

가시광선과 플라즈마 광선에 의한 복합레진 중합시 미세누출과 미세경도에 관한 연구

김상배 · 이광수*

강릉대학교 치과대학 소아치과학교실 · 키즈 앤 주니어 치과의원*

국문초록

최근에 소개된 plasma arc curing units는 비교적 높은 광 강도를 가지고 짧은 시간내에 복합레진을 적절히 중합시킨다고 한다. 이 연구는 plasma arc curing units의 강한 광도와 짧은 시간에 의한 중합이 복합레진에 미치는 영향을 평가하기 위해 기존의 가시광선 중합기를 대조군으로 하여 표면 미세경도와 5급 수복물의 변연에 나타나는 미세누출을 색소침투방법으로 측정, 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 각 깊이에서의 미세경도는 AHL군이 AP3, AP6군보다 모든 깊이에서 높았고, ZHL군보다 ZP6군이 표면에서 더 높았으며($P<0.05$), 1mm와 2mm에서는 차이가 없었다 ($P>0.05$). 그 외 모든 깊이에서 ZHL군이 ZP3, ZP6군보다 높았다 ($P<0.05$).
2. 각 중합방법내 깊이에 따른 미세경도는 AHL군의 표면-1mm와 ZHL군의 1mm-2mm를 제외하고는 모든 군에서 깊이에 따라 감소되었다($P<0.05$).
3. 교합면측과 치경부측 미세누출은 모든 중합군에서 교합면측이 낮게 나타났지만 유의한 차이는 없었다($P>0.05$).
4. 중합방법간 미세누출은 모든 군에서 차이가 없었다($P>0.05$).
5. 각 중합방법에 따른 재료간의 미세누출은 차이가 없었다($P>0.05$).

주요어 : Plasma arc curing units, 복합레진, 미세경도, 미세누출

1. 서 론

1942년 상중합형 아크릴릭 레진이 충전재로서 처음 사용되어지고 Bowen에 의해 아크릴릭레진의 단점이 보완된 복합레진이 소개된 후 복합레진은 심미 수복재로서 가장 널리 사용되어지고 있다¹⁾. 개발 초기에는 진치부 수복에 주로 사용되었으나 현재에는 재료의 물성이 많이 개선되고 환자들의 심미적인 요구가 증가함에 따라 구치부에도 광범위하게 사용되고 있다. 중합방법은 자가중합형으로부터 자외선중합, 가시광선중합 등으로 발전해왔는데 자가중합형 레진은 연화를 해야하며 조작시간이 제한되고 부형재의 함유량이 제한되어 물성 개선에 한계가 있는 등의 단점이 있어 합착용 레진이나 코아용 레진등에 제한적으로 사용되고 있다²⁾. 자외선중합은 자외선의 피부에 대한 유해성과 약한 투과력 등의 단점으로 가시광선중합이 개발된 이후 현재는 사용되지 않고 있다³⁾. 가시광선을 이용한 복합레진의 중합은 현재 가장 일반적인 방법이며 이러한 가시광선 중합형 복합레진은 중합시간이 짧고 중합깊이가 보다 증가되는 장점이 있다⁴⁾. 하지만 복합레진은 중합수축에 의한 공간 발생의 가능성이 크고 불균일하게 중합이 이루어진 수복물들이 얻어질 수 있

다는 단점이 있다. 경화과정에서 발생하는 중합수축에 의해 미세누출이 발생되며 이러한 미세누출은 치아와 수복물 사이의 세균이나 수분 또는 화학적 이온과 분자의 통로이며 수복 후 동통, 과민반응, 치수병변을 야기하기도 한다⁵⁻¹¹⁾. 또한 불충분한 중합은 수분흡수의 증가, 강도 감소, 잔류모노머에 의한 독성, 다량체 기질의 연화, 마모저항성의 저하, 변색 등을 초래한다¹²⁻¹⁴⁾.

광중합형 레진의 중합에 영향을 미치는 요소들로는 광원의 파장, 강도, 노출시간과¹⁵⁻¹⁷⁾ 복합레진의 부형제 유형, 광 투과도, 두께, 화학적 조성, 색 등이 있으며^{18,19)} 광조사기 tip의 위치와 크기, 방향과 중합기의 상태 등도 중합에 영향을 미친다^{20,21)}. 그 중 중합시간과 빛의 강도는 중합수축에 있어 가장 중요한 요소이다. Sakaguchi 등²²⁾은 광원의 강도와 중합수축간에는 선형관계를 갖는다고 하였으며, Lovell 등²³⁾은 강도가 증가함에 따라 중합속도가 증가한다고 하였다.

현재 임상에서 널리 사용되는 가시광선 조사기는 텅스텐-할로겐 램프에서 나오는 가시광선이 여러 파장의 빛을 내며 조사되므로 빛의 분산으로 인해 레진의 중합을 저하시킬 수 있으며 전압이나 텅스텐-할로겐 램프의 상태, 반사경이나 광섬유의 파

과 등으로 가시광선의 파장 및 빛의 강도가 감소될 수 있다²⁴⁾. 또한 방출즉시 퍼지며 수복 와동의 크기, 수복한 복합레진의 두께, 색소 등에 의해 광선의 투과율이 다를 수 있으므로 수복물의 물리적 성질을 개선하고 보다 완벽한 중합을 위하여 적층층전이 권장되고 있다^{25,26)}. 하지만 중합시간이 오래 걸리는 단점이 있어 상대적으로 수분오염의 가능성이 높으며 행동조절이 힘든 소아치료를 특히 문제가 된다.

복합레진의 중합시간과 중합수축을 줄이기 위해 다양한 출력과 중합주기를 갖는 중합장비들이 개발되어져 왔으며, 그 중 최근에 소개된 플라즈마광선 중합기는 제조사에 의하면 470nm 근처의 좁은 파장대를 가지며 강한 출력과 광도로 대부분의 복합레진을 아주 짧은 시간에 중합시키며 할로겐 램프를 이용한 중합과 유사하거나 보다 나은 물리적 성질을 얻을 수 있다고 한다.

하지만 강한 강도의 짧은 광조사에 의한 중합으로 복합레진의 적절한 물리적 성질을 얻을 수 있는가에 대한 연구는 부족한 상태이며 소아치과 영역에서 짧은 진료시간에 의한 행동조절은 중요한 임상적 문제이다. 이에 본 연구는 최근 소개되어진 Plasma Arc Curing Units의 강한 강도와 짧은 시간에 의한 중합이 복합레진에 미치는 영향을 조사하기 위해 플라즈마광선 중합기와 가시광선 중합기로 두 종류의 복합레진을 중합 후 표면 미세경도와 미세누출을 측정하고 비교, 검토하였다.

II. 연구재료 및 방법

본 연구는 최근 소개되어진 Plasma Arc Curing Units의 강한 강도(intensity)와 짧은 시간에 의한 중합이 복합레진에 미치는 영향을 조사하기 위해 표면 미세경도와 미세누출을 측정하고 가시광선 조사기로 측정, 비교 검토하였다.

1. 연구재료

본 실험에 사용된 재료는 hybrid type 복합레진 1종과 flow-able hybrid type 복합레진 1종을 사용하였다(Table 1).

중합기는 Plasma Arc Curing Unit(Apollo95E)와 가시광선 중합기(XL3000)가 사용되었다(Table 2).

가시광선 중합기의 광도 측정은 복사계(Radiometer®, DentAmerica, USA)를 사용하였으며 플라즈마광선 중합기의 경우 복사계로 측정할 수 없을 만큼 높아서 제조사의 발표수치를 인용하였다. 미세경도는 Zwick 3212 hardness tester®(Zwick, Germany)로 측정하였고 미세누출은 Stereozoom microscope®(Olympus Optical, Japan)와 Image pro plus®(Media Cybernetics, USA)를 사용해 관찰하였다.

2. 연구 방법

1) 연구 I : 미세경도 측정

① 충전용 주형제작

내경 7mm, 두께 1mm, 2mm, 3mm의 금속몰드를 제작하였다.

② 시편제작

백색 여과지 위에 유리판을 놓고 직경 7mm의 구멍이 뚫린 1.0mm, 2.0mm, 3.0mm두께의 금속몰드를 위치시킨 후 각 재료를 충전하고 표면을 slide glass로 덮은 후 가시광선 40초와 플라즈마광선 3초, 6초로 중합하였다. 각 재료의 두께, 그리고 중합시간당 6개의 시편을 제작하였다.

③ 표본의 보관

중합이 완료된 각 시편을 100%의 상대습도 37℃에 고정된 항온 항습기(한일공업사, 한국)에 24시간 보관하였다.

④ 미세경도의 측정

각 시편당 3번씩 미세경도를 측정하였으며 200g의 무게를 10초간 주는 조건으로 Vickers Hardness Number(VHN)를 구하였다. 통계분석은 Oneway ANOVA, Duncan Post Hoc Test, Paired t-test를 사용하였다.

Table 1. Composite Resin

Code	Brand name	Shade	Batch No.	Manufacturer
Z	Z100	A2	5904	3M Dental U.S.A.
A	Aeliteflo	A2	3375	Bisco, U.S.A.

Table 2. Curing Units

Code	Brand name	Manufacturer	Curing time	Output(mw/Cm ²)
HL	Curing light XL3000	3M Dental U.S.A.	40s	480mw/Cm ²
P3	Apollo95E	DMDS U.S.A.	3s	1370mw/Cm ²
P6	Apollo95E	DMDS U.S.A.	6s	1370mw/Cm ²

2) 연구 II : 미세누출 측정

① 와동형성

최근 발거된 건전한 협설면을 가진 42개의 상하악 영구 대구치를 선택하여 표면에 부착된 유기물을 스케일러로 제거하고 불소가 함유되지 않은 페미스로 세마한 후 증류수에 보관하였다. 근원심폭 4mm, 교합-치은 폭 2mm, 깊이 2mm의 5급와동을 4×2의 창이 형성된 접착용 테이프를 협설면에 부착하고 #330 고속용 버를 이용하여 치아당 2개씩 5급와동을 형성한 후 #330 저속용 버를 사용하여 와동의 내면을 평활하게 하였다.

② 복합레진의 충전 및 중합

각 군당 7개의 치아를 무작위로 선택한 후 각각의 복합레진을 충전, 중합하였다. Z100군은 35%인산을 15초간 와동 내면에 적용 후 15초간 물 분사기로 수세, 건조하였다. Primer와 adhesive(Scotchbond Multipurpose®, 3M, USA)를 제조자의 지시에 따라 균일하게 적용하고 가시광선군은 10초 동안 조사하였고 플라즈마광선 군은 3초 동안 조사하고 레진 충전 후 가시광선군 40초(ZHL), 플라즈마광선군 3초(PA3), 6초(PA6)간 중합하였다.

Aeliteflo군은 37% 인산을 15초간 와동 내면에 적용 후 15초간 물 분사기로 수세, 건조하였다. Adhesive(Onestep®, Bisco, USA)를 두 번 연속 바른 후 10초간 건조시키고 표면 광택 확인 후 가시광선군은 10초간, 플라즈마광선군은 3초간 광중합하였다. 한번 더 adhesive를 적용, 건조 후 Aeliteflo를 충전하고 각각의 광중합기로 Z100군과 같은 방법으로 중합하였고 각 군당 14개의 표본을 제작하였다.

③ Thermocycling

중합이 완료된 모든 표본을 100%상대습도, 37℃에 고정된 항온 항습기에 24시간 보관 후 thermocycling unit(동경기연, 일본)에 넣고 5℃와 55℃의 수조에서 각각 30초 동안 담그는 방법으로 총 500회의 온도변화(thermocycling)를 시행하였다.

④ 색소침투

치아를 완전히 건조시킨 후 치근분지부와 치근단공 부위를 sticky wax로 봉쇄한 후 충전물과 그 변연 1mm를 제외한 모든 치면에 내산성의 nail varnish를 3회 도포 후 충분히 건조시켰다. 0.5% basic fuchsin용액에 24시간 동안 담근 후 37℃로 고정된 항온 항습기에 보관하였다.

⑤ 미세누출의 평가

색소침투가 완료된 표본을 꺼내어 흐르는 물에 세척, 건조한 후 치아를 투명레진에 매몰하였다. 매몰된 시편을 경조직 절삭기(Accutom-50®, Struers, Denmark)로 충전물이 포함되도록 협설방향으로 치아장축과 평행하게 절단하여 절단면을 회전 연마기구(Pedemat®, Struers, Denmark)로 연마하였다.

Table 3. The rating of the dye penetration

No.	degree of penetration
0	no dye penetration
1.	dye penetration up to one-third of the cavity depth
2.	dye penetration up to two-thirds of the cavity depth
3.	dye penetration greater than two-thirds of the cavity depth

CCD촬영기가 장착된 stereozoom microscope®(Olympus optical, Japan)를 통해 25배 배율의 영상을 컴퓨터에 입력한 후 화상분석 프로그램(Image Pro Plus®, USA)을 이용하여 염색액의 침투도를 0에서 3까지 4단계의 평가기준에 따라 교합측 변연과 치은측 변연에서 평가하였다(Table 3). 통계분석은 Mann-Whitney test, Kruskal-Wallis test, Paired T-test를 사용하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 표면 미세경도

각 군의 중합깊이에 따른 미세경도 측정치를 VHN로 나타낸 평균치는 다음과 같다(Table 4).

① 깊이간 미세경도

AHL군 표면과 1mm깊이의 미세경도와 ZP3군의 1mm와 2mm간의 미세경도는 차이가 없었고(p>0.05) 나머지 깊이와 다른 군에서의 깊이간 미세경도는 깊이가 깊어질수록 낮아졌으며 유의한 차이를 보였다(P<0.05). AP3, AP6군의 3mm깊이에서는 미세경도를 측정할 수 없을 만큼 중합이 되지 않았다.

② 재료간에서 깊이별 미세경도

Z100군이 중합방법과 시간에 관계없이 모든 깊이에서 Aeliteflo군보다 높은 미세경도를 보였다(p<0.05).

③ 각 깊이에서 군간 미세경도의 비교

표면에서의 미세경도값은 ZP6군이 ZHL군보다 높았으며(P<0.05) 1mm와 2mm깊이에서 ZP6군과 ZHL군 사이에는 차이가 없었다(P>0.05). 그 외 모든 깊이와 재료에서(HL>P3>P6순으로 미세경도의 차이를 보였다(P<0.05). 중합방법과 시간에 관계없이 Z100군이 Aeliteflo군보다 미세경도가 높았으며 AHL40군이 AP3, AP6군보다 높았다(P<0.05).

2. 미세누출

미세누출의 결과는 다음과 같다(Table 5, Fig. 3, 4).

교합면측과 치경부측 미세누출은 모든 중합군에서 교합면측이 낮게 나타났지만 유의한 차이는 없었다(P>0.05). 중합방법간 미세누출은 교합면측과 치경부측 모두에서 차이가 없었으며

Table 4. Vickers hardness number(VHN) with depth

	Surface	1mm	2mm	3mm
AHL	34.8	33.1	29.7	17.7
AP3	6.1	1.8	0.9	0
AP6	25.8	15.4	7.1	0
ZHL	114.9	107.1	103.1	87.1
ZP3	96.1	78.9	71.3	34.6
ZP6	124	109.8	100	68.3

Table 5. Mean value of microleakage

	AHL	AP3	AP6	ZHL	ZP3	ZP6
Occlusal	0.86	1.14	1.21	1.1	1.29	1.29
Cervical	1.21	1.36	1.57	1.71	1.86	1.79

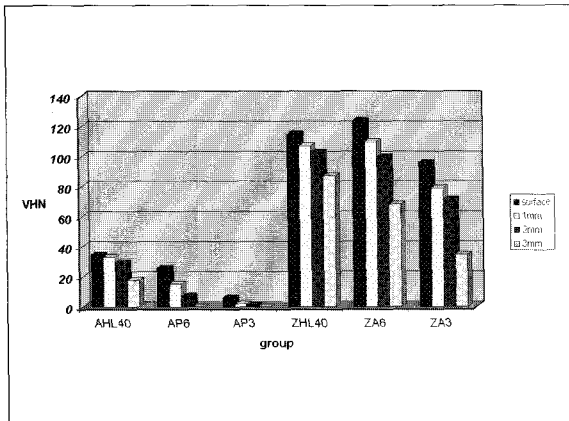


Fig. 1. VHN within each group.

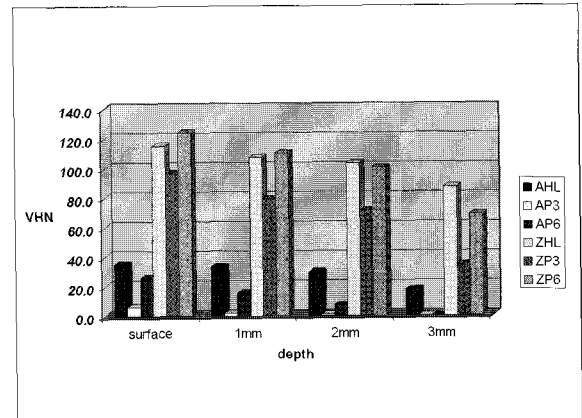


Fig. 2. VHN with depth.

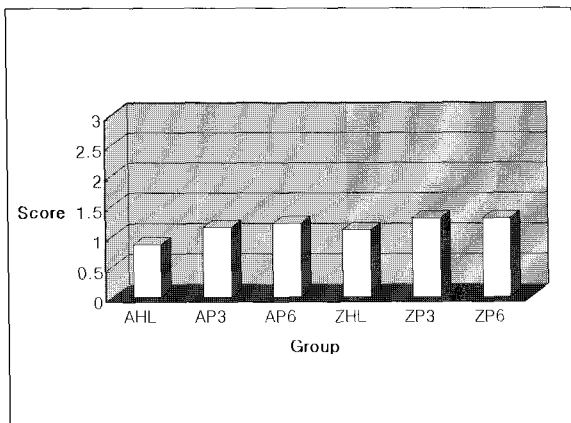


Fig. 3. Degree of microleakage at occlusal margin.

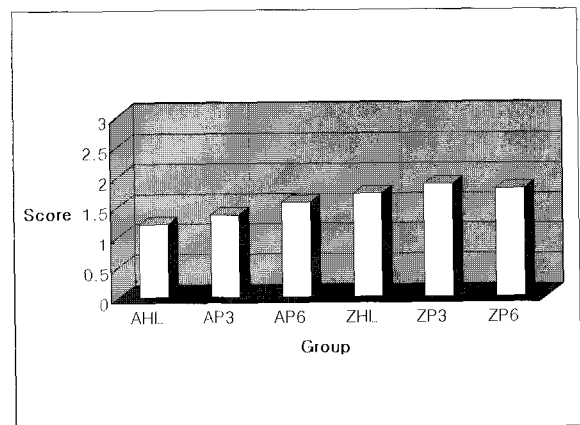


Fig. 4. Degree of microleakage at cervical margin.

($P > 0.05$) 각 중합방법에 따른 재료간 미세누출도 차이를 보이지 않았다($P > 0.05$).

IV. 총괄 및 고안

복합레진이 최대의 중합과 장기적인 임상적 성공을 거두기 위해서는 적절한 파장의 범위 안에 있는 광선이 광중합 수복물의 모든 부분에 도달해야 한다. 중합의 깊이는 광원의 강도, 조

사시간¹⁵⁻¹⁷⁾, curing tip의 위치 그리고 복합레진에 의한 광선의 회석 등¹⁸⁻²⁰⁾ 여러 가지 요인에 의해 영향을 받는다. 광원의 강도로 중합정도를 정확히 예측할 수는 없지만 중합의 깊이는 빛의 강도가 높을수록 일반적으로 증가한다^{15,16,27,28)}. 하지만 광도가 중합깊이의 결과에 별다른 영향을 주지 못한다는 상반된 연구 결과도 있다^{22,23)}. 광 조사시간 또한 중합깊이 변화와 관련되며 조사시간의 증가는 중합정도의 증가를 야기하지만 정비례하지는 않는다^{15,20,29)}.

최대 중합과 짧은 중합시간을 얻기 위해 많은 연구들이 진행되어져 왔고 최근에 강한 출력의 plasma arc curing units가 소개되어졌으며 제조사에 의하면 짧은 중합시간으로 깊은 중합 깊이를 얻을 수 있다고 한다. Plasma는 1928년 랑그뮤어에 의해 처음으로 발견된 것으로서 물리학적으로 기체에서 원자가 이온화될 때 생성되는 거의 유사한 수의 양전하와 음전하로 된 입자를 갖는 전체적으로 중성을 띄는 하전입자의 집단으로 정의되며 plasma는 많은 활성화된 원자와 전자를 갖기 때문에 매우 효율적인 에너지이다. 주변에서 쉽게 볼 수 있는 예로는 네온사인, 형광등, 태양풍 등이 있다^{30,31)}. Apollo95E는 Xenon short arc lamp를 사용하며 매우 높은 전압과 1초 이하의 진동 주기를 갖는 에너지가 양극에서 음극으로 이동하며 plasma arc가 형성되며 일단 arc가 형성되면 낮은 전압에서 유지되어진다. Duret³²⁾은 plasma bulb는 좁은 파장대의 광출력을 가지며 특히 460~480nm의 범위에서 최대 파장을 갖는다고 하였으며 PAC(Plasma Arc Curing unit)를 사용하여 중합시 시간을 10배 이상 단축시킬 수 있다고 하였다. 또한 소아의 치료시 수분에 의한 오염방지에 효과적이라고 하였으며 감소된 중합시간으로 인해 치수에 대한 영향은 낮다고 하였다.

Miller와 Christos³³⁾는 플라즈마 중합기는 comphoroquinone개시제의 활성화에 가장 적합한 파장을 제공해 중합을 증가시킨다고 하였다. 이를 이용해 적층충전을 하면 좀더 빨리 시술할 수 있다고 하였으며 더욱이 이러한 강한 광원은 치질을 통한 중합을 증가시킬 것이라고 하였다. 제조사에 의하면 짧은 중합시간이 복합레진 내부의 재배열을 허용하지 않을 만큼 복합레진을 빠르게 중합시켜 중합수축을 감소시킨다고 하였다³²⁾.

본 연구에서 각 깊이에서 중합방법간 미세경도는 표면에서 ZP6군이 ZHL군보다 높았으며 1mm와 2mm에서는 ZHL군과 ZP6군 사이에는 유의한 차이가 없었다. 그 외 모든 깊이와 재료에서 가시광선 중합군이 플라즈마 3초, 6초 중합군보다 높게 나타났다. 각 재료내에서의 깊이별 미세경도는 Aeliteflo 표면-1mm, Z100군의 1~2mm를 제외하고 모든 군에서 깊이가 증가될수록 미세경도가 감소하였다.

중합깊이에 영향을 주는 요소들로는 중합되어진 깊이에 도달되는 활성화된 빛의 양^{34,35)}, 중합촉진제의 농도³⁵⁾, 재료의 성분³⁶⁾, 색과 투과도³⁵⁻³⁷⁾, 부형제 크기 등^{38,39)}이 있다. Cook와 Standish³⁵⁾는 중합깊이는 광선의 강도와 노출시간에 비례하여 증가한다고 했으며 Rueggeberg 등¹⁷⁾은 깊이가 깊어질수록 빛의 강도와 노출시간의 영향이 커진다고 하였다. 윤 등⁴⁰⁾도 조사강도와 조사시간이 증가할수록 복합레진의 표층과 기저면 모두 미세경도가 증가하였으며 조사강도는 기저면에, 조사시간은 표층면에 더 영향을 미친다고 하였으며 Piers 등²⁰⁾도 이와 유사한 보고를 하였다. 본 연구에서 플라즈마광선의 강한 강도에도 불구하고 낮은 미세경도를 보인 것은 중합기 측면에서 볼 때 에너지 밀도(Energy density)때문일 것이라고 생각되어진다. 에너지 밀도는 노출된 복합레진에 전달되는 총 에너지의 중요 결정인자이며⁴¹⁾ 복합레진의 중합을 위한 광원의 효율결정에 있어 고려해야만 한다. Rueggeberg 등¹⁵⁾은 불충분한 에너지 밀도에서

는 최대 이하의 중합을 유발한다고 하였다. 본 실험에서 사용된 각 중합기의 energy density를 계산해보면 XL3000의 energy density는 19.2J/cm²(480mw/cm²×40s)이고 Apollo95E는 3초와 6초에서 각각 4.1J/cm²(1370mw/cm²×3s)와 8.2J/cm²(1370mw/cm²×6s)이다. 플라즈마군에서 낮은 미세경도값을 보인 것은 높은 강도에도 불구하고 복합레진에 작용하는 총 에너지 밀도가 낮았기 때문인 것으로 생각되어진다.

또 한가지 고려할 수 있는 것은 복합레진간의 차이이다. Newman 등⁴²⁾은 다른 광원을 사용한 다양한 복합레진의 중합은 다양한 변위를 보인다고 하였다. Watts 등⁴³⁾은 복합레진의 촉진제의 유형과 농도, 부형제의 함량, 색조 등에 따라 중합에 차이가 생긴다고 하였으며 Peutzfeldt⁴⁴⁾는 복합레진이 개시제로서 같은 comphoroquinone을 사용했다고 가정시 중합깊이의 차이는 다른 amine의 사용과 관련이 있다고 하였다. 본 연구에서는 Aeliteflo군이 Z100군에 비해 유의성 있게 낮은 수치를 보였다. Blankenau 등⁴⁵⁾에 의하면 Lucerine[®]과 같은 광개시제를 사용하는 복합레진은 PAC(Plasma Arc Curing unit)로 잘 중합이 되지 않는다고 하였고 Park 등⁴⁶⁾은 1-phenyl-1,2-propanedione을 광개시제로서 comphoroquinone과 혼합시 광중합 레진의 색 안정성을 증가시키고 광중합 반응을 증가시킨다고 하였다. 또한 plasma 중합기인 KCP whisper jet을 사용해 Herculite ZRV[®]를 중합시 다른 중합 방법들보다 상당히 낮은 미세경도를 보였다는 보고도 있다⁴⁷⁾. CRA⁴⁸⁾는 플라즈마광선에 의한 중합동안 발생하는 부작용은 광원이 원인이 아니라 복합레진의 구성 때문이라고 하였다. 본 연구에서 400~500nm의 짧은 파장(esp. 460~480nm)을 갖는 Apollo95E는 comphoroquinone의 최대 흡수파장(470nm)과 일치하므로 이론적으로는 가시광선중합보다 효과적일 것이라고 예상하였으나 Z100과 Aeliteflo 모두에서 전반적으로 미세경도가 낮았으며 Z100군에서 보다 Aeliteflo군에서 현저하게 낮은 미세경도를 보였다. 이는 Aeliteflo의 comphoroquinone/amine complex의 최대 감수성의 범위밖에 Apollo95E의 좁은 파장대가 위치하기 때문에 XL3000보다 현저한 미세경도 감소를 보인 것으로 생각되어진다. 본 실험에서 사용된 tip은 470nm의 tip이며 위와 같은 문제로 제조사는 430nm의 tip이 함께 제공되어지며 이에 대한 추가적인 연구가 필요할 것이다.

Z100군에서 플라즈마광선 6초 중합군은 표면에서 가시광선 40초 중합군보다 미세경도가 유의하게 높았으며 1mm와 2mm 사이에서 유사한 미세경도값을 보였다. 이는 곧 Z100의 경우 플라즈마광선을 사용해 중합시 가시광선 중합기와 유사한 미세경도를 얻기 위해선 최소 6초의 중합이 필요하다는 것을 예측할 수 있다. Aeliteflo의 경우 표면에서 플라즈마 중합시 가시광선 40초의 미세경도를 얻기 위해선 최소 9초 이상의 중합시간이 필요할 것으로 예상되어진다. 하지만 중합시간 증가시 치수에 대한 온도 영향을 고려하지 않을 수 없다. Duret³²⁾은 할로젠 램프 60초 조사시 4℃의 온도상승과 플라즈마광선 4초 조사시 2.2℃의 온도상승을 보인다고 하였다. Blankenau 등⁴⁵⁾은 플라즈마광선은 매우 빠르게 5℃이상의 온도상승을 유발시킬

수 있으며 5℃의 온도상승은 임상적으로 괜찮다고 하였다. 하지만 Liroyd 등⁴⁹⁾은 광원에 의해 전달되는 열 에너지는 치수에 손상을 줄 가능성을 갖는다고 하였다. Zach와 Cohen⁵⁰⁾은 원숭이의 치수에서 5.5℃의 온도상승시 15%에서 치수생활력을 상실하였다고 하였으며 중합시간의 증가는 열에 대한 노출을 증가시킨다고 하였다. 이에 중합시간 증가에 따른 치수에 대한 온도효과를 고려해야 할 것이며 부가적인 연구가 필요할 것이다.

변연 안정성에 영향을 주는 주된 요소는 중합의 정도^{16,22)}와 중합속도⁵¹⁻⁵³⁾이며 그 외에 복합레진의 성질과 성분^{19,53,54)}, C-factor^{53,55,56)}, 빛의 강도 등^{15,16,45,54)}이 있다. 몇몇 연구들이 중합속도의 변연간극 형성에 대한 영향에 대해 보고하였는데 빠른 중합속도는 중합수축을 증가시킨다고 하였다^{21,51,52)}. 겔화점에 도달하기 전 단량체-다량체기질은 유동성을 가지며 와동 내의 수축은 결합되지 않은 레진표면에 의해 보상되어진다. 그러므로 복합레진의 유동성은 중합 응력을 보상하는 중요한 요소이다. 겔화 후 stress는 재료를 와동벽에서 밀어내거나(adhesive failure), 치아나 복합레진에 파절이나 균열(cohesive failure)을 야기하며 이러한 균열은 변연누출을 유발하게 된다. 만일 치아와 복합레진사이가 건전하게 남는다면 이러한 수축은 치아에 탄성변형을 유발하게 된다^{56,59,60)}. 중합도를 알아보기 위한 방법 중 미세경도는 중합도와 양호한 상호관계가 있다고 알려져 있다. Amussen⁶¹⁾은 복합레진의 미세경도가 중합도와 비례한다고 하였다. 복합레진의 중합정도는 주로 중합깊이에 의해 평가되는데 중합의 깊이 평가는 시편의 미세경도를 측정하여 중합깊이를 평가하는 방법이 있다. 하지만 Ferracane 등³⁸⁾은 다른 복합레진을 비교시 절대적인 미세경도 값으로 중합정도를 비교할 수 없다고도 하였다.

본 연구에서는 Aeliteflo에서 전반적으로 미세경도가 상당히 낮았으며 Z100군에서는 할로겐 램프 중합군과 유사하거나 낮았다. 이러한 결과로써 가시광선으로 중합했을 때와 비교시 플라즈마광선 중합시 Aeliteflo에서는 상당히 낮은 중합도를 가지며 Z100에서는 유사하거나 낮은 중합정도를 가짐을 알 수 있다. 중합속도의 면에서 볼 때 강도가 증가되면 중합속도는 증가되며 중합속도가 증가되면 재료의 흐름성이 제한되어지고 재료의 강성(stiffness)이 빠르게 형성되어 변연간극의 형성을 증가시킨다^{15,16,51-53,57,58)}.

이에 따르면 플라즈마광선을 이용한 짧은 중합은 변연간극을 증가시킬 것이라고 예상하였으나 본 실험에서는 이러한 점이 발견되지 않았다.

미세누출 실험에서 강한 광도에도 불구하고 미세누출이 적었던 것은 낮은 중합정도가 복합레진의 중합수축을 보상했을 것이라고 생각되어진다. 또한 적은 양의 부형제를 갖는 flowable resin의 낮은 탄성계수가 미세누출의 차이를 보이지 않게 한 요인이라 생각되어진다. Z100의 경우 Aeliteflo보다 높은 미세경도, 즉 높은 중합정도, 높은 부형제의 함량(Z100: 88wt%, A: 56wt%), 높은 탄성계수로 인해 많은 미세누출 정도가 예상되었으나 유의한 차이를 보이지 않았다.

달리 생각해볼 수 있는 가능성은 Peutzfeldt⁴⁴⁾와 Duret³²⁾의

연구에서와 같이 빠른 중합이 분자구조의 재배열을 방지하며 global tension이 형성될 시간을 주지 않아 dispersion tension만이 형성되어 수축을 감소시켰을 수도 있다.

위의 결과들을 종합해 볼 때 Plasma Arc Curing은 제조사의 지시보다 증가된 중합시간을 요하며 적합한 복합레진의 선택시 단축된 시간으로 가시광선 40초 중합과 유사한 결과를 얻을 수 있으며 특히 소아치과 영역에서 짧은 진료시간에 의한 행동조절에 많은 도움이 될 수 있는 가능성이 있다고 생각되어진다. 하지만 본 실험만으로 결과를 단정짓기는 어려우며 좀더 다양한 요소들의 영향에 대한 연구가 뒤따라야 할 것이다.

V. 결 론

최근 소개되어진 Plasma Arc Curing Units의 강한 강도와 짧은 시간에 의한 중합이 복합레진에 미치는 영향을 평가하기 위해 기존의 가시광선 중합기를 대조군으로 하여 표면 미세경도와 5급 수복물의 변연에 나타나는 미세누출을 색소침투방법으로 측정, 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 각 깊이에서의 미세경도는 AHL군이 AP3, AP6군보다 모든 깊이에서 높았고(P<0.05) ZHL군보다 ZP6군이 표면에서 더 높았으며 1mm와 2mm에서는 유의한 차이가 없었다(P>0.05). 그 외 모든 깊이에서 ZHL군이 ZP3, ZP6군보다 높았다(P<0.05).
2. 각 중합방법내 깊이에 따른 미세경도는 AHL군의 표면-1mm와 ZHL군 1mm-2mm를 제외하고는 모든 군에서 깊이에 따라 유의성있게 감소되었다.
3. 교합면측과 치경부측 미세누출은 모든 중합군에서 교합면측이 낮게 나타났지만 유의성은 없었다(P>0.05).
4. 중합방법간 미세누출은 모든 군에서 차이가 없었다(P>0.05).
5. 각 중합방법에 따른 재료간의 미세누출은 없었다(P>0.05).
6. 이상의 결과를 종합해볼 때 plasma arc curing unit의 사용시 이러한 광원의 spectral output과 이러한 spectral output에 효과적으로 중합되는 복합레진이 무엇인가를 명확히 알아야 할 것이며 또한 새로운 중합기의 특성에 적합한 새로운 복합레진의 개발도 뒤따라야 할 것으로 생각되어진다.

참고문헌

1. Macabe JF : Development in the composite resins. Br Dent J 157:440-444, 1984.
2. Felix L, Relaph W : A classification and evaluation of composite resin system. J Prosthet Dent 50:480-485, 1983.
3. Marray GA, Yates JL : Ultraviolet light and ultraviolet activated composite resin. J Prosthet Dent 46:167-171, 1981.
4. Tirtha R, Fan PL, Dennison JB : In vitro depth of cure of photo-activated composite. J Dent Res

- 61:1184-1187, 1982.
5. Craig RG : Dental restorative materials. Mosby, St Louis, 262, 1987.
 6. Bauer JF, Henson JL : Microleakage around dental restorations : a summarizing review J Am Dent Assoc 87:349-357, 1972.
 7. Bergenholtz G : Reactions of the dental pulp to microbial provocation of calcium hydroxide treated dentin. In Endodontics 3rd Ed Lea & Febiger, Philadelphia, 330, 1985.
 8. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ : Bacterial leakage around dental pulp. J Oral Pathol 11:439-450, 1982.
 9. Browne RM, Tobias RS : Microbial microleakage and pulpal inflammation : a review. Endod Dent Traumatol 2:177-183, 1986.
 10. Nelson RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC : Fluid exchange at the margins of dental restorations. J Am Dent Assoc 44:288-295, 1952.
 11. Brannstrom M : The cause of post-restorative sensitivity and its prevention. J Endod 12:475-481, 1986.
 12. Ferracane JL, Moser JB, Greener EH : Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins. J Prosthet Dent 54:483-487, 1985.
 13. Gerzina TM, Hume WR : Effect of dentin on release of TEGDMA from resin composite in vitro. J Oral Rehabil 21:461-468, 1994.
 14. Hansel C, Leyhausen G, Mai UE, et al : Effects of various resin composite monomers and extracts on two caries associated micro-organism in vitro. Dent Mater 77:60-67, 1998.
 15. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr : Effects of light intensity and duration on cure of resin composite. Oper Dent 19:26-32, 1994.
 16. Silikas N, Eliades G, Watts DC : Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. Dent Mater 16:292-296, 2000.
 17. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr : Factors affecting cure at depth within light activated resin composites. Am J Dent 6:91-95, 1993.
 18. Fortin D, Vargas HA : The spectrum of composites : New techniques and materials. J Am Dent Assoc 131:26-30, 2000.
 19. Condon JR, Ferracane JL : Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. J Am Dent Assoc 131:497-503, 2000.
 20. Piers JAF, Cvitko E, Denehy GE, et al : Effects of curing tip distance on the light intensity and composite resin microhardness. Quint Int 24:517-521, 1993.
 21. Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, et al : The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. Dent Mater 13:344-352, 1997.
 22. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MRB : Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. J Dent 20:183-188, 1992.
 23. Lovell LG, Newman SM, Dowman CN : The effects of light intensity, temperature & comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. J Dent Res 78:1469-1476, 1999.
 24. Bargni N, Berry T, Hytton C : Evaluation intensity output of curing lights in private dental office. J Am Dent Assoc 125:992-995, 1994.
 25. Hassan K, Maute F, List G, et al : A modified incremental filling technique for CI II composite restoration. J Prosthet Dent 58:153-156, 1987.
 26. Erick JD, Welch FH : Polymerization shrinkage of posterior composite resins and possible influence on postoperative sensitivity. Quint Int 17:103-111, 1986.
 27. Friedman J, Hassan R : Comparison study of visible curing light and hardness of light-cure restorative materials. J Prosthet Dent 52:504-506, 1984.
 28. McCabe JF, Carrick TE : Output from visible-light activation units and depth of cure of light activated composites. J Dent Res 68:1524-1539, 1989.
 29. Baharav H, Abraham D, Cardsan HS, et al : Effect of exposure time on the depth of polymerization of visible light-cured composite resin. J Oral Rehabil. 15:167-172, 1988.
 30. Ichimaru S : Plasma physics. Benjamin cummings Pub, 1-5, 1986.
 31. 최덕인 : 플라스마 물리학과 핵융합. 대우학술총서 자연과학 민음사, 13-22, 1985.
 32. Duret F : Rapid polymerization of dental composites materials by combining two synergistic technologies : Plasma Arc Light and Xenon Gas. DMDS : Apollo95E, The scientific background, 123-139, 1998.
 33. Miller BJ, Christos LB : The curing of composite resin using a plasma arc cure light. DMDS : Apollo95E, The scientific background, 25-39, 1998.
 34. Leung R, Fan PC, Johnson WH : Post-irradiation

- polymerization of visible light-activated composite resin. *J Dent Res* 62:363-365, 1982.
35. Cook WD, Standish PM : Curing of resin based restorative materials II. White light photo-polymerized resins. *Aust Dent J* 28:307-311, 1983.
 36. Ruyter IE, Oysaed H : Conversion in different depth of ultraviolet and visible light-activated composite resin materials. *Acta Odontol Scand* 40:179-192, 1982.
 37. Swartz ML, Phillips RW, Rhodes B : Visible light-activated resins-depth of cure. *J Am Dent Assoc* 106:634-637, 1983.
 38. Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, et al : Relationship between shade and depth of cure for light activated dental composite resins. *Dent Mater* 2:80-84, 1986.
 39. Ferracane JL : Correction between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater* 1:11-14, 1985.
 40. 윤태원, 이창섭, 이상호 : 가시광선 중합기의 중합강도 감소에 대한 조사시간 증가의 보상효과. *대한소아치과학회지* 24:325-336, 1997.
 41. Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL : Polymerization of composite resins : Argon laser vs conventional light. *Oper Dent* 23:87-93, 1998.
 42. Newman SM, Murray GA, Yates JL : Visible light and visible light activated composite resin. *J Prosthet Dent* 50:31-35, 1983.
 43. Watts DC, Amer O, Combe EC : Characteristics of visible-light activated systems. *Br Dent J* 156:209-215, 1984.
 44. Peutzfeldt A : Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 16:330-336, 2000.
 45. Blankenau R, Erickson RL, Rueggeberg FA : New light curing options for composite resin restorations. *Compend Contin Educ Dent* 20:122-125, 1999.
 46. Park YJ, Chae KH, Rawls HR : Development of a new photo-initiation system for dental light cure composite resins. *Dent Mater* 14:120-127, 1999.
 47. Burgess JO, DeGoes M, Walker R, et al : An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 11:125-132, 1999.
 48. Clinical research associates : Resin curing in 1999, high intensity vs multi-mode intensity. *CRA News* 22:2-3, 1998.
 49. Lloyd CH, Josni A, McGlym E : Temperature resins produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater* 2:170-174, 1986.
 50. Zach L, Cohen G : Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 19:515-530, 1965.
 51. Labella R, Lambrechts P, Meerbe BV, et al : Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesive. *Dent Mater* 15:128-137, 1999.
 52. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, et al : Effects of polymerization contraction in composite restoration. *J Dent* 20:178-182, 1992.
 53. Murray FB, Marcos AV, Daniel BB : Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction force. *Am J Dent* 10:88-96, 1997.
 54. Iton K, Yanagawa T, Wakumoto S : Effect of composition and curing type of composite and adaptation to dentin cavity wall. *Dent Mater* 5:260-266, 1986.
 55. Davidson CL, de Gee AJ : Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dentin composite. *J Dent Res* 63:146-148, 1984.
 56. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL : Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoratives. *J Dent Res* 66:1636-1639, 1987.
 57. Loesche GM, Schurg C, Roulet JF : Influence of curing light intensity on marginal adaptation of composite fillings. *J Dent Res* 72:abstr 1284, 1993.
 58. Unterbrink GL, Muessner R : Influence of light intensity on the two restorative systems. *J Dent* 23:183-189, 1995.
 59. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, et al : Comparison of polymerization contraction stress between self-and light-curing composites. *J Dent* 27:383-389, 1999.
 60. Watts DC, Cash AJ : Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials : methods development. *Dent Mater* 7:281-287, 1991.
 61. Asmussen E : Restorative resins : hardness and strength vs Quality of remaining double bonds. *Scand J Dent Res* 90:484-489, 1982.

Abstract

THE COMPARATIVE STUDY OF THE MICROHARDNESS AND MICROLEAKAGE
IN POLYMERIZATION OF COMPOSITE RESIN CURED WITH
VISIBLE LIGHT AND PLASMA ARC CURING UNITS

Sang-Bae Kim, D.D.S., Kwang-Soo Lee, D.D.S., Ph.D.*

*Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Kangnung National University
Kids & Junior Dental Clinic**

Newly developed curing units(plasma arc curing units) operate at relatively high intensity and are claimed to result in optimum properties of composite resin in a short curing time. The purpose of this study was to evaluate the microhardness and microleakage at the resin-tooth interface of two types of composite resins polymerized with visible light and plasma arc curing units. The results from the present study can be summarized as follows

1. Microhardness in each depth was shown to be higher in group AHL than AP3 & AP6. Group ZHL was lower than AP6 at surface($p < 0.05$) and had no statistically significant difference at 1mm and 2mm($p > 0.05$). In other depths, group ZHL was higher than ZP3 and ZP6($p < 0.05$).
2. The incremental reduction in microhardness with depth was shown to be in all group except in surface-1mm of group AHL and 1~2mm of group ZHL($p < 0.05$).
3. Degree of microleakage in all groups were shown to be higher in gingival margin than occlusal margin but no statistically significant difference($p > 0.05$).
4. Differences between curing methods in microleakage were shown to be no statistically significant difference($p > 0.05$).
5. Differences between composite resins in microleakage were shown to be no statistically significant difference($p > 0.05$).

Key words : Plasma arc curing units, Composit resin, Microhardness, Microleakage