으로 치과기공 작업 과정이 변화하고는 있지만 두 방식이 병행되는 과정에서는 수축과 팽창량을 세밀하게 조절해야 하며, 양질의 보철물을 얻고자 한다면 원형재료와 제작법, 원형재의 표면조도 및 소환 후 탄소 잔유물 그리고 매몰재의 팽창 방향성까지도 고려해야 할 것이다. 이에 더해 쾌속 조형술을 원형제작이 아닌 주형제작에 사용한다면 오차의 가능성은 더욱 줄어들 것으로 사료된다.

## REFERENCES

- Han TS. Operative dentistry, Third edition, Book publishing of daihaks, 155-157, 2001.
- Kang SY, Park JY, Kim Dy, Kim WC. Assessment of internal fitness on resin fabricated by 3-ways method: Three-dimensional analysis. J Kor Aca Den Tec, 39, 17-23, 2017.
- Kim KB. Evaluation of clinical adaptation of dental prostheses printed by 3-dimensional printing technology. J Kor Aca Den Tec, 41, 1-7, 2019.
- Kim KS, Woo YH, Choi BB. STUDY ON THE PROPERTIES OF GYPSUM-BONDED DENTAL INVESTMENTS. J Adv Pro, 29(1), 1991.
- Kim WT, Kim SH, Kim EN, Nam SY, Lew JK, Sung HK, Jeon JN, Jung IH, Cha SS, Han MS. DENTAL TECHNOLOGY MATERIALS. Fourth edition, Koomonsa, 85-234, 2012.
- Kim YH, Kim BS, Choi SM. Science of dental casting, First edition, Book publishing of daihaks, 89-142, 2020.
- Moon JM, Bae JM, Oh SH. Evaluation of assessing the accuracy of dental Rapid-Prototype(RP). J Kor Soc Den Mat, 43, 19-20, 2016.