https://doi.org/10.22974/jkda.2024.62.5.006

디지털 기술을 이용한 투명교정장치의 원내 제작 및 활용

곽춘

바른이치과교정과치과의원

ORCID ID
Choon Gwack, https://orcid.org/0009-0005-7042-1745

ABSTRACT

Manufacture and use of In-house clear aligners using digital technology

Choon Gwack

Barunee Orthodontic office

With the development of digital technology, in-house manufacturing of clear aligners is increasing. As a result, it has become possible to create more elaborate and precise aligners compared to the manual manufacturing method. In addition, along with the technology to print clear aligners directly from a 3D printer, a material with completely different properties were also created. Since this new material with shape memory properties is created through a chemical reaction into the aligners with properties appropriate for tooth movement, only through the right processes and procedures can a safe aligner without harmful effects and excellent properties be completed. Thanks to the unique properties of this aligners, there is a possibility of overcoming the limitations of existing clear aligners. The author explained the process of manufacturing a clear aligners using digital technology in your clinic, and summarized the things you need to know when manufacturing a new aligners using shape memory polymer.

Key words : clear aligner, direct aligner, shape memory aligner, 3D print, PETG, thermoforming, in-house aligner

Corresponding Author
Choon Gwack, DDS, MSD, PhD
Barunee Orthodontic office, 7F, 58, Garak-ro, Gimhae-si, Gyeongsangnam-do, 50921, Korea
Tel : 82-55-335-2862 / Fax : 82-55-335-2865 / E-mail : drgwack@naver.com

I. 서론

18세기에 시작된 교정치료가 20세기 들어서 우리에게 익숙한 오늘날의 형태를 갖추기 시작했다. 100년이 넘는 기간 동안 치아를 움직이기 위한 힘은 대부분 금속 또는 고무 소재로부터 발휘되었다. 20세기 말에 심미성이 우수한 투명교정장치가 개발되어 점차 사용범위가 확대되고 있다. 투명교정장치는 기존 교정장치와 비교하면 눈에 잘 보이지 않으며 식사할 때 환자 스스로 장치를 뺄 수 있어서 위생관리에도 유리하다는 장점이 있다. 그러나 좋은 결과를 위해서는 환자의 협조가 필수적이며, 지침에 따라 잘 사용하더라도 그 효과는 기존 장치의 수준에 미치지 못한다고 알려져 있다[1].

최근 새로운 소재와 제작방법을 이용한 투명교정장치가 개발되어 투명교정의 장점을 극대화하면서 부족했던 치료효율을 증진시킬 수 있을 것으로 보여 소개한다.

II. 본론

먼저 투명교정장치 제작방법에 대해 살펴보자.

1. 전통적인 수작업 제작 방법

일반적으로 투명교정장치를 만드는 방법은 원하는 위치로 배열시킨 치아 모형에 열성형이 가능한 얇고 투명한 시트로 압력을 가해 찍어 만드는 것이었다. 그

Figure. 1. Traditional setup process using a plaster model(Courtesy of Bae, G.S.).

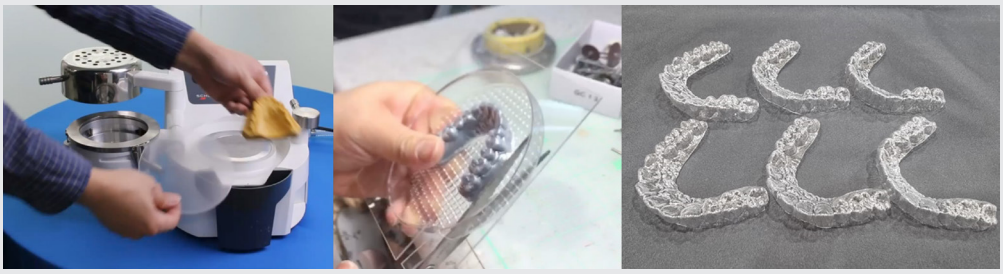

Figure. 2. Thermoforming, trimming and manual fabricated clear aligners.

과정을 간단히 살펴보면 다음과 같다.

잘 다듬어진 석고 모형에서 이동시키고자 하는 치아를 가는 실톱으로 잘라서 베이스로부터 분리한다. 분리된 치아를 새로운 위치로 이동시켜 왁스를 이용해 임시로 고정한다. 전체적인 배열이 완성되면 레진 등으로 단단히 고정한다. 치아는 열성형기의 높은 열과 압력을 견딜 수 있을 정도로 견고하게 고정되어야 한다(Fig. 1,2).

이때 치아 이동은 순전히 술자의 손과 눈의 느낌으로 이동하기 때문에, 계획에 따른 정확한 양만큼 이동시키기가 어렵고 이동량을 측정하기도 어렵다. 만약 많은 이동이 필요한 경우라면 각 단계의 이동량을 일정하게 조정하기 어렵고 전체 제작에 많은 시간이 소요된다는 것이 가장 큰 어려움일 것으로 여겨진다.

2. 3D 프린팅 모델을 이용한 열성형 제작 방법

디지털 기술의 발전으로 인해 구강 스캐너 또는 모델 스캐너 등을 사용하고 있는 치과가 많이 늘었다. 그 결과, 석고 모형이 아닌 3차원 스캔으로 얻어진 디지털 모형으로 셋업을 할 수 있게 되었다. 석고 모형에서 톱을 이용해서 치아를 분리하는 과정이 디지털 모형을 이용한 셋업에서는 자동으로 이루어진다. 이 방식의 장점은 가상의 3차원 공간에서 최종 도달하고자 하는 위치에 치아를 가져다 두고, 한 단계의 이동량을 정해주면, 중간 과정의 점진적인 치아 이동을 반영하는 모형이 한꺼번에 자동으로 생성된다는 것이다. 여기에 더해 최종 목적지도 술자의 치료계획에 따라 다양하게 설정해서 그 결과를 비교해보고 마음에 드는 것을 선택하기도 쉽다는 장점이 있다.

여기에 사용되는 소프트웨어는 시중 여러 회사에서 판매중인 프로그램을 구입해서 원내 컴퓨터에 설치하여 사용하는 방법이 있다. Maestro 3D Ortho Studio(AGE Solutions S.r.l. Pisa, Italia)나 3 Shape Ortho Analyzer(3 Shape, Copenhagen, Denmark) 등이 그것이다(Fig. 3).

이것들은 해외 제작 소프트웨어이며 국내 제작 소프트웨어로는 DIORCO(Seoul, Korea)의 오토라인(Autolign)이 있다(Fig. 4).

컴퓨터에 설치하지 않고 웹상에서 실행되는 Sure Smile(DENTSPLY SIRONA, Charlotte, NC, USA) 또는 DentOne(DIORCO Co, Seoul, Korea)이라는 서비스도 있다.

저자의 투명교정장치 제작 과정을 사진과 함께 설명하면 다음과 같다. 국내 제작 소프트웨어 오토라인을 이용하였다.

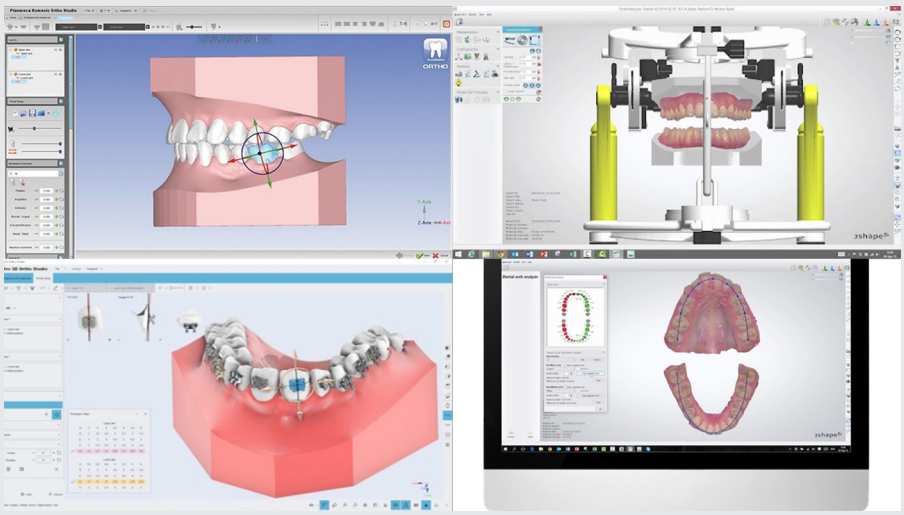

Figure. 3. Maestro 3D Ortho Studio(AGE Solutions S.r.l. Pisa, Italia) and 3 Shape Ortho Analyzer(3 Shape, Copenhagen, Denmark).

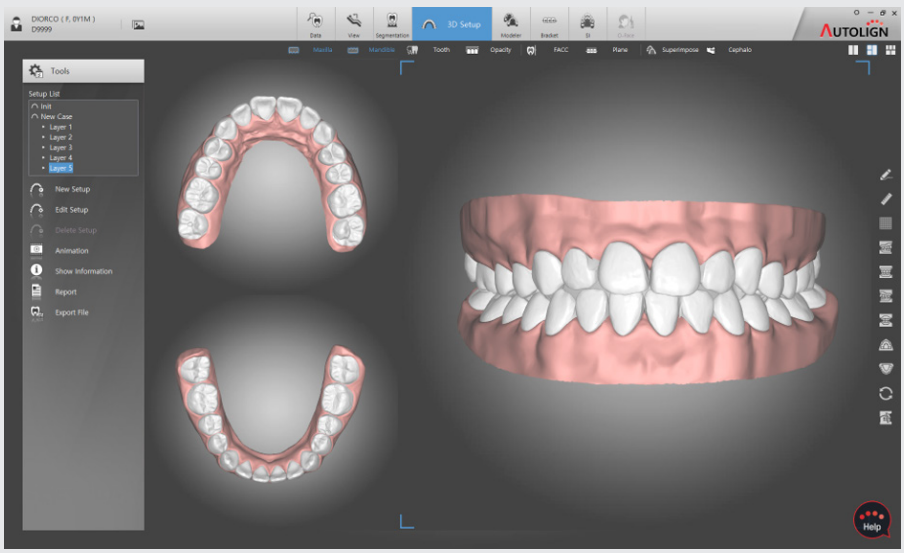

Figure. 4. Autolign(DIORCO, Seoul, Korea).

구강 스캐너로부터 획득된 상하악 디지털 스캔 정보를 소프트웨어로 불러들여 환자 정보와 함께 저장한다. 스캔 데이터의 외형을 깨끗하게 정리하고 가상 베이스를 만든다. 베이스는 목적에 따라 다양한 형태가 미리 설정되어 있으니 술자가 선택할 수 있다(Fig. 5).

AI 기술을 이용하여 상하악 모형의 베이스로부터 치아를 분리한다. 분리된 결과를 살펴 필요한 부분은 수정할 수 있다(Fig. 6).

자동으로 설정된 각 치아의 치축과 FA point를 개별적으로 확인하고 수정해준다(Fig. 7).

교합평면 및 line of occlusion을 설정한다. 이 작업은 자동 배열을 위해 필요하며, 수동으로 배열할 때도 배열을 위한 기준으로 이용할 수 있다(Fig. 8).

시간 절약을 위해서 저자는 자동 배열을 시킨 후 수동으로 세밀한 조정을 하는 방법을 선호한다. 자동 배열에는 앞서 설정한 교합평면 및 line of occlusion을 기준으로 이루어진다. 이동량을 숫자로 확인할 수 있고, 서로 겹치는 양도 알 수 있다(Fig. 9).

이동 형태가 회전, 정출 또는 치근 이동 등 투명교정장치로 달성하기 어려운 경우에는 어태치먼트를 추가하도록 한다. 단계별 번호와 환자의 이름 정보 등을 추가해주면 셋업은 완성된다(Fig. 10).

최종위치로의 배열이 완성되면 중간 단계의 모델들이 자동으로 만들어지는데, 이때 단계별 이동량을 지정해주거나, 전체 모델의 개수를 정해주면 중간 단계가 한꺼번에 만들어진다. 이렇게 만들어진 모형의 삼차원 형상 정보는 stl 파일(수많은 삼각형의 조합으로 3차원 형상의 정보를 기록하는 파일의 형식)로 지정한 폴더에 저장된다(Fig. 11).

다음 단계는 3D 프린터에서 모형들을 출력하는 것이다. 저자는 큐비콘사(Cubicon, Seoul, Korea)의 FDM 프린터를 사용한다. 이 장비는 0.4mm 굵기의 노즐을 사용하는데, 출력 모형의 크기 정밀도는 신뢰할 만하다(Fig. 12a). 투명교정장치 제작을 위한 모형의 출력 적층 높이는 0.1mm 가 적당하다.

슬라이서 프로그램에서 폴더에 저장된 모형을 불러와서 잘 배치한다. 프린터의 특성상 출력될 베드의 중앙(Fig. 12b)보다 가장자리(Fig. 12c)로 갈수록 정밀도가 떨어지는 경향이 있어 한꺼번에 너무 많은 모형을 배치하는 것은 추천하지 않는다.

상하악 절치의 치축이 수직에 가깝도록 배치하면 열성형 작업에 더 유리하다(Fig. 13). 필라멘트 소재는 ABS를 이용하는데, 유해 물질 문제로 사용이 꺼려진다면 PLA를 사용할 수도 있다. PLA는 ABS에 비해 열성형 과정에서 열에 의해 변형이 일어날 우려가 있어 내열성 PLA 소재를 추천한다. 일반적인 진단모형 출

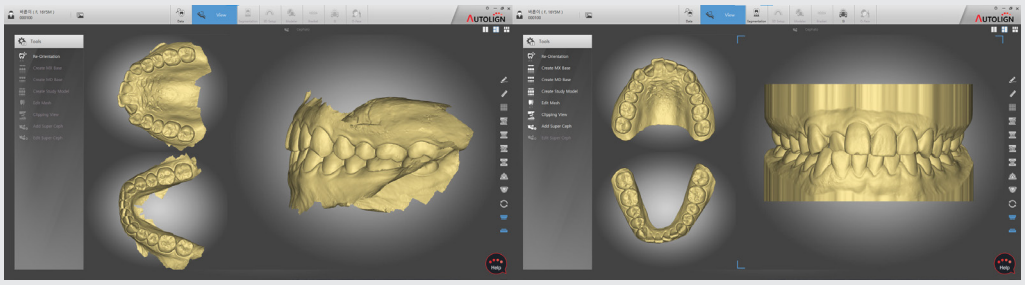

Figure. 5. A Virtual base was created by loading scan data in Autolign.

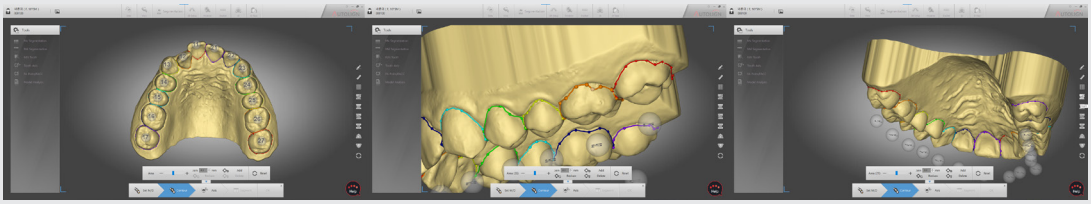

Figure. 6. Auto-segmentation.

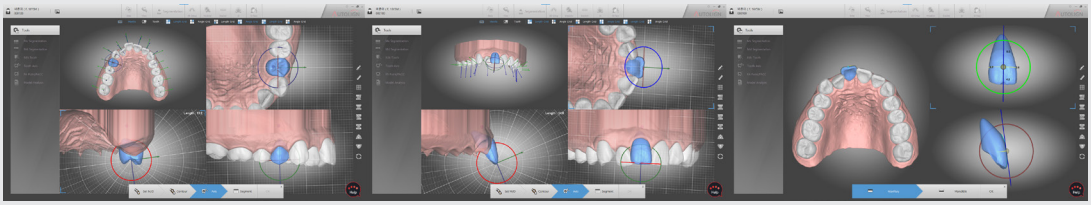

Figure. 7. Setting the axis of teeth and FA points.

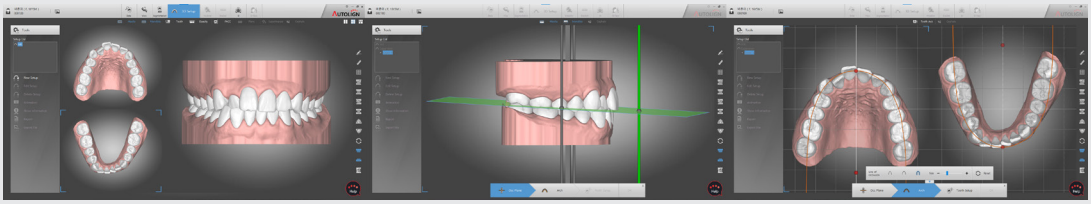

Figure. 8. Setting of the occlusal plane and the line of occlusion.

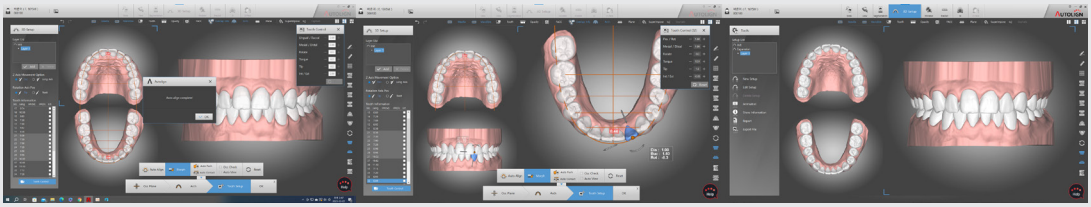

Figure. 9. After automatic alignment, the position of the teeth is precisely adjusted manually.

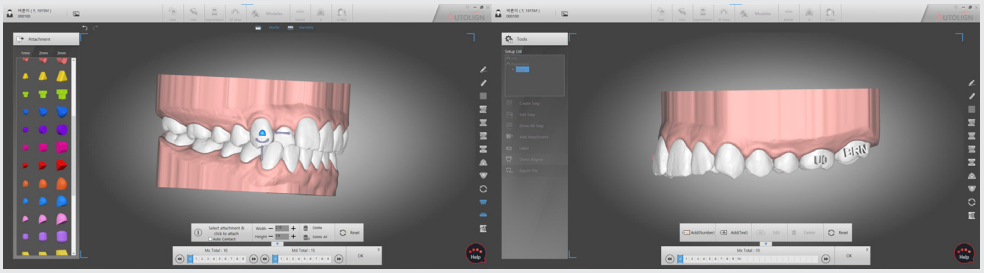

Figure. 10. Add attachments and labels.

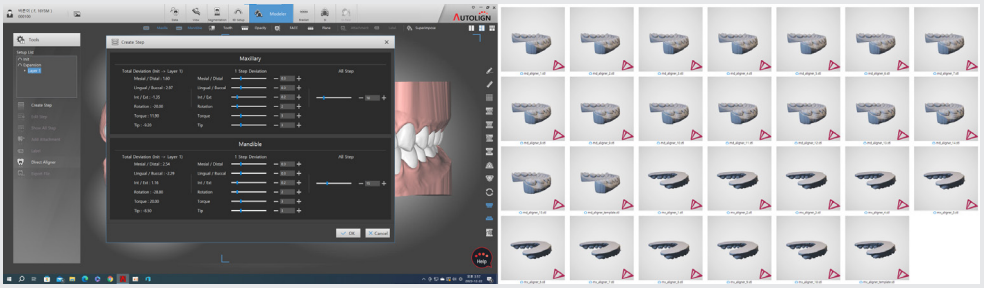

Figure. 11. Final stl files of all steps.

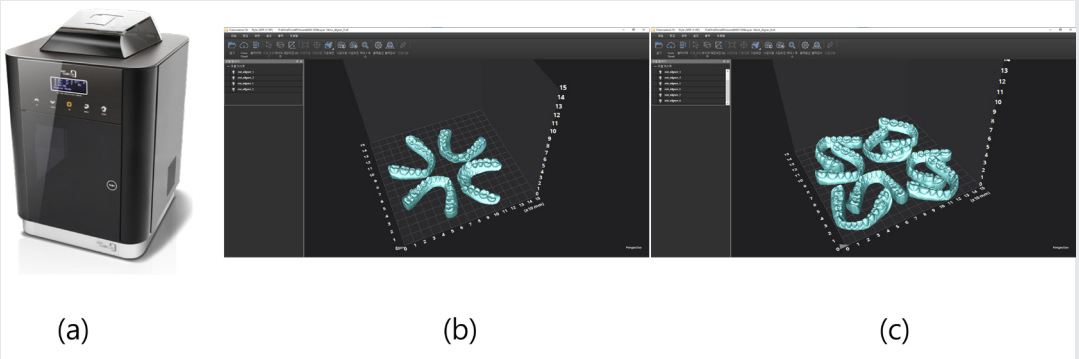

Figure. 12. 3D printer of Cubicon and slicer software.

력보다는 모형의 외벽 두께를 두껍게 출력하여 변형을 최소화하여야 한다. 슬라이서 프로그램에서 외벽을 일반적으로 2~3겹 설정하였다면 2배정도 5~6겹으로 설정값을 조정하고, 내부 채움도 진단모형에서 30%로 하였다면 투명교정장치를 위한 모형에서는 50% 이상으로 설정값을 조정해주기를 추천한다(Fig. 14).

열성형기는 크게 두 가지로 나누어 볼 수 있는데, 가격이 저렴하고 구조가 간단한 것은 진공 음압을 이용한 장치이다(Fig. 15a). 이것은 대기압보다 압력이 낮다. 이에 비해 강한 압력으로 시트를 눌러 압착시키는 방식의 장비는 4~5bar의 높은 압력으로 시트를 눌러 줄 수 있으므로 모형에 시트가 더 밀착이 잘된다는 장점이 있다(Fig. 15b).

이런 장비들의 구조에 따라 다르긴 하지만 열을 발생시키는 부분 아래에 시트를 위치시키는데, 이때 모형도 함께 열을 많이 받지 않도록, 시트가 열에 의해 늘어지고 압력을 가하기 직전에 모형을 위치시키는 것이 열에 의한 모형 표면의 변형을 방지하는 팁이 될 수도 있다.

시트가 충분히 식은 후 모형으로부터 분리한다. 이때 치아와 밀착되어 있던 시트 부분이 변형되지 않도록 주의한다. 불필요한 부분을 잘라내고 외형을 부드럽게 다듬어서 투명교정장치를 완성한다. 이 과정은 석고 모형을 이용한 것과 같다.

이러한 투명교정치료가 전체 교정치료에서 차지하는 비중이 급격하게 증가한 이유 중 하나는 얼라인테크사에서 개발하여 발전시킨 인비절라인이 바로 그것일 것이다. 20년이 넘은 사용기간과 1,200만 명이 넘는 환자의 데이터를 이용하며, AI 소프트웨어 덕분에 제법 우수한 결과를 보여주는 경우를 많이 볼 수 있다. 하지만 투명교정치료는 치료 효과가 목표치의 약 50% 밖에 달성할 수 없다는 문제를 안고 있다[1].

여러 형태의 치아 이동 중에서 수평 단면이 둥근 편에 속하는 견치나 소구치의 회전이동, 정출, 그리고 치근 이동 등이 전통적인 투명교정치료로 결과를 얻기 매우 힘든 형태의 이동이다.

투명교정장치를 이용한 치아 이동에서는 수박씨 효과(watermelon seed effect)라고 불리는 원하지 않는

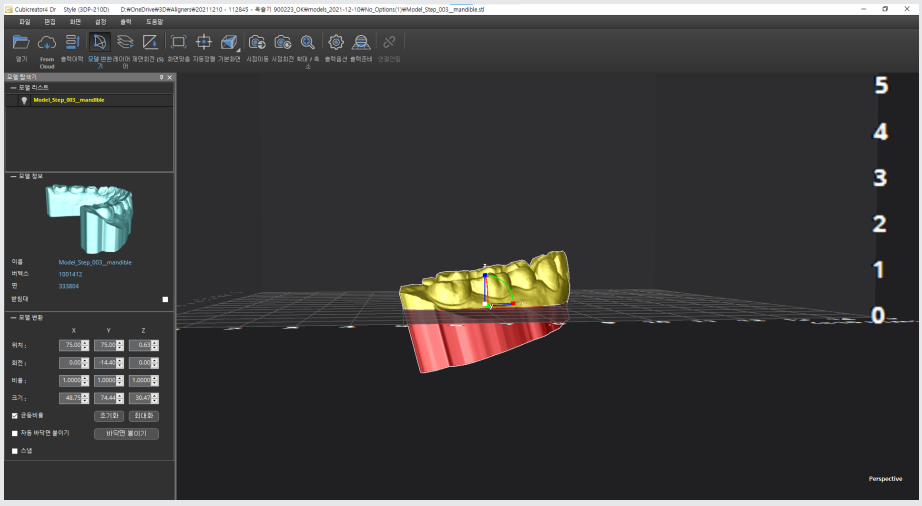

Figure. 13. Place the incisors on the slicer so that they are close to vertical.

(a) (b)

Figure. 14. To prevent deformation due to the heat of the thermoforming machine, the outer wall of the model(b) is printed thicker than the diagnostic model(a).

(a) (b)

Figure. 15. Thermoforming machines using negative pressure(a) and positive pressure(b).

치아 이동이 나타난다[1]. 치아의 외면을 투명교정장치가 누르면 치근 방향으로 함입시키는 힘이 발생한다. 장치를 처음 착용할 때는 이동량만큼 먼저 접촉하는 점이 생기며, 이에 따라 발생하는 힘도 원하지 않는 치아 이동의 원인이 될 수 있다(Fig. 16)[1].

이러한 부족하거나 부정확한 치아이동의 결과를 극복하기 위한 노력으로 치아 표면에 어태치먼트를 부착하기도 한다. 어태치먼트가 효과를 발휘하기 위해서는 적절한 위치에 적절한 형태로 부착되어야 하며 투명교정장치는 이런 어태치먼트와 긴밀하게 접촉되어야 한다(Fig. 17).

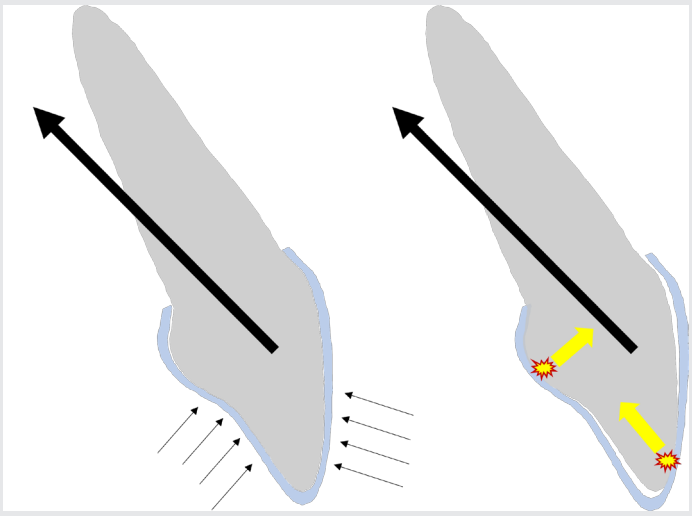

Figure. 16. Watermelon seed effect and the resulting incorrect force direction.

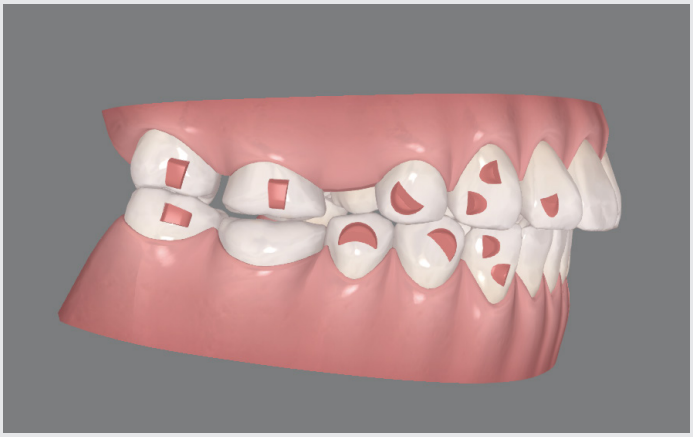

Figure. 17. Various attachments that can be seen in Invisalign's ClinCheck.

3. 3D 프린터에서 직접 투명교정장치를 출력하는 방법

4차 산업혁명 시대를 이끌고 가는 신기술 중 한 가지인 3D 프린터를 활용하여 더 나은 투명교정장치를 만드는 방법을 소개한다. 이 방법은 앞서 살펴보았던 디지털 셋업 과정까지는 같다. 하지만 3D 프린터를 이용하여 모형을 출력하고 열성형 시트로 찍어내는 것이

아니라, 3D 프린터에서 직접 투명교정장치를 출력하는 발전된 기술이다. 이는 투명하면서도 치아 이동을 위한 힘을 발휘할 수 있을 정도의 탄성을 지닌 3D 프린터용 소재가 개발되었기 때문에 가능하게 되었다.

간략하게 장치 제작 과정을 살펴보면 아래 그림과 같다.

구강 스캐너로부터 획득된 디지털 데이터를 3D 소프트웨어로 가공하여 셋업을 마무리한다. 소프트웨어는 술자가 원하는 목표지점까지의 중간 단계 모형을 만듦과 동시에 지정한 두께와 형태를 가진 투명교정장치를 모형의 외부에 덧씌우는 작업까지 해서 투명교정장치의 stl 파일을 만들어낸다. 이 stl 파일을 3D 프린터로 보내면 모형 출력이나 시트를 이용한 열성형 과정 없이 투명교정장치가 만들어진다. 이렇게 만들어진 장치는 뒤에서 설명할 후처리 과정을 거치면 환자가 착용할 수 있는 투명교정장치가 된다. 3D 프린터에서 직접 투명교정장치를 출력한다고 하여 기존 장치들과 구별하여 다이렉트 얼라이너(direct aligner)라고 부른다(Fig. 18).

저자가 임상에서 사용하는 절차를 간략하게 설명해 보면 다음과 같다.

저자는 델타페이스(DeltaFace, CORNU co. France)라는 해외 제작 소프트웨어를 사용하고 있다.

스캐너에서 생성된 상하악 데이터를 불러온다. 교합평면을 설정한 후 변연부를 다듬고 베이스를 만든다(Fig. 19).

베이스로부터 분리할(치료과정에서 이동시킬) 치아의 근원심 한 점씩 찍어 선택하면 자동으로 분리된다(Fig. 20).

소프트웨어가 임의로 설정한 치축을 수정한다(Fig. 21).

치아를 이동시킬 준비는 끝났다.

치료계획에 따라 치아를 최종위치까지 이동시킨다. 한꺼번에 최종위치까지 가지 못하고 몇 단계 나누어 이동시킬 때는 stage를 구분시킬 수도 있다. 이동 과정에서 중첩이 되는 곳은 겹치는 양을 숫자로 표현해 준다. 최초 상태와 비교하여 얼마나 움직였는가를 숫자로 나타나는 것뿐 아니라 시각적으로도 바로 알아볼 수 있다(Fig. 22).

필요한 곳에는 어태치먼트도 부착한다. 환자의 이름

Figure. 18. The process in the red line of the thermoforming method is omitted, and the 3D printer directly prints the clear aligners. Additional post-processing steps within the blue line are required.

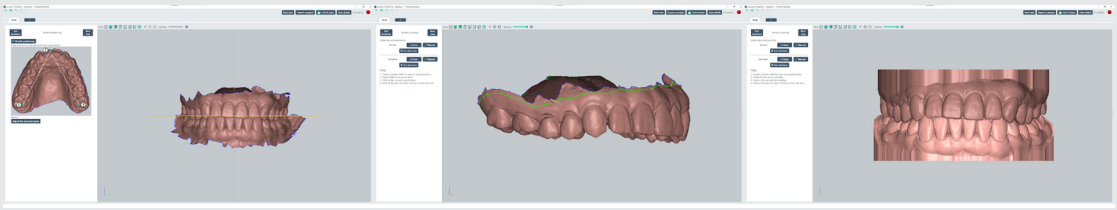

Figure. 19. Create a base from scan data.

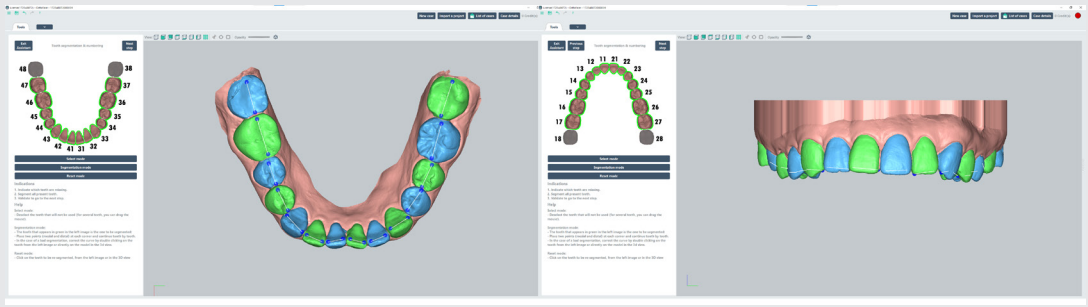

Figure. 20. Separate the tooth from the base by marking the mesiodistal point.

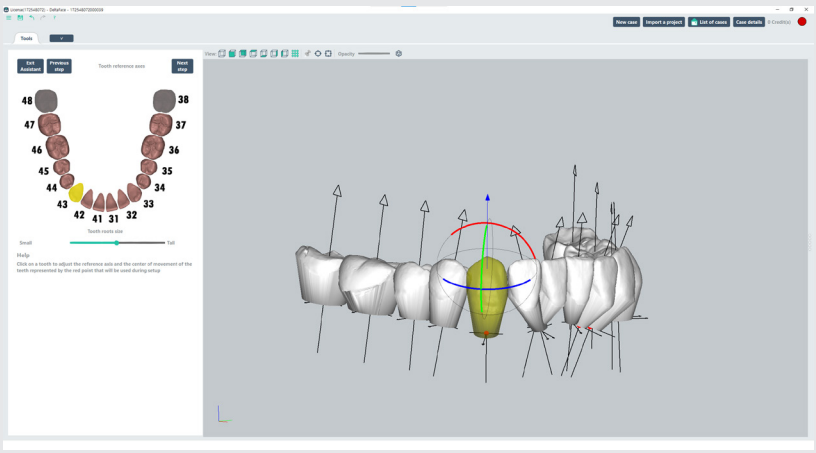

Figure. 21. Adjust the axis of the teeth.

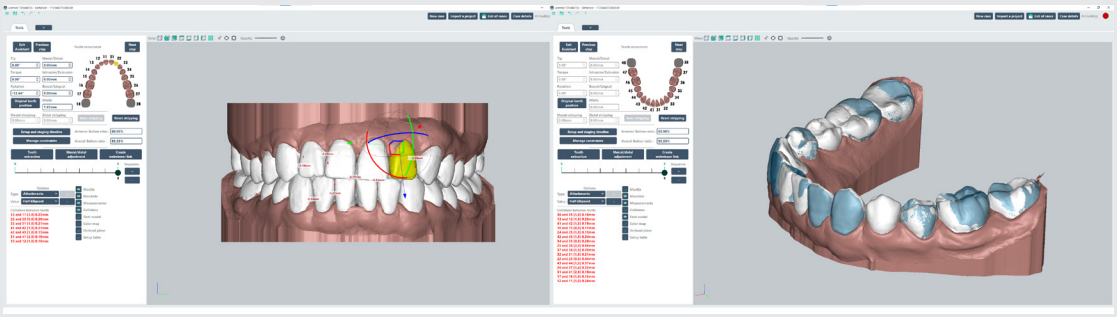

Figure. 22. You can move teeth using a 3D controller and compare the initial position and the moved teeth.

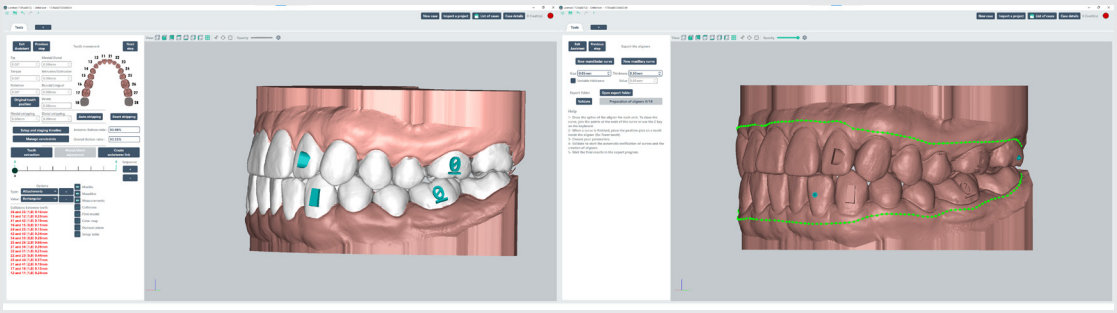

Figure. 23. Add attachments and labels and draw the outline of the aligners.

과 각 단계를 표시하는 숫자를 부착한다.

원하는 장치의 외형을 그리고, 장치의 두께 및 치면과 장치 사이의 간격을 정해주면 처음부터 마지막 단계까지 모든 투명교정장치의 stl 파일이 자동으로 생성되어 컴퓨터에 저장된다(Fig. 23).

3D 프린터로 보내기 위한 슬라이싱 소프트웨어를 열고 앞에서 만들어진 장치의 stl 파일들을 불러와서 적절한 위치로 배치시킨다. 30~40도 정도 경사지게 배열하고 지지대(support)를 다는 것이 출력 성공률이 가장 높았다(Fig. 24).

약 1시간 정도 후 프린터에서 출력이 끝나면 플레이트로부터 조심스럽게 분리한다(Fig. 25).

표면에 남은 레진을 제거하고 추가로 경화시키는 후처리 과정을 거치면 설계한 투명교정장치가 완성된다. 간단히 설명했지만, 후처리 과정은 매우 중요한 단계이므로 뒤에서 자세히 설명하겠다.

4. 다이렉트 얼라이너의 특징

열성형 장치에 사용되는 시트는 대부분 PETG (Polyethylene terephthalate glycol)라는 소재를 이용한다. 이 소재는 우리가 흔히 사용하는 음료수병 등

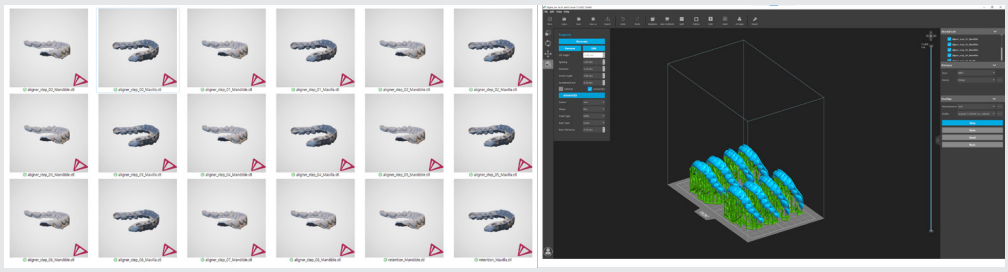

Figure. 24. Place the created stl files on the slicer.

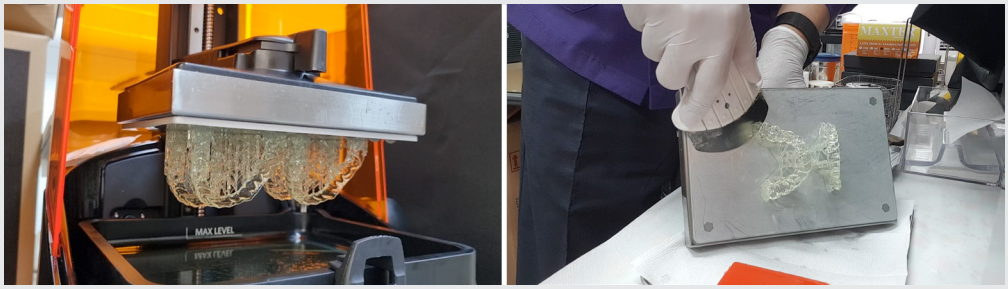

Figure. 25. After the 3D printer has finished printing, carefully separate the aligners from the build platform.

의 소재가 되는 PET에 투명한 성질을 가지게 해주는 glycol 기가 붙어있는 분자 구조를 가진다(Fig. 26). 분자들은 실처럼 꼬이고 얽혀있는 배열을 하는데, 외부에서 열이나 압력이 가해지면 배열이 변화되면서 형태도 변한다. 이런 성질을 이용하여 열성형이 가능하다. 하지만 열이나 압력이 사라지더라도 변형된 분자 배열은 처음의 위치로 되돌아가지는 못한다. 그러므로 장치 사용기간이 지남에 따라 반복되는 착탈과정에서 영구적인 형태 변형이 누적되고 밀착도가 감소하여 치아 이동의 효율이 낮아지는 결과를 낳게 된다.

반면 아래에서 소개하고자 하는 새로운 소재는 TC85-DAC(Graphy Inc, Seoul, Korea)라고 불리는 폴리우레탄 복합체로 만들어진 레진 소재이다. 레진은 모노머와 올리고머가 섞여 있는 상태에서 UV 광에 반응하는 광개시제가 첨가되어 있다. 여기에 UV 광을 조사하면 광개시제가 모노머와 올리고머의 중합반응을 유도하여 우리가 원하는 폴리우레탄 복합체가 완성된다(Fig. 27). 올리고머의 성질에 따라 최종 화합물의 여러 가지 물리적인 특성이 결정된다. 투명교정장치가 요구하는 성질이라면 1. 구강내 높은 습도 환경에서 견딜 수 있는 소수성을 가져야 하며, 2. 치아 이동을 위한 힘을 발휘할 수 있을 정도의 탄성이 있어야 하고, 3. 생체친화적이어야 할 것이다.

이러한 3D 프린터용 소재는 국내의 화학 소재 전문기업 ㈜그래피에서 합성에 성공하였다. TC-85DAC의 분자 구조는 PETG와 달리 그물 형태를 보이며 분자

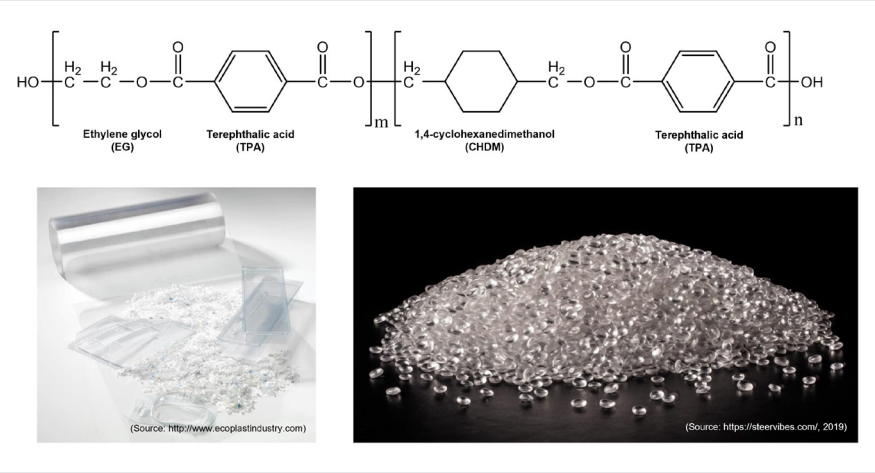

Figure. 26. Molecular structure of PETG (http://www.ecoplastindustry.com, https://steervibes.com)

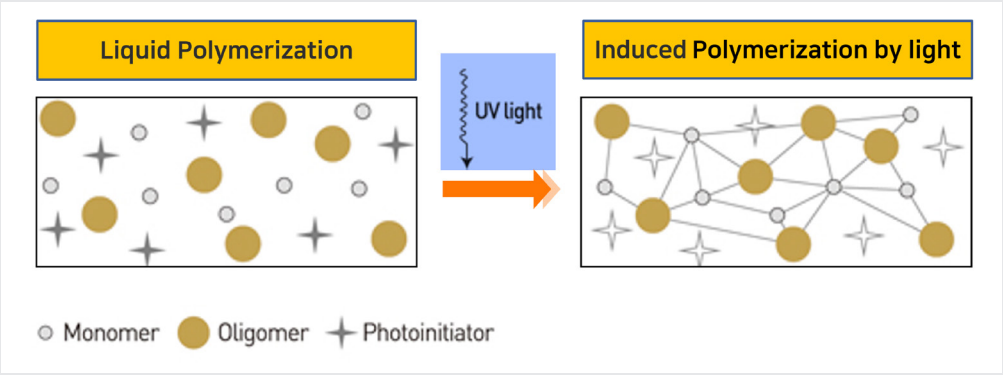

Figure. 27. Resin composition and polymerization process.

간에 강력한 링크가 형성되어 있다. 여기에 열이나 압력이 가해지면 분자가 거리가 다소 멀어지지만, 분자를 연결하는 링크는 파괴되지 않고 있다가 열과 압력이 사라지면 원래의 배열로 되돌아가는 특이한 성질을 가지고 있다(Fig. 28)[2].

상온에서는 일반적인 PETG 또는 그 외 회사에서 만드는 열성형 투명교정장치 시트와 물리적인 성질 등은 유사하다. 하지만 형상기억 성질은 이 소재만이 가지는 독특한 성질이며, 투명교정장치의 한계를 극복해줄 것이라 기대되는 큰 발명이라고 생각한다. 이 소재로 만드는 투명교정장치가 가진 독특한 성질을 나타내기 위해 형상기억 투명교정장치(shape memory

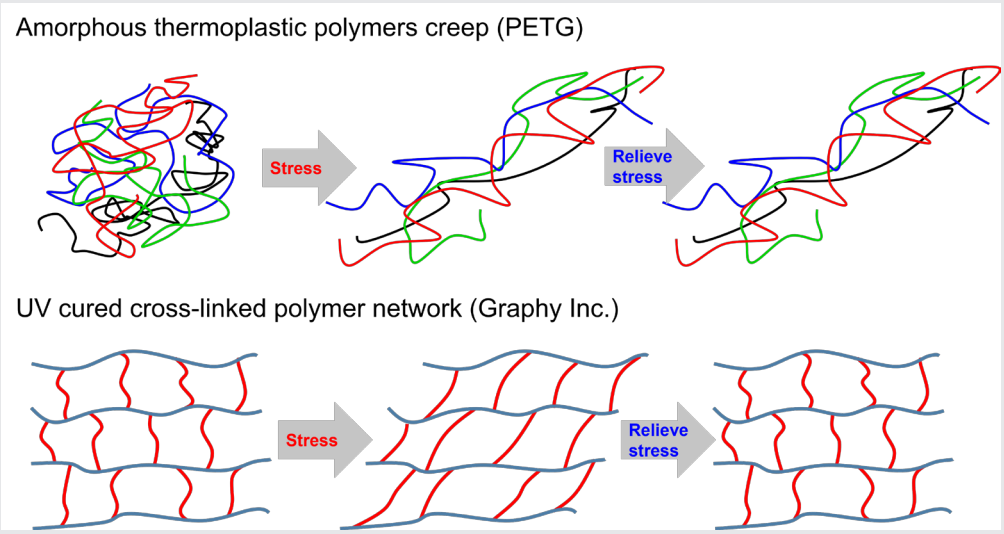

Figure. 28. Comparison of molecular structures between PETG and polyurethane polymer.[2)]

Table 1. Comparison of physical properties of various clear aligner materials

	Graphy (TC-85DAC)	PETG	Zen****	Invis*****
Chemical denomination	**Polyurethane Complex**	Polyethyene terephthalate	Polyurethane terephthalate	Complex
Elongation at break	**40~80%**	>35%		
E-Module	**2500~2600 MPa.**	2020 Mpa.	2275 Mpa.	2300 Mpa.
Tensile strength	**46~75 MPa**	45MPa	69MPa	63MPa
Humidity absorption	**0.12% 24hrs at 23° C/mm³**	0.2% 24hrs at 23° C/mm³	0.14% 24hrs at 23° C/mm³	0.13% 24hrs at 23° C/mm³
Memory Shape	**OK**	X	X	X

aligner, SMA)라고 부른다(Table 1).

SMA 소재에 대해 조금 더 깊이 살펴보자.

이 소재의 탄성은 온도에 따라 변화하는 특성이 있다.

동적기계분석(DMA)를 통한 점탄성 특성 평가에서 나온 결과는, SMA의 소재인 TC-85는 37°C에서 각각 713.6MPa, 111.60MPa 및 0.16의 저장 탄성률, 손실 탄성률 및 손실 탄젠트를 나타냈으며(Fig. 29a,c), PETG의 저장 탄성률, 손실 탄성률 및 손실 탄젠트는 각각 1262MPa, 5.58MPa 및 0.004였다(Fig. 29b,d). 두 재료 모두 37°C에서 고체와 유사한 거동을 보였지만 TC-85는 더 점성 있는 반응을 보였다. Tg(유리전이온도: 고체와 액체의 중간 단계로 물렁거리는 느낌

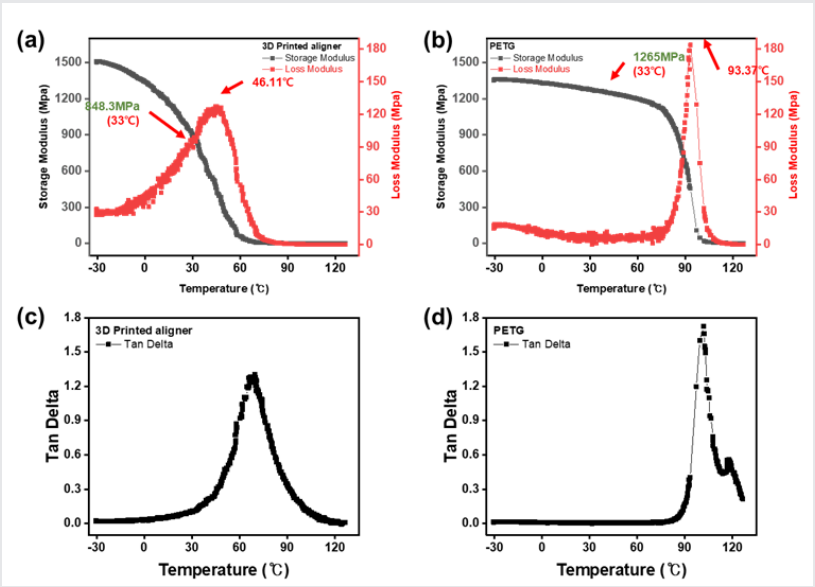

Figure. 29. DMA Temperature sweep; (a) Storage and loss modulus of TC-85; (b) Storage and loss modulus of PETG; (c) Loss tangent of TC-85; (d) Loss tangent of PETG.2)

이 나는 상태가 되는 온도를 말한다.)는 저장 탄성률에 대한 손실 탄성률의 비율인 손실 탄젠트의 피크로 정의되는데, TC-85와 PETG의 Tg는 각각 69.45°C와 101.8°C였다(Fig. 29c,d). 이것을 임상적으로 쉽게 설명한다면, TC-85로 만든 SMA는 상온에서는 타사 열성형 시트 소재와 비슷한 탄성을 보이지만 섭씨 37도에서는 탄성이 약간 줄어들어 생리적으로 치아이동에 더 유리한 light force를 발휘한다는 것을 의미한다[2].

PETG로 만든 투명교정장치는 사용 시간이 지나면서 발휘하는 힘이 점점 줄어들어 교정적으로 무의미한 수준까지 감소하게 된다. 이것은 반복되는 착탈에 의해 영구적인 변형이 일어났다는 것을 의미한다. 그에 반해 SMA는 착탈이 반복되면서 체온에 의해, 변형된 형태가 원래 형태로 되돌아가는 형태 회복이 일어남으로 인해 교정력이 거의 소실되지 않아 장기간 유효한 교정력을 발휘할 수 있다는 장점이 있다(Fig. 30)[2].

섭씨 100도의 물에 넣고 1분간 끓이더라도 형태와 물리적 성질의 변화가 없어서, 환자가 장치 사용 중에 세척이나 살균을 손쉽게 할 수 있다는 점은 타 장치에서는 절대 불가능한 장점이 될 것이다.

열성형장치는 제작과정에서 치아의 형태에 따라 늘어지면서 두께가 달라진다. 하지만 SMA는 다이렉트 프린팅 방식으로 제작하므로, 설계 과정에서 전체 두께를 균일하게 또는 술자의 의도에 따라 부위별로 다르게 제작할 수 있다(Fig. 31).

열성형 장치에 비해 SMA는 치아 표면과 거의 완벽하게 밀착된다. PETG는 함몰된 부위에 밀착되기는 어려울 수밖에 없으며 undercut 부위를 blockout 하지 않고 제작한다면 착탈을 반복함에 따라 영구변형이 발생할 가능성이 더욱 커진다(Fig. 32).

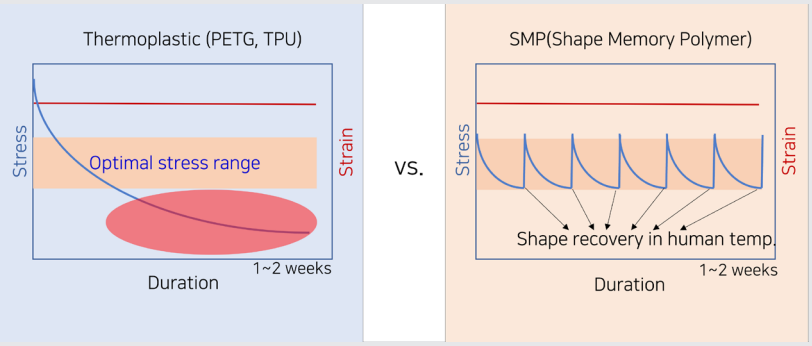

Figure. 30. Stress change over time for PETG and SMA.

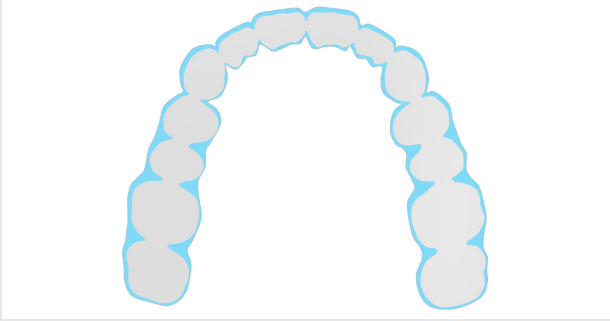

Figure. 31. Different thicknesses can be given to each part of SMA.

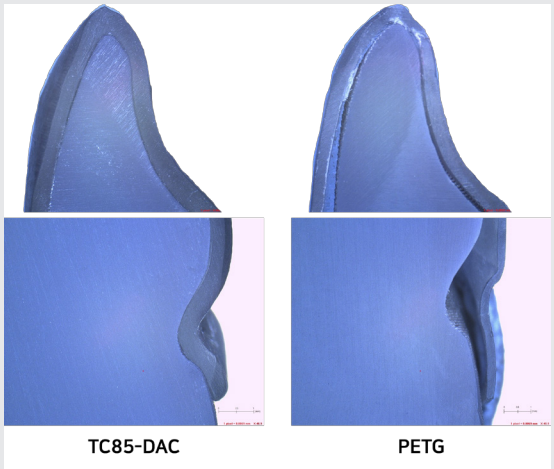

Figure. 32. SMA fits tooth surface almost perfectly.

상대적으로 SMA에서는 blockout의 필요성이 그만큼 줄어들고 더 많은 치면과 접촉할 수 있어, 치면을 미는 힘으로 치아를 이동시키는 투명교정장치의 역학에 따라, 치아 이동의 효율은 증진된다.

blockout 없이 제작된 SMA를 따뜻한 물에서 연화시킨 후 장착하게 되면 체온에서 식으면서 점차 치면에 완전히 밀착하게 된다(Fig. 33).

앞서 언급했던 치료 효율을 높이기 위한 어태치먼트를 적용할 때, 열성형 장치보다 SMA가 정밀하게 제작되며 착탈 반복에 따른 영구변형이 적고 어태치먼트와 접촉이 훨씬 잘 이루어져 어태치먼트 부착의 의도를 더욱 잘 살릴 수 있다(Fig. 34).

SMA는 설계 단계에서 장치에 필요한 추가 기능을 위한 형태를 부여할 수 있다. 예를 들면 bite plate, bite block 또는 고무줄을 걸 수 있는 button 등이다(Fig. 35).

다음 사진의 왼쪽은 열성형 방법으로 투명교정장치를 제작할 때 나오는 폐기물이다. 시트의 조각과 단계별 모형은 모두 폐기물이 된다. SMA 제작 후 나오는 폐기물은 3D 프린팅 과정에서 사용되는 지지대가 그것이다. 두 방법에서 발생하는 폐기물의 양은 확실히 차이가 난다(Fig. 36).

지금까지 살펴본 내용들을 바탕으로 SMA가 가지는 장점은 아래와 같다.

가. 상대적으로 낮은 교정력을 발휘한다.

나. 치면에 거의 완벽하게 밀착된다.

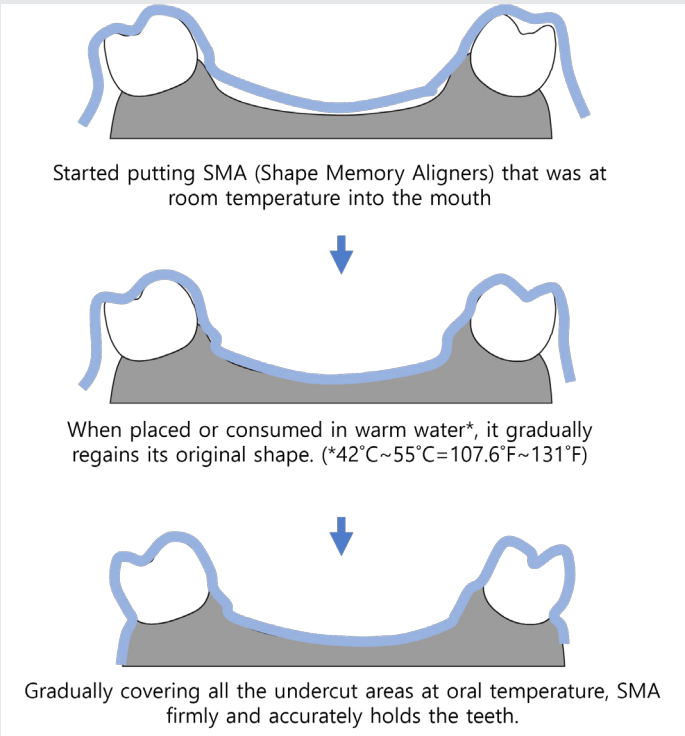

Figure. 33. Morphological changes of SMA with time and temperature.

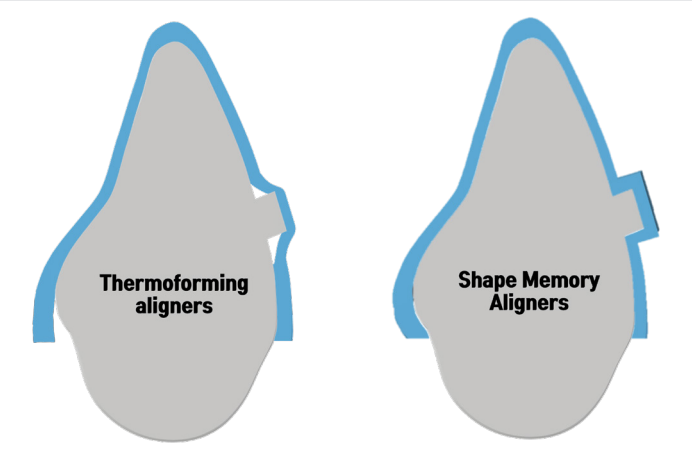

Figure. 34. It is difficult for the thermoforming aligners to achieve complete contact with the attachments.

Figure. 35. Variants that can be added during the SMA design process.

Figure. 36. Waste discarded after device manufacturing.

다. 어태치먼트의 필요성이 줄어든다.
라. 최소한의 blockout만 필요하다.
마. 끓는 물로 살균할 수 있다.
바. 부위에 따라 다른 두께를 부여할 수 있다.
사. 필요한 형태를 미리 설계하여 추가할 수 있다.
아. 결과적으로 치아 이동 효율이 증진된다.
자. 폐기물이 적어 친환경적이다.

5. 자가 제작 시 주의할 점

여러 회사에서 술자의 의뢰에 따라 투명교정장치를 제작하여 완성품을 배송해주기도 하지만, 개원가에서 열성형기를 이용하여 직접 장치를 제작하기도 한다. SMA도 마찬가지로 제조사에 주문할 수도 있고 원내 제작도 가능하다. 원내 제작할 때는 일반적인 3D 프린터 운용과는 다른 반드시 지켜야 할 주의점이 있다.

1) 잔여 레진 제거

레진을 소재로 이용하는 대부분의 3D 프린터에서는 출력 직후 표면에 남은 잔여 레진을 아이소프로필 알콜로 세척한다. SMA는 알콜과 접촉하면 표면 구조가 붕괴하여 불투명하게 변하면서 구강 내에서 수분 흡수가 촉진되고 내구성이 떨어지게 된다. 그래서 원심력을 이용하여 털어내는 방식으로 잔여 레진을 제거한다(Fig. 37).

2) 후경화

3D 프린팅의 마지막 단계는 후경화이다. 프린터에서 바로 분리된 상태에서는 레진의 중합반응이 끝난 것이 아니기 때문에 완전한 중합을 위한 후경화 과정이 필수적이다. 후경화 과정은 액체 레진 속에 반응되지 않고 남아있는 모노머와 올리고머를 결합해주는 과정이다. 충분히 UV light를 조사해준 것 같은데 표면이 끈적거리는 경우를 자주 볼 수 있다. UV light에 의한 경화는 물체의 내부에서는 잘 일어나지만, 표면에서는 공기 중의 산소가 중합반응을 방해하여 모노머 대신 산소가 그 자리를 차지하게 된다. 그 결과 투명도와 내구성이 떨어지게 된다(Fig. 38)[3].

이렇게 표면 경화 반응을 방해하는 산소와 접촉을 차단하는 방법이 필요한데(Fig. 39)[4], 효과적인 방법으로는 경화기 내부로 질소를 주입해 경화기 내 산소 농도를 5% 이하로 줄여 산소 차단 효과를 꾀하는 과정을

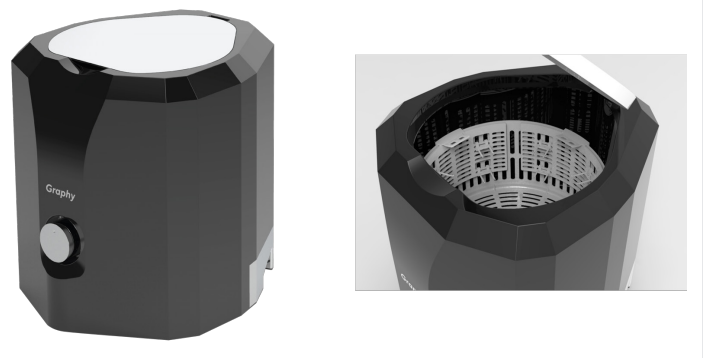

Figure. 37. Spinner using centrifugal force can remove residual resin.

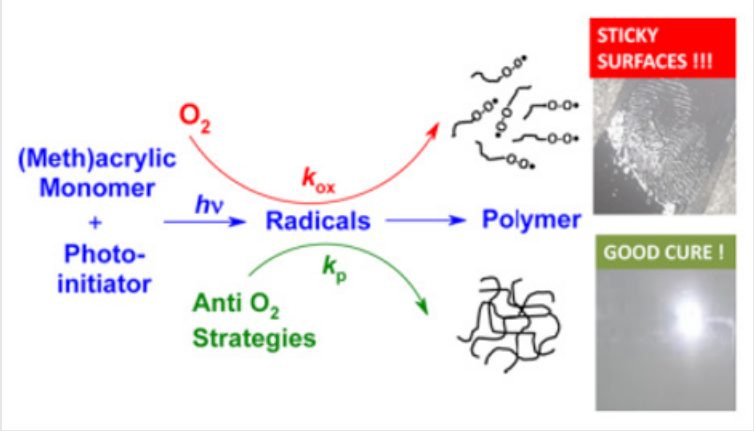

Figure. 38. Oxygen in the air prevents the monomers on the resin surface from combining with the oligomers[3].

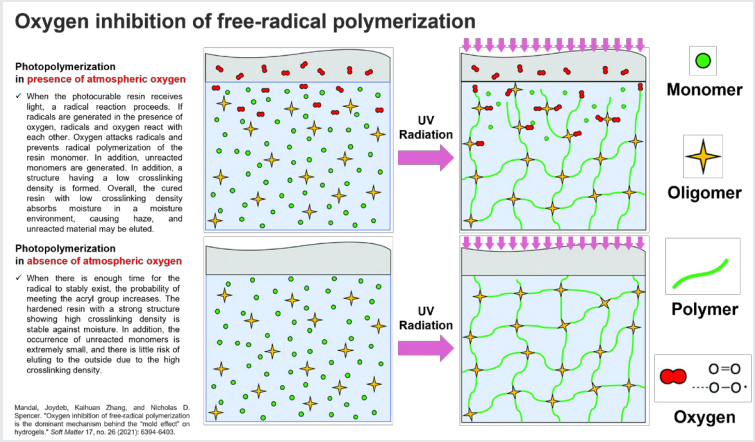

Figure. 39. Surface polymerization can occur completely in the absence of oxygen[4].

수행한다. SMA 후경화에는 질소 발생기가 부착된 경화기를 사용한다(Fig. 40).

질소 경화기 사용은 선택사항이 아닌 필수로 수행하여야 하는 절차이다. 추가적인 열중합반응으로 화학반응을 완성하기 위해 끓는 물에 1분간 넣는다. 이런 후 경화 과정을 거쳐야 미중합 모노머가 유출되는 일이 발생하지 않는다. 유출되는 모노머는 생체 과민반응의 원인이 될 수 있다.

원내에서 SMA를 직접 제작하고자 하는 치과의사는, 3D 프린터를 다루는 과정은 특별하지 않지만, 후

Figure. 40. UV curing machine with nitrogen generator.

처리 과정에서 반드시 지켜야 하는 수칙을 준수하여, 일어나지 않아야 하는 부작용을 미리 방지하도록 주의한다.

Ⅲ. 결론

앞에서 살펴본 새로운 소재를 이용한 SMA는 오랜 기간 사용해 오던 타 투명교정장치보다 우수한 점이 있지만, 근본적으로 투명교정장치가 가진 한계점을 완전히 극복한 것은 아니다. 조금 더 치료 효율을 높일 수 있는 성질을 갖추고 있지만, 이 또한, 사용자가 늘고 실제 치료한 환자에 대한 경험이 축적되어 더 많은 개선과 발전이 이루어져야 할 것이다. 인비절라인 치료에서 괄목할만한 발전은 스마트랙이라는 폴리우레탄 합성 시트를 이용하면서부터라고 말할 수 있다. 이처럼 소재의 발전이 치료 효율을 증진시켜 주었다는 경험은, SMA에도 그대로 적용될 수 있을 것이다. 제작 과정의 필수 주의 사항만 지킨다면 제작이 어렵지 않으므로 관심 있는 치과의사들의 도전을 기대해 본다. 미래의 투명교정장치는 SMA가 주류가 될 것이라 조심스럽게 예상해 보지만, 발전이 진행 중이기 때문에 더 많은 연구와 시간이 필요할 것으로 보인다.

참 고 문 헌

1. Upadhyay, M. et al. Biomechanics of clear aligners: hidden truths & first principles. Journal of the World Federation of Orthodontists. 2022;11(1):12-21.
2. Lee, S.Y. et al. Thermo-mechanical properties of 3D printed photocurable shape memory resin for clear aligners. Scientific Reports. 2022;12(1):1-10.
3. Ligon, S.C. et al. Strategies to Reduce Oxygen Inhibition in Photoinduced Polymerization. Chem. Rev. 2013.
4. Spencer, N.D. et al. Oxygen inhibition of free-radical polymerization is the dominant mechanism behind the "mold effect" on hydrogels. Soft Matter. 2021;17(26):6394-6403.