

## 컴퓨터 시뮬레이션을 이용한 임플란트 상부 티타늄 구조물의 구조방안

연세대학교 치과대학 보철학교실

오세욱 · 이호용 · 이근우 · 심준성

### I. 서 론

티타늄은 지각을 구성하는 원소 중에서 O, Si, Al, Fe, Ca, Na, K, Mg에 이어 9번째로 풍부하게 존재하는 원소이다. 티타늄의 밀도는 4.5g/cm<sup>3</sup>로 금의 밀도 19.3g/cm<sup>3</sup>보다 4배정도 가벼워 치과 보철용으로 사용시 금과 동일 질량으로 더 큰 부피의 보철물을 구조할 수 있는 경제적인 장점이 있다<sup>1)</sup>. 또한 우수한 생체친화성을 가지고 있으며 전기화학적 부식저항성이 높고 가벼운 비중으로 의치 제작 시 환자에게 이물감이 적고 편안함을 느끼게 한다<sup>2)</sup>. 치과에서 티타늄은 경제적이고 생체적합성이 뛰어난 재료로 최근 보철분야에서 가장 많은 관심을 끌고 있어서 점차적으로 고정성, 가철성 보철물을 위한 기존의 금 합금이나 크롬 코발트 등의 금속을 대체해가고 있다<sup>2)</sup>. 생체 안정성은 티타늄 표면이 대기 중에 노출시 표면에 안정적인 부동태막을 형성하기 때문이다<sup>3,4,6-8)</sup>.

Brånemark이 osseointegration의 개념을 소개한 후 티타늄 임플란트가 치과계에 널리 사용이 되어져 왔다<sup>5)</sup>. 그동안 골과 직접 접촉을 하는 티타늄 고정주는 높은 성공률을 보여 왔다<sup>6)</sup>. 그러나 고정주 상부의 보철 수복부위는 티타늄 조작의 어려움 등으로 금합금 등의 금속으로 제작이 되어져왔다<sup>5)</sup>. 금합금의 경우 비싼 가격과 높은 밀도로 인해 경제적인 문제를 야기 시키며 또한 이종 금속에 의한 구강 내의 타액을 매개로 반응하여 미소전류(galvanic current)를 발생시킬 수 있다<sup>9-16)</sup>. 티타늄을 사용하여 보철 수복물을 제작하는 것은 경제적, 생체 친화적인 면에서

유리한점이 많다.

이러한 장점에도 불구하고 일반적인 치과용 금속은 용융점이 800-1200℃인데 비해 순 티타늄은 1668℃의 고온으로 높은 용융 온도를 낼 수 있는 주조기가 필요하며 고온에서 수소, 산소, 질소 등의 기체원소와 쉽게 반응 하므로 주조 시 진공을 유지하거나 아르곤 가스등의 불활성 기체 분위기를 조성하여야 한다<sup>17-23)</sup>. 또한 다른 고용용점을 갖는 치과용 금속보다 유동성이 매우 나쁜 점과 낮은 밀도는 구조를 곤란 하게 하여서 중력의 20배 이상 힘을 가하여야만 주조가 가능하다<sup>24-29)</sup>. 또한 티타늄은 3.5%이상의 높은 주조 수축율을 나타내며 이는 임플란트 상부 구조물등 구조체의 두께가 두꺼운 경우 주조시 주조수축으로 인한 구조결함을 야기하기가 쉽다<sup>30,31)</sup>. 그리고 용융 티타늄의 낮은 밀도는 통상적으로 사용이 되는 주입선의 형태로는 주조 시 기포 등을 발생 시키기 쉽게 된다<sup>32)</sup>.

Watanabe 등은 2실 가압형 주조기에서 가해지는 압력이 지나치게 높은 경우 구조결함으로 이어지므로 150 torr 정도가 적절한 압력이라고 하였다<sup>33)</sup>. Chan 등은 티타늄 주조관점에서 주입선의 위치와 숫자변화에 따른 거칠기와 기포의 변화를 관찰 하여 2개의 주입선의 사용 시 거칠기와 기포의 감소가 있음을 보고하였다<sup>34)</sup>. 장 등은 티타늄과 크롬코발트의 치상의 구조성과 거칠기를 비교하여 임상적으로 유사함<sup>35)</sup>을 보고하였고 al-Mesmar는 주입선의 형태를 달리하여 tree, ball, circular 형태의 주입선중 ball 형태의 주입선이 티타늄 의치상 제작 시 효과적이라

하였다<sup>36)</sup>. 주조결합의 검사를 위하여 Cecconi는 방사선 사진으로 의치상을 검사하여 97%이상의 의치상이 임상적으로 적합함을 나타냈다<sup>37)</sup>. 이상과 같이 통상의 주조 금관이나 의치상의 경우에는 티타늄 주조방안이 비교적 폭넓게 연구되어 좋은 결과를 얻고 있으나 임플란트 상부의 두꺼운 후육부를 가진 경우에는 연구가 미진한 실정이다.

공업적인 영역에서의 주조결합의 분류로는 탕경<sup>38)</sup>, 공기 및 가스의 포집<sup>39)</sup>, 개재물의 혼입<sup>40)</sup> 등과 같이 용탕의 충전단계에서 탕류에 기인하는 결함과 수축공<sup>41,42)</sup>, 응력 변형<sup>43,44)</sup> 등과 같이 주입 완료 후 응고과정에서 주물의 수축에 기인하는 결함 등이 있다. 이러한 주조결합들을 효과적으로 제어 하기 위해서는 정확한 유동해석과 열전달해석, 응력해석을 수행하여 결함의 위치와 그 원인을 정밀하게 예측해야하고 그에 따라서 적절한 주형, 주입선의 설계를 하여야한다. 그러나 실제에 있어서 정량적인 방법은 아직까지 확립되어 있지 않고 대부분의 경우 시행착오에 의해서 주조방안을 최적화하고 있다. 이는 치과주조에 있어서도 크게 다르지 않다. 치과 영역에서의 주조는 모형상에서 납형으로 구현된 이상적인 교합상태와 적절히 형성된 변연부를 구강내에 적용시키기 위하여 오직 하나의 금속 주조체로 바꾸어 주는 과정으로 일반적인 주조 금관 등의 경우에는 많은 선형들의 시행착오를 거쳐 표준적인 방법들이 확립되었다.

주조 시 용융 금속의 유동 양상은 폐쇄된 공간에서 발생되므로 직접적인 관찰이 불가능하고 용융 금속의 냉각 중 응고와 상변태를 비롯한 여러 가지 물리화학적 변화가 발생한다. 이러한 주조체의 물리적 현상을 모델링 하기 위하여 Sarjant와 Slack에 의해서 유한 차분법이 1954년에 도입되었고<sup>46)</sup> Comini 등에 의한 유한 요소법이 응고 해석에 1974년에 도입되었으며<sup>47)</sup> 홍 등에 의하여 1984년에 경계요소법이 도입되었다<sup>48)</sup>. 1998년 Wu 등에 의하여 치과 영역에 컴퓨터 시뮬레이션이 도입 되었다<sup>49)</sup>. 컴퓨터 기술의 발전에 따라서 각종 상용의 응고해석 기법이 널리 이용되고 있으며 현재에는 차분법을 이용한 방법이 널리 사용이 되고 있다<sup>50)</sup>. 충전 과정의 유동 해석은 연구의 곤란함으로 인해 응고해석보다 늦게 시작이 되었으며 차분법에 의하여 유동해석 프로그램이 만들어

졌고 정량적인 주형내의 유동해석으로 적절한 주조방안설계에 이용이 되고 있다<sup>50,51)</sup>.

보철물 제작을 위한 주조체 제작시 주조 결함을 감소시키기 위하여 보통 여러 번의 시행착오를 거쳐 주입선의 굵기와 길이와 방향을 조절하여 주조를 행하고 주입선의 방향과 위치, 굵기 등은 주조 수축을 보상하고 난류를 억제하기 위하여 고안되어야 한다. 그러나 이에 대한 정량적인 방법은 아직 확립되어 있지 않고 대부분의 경우에 있어서 경험에 의존한 시행착오 방법에 의해 주조방안을 최적화하고 있는 실정이다.

본 연구에서는 많은 노력, 경험과 비용을 요구하는 시행착오에 의한 통상의 티타늄 주조법의 단점을 개선하기 위하여 주조 전에 먼저 다양한 주조방안을 컴퓨터에서 가상할 수 있는 컴퓨터 시뮬레이션법을 이용하여 주조를 위한 최적의 조건을 규명하여 실제 임상에 응용하고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1) 모델의 디자인

6개의 고정주가 식립된 하악골을 가진 환자를 가정하여 U-shape의 fully bony anchored fixed detachable design의 임플란트 상부 구조물(Fig. 1)을 상업용 모델링 도구인 Autocad 2000i (Autodesk, Inc. U.S.A.)을 사용하여 3D 모델링 하였다.

### 2) Simulation Preparation

주조방안의 설정은 주입선의 형태와 길이, 크기에 따라 A, B, C, D, E, F의 6가지 방안을 설정하였다 (Table I, Fig. 7). 보편적인 주입선 형태를 갖는 주조방안 A의 방법으로 주입선을 설정한 뒤 컴퓨터 시뮬레이션하여 충전 과정과 응고과정을 분석하였고 이때 발생하는 주조 과정의 문제 해결을 위하여 주조방안 B, 주조방안 C, 주조방안 D, 주조방안 E, 주조방안 F의 순서로 주조결합의 해결을 위하여 충전 과정과 응고 과정을 컴퓨터 시뮬레이션 분석하였다(Fig. 4).

컴퓨터 시뮬레이션을 위하여 numerical simulation software인 MAGMASOFT (Magmasoft Giessereitechnologie GmbH, Achen, Germany)를 사용했고 이 프로그램은 공업 분야에서 mold filling과 응고 과

정의 분석에 널리 사용이 되고 있다. MAGMA-SOFT의 이론적 배경은 유한 차분법에 의한 Navier-Stokes equation(fluid flow)과 Fourier equa-

tion(heat transfer)을 사용했다. 주조체의 형상은 실제의 주조체의 외형을 따라서 지그재그 형태로 직육면체로 분할되었고 mesh수로는 control volume의 총

**Table I.** The design of sprue simulated

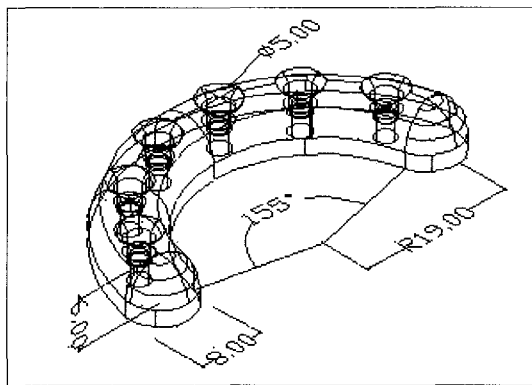
Sprue design	Sprue number	Sprue shape	Sprue length
A	4	Rectangle*	4mm
B	7	Circle**	4mm
C	7	Circle	2mm
D	7	Cone***	2mm
E	1	One unit	2mm
F****	1	One unit	2mm

\* Rectangular shape 4×2mm

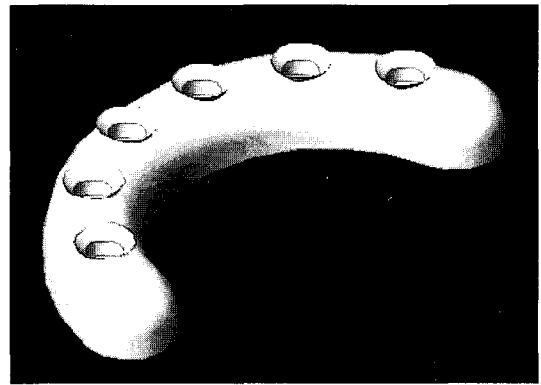
\*\*\* Circular cone shape radius 3mm

\*\* Circular shape radius 2mm

\*\*\*\* Customized sprue former

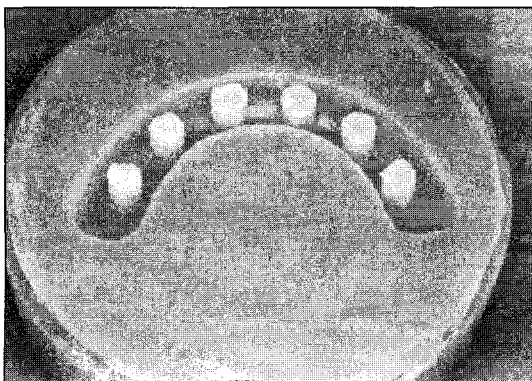


a) Wire frame model

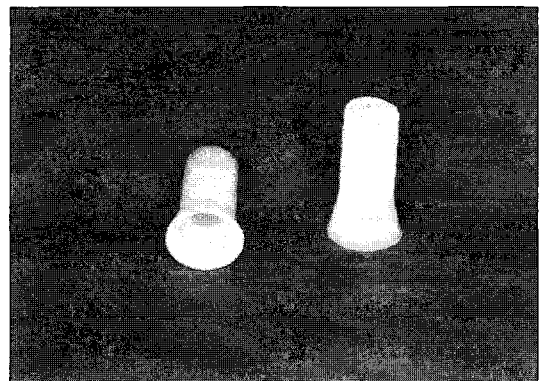


b) Render model

**Fig. 1.** 3D model for the sample casting of implant prosthesis.



**Fig. 2.** Silicone mold for wax pattern.



**Fig. 3.** ITI octa plastic sleeve patterns.

수는 약 1,500,000개, metal cell 부위는 약 160,000 개 이었다. 티타늄의 잠열은 391kJ/kg이고 온도에 따른 밀도의 변화는 20℃에서 4506kg/m<sup>3</sup>이고 900℃에서 4319 kg/m<sup>3</sup> 용융점에서의 밀도는 4110 kg/m<sup>3</sup> 이었다. 온도에 따른 열전도도나 온도에 따른 비열 등은 MAGMASOFT의 자료에 의존하였다.

3) 주조체 제작

a) 납형제작

납형(Fig. 1)을 제작한 후 동일 모형의 모사를 위하

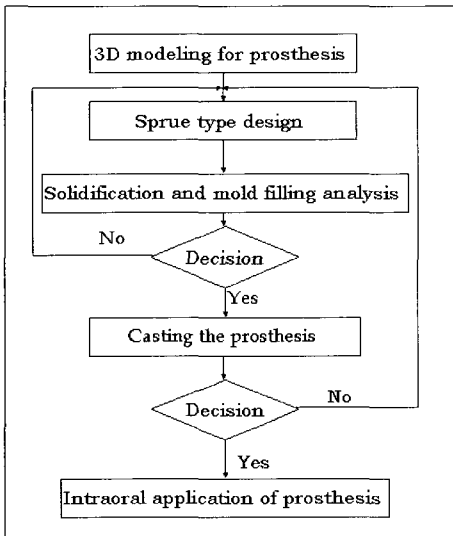
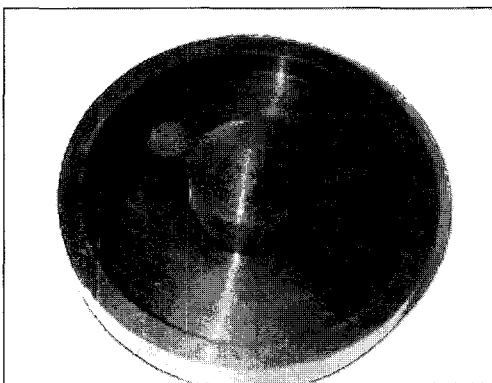


Fig. 4. Flow diagram of computer aided casting process.

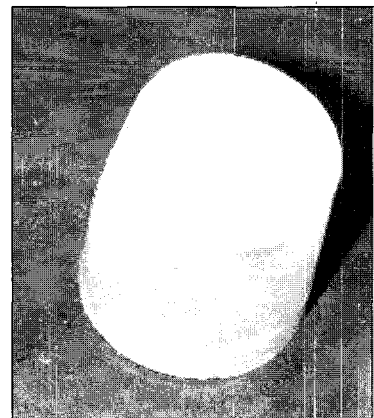
여 실리콘으로 이를 복제(Fig. 2)하였다. 복제된 납형의 구멍에 ITI octa plastic sleeve pattern(Fig. 3) 6 개를 삽입하여 납형을 완성하였다. control group으로서 제조사에서 추천하는 주조방안으로 단면이 가로 4mm, 세로 2mm 길이 4mm의 직육면체형태의 주입선을 설정한 후 1.5mm 원형 주입선 왁스로 벤트를 형성하였다(Sprue design A). 주입용 원추대(Fig. 5-a)를 사용하여 제조사의 지시방법으로 진공매몰 후 주조 하였다(Fig. 6). 컴퓨터 시뮬레이션 결과 주조결함이 없는 건전한 주조체를 얻을 수 있는 주조방안 E, F의 방법으로 실제 주조를 행한 후 육안 상, 방사선 사진 상, 절단면상에서 주조방안 A와 비교하였다. 주조방안 A, E는 주입용 원추대를 사용하였고 주조 방안 F는 제조회사의 customized 주입용 원추대 (Fig. 5-b)를 사용하였다.

b) 주조 과정

매물재료는 인산염계매물재인 BIOTAN MG 매물재(Schütz Dental GmbH, Germany)를 사용하였다. 매물 후 소환은 5℃/min.의 속도로 가열하여 300℃에서 90분간 유지한 후 다시 600℃에서 90분간 유지, 다시 990℃에서 최종적으로 60분간 유지한 후 450℃까지 냉각한 후 450℃ 온도에서 아르곤 가스 분위기에서 3.5 bar의 압력으로 주조했다. 주조는 2실 가압형 압박주조기인 Biotan System (Schütz Dental GmbH, Germany)을 사용 하였다(Fig. 8). 주



a) Sprue former



b) Customized sprue former

Fig. 5. The sprue formers used in this study.

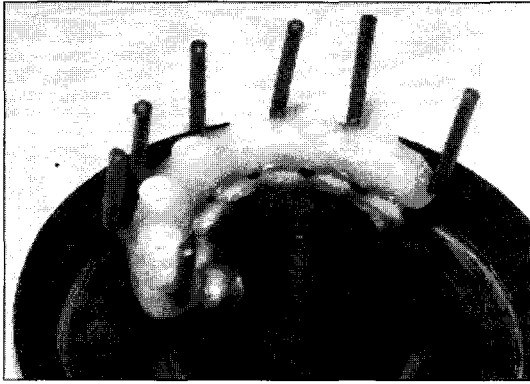
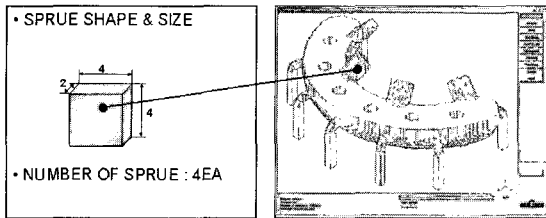


Fig. 6. The wax pattern before investing.

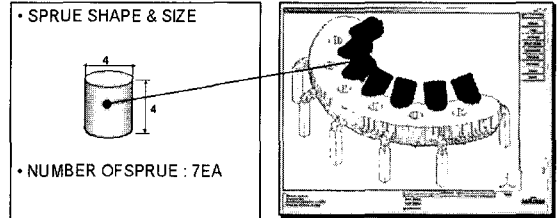
조 후 샌드 블라스트로 주조체에 잔존하는 매몰재를 제거 하였다.

#### 4) 주조체의 평가

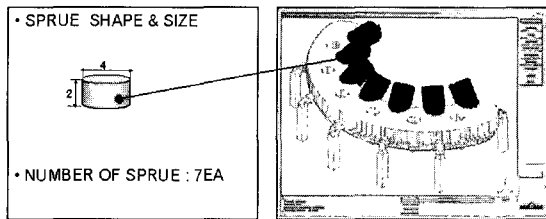
일반적으로 사용되는 구내 방사선 촬영기와 occlusal film(Kodak insight dental film,size 4, EASTMAN KODAK Co.U.S.A.) 을 사용하여 주조방안 A, E, F의 주조체 방사선 사진을 촬영하였고 wire saw를 사용하여 티타늄 주조체의 중앙부와 원심부 후방을 종단면으로 절편을 만든 후 단면의 주조 결함 여부를 관찰하였다.



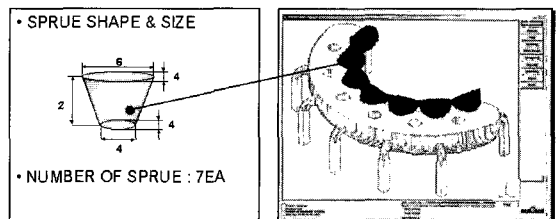
a) Sprue design A



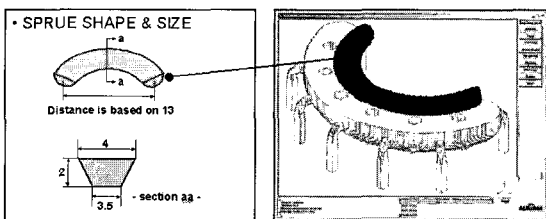
b) Sprue design B



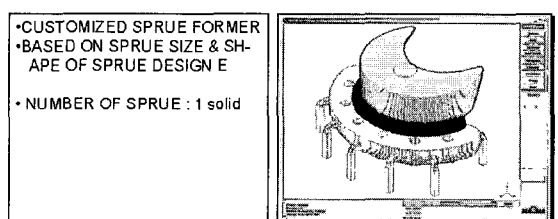
c) Sprue design C



d) Sprue design D



e) Sprue design E



f) Sprue design F

Fig. 7. The design of sprue simulated.

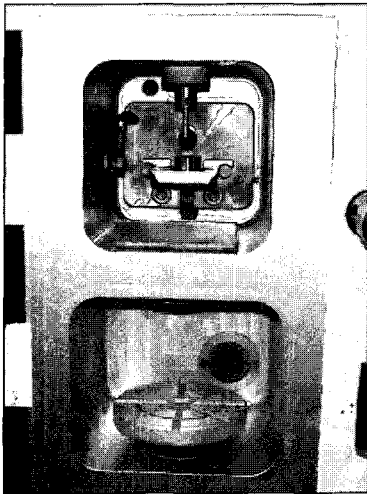


Fig. 8. Biotan casting machine.

### Ⅲ. 연구결과

#### 1. 컴퓨터 시뮬레이션

##### 1) Mold filling

주조방안 A의 경우 용융된 티타늄의 빠른 주입속도로 주입 버튼 부분에서 먼저 와류가 형성된 후 주입선 부위로 용융된 티타늄의 충전이 시작된다. 이때 발생하는 와류로 인해 일시적인 일부 용융 금속의 온도의 하강도 나타난다. 4개의 주입선으로 주입되기 시작한 용융된 티타늄은 주조체내로의 충진을 시작하고 각각의 주입선에서 충전된 용융 금속은 주조체의 중간부위에서 교차하게 되고 교차된 부위에서는 빠른 주입속도로 인하여 난류가 발생하여 주조결함과 편석이 발생하기가 쉽게 된다. 최초로 주입된 용탕이 벤트로 주조체를 빠져나가기 시작하며 벤트의 충전이 완료된 후 주조체의 충전이 완료되고 그 이후 주입 버튼의 충전이 이루어진다(Fig. 9).

주조방안 B, C의 경우에도 초기의 용융 금속이 주입 버튼부위로 주입시 와류가 발생하게 되며 곧이어 주조체의 하방부로 용융 금속의 충전이 시작되고 주조체의 충전이 35%이상 진행된 시점에서 벤트 부위의 충전이 시작된다. 주조체의 충전은 주조방안 A 보다 빨리 완료가 된다(Fig. 10, 11).

주조방안 D의 경우 마찬가지로 초기 용융금속이

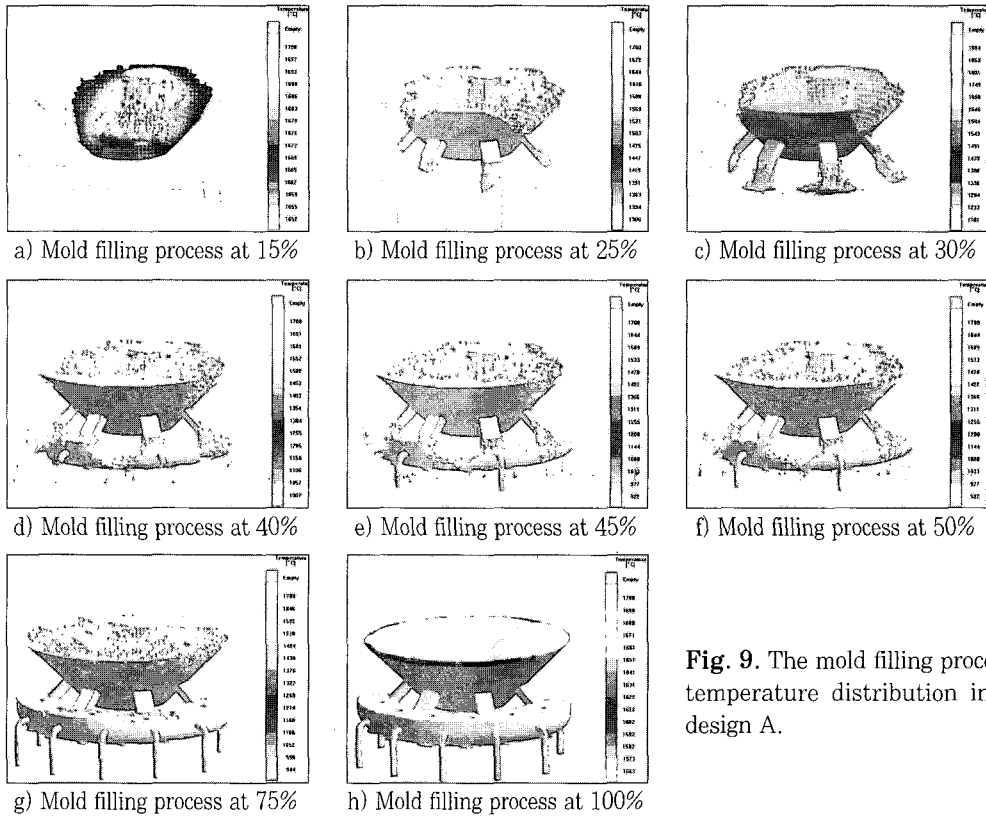
주입 버튼 부위로 강한 와류를 형성하고 주입선을 용융 금속이 채우고 난후 중앙의 주입선의 방향과 일치하게 된 벤트 부위로 용융 금속이 충전되며 이곳에서 강한 난류를 발생하게 된다. 주조체의 저번부에서부터 용융 금속의 충전이 시작되고 주조체의 충전이 완료된 후 벤트 부위의 충전이 계속되어 완료되고 그 후 주입버튼 부위로 용융금속이 차게 된다(Fig. 12).

주조 방안 E의 경우 용융된 티타늄의 주조 버튼 부위로의 주입으로 주조과정이 시작되며 주입 초기에는 마찬가지로 와류가 발생하게 된다. 하지만 이때 발생하는 와류는 용융금속의 pouring되는 위치의 미세한 변화에도 크게 변화하므로 수치화 하기는 어렵다. 하나의 unit으로 이루어진 주입선으로 용융금속의 충전이 시작되고 이때 발생하는 난류는 주조방안 A의 경우보다 적게 발생하게 된다. 주조체의 충전이 시작되고 곧이어 벤트 부위로 주입초기의 용융된 금속이 주입되기 시작한다. 주입된 용융금속은 주조방안 A보다 높은 단위시간당 충전율을 나타낸다(Fig. 13).

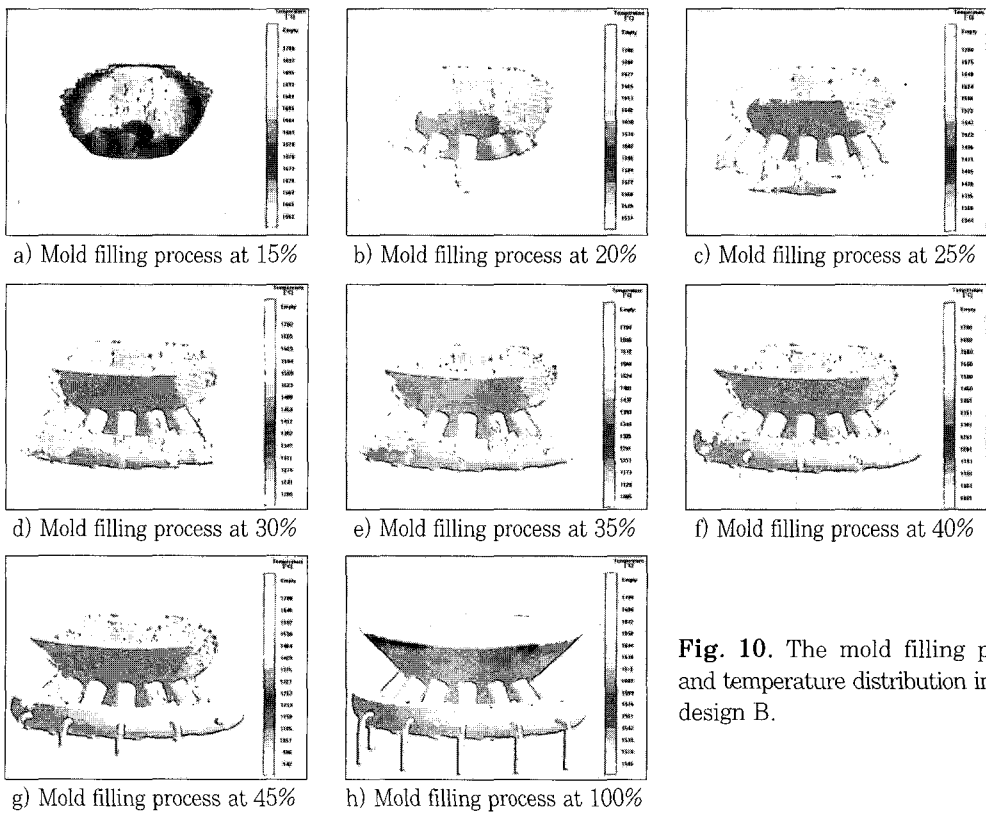
주조방안 F의 경우 주조 버튼부위가 다른 주조 방안들과 다른 형태로 용융금속의 pouring시 주조체 경사면을 따라서 균일하게 흐르며 주조 초기에 주조 버튼 부위에 발생하는 와류도 발생하지 않았다. 주조체의 하부가 용융된 티타늄으로 채워진 후 벤트 부위로의 충전이 시작되고 벤트 부위의 충전이 완료된 후 주조체 부위의 충전이 완료되고, 그다음 주입 버튼 부위로 용융된 금속이 채워진다(Fig. 14).

##### 2) Solidification time

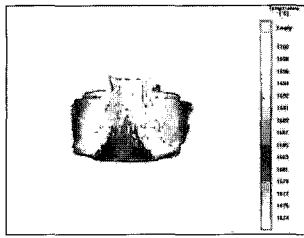
주조방안 A에서 주조체의 중심부에서 가장 지연된 solidification time을 나타내므로 주조체 후육부의 중심부에서 수축이 발생하였고 주입선을 원형으로 바꾸어 모듈러스를 크게 한 주조방안 B의 경우는 지연된 solidification time을 나타내는 곳이 주입선쪽으로 이동하였다. 주입선의 길이를 짧게 한 주조방안 C, D의 경우도 주입선쪽으로 이동하였으나 아직도 주조체내에서 지연된 solidification time을 나타내어 주조수축에 의한 주조결함을 야기할 수 있다. 주입선을 one unit channel 형태로 만든 주조 방안 E의 경우에는 주입선 부위에서 지연된 solidification time이 나타났다(Fig. 15).



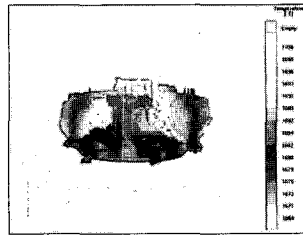
**Fig. 9.** The mold filling process and temperature distribution in sprue design A.



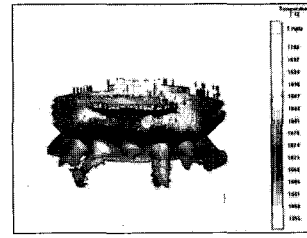
**Fig. 10.** The mold filling process and temperature distribution in sprue design B.



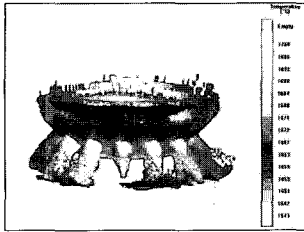
a) Mold filling process at 10%



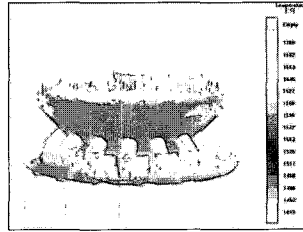
b) Mold filling process at 15%



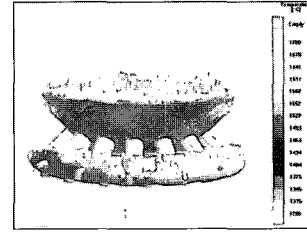
c) Mold filling process at 20%



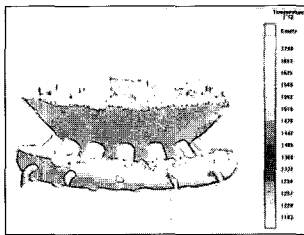
d) Mold filling process at 25%



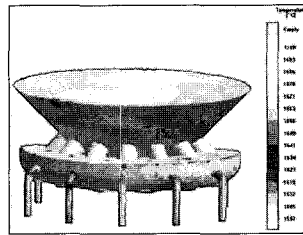
e) Mold filling process at 30%



f) Mold filling process at 35%

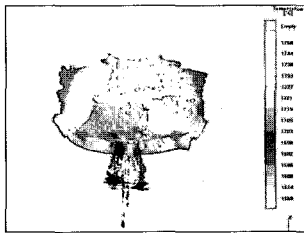


g) Mold filling process at 40%

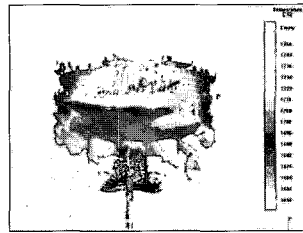


h) Mold filling process at 100%

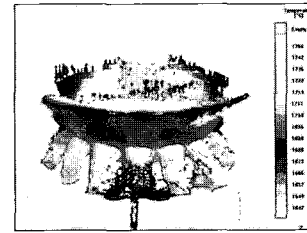
**Fig. 11.** The mold filling process and temperature distribution in sprue design C.



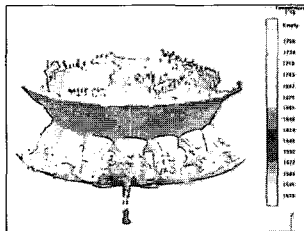
a) Mold filling process at 15%



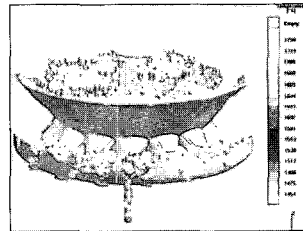
b) Mold filling process at 20%



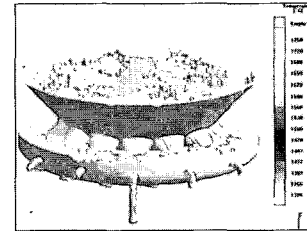
c) Mold filling process at 25%



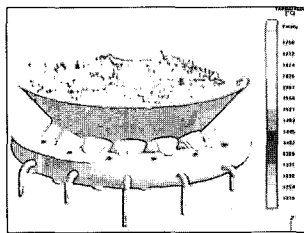
d) Mold filling process at 30%



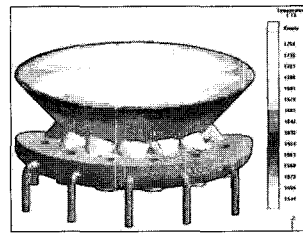
e) Mold filling process at 35%



f) Mold filling process at 40%



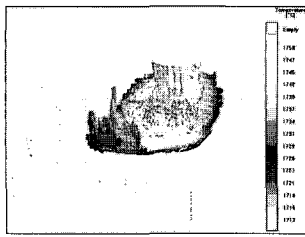
g) Mold filling process at 45%



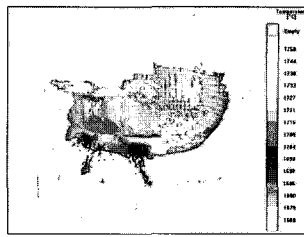
h) Mold filling process at 100%

**Fig.12.** The mold filling process and temperature distribution in sprue design D.

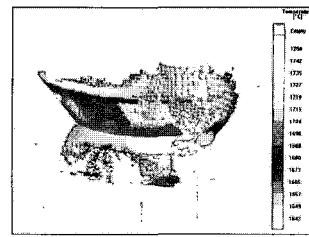




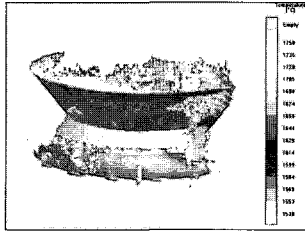
a) Mold filling process at 10%



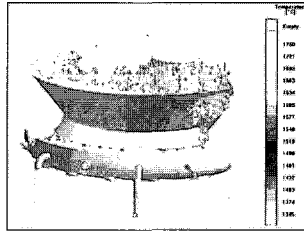
b) Mold filling process at 15%



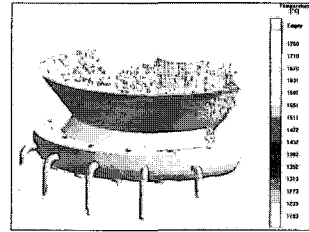
c) Mold filling process at 20%



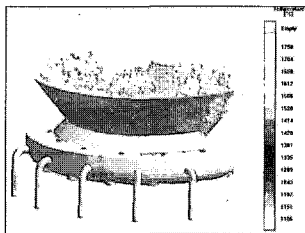
d) Mold filling process at 30%



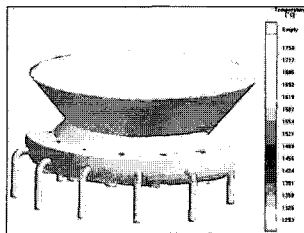
e) Mold filling process at 35%



f) Mold filling process at 40%

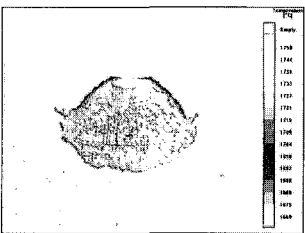


g) Mold filling process at 45%

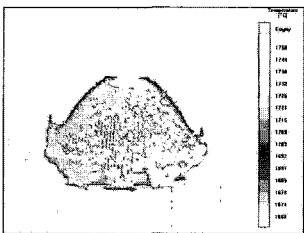


h) Mold filling process at 100%

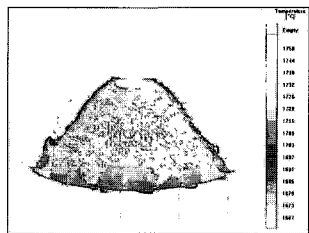
**Fig.13.** The mold filling process and temperature distribution in sprue design E.



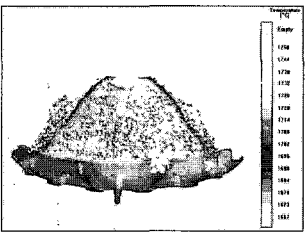
a) Mold filling process at 10%



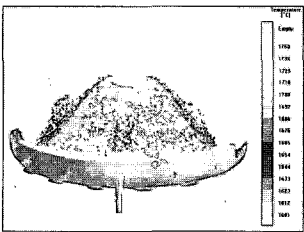
b) Mold filling process at 15%



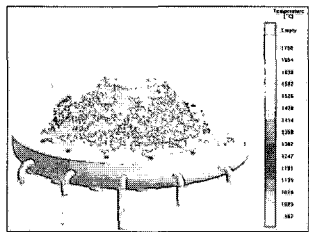
c) Mold filling process at 20%



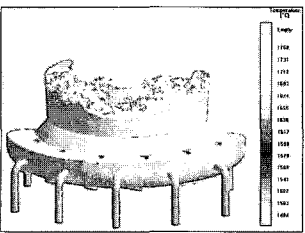
d) Mold filling process at 25%



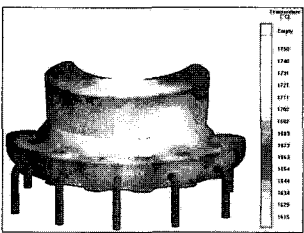
e) Mold filling process at 30%



f) Mold filling process at 50%



g) Mold filling process at 85%



h) Mold filling process at 100%

**Fig.14.** The mold filling process and temperature distribution in sprue design F.

## 2. 주조체검사

### 1) 육안검사

각각의 주조방안 A, E, F에 맞추어서 주조체를 만든 후 육안으로 검사하였다.

육안으로 검사 시 A, E, F 주조방안에서 주조결함을 발견할 수 없었다.

### 2) 방사선 사진

주조방안 A의 경우에는 고정주와 고정주 사이의

후육부에 커다란 주조 결함이 나타났다.

4개의 직사각형 모양으로 사용된 주입선으로 유입되는 용탕은 난류형 충진을 야기시키고 이에 따라 커다란 주조결함을 나타냈다(Fig. 16-a).

단일형 주입선을 사용한 주조방안 E, F의 경우 주조방안 A와 같은 커다란 주조결함은 나타나지 않았으나 주조 수축으로 의심이 되는 미세한 결함들이 고정주 사이의 후육부에서 관찰이 되었다.(Fig. 16-b, c)

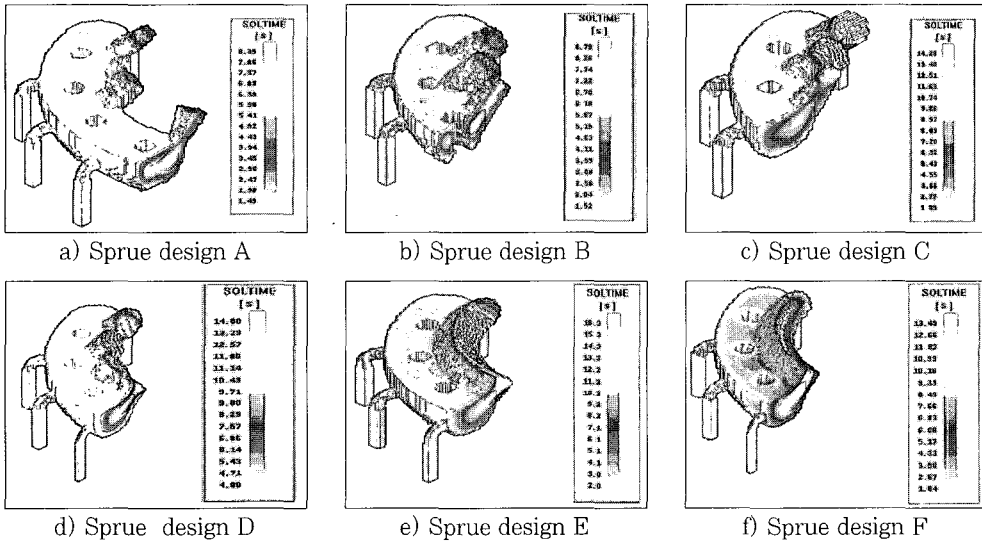


Fig. 15. The solidification time of the sprue designs.

a), b), c) The hot spot shows on the center of the casting body. d) The hot spot slightly moves toward the sprue. e), f) The hot spot moves outside of the casting body and onto the sprues.

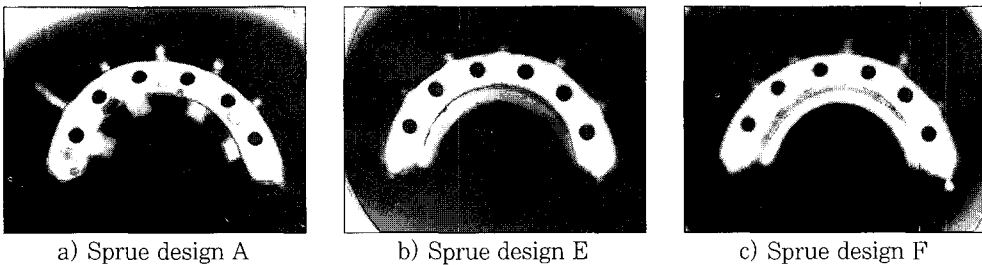
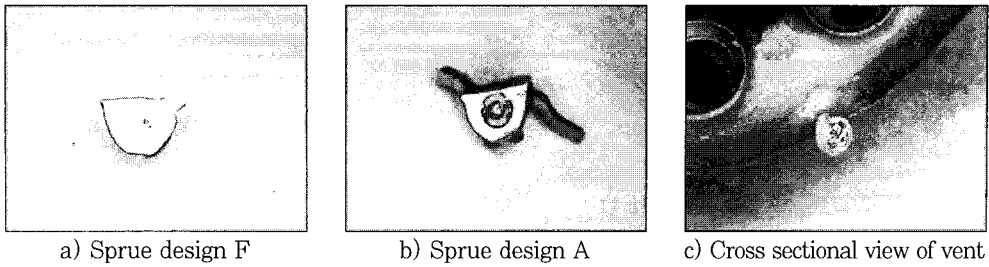


Fig.16. Radiographic examinations.

a) The several defects are shown on Sprue design A casting body.  
b,c) The defect is not shown on Sprue design E, F casting bodies.



**Fig. 17.** Cross sectional view of experimental casting bodies.  
 a) Sprue design F shows shrinkage porosity on casting body.  
 b) Sprue design A shows gas entrapment on casting body.  
 c) Gas entrapment shows on the vent.

### 3) 절편

절편의 제작 시 4개 좁은 주입선을 갖는 주조방안 A의 경우 주입선의 절단은 비교적 용이 하였으나 one unit channel로 이루어진 주조방안 E, F의 경우는 주입선의 절단이 난이 하였다. 주조방안 E, F의 경우 고정주 사이에서 주조 수축 결함으로 보여지는 모양이 1mm 이하의 불규칙한 결함들이 주조체의 후육부 중앙에서 관찰되었다(Fig. 17-a). 주조방안 A의 경우 주입선 사이와 최후방 고정주 후방부의 후육부에 반짝이는 원형의 mold filling시의 결함으로 여겨지는 임상적으로 허용되기 어려운 지름 3-4mm의 주조결함들이 나타났다(Fig. 17-b). 벤트 부위에는 주조방안 A, E, F의 경우 기포로 여겨지는 결함 부위가 모두 나타났다(Fig. 17-c).

## IV. 총괄 및 고찰

최근 임플란트 수복학의 발전등으로 후육부가 많이 존재하는 보철물 등이 등장함에 따라서 통상적인 치과 주조 방안으로는 주조결함을 제거하기가 곤란하였다. 일반적으로 치과 보철물의 주조에 있어서는 주조체가 얇기 때문에 주조수축 보다는 turbulence등으로 인한 기포가 주조결함의 주원인이나 주조체가 두꺼운 경우에는 주조 수축도 주조 결함에 큰 영향을 끼친다.

치과에서 사용되는 주조법은 복잡하고 정밀한 형상을 갖는 cavity내에 용탕을 고압으로 주입하여 만드는 정밀 주조법으로써 die casting이라고도 불리우고 이러한 die casting은 주물의 표면이 평활하고 미려하기 때문에 치수정밀도가 높고 두께가 얇은 것

도 가능 하고 모서리 부분이 예리하고 조직이 치밀하여 기계적 성질이 우수하다<sup>50,52,53</sup>. 이러한 다이 캐스팅 주조법은 용탕을 고속으로 충전하고, 충전 시간이 짧으며, 고압이 가해지고 용탕의 냉각속도가 빠르다<sup>50</sup>. 이때 가해지는 분사속도에 따라서 용탕의 cavity 내의 유동양상은 속도가 빠르면 제트형 충전 방식을 보이고 속도가 느리면 순차 충전형 충전 방식을 보인다<sup>51</sup>. 주입선의 굵기가 굵으면 분사속도가 늦어져서 순차적인 충전이 가능하고 굵기가 가늘면 속도가 빨라져서 제트형 충전을 야기한다. 이러한 제트형의 충전은 주조체내에 기포함입을 일으켜서 주조 결함을 발생시킨다<sup>50-53</sup>.

난류의 발생이 억제된 순차 충전형의 충진이 주조체의 주조결함을 방지하는데에 유리하나 티타늄의 특성상 고온의 용융금속을 짧은 시간 내에 주조체내에 주입 하여야 하므로<sup>30</sup> 순차 충전형 충전 방식을 나타내기 어렵게 되고 난류의 발생이 동반된 제트형 충전 양상을 나타내기 쉽다. 본 연구에서와 같이 주입선의 형태를 굵고 짧게, 용융 금속의 주입방향과 일치하게 만든 경우 비교적 난류가 적게 발생 (Sprue design E, F)하였다. 그러나 이렇게 커다란 주입선은 치과 임상에서 주조 후 과정으로 주입선의 제거와 reshaping 과정에 많은 시간을 소요하게 되므로 주조 후 가공성을 고려하여 주입선의 굵기에 대한 고려가 필요 하다.

shrinkage porosity는 응고 과정 중에 발생하며 이러한 shrinkage porosity를 피하기 위하여 주조 방안은 directional solidification rule을 따라야 한다<sup>55</sup>. 응고 수축이 주조체내에서 발생하게 되면 이는 주조결함이 되므로 reservoir에서 일어나게 하여야한다. 이

러한 현상을 방지 하기위하여 Campbell은 다음의 두 가지 feeding rule을 제안했다<sup>54)</sup>. 첫째, 응고는 주조체에서 시작하여 주입선을 지나고 주입버튼에 도달하도록 순서적으로 일어나야 한다. 둘째, 주입 버튼은 충분히 커서 주조체의 수축량을 보상 할 수 있어야 한다. 대개 초과용 주조체는 주입 버튼보다 얇고 작아서 두 번째 규칙은 큰 문제가 되지 않으나 주입선이 작고 긴 경우 주조체의 응고가 끝나지 않았는데 주입선의 응고가 발생하여 주입선을 통한 지속적인 용융 금속의 공급을 유지할 수 없어서 주조체의 많은 부분이 용융금속의 지속적인 공급이 없이 응고하게 되므로 주조체 내부에 주조수축이 발생하게 된다. 본 연구에서도 주조체에서 먼저 응고가 일어날 수 있도록, 주입버튼 부위에서의 열전달이 주입선에 전달되어 주조체 응고 전에 주입선이 응고 되지 않도록 주입선의 길이를 점차 감소시켰다.

또한 주입선의 형태도 응고 양상에서는 중요한데 단위 체적당 차지하는 부피가 클수록 외부로 방출하는 열의 크기도 감소하므로 주입선의 형태를 원형(Sprue design B,C,D)으로 하면 모듈러스가 커지므로 나중에 응고 하게 되어 사각형의 주입선 형태(Sprue Design A) 보다 주조수축 감소에 효과적이다. 하지만 가압형 주조기의 경우 주입선의 형태가 원형인 경우에는 계속 가공 금관의 경우에는 소용돌이 현상이 일어나며 이를 막기 위하여 단면이 직사각형인 주입선이 추천 된다<sup>56)</sup>. 그러나 이러한 주입선은 모듈러스가 원형인 경우 보다 작기 때문에 주조체보다 먼저 주입선이 응고되어 주입선이 적절한 용융 금속의 공급을 하지 못해서 주조결함을 야기시킬 수 있다.

초과 주조에서 용융된 금속은 소환된 몰드내에 pouring 되면 몰드의 급냉에 의하여 열을 빼앗기게 되고 pouring 직후부터 온도가 강하되어 응고하게 된다. 그 응고시간은 매우 빠르고 유동 중에 이미 응고를 시작한다고 할 수 있다. 이러한 사실은 주조시간의 단축이 주조체의 품질 향상에 중요한 요소가 된다. 따라서 용융된 금속을 주조체의 몰드내로 전달하는 주입선의 형태 및 길이가 중요한 요소가 된다. 같은 단면적을 갖는 주입선이라도 주입선의 형태가 다르면 탕류가 달라지고 충전율이 달라지게 된다. 이러한 탕류를 부드럽게 하여야만 양질의 주조체를 얻을 수 있다<sup>52)</sup>.

1개의 주입선만 가진 경우 J.F. Wallace의 실험결과는 주입선에 있어서 단면적이 동일하면 정방형에 가까울수록 난류가 적어지고 폭과 두께의 비가 클수록, 유속이 빠를수록 난류는 커지고 방향과 단면적의 급격한 변화는 기포가 남는다고 설명되었다<sup>54)</sup>. 2개 이상의 주입선을 갖는 경우 용융 금속이 몰드 내에 주입 되는 시간과 유량이 각각의 주입선에서 현저하게 달라진다. 본 연구에서도 주입선의 개수가 7개인 경우 보다 1개의 one unit channel 형인 경우에 난류의 발생이 억제 되었으며 주입선의 개수가 여러개인 경우에는 각각의 주입선에서 각각 다른 양의 용융 티타늄 금속이 주입되었고 이에 따른 부위별 충전율에서도 차이를 나타냈다.

탕류에 있어서 와류를 발생시키지 않도록 하는 것이 중요하다. 와류가 발생하면 운동 에너지를 와류 에너지로 빼앗겨서 에너지의 손실이 오며 일단 와류가 발생하게 되면 와류 에너지는 영구히 유지되므로 와류를 없애기 위해서는 커다란 힘이 필요로 하게 된다. 따라서 와류의 발생을 억제하는 주입선의 설정이 중요하다<sup>50,52)</sup>.

몰드 내에서 용융 금속의 응고 시간은 항상 충전 시간보다 길어야 한다. 그러나 주입 속도가 지나치게 크면 몰드내의 공기나 개스가 빠져나갈 수없어서 주조체 내부에 기공을 발생 시킨다. 따라서 적절한 충전 시간 및 용융 금속의 주입 속도의 결정이 필요하다. 그러나 주조시 초과외사나 초과 기공사가 조절할 수 있는 부분은 주로 주입선 부분의 결정에 국한 되므로 이에 대한 주조 공학적인 고려가 필요하다.

그러나 이러한 주조과정은 다음과 같은 이유 때문에 정확한 이해를 하기가 어렵다. 첫째, 용융된 금속이 고온의 유체이므로 용탕의 거동을 정확하게 예측하는 것이 불가능하고 둘째, 용탕의 냉각 중 응고와 상변태를 비롯한 여러 가지 물리 화학적 변화가 발생하며 이러한 물리적 현상들은 상당히 복잡하여 아직 학문적으로 해결하지 못한 점이 많아 해석적인 방법으로는 해석 할 수 없으며 셋째, 이러한 현상들이 폐쇄된 공간에서 발생되므로 직접적인 관찰이 불가능하다는 점이다.<sup>56-59)</sup>

이러한 난점 때문에 주조과정을 이해하기 위해서는 왁스 패턴에 삽입된 백금선이 주조금속에 혼입된 양상을 살펴봄으로써 간접적으로 주조양상을 이해

할 수 있었다. 또한 주조 정도를 알기위해 두께가 얇거나 구멍 뚫린 패턴을 이용하기도 하였다<sup>61)</sup>. 하지만 이러한 방법들은 주조과정의 단편적 이해에는 도움이 되었지만 주조 결함을 제거하여 양질의 주조품을 얻기 위하여는 많은 노력과 시간을 들여서 반복적인 주조품을 거쳐서 건전한 주조품을 얻어 왔다<sup>62,63)</sup>. 그러나 최근 컴퓨터 시뮬레이션의 각종 연구기법의 개발에 의하여 용융 금속의 충전 및 응고과정에서 일어나는 물리적 현상을 컴퓨터를 이용하여 시뮬레이션하고 사전 검토하고 주조방안에 반영하여 주조 실패에 의한 보철수복의 실패를 줄일 수 있게 되었다.

주조해석을 실시하기 위해서는 컴퓨터와 프로그램, 해석인력이 필요 하다. 해석 프로그램의 선택에서 중요한점은 해석 결과의 정확성이며 일반적으로 해석의 정확성과 비용은 비례하므로 적절한 비용과 해석 결과의 정확성 사이에서 해석수준을 결정 하여야 한다. 또한 해석자의 해석 능력은 해석의 성패를 좌우하는 중요한 요소이다. 일반적으로 해석을 하는 인력은 임상에 대한 지식이 부족하므로 실제와는 다른 해석을 하거나 적용 불가능한 해결 방안을 제시하기 쉽다<sup>56,58)</sup>. 반면에 대부분의 현장 담당자인 치과 의사나 기공사도 해석의 기본이론이나 과정에 대한 이해가 부족하여 해석에 필요한 자료를 적절히 제시하지 못하고 해석결과를 최대한 활용 할 수 없다. 성공적인 해석을 위하여서는 컴퓨터 해석과 치과 기공 두 분야의 적절한 이해가 필요하다.

주조해석은 복합적인 물리적 현상을 단순화하여 근사값을 찾는 과정이며 해석에 이용 되는 입력 데이터 또한 실제와는 다소 차이를 가질 수밖에 없으므로 현실과 동일한 결과를 얻는 것은 불가능하며 단지 근사값을 찾고 물리적 현상의 경향을 예측 할 수 있을 뿐이다. 따라서 해석자는 해석결과를 그대로 신뢰하여서는 안되고, 임상의 경험과 해석결과와의 연관성을 찾아내고 문제점에 대한 해결방안을 제시하기위하여 노력하여야 한다<sup>57)</sup>.

예상되는 문제점을 파악한 후 모델링 및 해석 내용에 전반적인 검토를 통하여 효율적인 해석 방안을 설정 하여야 한다. 모델링 방안, 해석의 경계조건, mesh의 개수, 해석의 난이도, 소요시간 등을 검토하여 계획을 수립 하여야 하는데 이는 초기에 전체적인 해석 방안을 계획하여 예상치 못한 문제점의 발생을 방지하고 계획한 시간 내에 해석을 완료하기

위함이다.

모델링 전에 형상을 완전히 이해하고 구체적인 계획을 세우고 모델링에 착수해야 짧은 시간 내에 완료할 수 있다. 컴퓨터 해석 과정은 시간, 비용을 고려하여 가장 효율적인 해석과정을 찾아야한다<sup>61)</sup>. 해석과정에서 중요한 것은 주조조건을 정확히 파악하고 수식화 하는 과정이다. 해석 결과는 입력 값에 의존하기 때문에 주조조건이 정확하게 파악 되지 않으면 정확한 결과를 얻을 수 없게 된다. 이와 같이 해석 작업은 실제 현상을 단순화하여 가시화 시키는 작업이므로 실제와는 다소 차이가 있을 수 있으며 해석 자체의 오차도 포함하게 되고 따라서 시뮬레이션 결과의 분석 시 온도나 압력 등의 물리적인 수치도 중요하지만 전체적인 경향의 분석이 더 중요하다<sup>62)</sup>.

주조 방안들의 컴퓨터 시뮬레이션 결과, 충전 시 초기 단계에서는 주형의 일부만 차게 되고 주입선의 일부는 아직도 열려진 상태로, 주형내의 개스는 아직 열려진 주입선을 통해서 외부로 배출이 되고 충전의 말기에서는 주입선을 채운 용융 금속이 주형에 남아 있는 개스를 매몰재로 압박하여 매몰재를 통과하여 외부로 배출되게 한다. 이때 잔류 개스를 통과시킬 만큼 매몰재의 개스 투과도가 충분히 높지 않은 경우에는 주조결함의 원인이 되므로 벤트를 달아서 나머지 개스가 주형의 외부로 빠져 나가도록 하여야 한다<sup>59,60)</sup>.

주조 방안 A의 경우 주조체에 비하여 작고 긴 주입선을 가진 경우로 주조체의 응고가 끝나기 전에 주입선의 응고가 완료되어 지속적인 용융금속의 공급에 실패하였다. 그러나 주조방안 E와 F는 주입선의 길이를 짧고 가능한 굵게 하여 주조체 응고가 완료된 이후 주입선이 응고 되도록 하였다. 실제 주조체에서도 주조방안 A의 경우 보다 주조방안 E와 F의 경우에서 훨씬 감소된 주조 결함을 관찰할 수 있었다. 주조방안 E와 F에서 주조체의 중앙부위에서 임상적으로 무시할만한 주조 수축으로 인한 주조 결함을 발견 할 수 있었다. 컴퓨터 시뮬레이션시 모든 조건을 입력 할 수 없기 때문에 시뮬레이션과 실제 주조체 주조 과정이 완전히 일치하지는 않는다. 하지만 원래의 주조체 보다 훨씬 양질의 주조체를 얻을 수 있었다. 결과를 완전히 일치시키기 위하여서는 보다 많은 입력 데이터와 시간, 노력, 비용이 요구되므로 컴퓨터 시뮬레이션의 기본 목적인 많은 시행착

오를 줄여 시간과 비용을 줄이려는 기본 목적에 부응하기 위하여서는 구조결합의 예상되는 원인을 파악하고 해석방향을 수립하는 것이 중요하다 하겠다.

## V. 결 론

본 연구에서는 임플란트 상부 티타늄 구조물의 구조 방안 설정 시 발생하는 시행착오를 줄이기 위하여 컴퓨터 시뮬레이션 프로그램(Magmasoft Giessereitechnologie GmbH, Germany)으로 모델의 구조과정을 시뮬레이션 하였다. 하악에 장착된 U-shape의 임플란트 상부 티타늄 구조물을 가정하여 3D 모델링 하였다. Sprue design A(길이 4mm의 가로 4mm 세로 2mm인 직사각형 4개의 주입선을 갖는 경우), Sprue design B(길이 4mm, 원형, 반지름 2mm의 7개의 주입선을 갖는 경우), Sprue design C(길이 2mm, 원형, 반지름 2mm의 7개의 주입선을 갖는 경우), Sprue design D(길이 2mm, 원추대형, 큰 반지름 3mm, 작은 반지름 2mm의 주입선 7개를 갖는 경우), Sprue design E(길이 2mm, one unit channel형태)의 주입선 형태를 가정하여 원추형의 sprue former로 각각 구조방안을 설정하였고 Biotan system(Schütz Dental GmbH, Germany)의 customized sprue former를 사용하여 sprue former의 형태를 변화(Sprue design F)시켜 길이 2mm, one unit channel 형태로 이루어진 경우의 구조방안을 설정하고 컴퓨터 시뮬레이션 하였다. 시뮬레이션 결과 구조결합이 적게 나타난 구조방안인 Sprue design E, Sprue design F, control로써 Sprue design A를 티타늄 진공 압박 주조기인 Biotan system을 사용하여 주조 한 후 방사선 사진과 절단면으로 구조 결함을 비교 하여 다음의 결과를 얻었다.

1. 시뮬레이션 결과 mold filling시 Sprue design F, Sprue design E, Sprue design D, Sprue design C, Sprue design B, Sprue design A의 순서로 난류가 적게 나타났다.
2. 응고시간 해석 시 Sprue design A, Sprue design B, Sprue design C, Sprue design D, Sprue design E의 순서로 hot spot이 구조체에서 주입 버튼 부위로 이동했고, Sprue design F는 Sprue design E와 동일한 부위에 hot spot이 발생하였다.
3. 유동 해석 시 원추형의 sprue former를 사용한 경

우 보다 customized sprue former를 사용한 경우 용융 금속의 난류가 적게 발생 하였다.

4. 구조체의 방사선 사진, 절단면 검사 결과 Sprue design E와 Sprue design F의 경우 구조체의 중앙부에서 1mm, Sprue design A의 경우 4mm의 구조 결함이 나타났다.
5. 컴퓨터로 시뮬레이션하여 예측된 기포의 위치는 실제 구조체의 결과와 유사하였다.

이상의 결과로 티타늄 구조체에 기포나 구조수축 등에 의한 결함을 최소화하기 위하여 주입 버튼 부위에서 가장 늦게 응고가 일어나고 용융된 티타늄의 주입 시 난류의 형성을 억제 할 수 있는 one unit channel 형태의 주입선과 customized sprue former가 구조결함을 최소화 할 수 있는 구조방안으로 제안되었다. 향후 다양한 형태의 티타늄 구조체에 적합한 구조 방안의 확립을 위하여 컴퓨터 시뮬레이션을 통한 구조방안의 연구와 개발이 필요하리라 사료된다.

## 참고문헌

1. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. 1996;27(6):401-8.
2. Okabe T, Okubo C, Watanabe I, Okuno O, Takada Y. The present status of dental titanium casting. JOM 1998;50(9):24-38.
3. Smickley RJ, Bednarz LP. Titanium Alloys in Surgical Implants. ASTM STP 1983: 796:76.
4. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys : a review. J Prosthet Dent 2000;83:223-234.
5. English C. An overview of implant hardware. J Am Dent Assoc 1990;121:582.
6. Göran S, Gaynour S, Jon ED. Cytotoxicity of dental alloys, metals and ceramics assessed by Millipore filter, agar overlay and MTT tests. J Prosthet Dent 2000; 84:229-236.
7. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloy as dental materials. Int Dent J 1993;43(3):245-53.

8. Russell RW, Yiming L. In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *J Prosthet Dent* 1998;80:495-500.
9. Foti B, Tavitian P, Tosello A, Bonfil JJ, Franquin JC. Polymetallism and osseointegration in oral implantology. *J Oral Rehabilitation* 1999;26(6):495.
10. Ricardo AZ, Guilherm EP, Itamar F, João MD. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J Prosthet Dent* 2000;84:274-279.
11. Wataha JC, Malcolm CT. Effect of alloy surface composition on release of elements from dental casting alloys. *J Oral Rehabilitation*. 1996;23:583-589.
12. Lemons JE, Lucas LC, Johansson BI. Intraoral corrosion resulting from coupling dental implants and restorative metallic systems. *Implant Dent* 1992;1(2)107-112.
13. Bumgardner JD, Johansson BI. Galvanic corrosion and cytotoxic effects of amalgam and gallium alloys coupled to titanium. *Eur J Oral Sci* 1996;104(3):300-308.
14. Bumgardner JD, Johansson BI. Effects of titanium-dental restorative alloy galvanic couples on cultured cells. *J Biomed Mater Res* 1998;43(2)184-91.
15. Geis-Gerstorfer J, Weber H, Sauer KH. In vitro substance loss due to galvanic corrosion in Ti implant/Ni-Cr supraconstruction systems. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1989;4(2):119-123.
16. Reclaru L, Meyer JM. Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. *J Dent* 1994;22:159-168.
17. Spiros Z. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent* 2000;84:575-582.
18. James JS, Stephen JA, Robert KF, George BP. A comparative study of the centrifugal and vacuum-pressure techniques of casting removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1981;(45):18-23.
19. Johnson A. The effect of sprue design and alloy type on the fit of three-unit metal/ceramic bridges. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995;3(6):241-245.
20. Kohler C, Richter G. The Sprue behavior of nonprecious metals. *Zahn Mund Keiferheilkd Zentralbl* 1989;77(2):145-152.
21. Syverud M, Hero H. Mold filling of titanium castings using investments with different gas permeability. *Dent Mat* 1995;11:14-18.
22. Kiyoshi T, Seijiro M, Satoyuki K, Yuki Y, Hiroshi K, Yoshio K. Efficacy of gas purging for titanium casting. *Dent Mat J* 1994;13(2):206-213.
23. Verrett RG, Duke ES. The effect of sprue attachment design on castability and porosity. *J Prosthet Dent* 1989;61:418-424.
24. Bennett CA, Maguire H. Sprue design in removable partial denture casting. *J Dent* 1996;24:99-103.
25. Nobuyuki I, Atsuko T, Harutoshi D. The recent development in implantology, superstructure using pure titanium. *Quintessence of Dental Technology*. 1988;13:217-222.
26. Richter W, Lubberich AC. The titanium superstructure on the intraosseous implant. *Quintessence of Dental Technology*. 1991;16:1421-1429.
27. Takashi O, Yuzuru S, Takeshi B, Yohichi U. Quality of cast pure titanium denture base as a prosthetic appliance. *Quintessence of Dental Technology*. 1988;13:187-190.
28. Wataha JC, Malcolm CT. Effect of alloy surface composition on release of elements from dental casting alloys. *J Oral Rehabilitation*. 1996;23:583-589.
29. Suzuki K, Nishikawa K, Watakabe S. Mold

- filling and solidification during centrifugal precision casting of Ti-6Al-4V alloys, *Materials Transactions*. 1970;37:1793-1801.
30. Magnitskiy ON. Casting properties of titanium alloys. *Federal Scientific and technical information springfield Va* 22151:5-6.
  31. Suzuki KI, Nnishikawa K, Watakabe S. Mold filling and solidification during centrifugal precision casting of Ti-6Al-4V alloys. *Materials Transactions JIM* 1996; 37:1793-1801.
  32. Chai TI, Stein RS. Porosity and accuracy of multi-unit titanium castings. *J Prosthet Dent* 1995;73:534-541.
  33. Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, Atsuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J Dental Research* 1997;76(3):773-779.
  34. Chan D, Guillory V, Blackman R, Chung KH. The effects of sprue design on the roughness and porosity of titanium castings. *J Prosthet Dent* 1997;78(4):400-404.
  35. Jang KS, Youn SJ, Kim YS. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. 2001; 86(7):93-98.
  36. al-Mesmar HS, Morgano SM, Mark LE. Investigation of the effect of three sprue design on the porosity and the completeness of titanium cast removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1999;82(1) :15-21.
  37. Cecconi BT, Koppen RG, Pheonix RD, Ceconni ML. Casting titanium partial denture frameworks: A radiographic evaluation. *J Prosthet Dent* 2002;87(3):277-80.
  38. Iwata Y, Tozawa K, Yamamoto Y. Filling velocities and defects of plate shaped die castings. *J Japan Inst Light Metals*. 1987;37:48.
  39. Siau TH, Davis AJ. Flow analysis in tapered runners. *Tech. report paper No .G-T79-054*, Transaction SDCE. 1979.
  40. Davis KG, Magny JG. Trapping slag and solid nonmetallic materials in gating system. *Tech. report PM-M-73-5*. CANMET, Eergy, Mines and resources Canada, 1973.
  41. Niyama E. Calculation of solidification rate of shape casting by the flux-boundary method. *IMONO*. 1977;49(10):608-613.
  42. Yoo SM, Lee DH, Kim JK, So CY, Hong CP. Three Dimensional Solidification Analysis in Large Steel Castings by Modified Finite Difference Method. *J Korean Foundrymen's Society*. 1991; 11(1):54-62.
  43. Engler S, Boenisch D, Kohler D. Metal and mold wall movement during solidification of cast iron. *AFS Cast Metals Research Journal* 1973;3:20-30.
  44. Ohsasa K, Takahashi T. Radial contraction behavior of solidifying shell for cylindrical Al-3%Si alloy ingot. *J Japan Inst Metals* 1988;52(12):1012-1019.
  45. Toru O, Chikahiro O, Ikuya W, Osamu O, Yukyo T. The present status of dental titanium casting. *J Minerals, metals & Materials* 1998;50(9):24.
  46. Sarjant RJ, Slack MR. *J. Iron Steel Int.*, 1954:177:428.
  47. Comini G, Del Guidice S. *Int. J. Numer. Methods Eng.* 1974;8:612.
  48. Hong CP, Umeda T, Kimura Y. *Boundary Elements Springer-Verlag, Berlin*. 1983:153.
  49. Wu M, Augthun M, Schadlich-Stubenrauch J, Augthun M, Sahm PR, Spiekermann H. Computer aided prediction and control of shrinkage porosity in titanium dental castings. *Dent Mater* 1998;14:1998.
  50. Lee JN. Diecasting process (1). *Jumulgisul. Foundry Technology*. 1979;3(2):45-63.
  51. Jang CH. Casting plan of Aluminum die castings. *J Korean Foundrymen's Society* 1994;14(8):294-304.
  52. Kim KY. Die casting die designing(I)-



- Design of gate system-. J Korean Foundrymen's Society 1999;19(2):178-188.
53. Kim KY. Die casting die designing (II)- Design of overflow and gas vent- J Korean Foundrymen's Society 1999;19(3):277-283.
  54. Smith WE, Wallace JF. Gating of die casting. AFS 1965.
  55. Campbel J. Castings. Butterworth Heine- mann, Oxford. 1991:30-73.
  56. Kuroiwa A. Titanium technology. Quint- essence of dental technology 2001;4(7):30-42.
  57. Hong CP. Technical Reviews : State of the art of computer simulation based casting tehcnology. J Korean Foundrymen's Society. 1995;15(1):5-13.
  58. Kim SB, Hong CP. Technical review : Heat and fluid analyses and it's applica- tion to the design of the casting process. J Korean Foundrymen's Society. 1993; 13(2)131-145.
  59. Lee YC, Lee SM, Choi JK, Hong CP. Development and application of an auto- mated water cooling system in the cyclic permanent mold casing process I: Modeling of mold filling and solidification sequences. J Korean Foundrymen's Society. 1998; 18(2):179-189.
  60. Lee YT, Kim SE, Hyun YT, Jung HW. The new dream material : Titanium. The Korea Metal Journal. 2001.
  61. Hero H, Syverud M, Waarli M. Mold fill- ing and porosity in castings of titanium. Dental Materials 1993;9:15.
  62. David CS. Optimizing casting simula- tion. Foundry Management & Technology 2001;129(12):34-38.
  63. David CS. Eliminating modeling 'trial & error' with casting process optimization. Modern Casting 2001;91(8):37-42.

---

**Reprint request to:**

**Ho-Yong Lee, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D.**

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University  
 134 Shinchon-Dong Seodaemun-Gu, Seoul, 120-749, Korea  
 holee@yumc.yonsei.ac.kr

ABSTRACT

## COMPUTER-AIDED CASTING DESIGN FOR IMPLANT TITANIUM SUPERSTRUCTURES

Se-Wook Oh, D.D.S., M.S.D., Ho-Yong Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,  
Keun-Woo Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Jun-Sung Shim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University*

**Statement of problem :** It is difficult to obtain a good titanium casting body using the traditional sprue design because of high melting point of Ti, and the low fluidity and high reactivity of molten Ti.

**Purpose :** A new sprue design for titanium casting bodies needs more trial and error. In order to decrease the number of trial and error, computer simulation(MAGMASOFT, Magmasoft Giessereitechnologie GmbH, Aachen, Germany) was used to optimize sprue design in U-shaped implant superstructures.

**Material and method :** Five kinds of sprue were examined for the design of the sprue former for titanium casting: Sprue design A(sprue length 4 mm, rectangular shape, 4 sprues), Sprue design B(sprue length 4 mm, round shape, radius 2 mm, 7 sprues), Sprue design C (sprue length 2 mm, round shape, radius 2 mm, 7 sprues), Sprue design D (sprue length 2 mm, cone shape, large radius 3mm, small radius 2mm, 7 sprues), and Sprue design E( sprue length 2 mm, one unit channel shape). Sprue design F(sprue length 2mm, one unit channel shape) was also examined for the design of the customized sprue former in the Biotan system(Schutz Dental GmbH, Germany).

The casting bodies were taken in Sprue design A, Sprue design D, Sprue design E, and Sprue design F in the Biotan casting system. The numerically predicted defects were compared with the experimental dental castings by the radiographic and sectional view observations.

**Results :**

1. According to the result of computer simulation, turbulence during mold filling was decreased in the sequence of Sprue design F, Sprue design E, Sprue design D, Sprue design C, Sprue design B, and Sprue design A.
2. The calculated solidification time contours indicate that hot spot was moved from the casting body to the sprue button in the sequence of Sprue design A, Sprue design B, Sprue design C, Sprue design D, and Sprue design E. The filling pattern of Sprue design F was similar to that of Sprue design E.

3. The predicted filling pattern shows that less turbulence was found in the customized sprue former than in the standard sprue former.
4. According to the results of the radiographic and cross sectional observations, casting defects less than 1mm were found at the center of a casting body with Sprue design E and Sprue design F. However, larger casting defects of 4mm were found in a casting with Sprue design A.
5. The predicted casting porosity was similar to that of the real casting.

**Conclusion** : One unit channel-type and customized sprue former can be recommended. Further research and development of various sprue designs using computer simulation is necessary to optimize casting design, in order to reduce the formation of casting defects in implant titanium superstructures.

---

**Key words** : Computer simulation, Casting defect, Titanium, Mold filling, Solidification, Sprue design