

주입선 형태가 티타늄 주조관의 변연재현성에 미치는 영향

부산대학교 치과대학 보철학교실

박재경 · 정창모 · 전영찬

1. 서 론

주조성, 강도, 내부식성, 도재 결합력, 그리고 생체 적합성 등은 도재금속관용 합금이 갖추어야 할 조건이다. 티타늄은 고가의 귀금속 합금에 대한 대체 금속의 하나로 생체적합성이 우수하여 오래 전부터 임플란트 재료로 사용되어 왔으며¹⁾, 최근에는 우수한 전용 주조기가 개발되어 고정성 및 가철성 보철물 제작뿐만 아니라²⁻⁴⁾, 티타늄 매식체와 상부구조물 간의 갈바닉 부식 문제를 해결하기 위한 임플란트 보철물 제작에도 널리 사용되고 있다.⁵⁾

그러나 티타늄은 높은 용융점, 고온에서의 높은 활성 그리고 낮은 밀도로 인하여 전통적인 방식으로는 주조가 어렵고 또한 낮은 열팽창계수와 고온에서의 과도한 산화막 형성으로 인하여 도재와의 결합력이 낮다는 문제점을 갖고 있다.

티타늄관을 제작하는 방법으로는 CAD-CAM과 방전가공을 이용하는 ProCera 기법⁶⁾과 전통적인 lost-wax technique이 사용되고 있는데, ProCera 기법은 고도의 기술력과 고가의 장비가 필요하기 때문에 널리 사용되지는 못하고 있는 실정이고, lost-wax technique은 일반적인 금관제작방법과 동일하기 때문에 친숙한 술식이지만 티타늄 주조를 위해서는 특수한 주조 장비가 필요하다.⁷⁾

티타늄 주조에는 electric arc나 고주파 유도 용융법으로 아르곤이나 헬륨 하에서 티타늄을 용융시킨 다음 가압흡인 또는 원심주조 방식으로 주조하는 전용

주조기와 매몰재를 사용하고 있다.^{7,8)}

한편 티타늄 주조기와 매몰재의 많은 발전에도 불구하고, 티타늄 주조체에는 불완전한 주조와 내부 기포 같은 주조 결함이 흔히 관찰된다.⁹⁻¹¹⁾ 티타늄 주조성에 대해 영향을 주는 요인으로는 매몰재의 통기성¹¹⁾, chamber 간의 압력 차⁹⁻¹²⁾, 티타늄과 매몰재간의 반응¹³⁾, 주형 온도^{10,14)}, 그리고 주입선 형태¹⁵⁻¹⁸⁾ 등이 있다.

일반적으로 주입선 형태는 주형 내로 유입되는 용융 금속의 양과 속도를 조절한다. Preston과 Berger¹⁹⁾는 흔히 사용되는 주입선 형태는 티타늄과 같은 천금속 주조에 부적합하다고 하였으며 Vidovic 등²⁰⁾은 주입선 직경은 티타늄 주조체의 완전성에 영향을 미치는 가장 중요한 변수인 것으로 보고하였다. Kusakari 등²¹⁾은 티타늄관의 전체적인 적합성은 금합금관보다 우수하나 변연재현성 부족으로 변연적합도가 금합금관보다 떨어진다고 하였고 변연재현성을 향상시키기 위해서는 금속의 흐름을 고려한 주입선 형태에 대한 연구가 필요하다고 하였다.

주조체의 기포는 금속의 수축에 의한 기포와 기체의 함입에 의한 기포로 구분되는데²²⁾, Brockhurst 등²³⁾은 천금속 주조체의 기포는 적절한 용융과 주입선 선택으로 피할 수 있다고 하였으며, Chai와 Stein¹⁵⁾은 주입선의 기하학적 형태가 밀도가 낮은 티타늄의 주조성과 기포 형성에 영향을 주는 주요한 요소 중 하나라고 하였고 Chan 등¹⁶⁾은 주입선의 개수와 위치가 티타늄 주조체의 표면 조도와 기포 형

성에 영향을 준다고 보고하였다.

이처럼 티타늄의 주조성은 주입선의 크기뿐만 아니라 개수, 위치 등 그 형태에 따라 달라질 수 있으나 이에 관한 연구가 미흡한 실정이다. 이에 본 연구에서는 2실 가압흡인형 주조기로 티타늄관을 주조할 경우 네 가지 주입선 형태가 변연 재현성과 내부 기포 발생에 미치는 영향을 간접계측법과 방사선 사진으로 조사하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. Master die 제작

직경 7.7mm의 steel 봉을 기계 절삭하여 그림 1과 같이 직경 7mm, 높이 6mm, 그리고 변연 경사 30°를 갖는 master die를 제작하였다.

2. 납형 제작

Master die를 dipping용 왁스(Elaflex, bredent Mfg. Co., Germany)로 납형 내면을 형성한 다음 교합면과 측면에 주조용 왁스(Perfect fit system, GC Co., Japan)를 첨가하고, 교합면은 2mm 두께로 조절하고 측면은 milling machine에서 0° milling하였으며, 변연부를 reflowing한 후 기공용 현미경하에서 수정과 확인을 하여 균일한 규격의 납형관을 제작하였다. 제작된 납형관의 총 개수는 40개로 하여 주입선 형태별로 10개씩 구분하였다. 주조체 변연부의 재현성은 납형의 정확도에 영향을 받으므로 납형의 변연 오차와 그에 따른 영향을 평가하기 위해 5개의 납형을 제작하였다.

3. 주입선 형성

네 가지 주입선 형태는 single, single with reservoir, runner bar, 그리고 double 형으로 채택하고 (Fig. 2), 주입선과 납형을 교합-측면을 이행선각에 135°로 일정하게 연결하였다. 매몰 후 매몰 주형 상면과 납형 간 6mm 공간이 되도록 주입선 길이를 맞추었고 Double 군은 양측 마주보는 교합-측 이행선 각부위에 두 주입선이 서로 평행하게 연결하였다.

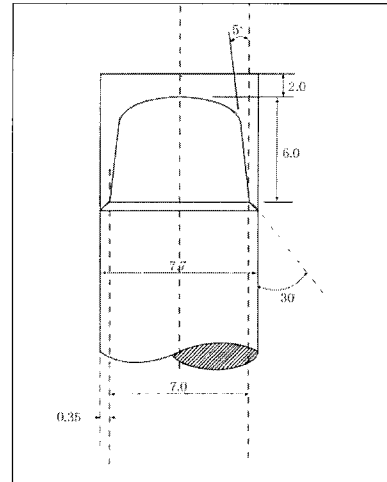


Fig. 1. Dimensions of steel master die and cast crown (in mm).

모든 군에서 직경 3mm의 주입선 왁스를 사용하였으며 직경 5mm의 reservoir와 직경 4mm의 runner bar는 열보존부에 위치시켰다. 완성된 납형은 수평적으로 직경 60mm 실리콘 주조링의 중앙에 위치되게 하고 주입선은 원추대에 수직으로 부착하였다.

4. 매몰과 주조

제조회사의 지시에 따라 인산염계 매몰재인 Rematitan® plus(Dentaurum, Germany)를 1분간 진공 상태에서 혼합하여 매몰하였다. 실온에서 40분간 경화시킨 후 소환로에 넣었다. 소환 과정과 온도 설정은 Table I 과 같다.

2실 가압흡인형 주조기인 Rematitan® auto-cast(Dentaurum, Germany)에서 사용하여 군 당 10개의 시편을 주조하였다. 상용 순수 티타늄인 Tritan(ASTM Grade I ;Dentaurum, Germany)을 사용하여 군 당 10개의 시편을 주조하였다. 주조 후 실온에서 공냉하고 50µm aluminum oxide로 sand-blasting하고, 주입선을 절단한 다음, 2분간 초음파 세척하였다.

5. 변연오차 측정

주조 티타늄관을 분할형 금속틀 안에 polyvinyl-

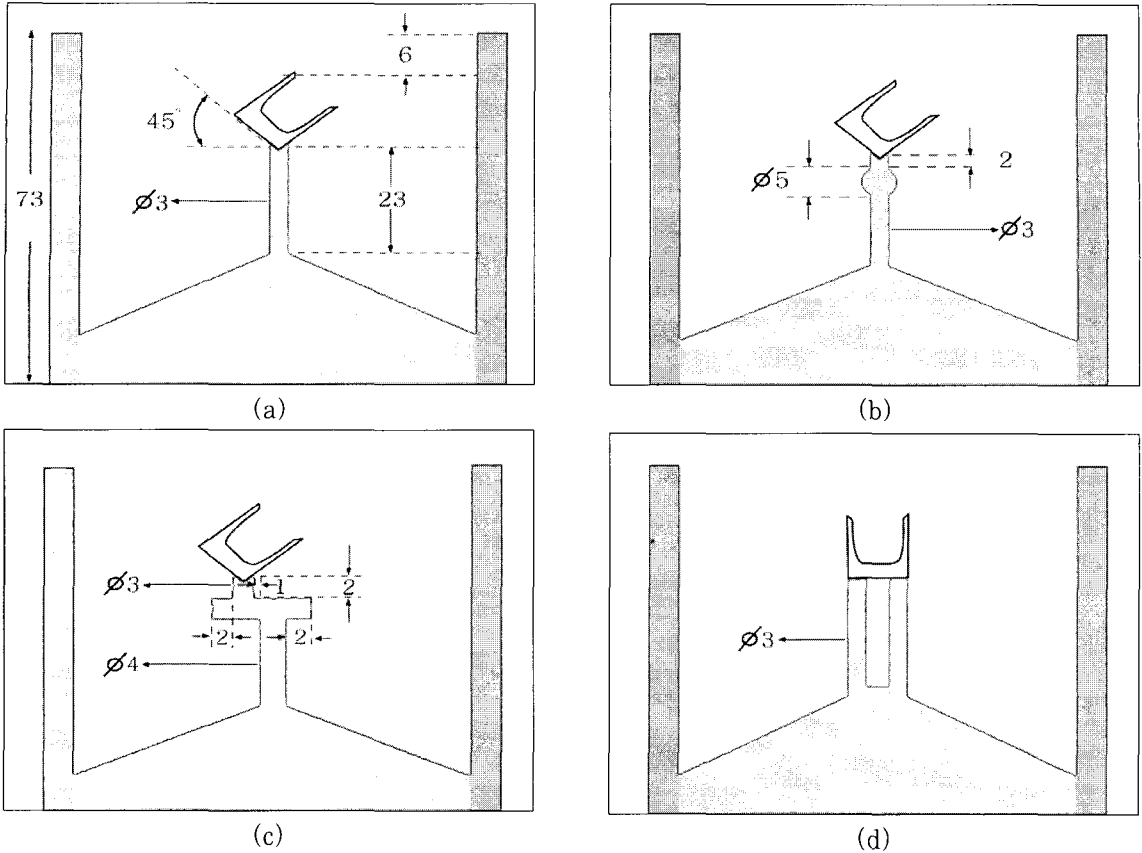


Fig. 2. Sprue designs (in mm). (a), single sprue; (b), single sprue with reservoir; (c), runner bar; (d), double sprue.

Table I. Casting mold preparation

Phase(°C)	Time(min)
20→150	30
150	90
150→250	20
250	90
250→1000	150
1000	60
1000→430	114

siloxane 인상재(Provil novo®; Heraeus Kulzer, Germany)의 regular-body를 담고 주조체의 변연부에는 light-body를 바른 후 금속틀의 중앙에 위치시키고 인상재를 경화시켰다. 경화 후, 주조체를 제거하고 90° 간격으로 인상체를 네 등분하고 주입선 반대편 위치를 1번으로 정하여 시계방향으로 측정 위

치 번호를 부여한 다음, 100배율의 계측현미경 (STM5; Olympus®, Japan)으로 슬라이드 사진 촬영하여 Fig. 4와 같이 도식화하여 변연오차를 측정하였다. 이와 같은 방법으로 각 군 당 40개의 절편을 측정하였다. 위와 같은 방법으로 납형의 변연오차도 측정하였다.

6. 내부 기포 검사

주조체 내부 기포의 수와 크기 및 위치를 확인하기 위해 교합면과 측면 방사선 사진(Kodak Insight; Kodak Co., USA)을 촬영하였다. 이 때 관구와 주조체의 거리를 5cm로 유지하고 65kVp, 7.5mA로 고정 한 다음, 측면은 0.16초, 교합면은 0.20초간 조사하였다.

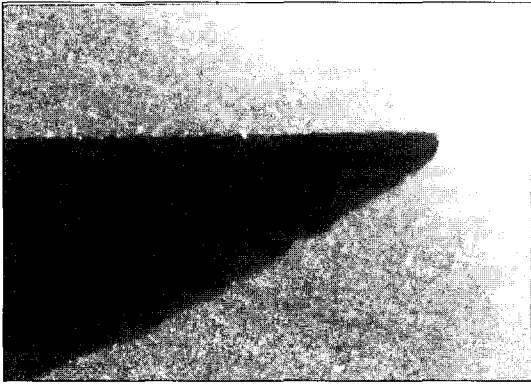


Fig. 3. Photomicrograph of marginal area of silicone impression mold.

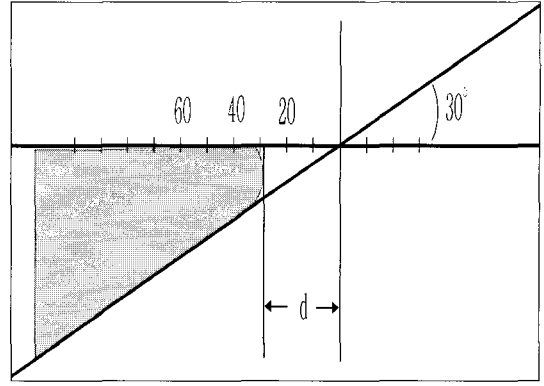


Fig. 4. Measurement diagram of marginal discrepancy (d) in projected view.

Ⅲ. 연구 성적

1. 변연재현성

변연오차는 각 실험군과 측정 위치에 따라 다양한 수치를 보였다. 각 실험군의 측정위치에 따른 평균값, 표준편차, 그리고 최소값 및 최대값을 Table II와 Fig. 5에 나타내었다.

One-way ANOVA 결과 각 실험군에서 측정 위치에 따른 변연오차간에는 통계적으로 유의할 만한 차이를 보이지 않았으나(Table III) ($p > 0.05$), 실험군간 전체적인 변연오차의 평균값에는 유의할 만한 차이

가 있었다(Table IV) ($p < 0.0001$). Table V에서는 Duncan's multiple comparison으로 각 실험군간 전체 변연오차의 평균값을 비교하였으며 이 중 Double군의 변연오차가 가장 작았고, Runner bar군이 가장 컸다($p < 0.05$). Reservoir군은 Single군보다 변연오차의 평균값이 약간 작았으나 유의한 차이는 없었다($p > 0.05$).

납형 변연오차의 평균값과 표준편차는 $10.65 \pm 5.82 \mu\text{m}$ 이었으며(Table VI), 모든 납형에서 측정된 변연오차의 최대값은 모든 주조체에서 측정된 변연오차의 최소값보다 작았다.

Table II. The results of marginal discrepancy of cast crowns measured(μm)

Site	Single			Reservoir			Runner bar			Double		
	Mean	SD	Min. Max.	Mean	SD	Min. Max.	Mean	SD	Min. Max.	Mean	SD	Min. Max.
1	52.90	10.11	43.00 70.00	46.20	10.54	38.00 65.00	52.40	6.23	45.00 65.00	43.40	10.75	27.00 58.00
2	55.00	7.45	46.00 71.00	55.90	10.26	44.00 70.00	57.70	12.04	44.00 74.00	42.40	11.04	29.00 62.00
3	52.10	8.82	39.00 72.00	48.60	11.92	34.00 65.00	63.10	10.90	44.00 81.00	44.40	8.12	32.00 58.00
4	56.70	11.93	37.00 72.00	50.40	12.89	35.00 69.00	62.40	15.09	45.00 85.00	44.40	7.19	36.00 59.00
Over-all	54.17	9.51	37.00 72.00	50.27	11.58	34.00 70.00	58.90	11.89	44.00 85.00	43.65	9.09	27.00 62.00

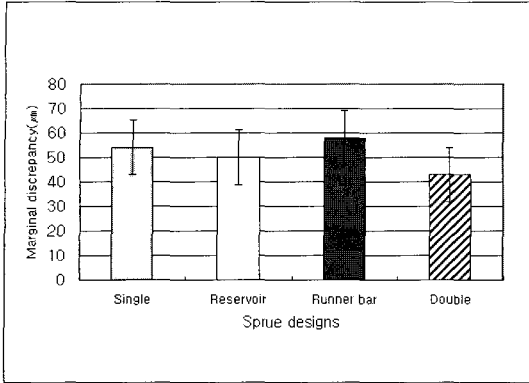


Fig. 5. Means and standard deviation of marginal discrepancy of cast crowns.

2. 내부 기포

관찰된 기포는 그 크기에 따라 무기포는 0, 직경 1mm미만의 소기포는 1, 직경 1mm이상의 대기포는 2로 나누었다. 관찰된 기포 수를 Table VII에, 주입선 형태에 따른 기포 등급 수를 Fig. 6에 각각 표시하였다. 기포는 주로 교합면에서 관찰되었으며 Double 군에서 가장 적은 수의 기포를 보였고 Runner bar 군에서 가장 많은 기포를 보였다. 대기포는 Single 군과 Runner bar 군에서만 발견되었다. Fig. 7은 방사선 사진 상에 나타난 기포의 모습이다.

Table III. Results of one-way ANOVA test of site in each group

	Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr>F
Single	Site	3	129.875000	43.291667	0.46	0.7134
	Error	36	3403.900000	94.552778		
	Corrected Total	39	3533.775000			
Reservoir	Site	3	510.675000	170.225000	1.30	0.2906
	Error	36	4727.300000	131.313889		
	Corrected Total	39	5237.975000			
Runner bar	Site	3	735.800000	245.266667	1.85	0.1559
	Error	36	4777.800000	132.716667		
	Corrected Total	39	5513.600000			
Double	Site	3	27.500000	9.166667	0.10	0.9577
	Error	36	3199.600000	88.877778		
	Corrected Total	39	3227.100000			

Table IV. Results of one-way ANOVA test of each group

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr>F
Group	3	4991.55000	1663.85000	14.82	<0.0001
Error	156	17512.45000	112.25929		
Corrected Total	159	22504.00000			

Table V. Duncan's multiple comparison of each group (μm)

Group	Mean	N	Duncan Grouping *
Runner bar	58.90	40	A
Single	54.17	40	B
Reservoir	50.27	40	B
Double	43.65	40	C

* Means with the same letter are not significantly different at $p < 0.05$.

Table VI. The results of marginal discrepancy of wax patterns measured(μm)

Site	N	Mean	SD	Min.	Max.
1	5	11.60	5.85	4.00	20.00
2	5	11.80	5.71	4.00	19.00
3	5	10.60	7.98	4.00	22.00
4	5	8.60	2.88	5.00	12.00
Overall	20	10.65	5.82	4.00	22.00

Table VII. Number of porosity of cast crowns for sprue designs evaluated by x-ray examination

Cast crown	Sprue design			
	Single	Reservoir	Runner bar	Double
1	2	0	2	0
2	0	1	1	0
3	0	1	2	0
4	1	0	1	0
5	1	1	1	1
6	1	2	2	0
7	0	0	0	1
8	1	1	1	0
9	1	0	1	0
10	2	0	1	1
Total	9	6	12	3

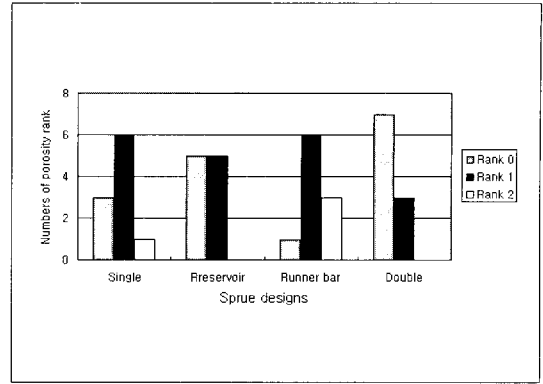
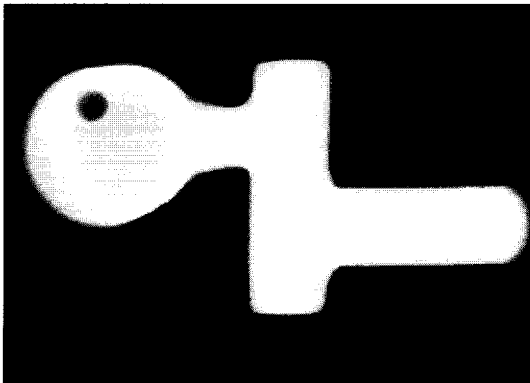
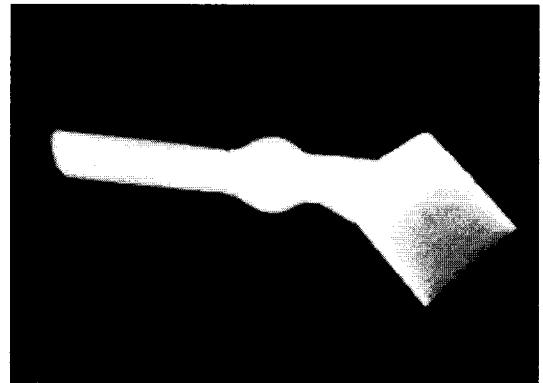


Fig. 6. Numbers of porosity rank in four sprue designs.



(a)



(b)

Fig. 7. Radiographs of cast crown. (a), representative radiograph of occlusal view; (b), representative radiograph of axial view.

IV. 총괄 및 고찰

티타늄은 낮은 비중(4.5g/cm^3)에 비해 비교적 강도가 우수하고, 우수한 연성 및 미세경도, 그리고 낮은 열전도성 등과 같은 성질로 인하여, 구강내에서 기능적이고 편안하게 사용할 수 있으며, 안정된 부동태 산화막(TiO_2)으로 인한 우수한 생체적합성과 부식저항성을 갖고 있어 치과용 생체재료로서 매우 중요한 위치를 차지하고 있다.

Waterstratt²⁴⁾가 치과용 티타늄 주조체를 소개한 이후 많은 학자들²⁵⁻³²⁾이 티타늄 치과보철물을 위한 정밀한 주조와 적합한 매몰재 개발에 많은 노력을

기울여 왔다. 티타늄 주조기는 아르 용융이나 고주파 유도 용융법으로 티타늄을 용융시킨 다음, 가압 흡인 또는 원심주조 방식을 채택하고 있으며 가압 흡인 방식은 1실형과 2실형으로, 원심주조 방식은 수직과 수평 원심형으로 나뉘어진다. 티타늄의 비중이 낮은 문제점을 극복하기 위하여 중력가속도의 20배가 넘는 원심력을 이용한 원심주조 방식은 가압흡인 방식보다 더 정교한 주조체를 만들 수 있다는 보고²⁵⁾도 있으나, 주조 시 높은 주조압으로 인한 back-pressure로 기체의 충분한 유출이 어렵고 와류가 형성되어 주조성이 저하될 수 있다.²⁶⁾ 가압흡인 방식은 상대적으로 낮은 압력으로 주형 내 기체가 충분히

유출될 수 있고 주조체 표면 오염이 적으며²⁷⁾ 주입 방향에 대해 대칭적이고 균일하게 주조되는 장점을 갖는다.²⁶⁾ 그러나 두 가지 방식의 주조기의 주조성을 비교한 실험에서는 두 방식간에 유의할 만한 차이는 없는 것으로 보고된 바 있다.^{7,28)}

티타늄 주조 시 가장 큰 문제점 중의 하나는 표면 반응층(소위 α -case layer)이 형성되어 주조체 표면의 기계적 성질이 변화한다는 점인데, 이러한 문제점을 해결하기 위해 주조 금속과 반응이 적고, 쉽게 제거되며 주조 수축을 충분히 보상할 수 있는 매물재의 개발이 필요하게 되었다. Taira 등²⁹⁾은 네 가지 티타늄 합금의 주조 실험에서, 매물재와의 반응으로 표층 단면에서 U-type 경도 분포와 큰 결정립이 나타난다고 하였고, 이러한 주조체 표면의 미세경도 증가는 산소 확산에 따른 매물재와 티타늄의 반응에 의한다고 보고되었다.^{8,30,31)} 따라서, SiO₂ 대신 반응성이 낮은 MgO, ZrSiO₄, Al₂O₃, ZrO₂, CaO, Y₂O₃ 등의 내화재 개발 연구가 많이 이루어지고 있으며, 매물재의 분류도 종전의 결합재가 아닌 내화재에 따른 분류가 필요하다.⁸⁾ Oda 등³²⁾에 의한 8개의 상용 주조 시스템의 비교 연구에서, 주형의 온도가 반응층에 가장 명백한 영향을 주며 반응층의 두께는 10~60 μ m으로 과거에 비해 현저히 개선된 것으로 나타났다.

이와 같이 여러 주조 시스템이 개발되어 티타늄의 주조성이 향상되었으나 보다 더 정밀하고 완벽한 주조체를 얻기 위해 기공과정에서 조절할 수 있는 부분들에 대한 연구가 진행되었는데, 이 중 하나가 주입선의 형태가 미치는 영향에 관한 연구이다.¹⁵⁻¹⁸⁾ 주입선에 대해서는 과거 금합금 주조 시에는 많은 관심을 갖지 않았으나 밀도가 낮은 천금속이 도입되면서부터 그 영향에 대한 연구가 증가하게 되었다.³³⁻³⁵⁾

주입선 형태는 주형 내로 금속의 충분한 공급과 속도를 조절하는 하나의 기전이다. Compagni 등³³⁾은 주조체의 크기가 클수록 주입선의 직경도 커야하고 runner bar나 reservoir 사용시 중간 주입선은 짧아야 하며 주조체의 질은 주조기나 용융 방법보다 주입선 형태에 의해 많은 영향을 받는다고 하였다. 또한 reservoir는 납형의 가장 두꺼운 부위보다 더 커야 하며³⁴⁾ 굵은 주입선은 그 자체가 reservoir 역할을 한다.³⁵⁾ 단관 제작 시 최소 3mm 직경의 주입선이 사용되어야 하나²¹⁾ 그 이상으로 주입선이 두꺼울 경우에는 보철물 외형에 대한 영향과 티타늄 금속 특성에

따른 기공 과정의 번거로움이 크다. 따라서 본 연구에서는 실제 적용 가능한 범위 내에서 주입선의 직경(3mm)과 reservoir의 직경(5mm)을 크게 제작하였으며, 주입선의 길이는 주조 결과에 미치는 영향이 적다는 보고에 따라²⁰⁾ 납형이 매몰 주형 상단 하부 6mm에 위치할 수 있는 길이로 주입선을 설치하였다(Fig. 2). 그리고 runner bar와 reservoir에서는 중간 주입선의 길이를 다소 짧게 하여 주조성 향상을 도모하였다.

과거 주입선 부착부위의 형태에 대한 여러 논란이 있어 왔으나, 본 연구에서는 주입선이 납형을 향해 넓게 퍼지는 일반적인 형태로 통일하였다. 주조 시 기포 및 주조결함을 감소시키는데에는 배기(vent)가 중요한 역할을 하는데³⁶⁾, 특히 통기성이 낮은 매물재를 사용할 경우 더욱 그러하다.¹⁰⁾ 그러나 배기를 위한 보조 주입선의 부착이 변연재현성에 유의할 만한 영향을 미치지 않았다는 Chan 등¹⁶⁾의 보고에 따라 본 연구에서는 배기를 위한 보조 주입선을 사용하지 않았다.

연구결과 실험군마다 변연오차의 편차가 다양하게 존재하였는데, 이러한 편차가 부적절한 납형 제작 때문 만이라고는 생각할 수 없다. 왜냐하면 납형의 변연오차를 확인해본 결과, 측정 위치에 따라 차이가 다소 존재하지만 납형에서 측정된 최대 변연오차는 모든 주조체에서 측정된 최소 변연오차보다 낮았기 때문이다(Table II, VI). 따라서, 주조체의 변연재현성은 납형의 변연오차 외에 금속의 주조 수축이나 주입선 형태와 같은 다른 요인들에 의해 영향을 받았다고 보아야 할 것이다.

각 실험군에서 측정 위치에 따른 변연오차 비교에서 주조체의 측정 위치마다, 특히 주입선 하방 부위와 반대 부위는, 주조 환경이 다르므로 결과에 차이를 보일 수도 있을 거라 예상하였으나 유의할 만한 차이가 발견되지 않았다(Table III). 이는 주조체의 크기가 작고, 또한 주입선 하방의 경우 주조 수축 보상에 더 유리하고 더 높은 주조압을 갖지만 반대 부위는 주형의 외벽에 근접하여 기체의 배출이 보다 신속하였기 때문으로 추측할 수 있다.

본 연구에서 Double 군이 다른 군보다 우수한 변연재현성을 보였다. 이는 Runner bar 군에 비해 용융된 금속이 속도의 감소 없이 변연부로 그대로 유입될 수 있고, Single 군과 Reservoir 군에 비해 상대적

으로 주입선의 수가 많아 변연부까지 금속의 접근을 더 용이하게 하며, 또한 두 개의 주입선이 reservoir 역할을 하여 주조 수축을 어느 정도 보상해 줄 수 있었기 때문이라 생각된다.

Reservoir 군이 Single 군보다 변연재현성이 우수하였으나 두 실험군 간에 유의할 만한 차이는 없었다. 이처럼 유의한 차이가 나타나지 않은 이유는, 본 연구에 사용한 reservoir의 크기가 주입선의 직경과 현저한 차이가 없었고 크기가 작은 단관으로는 그 영향을 확인하는데 불충분하였기 때문이라고 생각된다. 그러나 가압흡인형 주조기 특성상 와류의 형성이 적으며 주조 수축의 보상에 대한 reservoir의 역할로 Reservoir 군이 평균값에서 좀 더 나은 결과를 보인 것으로 생각된다.

실험군 중 Runner bar 군의 변연재현성이 가장 열등하였다. Runner bar 군이 다른 실험군에 비하여 주입선의 직경이 더 컸음에도 가장 큰 변연오차를 보인 이유는 주입선 자체의 구조적인 형태에 따른 유입 속도의 감소와 주형을 채우는 동안에 발생하는 와류에 의한 것으로 판단된다. 본 연구에 사용된 주조 시스템을 제조한 회사에서는 runner bar의 사용을 추천하고 있는데, 이는 아마도 유입 속도를 감소시켜 매몰재에 대한 충격을 줄임으로써 주조체 내 매몰재의 함입을 방지하고 주조 수축을 보상하기 위한 reservoir로서의 역할을 기대하기 때문으로 생각된다. 얇은 주조체 제작 시 유입 속도가 빠르게 되면 잔류 기체에 의한 back-pressure가 발생하여 주형을 충분히 채우지 못 할 위험이 증가될 수 있다.³⁹⁾ 따라서, 단일치형 보철물 제작을 위한 runner bar 형태의 주입선은 원심주조 시 높은 원심력으로 인한 충격을 상쇄시킬 수 있다는 장점이 있으나, 가압흡인 방식에서는 본 연구 결과로 볼 때 그 유용성이 적다고 생각된다. 한편, 다수치형이나 복잡한 형태의 보철물을 제작에 있어서 Chai 등¹⁶⁾은 큰 직경을 갖는 개별 주입선을 이용한 직접 주입 방식이 주조체의 기포 형성을 감소시킨다고 하였으나, Martignoni와 Schönberger³⁷⁾는 간접 주입 방식의 만족된 bar 형태를 추천하였다. 따라서, 추후 다수치형 보철물제작 시 주입선 형태에 관한 추가적인 연구 또한 필요할 것으로 생각된다.

과거부터 주조성 검사에 다양한 방법⁴⁰⁻⁴⁴⁾이 시도되어 왔는데, 이러한 검사들은 주로 단순한 형태의 공

간에 용융된 금속의 유입 정도를 비교하는 것으로 주조성을 평가하였다. 그러나, 단순히 금속의 유동성만 비교한다는 것은 임상적인 주조체의 변연재현성과는 직접적으로 관련이 없다고 볼 수 있다. 특히 친금속 합금이 등장하여 주조시 불완전한 변연을 갖는 주조체가 나타나면서⁴⁵⁾, 치관형을 기본으로 하여 바로 임상에 적용해 볼 수 있는 실험 방법이 시도되었다.^{21, 23, 46, 47)}

변연재현성을 평가하기 위하여 인상체를 사용한 간접계측법^{23, 47)}은 주조체 절단 시에 발생할 수 있는 변연의 변형을 피할 수 있고 반복적인 측정이 가능하다는 장점이 있다. 따라서, 본 연구에서는 주조체 형태를 치관형으로 만들고 그 변연오차를 간접계측법으로 측정하였다.

기술적인 관점에서 주조성을 용융 금속이 주형을 채우는 능력이라고 정의한다면, 주조성은 변연오차의 최소값으로 표현되어야 할 것이나 임상적인 관점에서는 주조성을 변연오차의 최대값으로 표현하는 것이 더 유용하다.⁴⁷⁾ 따라서, 어떠한 금속의 주조성을 판단할 때에는 주조오차의 범위로 표시하는 것이 바람직하다. 이러한 두 가지 관점에서 보면 변연오차의 편차뿐만 아니라 최대 변연오차와 최소 변연오차가 가장 작은 Double 군이 확실히 주조성이 우수한 주입선 형태라는 것을 알 수 있다. 그러나, McLean과 von Fraunhofer⁴⁸⁾가 제시한 임상적으로 허용 가능한 최대 변연오차 값($120\mu\text{m}$)을 기준으로 주조체의 최대 허용 가능한 변연오차를 계산해 볼 때 합착제 두께 $25\mu\text{m}$ 를 제외하더라도 $95\mu\text{m}$ 의 주조체 변연오차가 허용될 수 있으며, 이러한 수치로 볼 때 본 연구에서 이용된 모든 주입선 형태는 임상적으로 사용 가능할 것으로 보여진다.

주조체의 내부 기포를 검사하기 위한 방사선 촬영 결과, 방사선사진 상에서 육안적으로 확인할 수 있는 기포 수는 Runner bar 군에서 가장 많았으며 다음으로 Single 군, Reservoir 군, 그리고 Double 군 순이었다. Runner bar 군에서 가장 많은 기포가 관찰되었다는 본 연구결과는 runner bar 형태가 내부 기포를 증가시키는 경향이 있다는 이전의 연구들^{10, 15)}과 일치한다. 내부 기포 발생은 용융된 금속이 흘러 들어가는 동안 와류가 형성되면서 용융된 금속으로 기체가 함입되어 일어난 결과이다.⁴⁹⁾ 따라서, Runner bar 군에서 많은 기포가 발생한 이유는 주입선의 형

때 즉 용융 금속 유입로의 비효율적인 구조로 인해 특히 많은 와류가 형성되었기 때문으로 생각할 수 있다. 또한, Single 군에서도 비교적 많은 기포가 발생하였는데 그 이유로 금속의 수축을 보상하는데 필요한 reservoir의 부재를 생각해 볼 수 있으나 확실치는 않다. 이러한 요인 외에도 매몰재의 통기성이나 주형과 용융 금속의 온도차¹⁰⁾와 티타늄 ingot내 존재 하던 기포가 원인이 될 수도 있다. 이상의 결과로 볼 때, 기포 수가 가장 적고 변연재현성이 가장 우수한 double 형태가 티타늄 단관 주조에 적절하다고 생각된다.

본 연구에서 기포는 주로 교합면에서 많이 발견되었다. Watanabe⁴⁹⁾는 합입된 기체는 중력과 반대방향으로 이동하며 가압 상태에서 기포의 이동속도는 감소하는데, 가압흡인형 주조기에서 기체가 배출되기 전에 주조 금속이 냉각되면 교합면 부위에 크고 둥근 기포가 발생한다고 하였다. 또한, 와류에 의한 기포를 피하기 위해서는 낮은 주조압, 적절한 투과성을 갖는 매몰재, 또는 적은 양의 금속을 사용하는 방법 등이 있으나, 주입선 형태를 변경하는 것이 가장 용이하며 가능한 가는 주입선을 선택하거나 판형 주입선을 사용하는 대안을 제시하였다. 기포의 위치나 크기에 관계없이 항상 주조체의 외형은 온전하였는데, 이는 아르곤 기체가 주형의 빈 공간으로 들어가 팽창하면서 주형 내벽으로 용융된 티타늄을 밀어내기 때문이다.¹⁰⁾

덧붙여, 미세기포의 발생률을 알아보기 위하여 주입선이 부착된 부위와 주조체의 중심을 지나는 방향으로 주조체를 티타늄 전용 디스크를 이용하여 절단하였다. 각 절단면을 100배율 광학현미경으로 관찰한 결과, 미세기포는 모든 군에서 소량 발견되었다. 이처럼 실험군 간에 확연한 차이가 나타나지 않은 이유는, 미세기포의 생성은 주조 시스템이나 금속 고유의 특성과 관련되기 때문이라 생각된다. 다만, 두꺼운 주입선 부위에는 약간의 수축 기포가 관찰되기도 하였다. 용융된 티타늄은 산소, 수소와 같은 기체와 높은 친화성을 갖는데, 흡수된 기체가 냉각시 방출되면서 미세기포가 생성되며 티타늄과 매몰재와의 반응도 표면 주위 미세기포 발생에 기여요인이 된다. 또한, 장 등⁵⁰⁾이 티타늄과 천금속 합금의 미세기포 생성에 대한 비교에서 아무런 차이가 없다고 보고한 것처럼 주조 시스템이나 금속의 질적 개선은

임상적으로 거의 만족할 만한 수준에 도달한 것으로 판단된다. 따라서, 미세기포에 관한 관찰은 본 연구 결과에서 제외하였다.

이상의 연구 결과를 종합해보면, 가압흡인형 주조기로 티타늄 단관을 제작할 경우 직접 주입형태의 주입선이 우수한 변연재현성을 나타내었고, 주입선의 수가 증가하면 주조성이 향상된다는 것을 알 수 있었으며, 복잡한 형태의 보철물 제작을 위한 효과적인 주입선 설계에 관한 연구가 이어져야 할 것으로 생각한다.

V. 결 론

본 연구에서는 주입선 형태가 티타늄 주조 단관의 변연오차와 기포 발생에 미치는 영향을 알아보기 위하여 네 가지 형태의 주입선(Single 군, Double 군, Runner bar 군, Reservoir 군) 별로 구치형 티타늄 주조관을 제작한 다음, 인상 몰드의 현미경 사진으로 변연오차를 측정하고 방사선 사진으로 내부 기포를 관찰하였다.

1. 주조체 변연오차의 평균값은 Double 군은 43.65 μ m, Reservoir 군은 50.27 μ m, Single 군은 54.17 μ m, Runner bar 군은 58.90 μ m 순으로 증가하였다 ($p < 0.05$).
2. 납형 변연오차의 평균값은 10.65 μ m이었다.
3. 내부 기포는 Runner bar 군, Single 군, Reservoir 군, Double 군 순으로 많이 발생하였다.

참고문헌

1. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. J Prosthet Dent 1985;54:410-4.
2. Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture framework. J Prosthet Dent 1991;65:309-15.
3. Hruska AR, Borelli P. Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings. J

- Prosthet Dent 1991;66:561-5.
4. Wang RR, Boyle AM. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. *J Prosthet Dent* 1993;70:275-6.
 5. Reclaru L, Meyer J-M. Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. *J Dent* 1994;22:159-68.
 6. Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson E, Lundquist P and Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odont Scand* 1989;47:279-86.
 7. Christer B, Maud B. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J* 1992;16:109-13.
 8. Mori T. Titanium: A review of investments for high temperature casting. *Aust Prosthodont J* 1993;7:31-4.
 9. Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, Atsuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J Dent Res* 1997;3:773-9.
 10. Her H, Syverud M, Waarli M. Mold filling and porosity in casting of titanium. *Dent Mater* 1993;9:15-8.
 11. Syverud M, Her H. Mold filling of Ti castings using investments with different gas permeability. *Dent Mater* 1995;11:14-8.
 12. Sunnerkrantz PA, Syverud M, Her H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti-crowns. *Scand J Dent Res* 1990;98:268-72.
 13. Her H, Syverud M, Waarli M, Jorgensen RB. Casting of dental titanium crowns: surface reactions and dimensional fit. In: *Proceedings of the 1990 International Conference on Titanium. Products and Applications. Vol. II*. Dayton, Ohio: Titanium Development Association; 1990. p.612-21.
 14. Mori T, Jean-Louis M, Yabugami M, Togaya T. The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. *Aust Dent J* 1994;39:348-52.
 15. Chai TI, Stein RS. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. *J Prosthet Dent* 1995;73:534-41.
 16. 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: 400-4.
 17. Al-Mesmar HS, Morgano SM, Mark LE. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium cast removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1999;82:15-21.
 18. D.C.N. Chan, R. Blackman, D.A. Kaiser, K. Chung. The effect of sprue design on the marginal accuracy of titanium castings. *J Oral Rehabil* 1998;25:424-9.
 19. Preston JD, Berger R. Some laboratory variables affecting ceramo-metal alloys. *Dent Clin North Am* 1977;21:717-28.
 20. Vidovic Y, Chung HG, Mori T. Enhancement of a titanium denture frame model: mold temperature and spruing factors. *Dent Mater J* 1995;14:256-62.
 21. Kusakari H, Ozaki Y, Hoshino H. Cast titanium crown—for a better fitness and less porosity [in Japanese]. *Quintessence Dent Technol* 1998;23:17-23.
 22. Ryge G, Kozak SF, Fairhurst CW. Porosities in dental gold castings. *J Am Dent Assoc* 1957;54:746-54.
 23. Brockhurst PJ, McLaverty VG, Kasloff Z. A castability standard for alloys used in restorative dentistry. *Oper Dent* 1983;8:130-9.
 24. Waterstratt, RM. Comments on casting of Ti-13Cu-4.5Ni alloy. Publication No.(NIH)77-1227, DHEW:224-33.
 25. Greener EH, Moser JB, Opp J, Szurgot K,

- Marker BC. Properties of dental castability of Ti and Ti-6Al-4V [abstract 1190]. *J Dent Res* 1986;65(special issue):301.
26. Watanabe K, Okawa S, Miyakawa O, Nakano S, Shiokawa N, Kobayashi M. Molten Titanium flow in a mesh cavity by the flow visualization technique. *Dent Mater J* 1991;10:128-37.
 27. Eugene PL, Peter M. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993;43:245-53.
 28. Shanley JJ, Ancowitz SJ, Fenster RK, Pelleu GB Jr. A comparative study of the centrifugal and vacuum-pressure techniques of casting removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1981;45:18-23.
 29. Taira M and Moser JB. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater* 1989;5:45-50.
 30. Miyakawa O, Watanabe K, Okawa S. Layered structure of cast titanium surface. *Dent Mater J* 1989;8:175-85.
 31. Takahashi J, Kimura H, Lautenschlager EP, Lin JH, Moser JB, Greener EH. Casting pure titanium into commercial phosphate bonded SiO₂ investment molds. *J Dent Res* 1990;69:1800-5.
 32. Oda Y, Kudoh Y, Kawada E, Yoshinari M, Hasegawa K. Surface reaction between titanium castings and investments. *Bull Tokyo Dent Coll* 1996;37:129-36.
 33. Compagni R, Faucher RR, Yuodelis RA. Effects of sprue design, casting machine, and heat source on casting porosity. *J Prosthet Dent* 1984;52:41-5.
 34. Love LD. Sprue design to minimize casting defects in base-metal castings. *Quintessence Dent Technol* 1987;11:195-7.
 35. Martin KA, Manderson RD. The influence of sprue design on cobalt chromium alloy casting defects. *J Dent* 1984;12:175-82.
 36. Verrett RG, Duke ES. The effect of sprue attachment design on castability and porosity. *J Prosthet Dent* 1989;61:418-24.
 37. Martignoni M, Schenberger A. *Precision Fixed Prosthodontics: Clinical and Laboratory Aspects*. Chicago (IL): Quintessence; 1990.p.292-307.
 38. Wight TA, Grisius RJ, Gaugler RW. Evaluation of three variables affecting the casting of base metal alloys. *J Prosthet Dent* 1980;43:415-8.
 39. Flemings MC. *Solidification Processing*. McGraw-Hill (NY): 1974.p.221.
 40. Barreto MT, Goldberg AJ, Nitkin DA, Mumford G. Effect of investment of casting high-fusing alloys. *J Prosthet Dent* 1980;44:504-7.
 41. Vincent PF, Stevens L, Basford KE. A comparison of the casting ability of precious and nonprecious alloys for porcelain veneering. *J Prosthet Dent* 1977;37:527-36.
 42. Howard WS, Newman SM, Nunez LJ. Castability of low gold content alloys. *J Dent Res* 1980;59:824-30.
 43. DeWald E. The relationship of pattern position to the flow of gold and casting completeness. *J Prosthet Dent* 1979;41:531-4.
 44. Thomson DH. A study of the effect on an increased mold temperature on the casting ability of some nonprecious alloys for porcelain veneers. *J Prosthet Dent* 1982;48:52-8.
 45. Nitkin DA, Asgar K. Evaluation of alternative alloys to type III gold for use in fixed prosthodontics. *J Am Dent Assoc* 1976;93:622-9.
 46. Myers GW, Cruickshanks-Boyd DW. Mechanical properties and casting characteristics of a silver-palladium bonding al-

- loy. Br Dent J 1982;153:523-6.
47. Bessing C. Evaluation of the castability of four different alternative alloys by measuring the marginal sharpness. Acta Odontol Scand 1986;44:165-72.
48. McLean JM, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 1971; 131:107-11.
49. Watanabe K. Merit and demerit of runner bar for crown-bridge titanium casting-sink vortex causes internal defects [in Japanese]. Quintessence Dent Technol 1999;24:19-25.
50. Jang KS, Youn SJ, Kim YS. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. J Prosthet Dent 2001;86:93-8.

Reprint request to:

Chang-Mo Jeong, D.D.S., M.S.D., Ph. D.
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan national University
1-10, Ami-Dong, Seo-Gu, Pusan, 602-739, Korea
Tel. 82-51-240-7440
E-mail. cmjeong@hyowon.cc.pusan.kr

ABSTRACT

THE EFFECT OF SPRUE DESIGN ON THE MARGINAL REPRODUCIBILITY OF CAST TITANIUM CROWNS

Jae-Kyoung Park, D.D.S., Chang-Mo Jeong, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Young-Chan Jeon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry, Graduate School, Pusan National University.

There has been a great interest in the use of titanium for fixed and removable prostheses in recent because of its excellent biocompatibility. However, the high melting temperature and chemical reactivity of titanium necessitates casting systems different from those used in conventional casting.

The current titanium casting systems are based on an electric-arc design for melting the metal in an argon atmosphere and its exclusive investment. Despite the new developments in Ti casting systems, inadequate mold filling and internal porosity are frequently observed casting defects. Therefore, the study on the fabrication technique including sprue design to solve these casting defects is still necessary.

In this study, to evaluate the effect of sprue design on the castability of simulated cast titanium crowns, 10 cylindrical cast crowns for each group with four different sprue design (Single group, Double group, Runner bar group, Reservoir group) were fabricated. An impression of the entire casting margin was made and cut at 90° intervals, and the sections were photographed in a microscope at 100× magnification to record marginal discrepancy. The internal porosities of the cast crowns were disclosed by radiographs.

Within the limits of this study, the following conclusions were drawn:

1. The overall mean marginal discrepancies for each group were as follows: Double group, 43.65 μm ; Reservoir group, 50.27 μm ; Single group, 54.17 μm ; Runner bar group, 58.90 μm ($p < 0.05$).
2. The mean of marginal discrepancies for wax patterns was 10.65 μm .
3. The numbers of internal porosity showed the most in Runner bar group followed by Single group, Reservoir group, and Double group.