



## 저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

금속 3D 프린터로 제작된  
고정식 설측 유지장치의 정확도 및  
기계적 특성

연세대학교 대학원

치의학산업학과

허 경

금속 3D 프린터로 제작된  
고정식 설측 유지장치의 정확도 및  
기계적 특성

지도교수 유 형 석

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2025 년 06 월

연세대학교 대학원

치의학산업학과

허 경

금속 3D 프린터로 제작된  
고정식 설측 유지장치의 정확도 및 기계적 특성  
허 경의 석사 학위논문으로 인준함

심사위원장 \_\_\_\_\_ 최 성 환

심사위원 \_\_\_\_\_ 유 형 석

심사위원 \_\_\_\_\_ 황 충 주

연세대학교 대학원  
치의학산업학과

2025 년 06 월

## 감사의 글

본 논문이 완성되기까지 늘 응원과 따뜻한 지도를 아끼지 않으신 유형석 교수님께 진심으로 감사드립니다. 교수님 덕분에 석사 과정 동안 많은 가르침을 받을 수 있었습니다. 또한 세심한 지도와 격려로 이끌어주신 황충주 교수님과 최성환 교수님께도 깊은 감사의 말씀을 드립니다.

석사 과정 중 학업과 직장 업무를 병행할 수 있도록 배려해 주신 서진우 연구소장님과 저희 팀원들에게도 감사의 마음을 전합니다. 바쁜 업무 중에도 학업을 이해하고 응원해 주신 덕분에 논문을 잘 마무리할 수 있었습니다.

특히 함께 석사 과정을 걸어오며 서로에게 큰 힘이 되어 준 이경우, 이은주 학우이자 전우들에게도 감사의 인사를 전합니다. 함께 격려하고 웃으며 보낸 학업의 시간들은 오래도록 기억에 남을 것입니다.

늘 부족하기만한 저를 항상 사랑과 응원을 보내준 가족들과 힘이 되어준 허두에게 감사의 마음을 전합니다.

마지막으로, 언제나 곁에서 지지와 사랑을 아낌없이 보내준 성민님께도 진심으로 감사드립니다.

2025년 06월

저자 씀

## 차 례

표 차례.....	ii
그림 차례.....	iii
국문 요약.....	iv
제1장 서론.....	1
1.1. 연구목적 및 필요성.....	1
제2장 연구대상 및 방법.....	4
2.1. 연구대상.....	4
2.2. 정확도 평가.....	7
가. 고정식 설측 유지장치 디자인.....	7
나. 고정식 설측 유지장치 제작.....	9
다. 정확도 계측.....	11
2.3. 기계적 특성.....	13
가. 재료.....	14
나. 방법.....	14
2.4. 데이터 분석 방법 및 통계 처리.....	17
제3장 연구 결과.....	18
3.1. 정확도 평가.....	18
가. CAD 기준 중첩을 통한 정확도 평가.....	18
나. CAD 기준 중첩을 통한 형상(form) 평가.....	20
3.2. 기계적 특성 평가.....	21
가. 하중-변형 비교.....	21
나. 피로 파괴 비교.....	23
다. 기존 임상용 와이어를 포함한 피로 파괴 비교 .....	24
라. 거칠기 확인.....	25
제4장 고찰.....	26
제5장 결론.....	29
참고 문헌.....	31
영문 요약.....	33

## 표 차례

Table 1. The type of retainer fabrication for evaluating retainer accuracy .....8

Table 2. Load-deflection analysis of two types of fixed lingual retainer wires. 22

## 그림 차례

Figure 1. Flow chart of geometric accuracy study design .....	5
Figure 2. Flow chart of mechanical property study design .....	5
Figure 3. Flow chart for evaluating surface characteristics of each material.....	6
Figure 4. Design of fixed lingual retainers in software for accuracy evaluation...	7
Figure 5. Fabrication process of the fixed lingual retainer in the Custom-print group .....	10
Figure 6. Reference model with designated measurement points for accuracy assessment .....	11
Figure 7. Reference model with designated measurement points for wire form evaluation .....	12
Figure 8. Three-point bending test setup for evaluating the load-deflection characteristics of orthodontic wires according to ISO 15841 .....	15
Figure 9. Equipment used for microstructural and surface characterization of the printed specimens. ....	16
Figure 10. Accuracy assessment of two types of retainer wire fabrication based on overlay deviation at seven high-curvature interproximal points ..	19
Figure 11. Superimposition results in the x-z direction for each group based on 3d scanning. color maps indicate deviations from the reference CAD model .....	19
Figure 12. Wire form evaluation of two retainer wire fabrication methods via 3D superimposition .....	20
Figure 13. Load-deflection analysis of two types of fixed lingual retainer wires .....	21



Figure 14. Comparison of fatigue degradation behavior of Custom-print, Custom-cut lingual retainer wires.....	23
Figure 15. Comparison of residual force under fatigue loading among three types of lingual retainer wires including conventional multistranded stainless steel wire .....	24
Figure 16. SEM observation of internal porosity in retainer wires fabricated from two materials using metal 3D printing.....	25
Figure 17. Comparison of surface roughness of retainer wires fabricated from two materials using metal 3D printing.....	25

## 국 문 요 약

### 금속 3D 프린터로 제작된 고정식 설측 유지장치 정확도 및 기계적 특성

현재 임상에서 사용되고 있는 고정식 설측 유지장치는 디지털 기술의 발전에 따라 다양한 제작 방식으로 소개되고 있다. CAD/CAM 방식으로 금속 판재를 절단하여 제작하는 CNC 가공방식(Custom-cut)의 임상적 유효성에 대한 연구 결과가 발표되었고 현재 임상에서도 다양한 재료로 사용되고 있다. 해당 방식의 유지장치는 사각형의 와이어 형상과 하악 소구치 연장부위가 교합면이 아닌 설측면에만 부착해야 하는 2차원 곡면 형상으로만 제작된다. 3차원 곡면 형상 제작이 가능한 금속 3D 프린터는 최근 치과 기공물 제작 분야에서 필수 장비로 자리 잡고 있으며 치과 교정 기공 분야에서도 활용 범위를 넓혀 가고 있다.

본 연구의 목적은 금속 3D 프린터 기술을 활용한 고정식 설측 유지장치의 임상 적용 가능성을 평가하기 위해 기존 CNC 가공방식(Custom-cut)과 금속 3D 프린터 출력 방식(Custom-print)을 비교하여, 두 방식의 구조적 정확도, 기계적 특성을 비교하여 평가하는 것이다.

형상 정확도 분석에서는 각 제작 방식에 따라 그룹 간의 제작물에 대한 3D스캔 데이터와 평가 기준이 되는 설계 디자인과의 중첩을 진행한 후 동일한 부위에 7개의 포인트를 지정하여 전체 정확도에 대한 편차 값을 측정하였으며, 와이어 악궁 형상(form)에 대한 편차 값을 측정하였다.

기계적 특성 평가에서 장치의 강도와 복원력 평가를 위해 일정한 변형량을 가했을 때 와이어가 발생시키는 하중에 대한 결과와 변형 회복력에 대한 하중을 측정하였으며, 장기적으로 부착하는 장치에 대한 반복 하중은 피로 시험 반복 횟수를 50회로 진행하여 각 10회차마다 나타나는 강도와 파절 여부를 확인하였다.

1. 와이어 설계 디자인을 기준으로 각 인접면 부위를 포함한 7개의 포인트를 지정하여 편차 값을 평가하였으며, Custom-print 및 Custom-cut 두 그룹 모두  $\pm 0.03$  mm 이내의 정합도를 보였고, 모든 포인트에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다( $p > 0.05$ ).
2. 하중-변형 시험에서는 두 그룹 모두 선형적으로 하중이 증가하였고, 하중이 변위에 비례하여 증가하였다. Custom-cut 군이 Custom-print 군 보다 강성에 대한 더 높은 값이 확인되었지만, 구조적 일관성을 기반으로 일정한 강도 패턴이 나타났다. 피로 하중 시험 결과 두 그룹 모두 반복 횟수 증가에 따라 하중 감소를 보였으며 두 그룹 간 10회에서만 유의한 차이( $p=0.03$ )을 보였고 그 이후 회차에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 또한 50회 피로 파괴 시험 결과 두 그룹에서 파절이 발견되지 않았다.
3. Custom print 군에 대한 표면 거칠기는 티타늄, 스테인레스 스틸 재료 별로 다소 높은 거칠기 값( $4.31 \pm 1.00 \mu\text{m}$ ,  $5.03 \pm 1.00 \mu\text{m}$ )이 보였지만, SEM 분석을 통하여 출력물의 구조적 기공이나 결함은 관찰되지 않았다.

상기 결론을 토대로 고정식 설측 유지장치에서 정확도 및 기계적 특성을 기반으로 Custom-print 방식의 임상 적용 가능성을 확인하였다. 금속 3D 프린터 제작 방식인 분말 적층 방식 특성상 발생하는 표면 불규칙성의 개선을 위해 전해연마 등의 후처리 공정 조건에 대한 추가 연구가 병행된다면 기존 제품 수준의 임상적 안정성을 확보할 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구를 통해 금속 3D 프린터 기반의 고정식 설측 유지장치는 설계 정밀도, 자동화 제작 공정, 환자 맞춤형 설계의 유연성 측면에서 높은 임상적 활용 가능성이 있으며, 제작 조건의 최적화를 통해 임상적 활용 범위가 확대될 수 있을 것이다.

연구 결과를 기반으로 향후 디지털 치과 기공 분야에서의 3D 프린팅 기술 적용을 위한 기초 자료로 활용될 수 있을 것이다

---

핵심 되는 말: 금속 3D 프린터, CAD/CAM, Titanium wire, 고정식 설측 유지장치

# I. 서론

## 1. 연구 목적 및 필요성

고정식 설측 유지장치는 교정 치료 후에 치아 배열을 유지하는 장치이다. 교정 치료 후에 연조직의 지속적인 압력에 의해 회귀현상(relapse tendency)을 일으킬 수 있으므로 고정식 설측 유지장치는 모든 교정 치료 후 필수 유지장치로 사용되고 있다(Knaup et al., 2021).

교정 전문의 600명을 대상으로 유지장치의 사용 현황을 파악하였을 때 브라켓을 이용한 교정 치료와 투명 교정치료에서 가철식 유지장치는 다양한 장치를 선택하거나 생략하였지만, 고정식 설측 유지장치는 99%이상 대부분 임상가들이 필수적으로 사용한다는 설문 결과가 소개된 바 있다(Jedlinski et al., 2022). 환자의 협조도에 의존하는 가철식 유지장치보다는 치아 설면에 장치를 그대로 부착하여 유지되기 때문에 고정식 설측 유지장치가 유지 관리에 더욱 널리 활용되고 있다.

1973년 크네림(Knerim)이 스트레이트 와이어로 견치 설측면에 부착하여 고정식 설측 유지장치로 처음 소개한 이후(Knerim, 1973), 1977년 자크리슨(Zachrisson)은 기존 소개되었던 일반 와이어보다는 다중가닥 와이어의 유연성과 탄성, 치아의 생리적 이동을 유연하게 반응할 수 있는 장점을 소개하였으며, 고정식 설측 유지장치를 장기 유지 안정화 치료에 가장 중요한 측면으로 설명하였다(Artun & Zachrisson, 1982). 그 이후 현재까지 다중가닥 와이어는 가닥 수, 꼬임 형태에 따라 다양한 제품으로 오랫동안 고정식 유지장치 재료로 사용되고 있다. 오랫동안 임상에서 다중가닥 와이어를 수작업으로 벤딩하여 제작한 유지장치는 여러 임상 결과들로 소개된 바 있으나 와이어 변형 또는 외부자극으로 인한 와이어 풀림 현상이 치아에 부작용으로 발견되고 있다(Roussarie & Douady, 2017).

현대 치과 산업의 디지털 기술 발전과 함께 새로운 유형인 CAD(Computer-Aided Design) CAM(Computer Aided Manufacturing)방식 또는 와이어 벤딩 머신 장비 개발로 다양한 유지장치 재료와 새로운 제작 기술 방법이 소개되었다. 최근 CAD/CAM 방식에서 Custom-Cut 방식은 금속 판재에 레이저 빔으로 절단하여 제작되는 방식으로

기존에 치과의사나 치과기공사가 수작업으로 제작하던 장치보다는 더 높은 정확도 연구결과가 보고된 바 있다. 해당 방식은 환자 구강 스캔 모델을 유지장치 전용 디자인 소프트웨어를 통하여 디자인을 진행한 후 고온에서 가열 후 반복적인 압연 공정을 통해 제조된 금속 판재에 CNC(Computer Numerical Control) 레이저 커팅 장비로 가공하는 방식인 맞춤형 가공 방식이다(Kravitz et al., 2017). Custom-Cut 방식으로 제작되는 유지장치는 우수한 형상 정확도와 재현성으로 인해 여러 연구에서 그 유효성이 입증되고 있다(Kim et al., 2023). 그러나 금속 판재를 절단하여 제작되는 방식이기 때문에 와이어 형상은 사각형으로만 제작이 가능하며 소구치 연장부위는 교합면이 아닌 설측면에만 부착해야 하는 2축 곡면 형상이라는 한계점은 보인다.

설측 치아는 해부학적 구조(cingulum, marginal ridge 등)가 뚜렷해 곡률이 크고 복잡하여 평평한 접착면 확보가 어렵다. 환자마다 해부학적 구조 차이가 있기 때문에 상황에 맞게 다양한 형상의 사각형 또는 원형, 반원형의 와이어와 부착 위치도 설측면과 교합면까지 부착할 수 있는 3축 곡면 디자인 형상이 요구될 수 있다.

최근 금속 3D 프린터는 정밀도, 소재 다양성, 맞춤 제작 능력에서 디지털 워크플로우 통합이라는 장점으로 기존 가공 방식에 비해 임상적 효율성과 치료 예측성을 향상시키며 디지털 덴티스트리로의 전환을 가속화하고 있다. 보철, 임플란트 분야에서는 가공의 핵심 기술로 자리 잡았으며, 치과 교정 가공 분야에서도 기존 방식을 전환시키는 핵심 기술로 주목받고 있다.

그동안 발표된 3D 프린터 기반의 고정식 설측 유지장치는 주로 광중합형 3D 프린팅 레진 소재 또는 폴리에테르에테르케톤(polyetheretherketone, PEEK)을 활용한 사례로 제한되며, 실제 임상 적용을 위한 상용화에는 이르지 못하였다(Doldo et al., 2018).

금속 3D 프린터로 출력된 설측 유지장치는 현재까지 치아 설측면을 덮는 면 형태의 lingual bar 디자인 형태로만 소개되었으며 일반적으로 사용되는 와이어 대비 두께가 약 2배 이상 두꺼워 이물감이 크고 치아 위생관리 측면에서도 불리할 가능성이 제기되고 있다.

금속 3D 프린터는 복잡한 형상과 맞춤형 구조물 제작에 있어 뛰어난 기술적 이점을 제공하지만, 출력 공정의 특성상 1.0 mm 이하의 세밀한 형상 구현에는 한계가 존재한다. 특히 분말 적층 기반의 출력 방식에서는 입자 크기, 레이저 직경, 열 응력 분

포 등 다양한 요인이 얇은 구조의 정밀 출력에 영향을 미치며, 이는 고정식 설측 유지장치와 같은 0.4 mm 수준의 얇은 와이어 형상 구현에는 기술적 어려움을 유발할 수 있다. 제한적인 출력 조건에도 불구하고, 본 연구는 금속 분말의 특성과 출력 공정에 대한 분석을 바탕으로 기존에 발표되지 않았던 새로운 제작 방식인 금속 3D 프린터로 제작된 고정식 설측 유지장치가 임상 적용 구현 가능성을 평가하고자 하였다.

본 연구는 CAD/CAM 방식으로 제작된 고정식 설측 유지장치 중, 현재 임상에서 사용되고 있는 Custom-cut 방식과 Custom-print 방식을 비교하여, 각 방식의 구조적 정확도, 기계적 특성(하중-변위 응답 및 피로파괴 강도)을 정량적으로 분석하고자 하였다. 이를 통해 기존 Custom-cut 방식과 비교하여 임상적으로 요구되는 기능적 조건을 얼마나 충족하는지 평가하고, 향후 금속 3D 프린터로 제작된 고정식 설측 유지장치가 디지털 가공 기술로써 임상 적용 가능성을 고찰하고자 한다.

따라서 본 연구에서는 다음과 같은 귀무가설을 설정하였다. 첫째, 금속 3D 프린팅 방식으로 제작된 고정식 설측 유지장치는 기존의 CNC 가공 방식으로 제작된 장치에 비해 구조적 정확도에서 유의한 차이를 보이지 않을 것이다. 둘째, 두 방식은 재료의 물성 및 공정 특성의 차이로 인해 기계적 강도 및 표면 특성(거칠기)에서 일정 수준의 차이는 있을 수 있으나, 전체적인 기계적 특성(하중-변위 곡선, 피로파괴 강도) 및 복원력에 있어 유사한 경향을 나타낼 것으로 가정하였다.

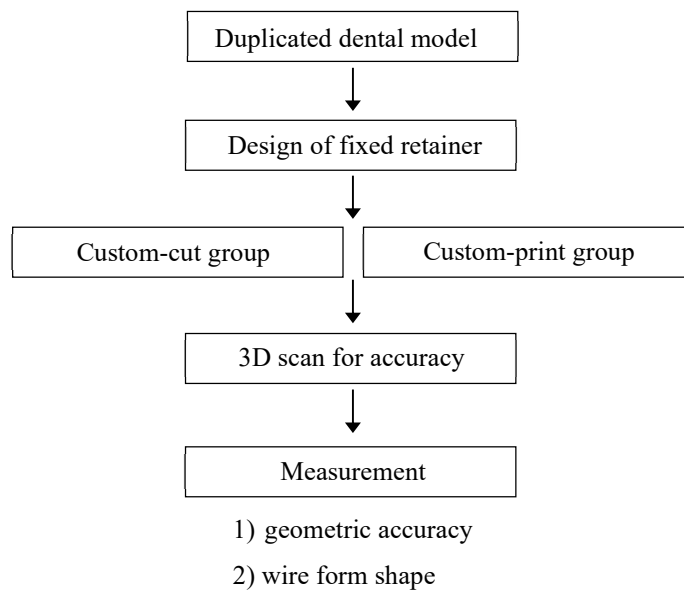
## 2. 연구대상 및 방법

### 2.1. 연구대상

본 연구는 제작 방식에 따라 Custom-cut 군(CNC 레이저 커팅), Custom-print 군(금속 3D 프린터로 출력)으로 그룹을 구분하였다. 정확도와 기계적 특성 평가에 대한 시료는 각 실험 방법을 기준으로 그룹 군 방식에 따라 제작하였다.

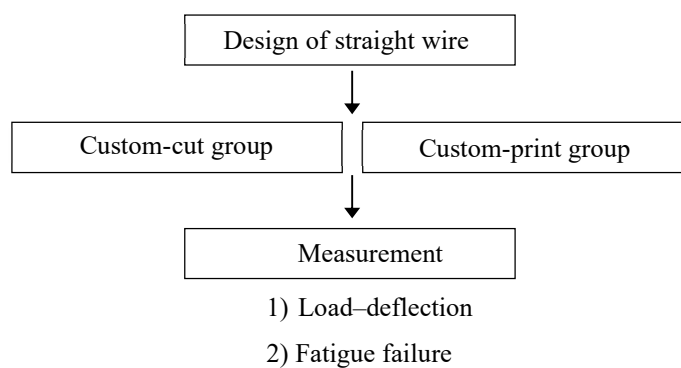
장치의 소재는 치과 산업에서 주로 사용되는 금속 판재 중 티타늄으로 선정하였다. 티타늄은 우수한 생체 적합성과 내식성으로 인해 선호되며, 특히 Grade 5(Ti-6Al-4V) 및 Grade 23(Ti-6Al-4V ELI)가 대표적인 재료로 활용되고 있다. 이 중 Grade 23은 Grade 5와 유사한 수준의 기계적 강도를 가지면서도, 연신율(elongation)이 더 우수하고 피로 강도(fatigue strength) 뛰어나 장기간 구강 내에서 사용되는 유지장치의 특성으로 적합하다는 평가를 받고 있다. 현재 시장에서 사용되는 티타늄 고정식 설측 유지장치 와이어는 Grade 23을 기반으로 하고 있으며, 이와 같은 특성을 고려하여 Grade 23(Ti-6Al-4V ELI)을 재료로 선정하고 장치를 제작하였다.

정확도 평가에서는 교정 치료가 종료된 환자 1명의 구강 스캔 모델을 선정하였으며 선정 기준은 전치부에 결손치, 보철물, 기형치, 치아 사이 공간이 있는 경우는 제외하였고 Custom-cut 방식은 2축 곡면 형상으로만 제작 가능한 점을 고려하여 Custom-print 방식에서도 동등 비교 평가를 위한 2축 곡면 형상으로 제작하였으며, 하악 설측면 보다는 해부학적 구조가 복잡한 상악으로 모델을 선정하였다. 유지장치 전용 소프트웨어(OnyxCeph<sup>3</sup>™, Image Instruments GmbH, Germany)를 통하여 상악 우측 제1소구치를 기준으로 반대편 상악 제1소구치까지 범위로 지정하여 디자인을 진행한 후 각 그룹 군 제작 방식으로 유지장치를 제작하였다(Figure 1).



**Figure 1.** Flow chart of geometric accuracy study design

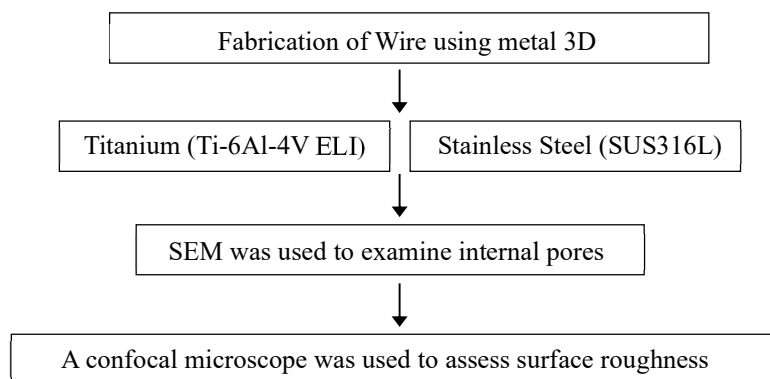
기계적 특성 평가에서는 기존 교정용 와이어 특성을 평가하는 ISO 15841: Dentistry — Wires for use in orthodontics 국제 표준 규격 기준에 따라 직선형 와이어 길이를 각 그룹  
 군 제작 방식으로 제작하였다(Figure 2).



**Figure 2.** Flow chart of Mechanical Property study design



표면 거칠기에 대한 평가는 현재 임상에서 사용되고 있는 Custom-cut에 대한 세부 공정까지 확인할 수 없으며 이로 인한 실험 결과의 오류 발생 가능성을 고려하여 Custom-print 그룹만을 대상으로 각 재료별 시편을 출력하고 미세 내부 구조와 표면 거칠기를 분석하여 유지장치의 적절성을 확인하였다(Figure 3).



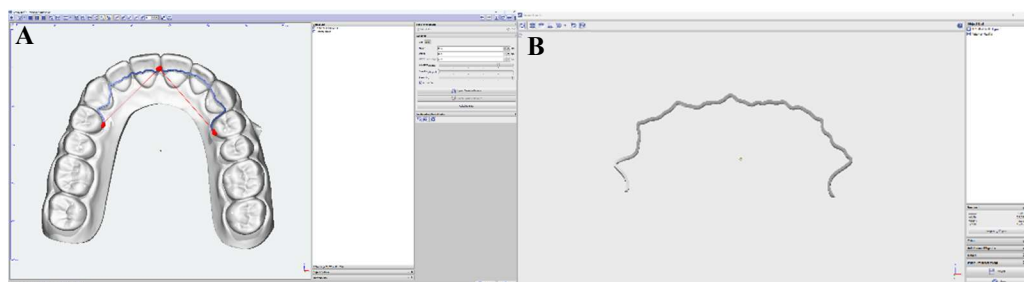
**Figure 3.** Flow chart for evaluating surface characteristics of each material

## 2.2. 정확도 평가

### 가. 고정식 설측 유지장치 디자인

(1) 두 가지 CAD/CAM 제작 방식에 따른 고정식 설측 유지장치의 디지털 설계 및 모델링

와이어 디자인 범위는 상악 우측 제1소구치를 기준으로 반대편 상악 제1소구치까지 범위로 지정하였다. 고정식 설측 유지장치 디자인이 가능한 소프트웨어(OnyxCeph<sup>3</sup>™, Image Instruments GmbH, Germany)를 활용하여 상악 소구치 설측면에 각 포인트 지정과 상악 중절치 사이의 포인트로 3개의 기준 포인트를 지정하고, 해당 포인트를 바탕으로 치아 곡률에 맞게 와이어가 자동으로 설계되었다. 자동 생성화된 와이어는 치아 설측면 및 치간 사이를 정밀하게 따라 형성되도록 타이트하게 설계하여 곡률의 정확도를 높였다(Figure 4). 와이어의 단면 규격은 현재 임상에서 사용 중인 Custom-cut 기반 고정식 설측 유지장치의 허가 제품을 참고하여 0.40×0.40 mm의 사각 단면으로 표준화하였다(Table 1). 최종적으로 디자인된 와이어는 형상 평가 및 제작 공정을 위한 STL(stereolithography) 파일 형식으로 추출하였다.



**Figure 4.** Design of fixed lingual retainers in software for accuracy evaluation:

**A,** Digital design utilizing retainer-specific CAD software; **B,** The finalized retainer design

**Table 1.** The type of retainer fabrication for evaluating retainer accuracy

Experimental groups	Manufacturing method	Material	Thickness(inch)
Custom-print	Metal 3D Printed	Titanium Gr 23 (Ti-6Al-4V ELI)	0.40x0.40 mm 0.016x0.016 inch
Custom-cut	Laser Cutting	Titanium Gr 23 (Ti-6Al-4V ELI)	0.40x0.40 mm 0.016x0.016 inch

## 나. 고정식 설측 유지장치 제작

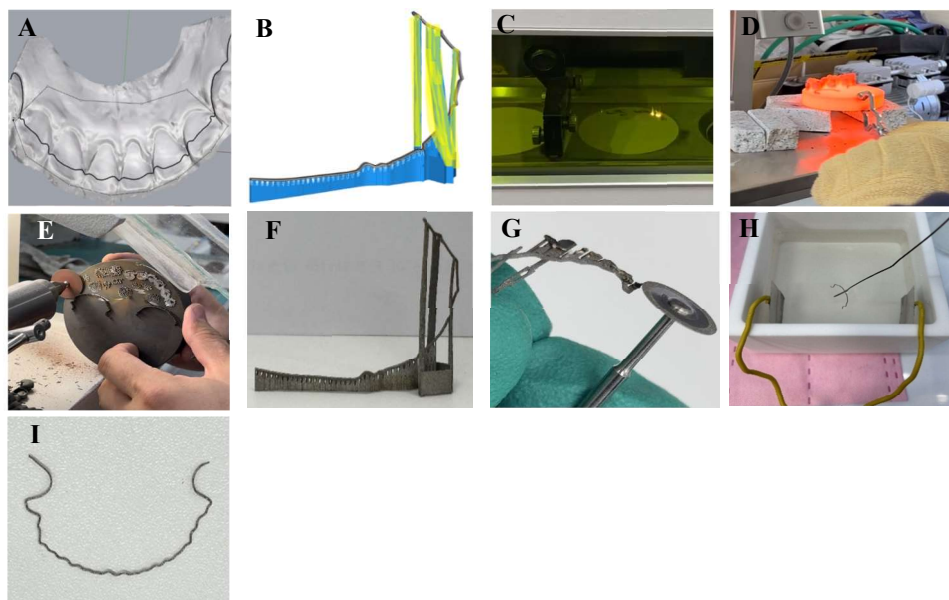
Custom-print 유지장치의 제작은 금속 3D 프린터를 활용한 적층 제조(additive manufacturing) 방식으로 수행되었으며 세부적인 출력 공정은 다음과 같다. 먼저 출력 전 단계에서는 전용 소프트웨어인 Materialise Magics(Materialise NV, Belgium)를 사용하여 시편의 출력 위치, 지지 구조물(Support structure)의 배치, 적층 방향 등 주요 출력 조건을 설정하고 최적화하였다. 본 연구에서 사용되는 와이어는 단면 크기가  $0.40 \times 0.40$  mm 매우 얇은 구조이므로 출력 시 형상 변형을 최소화하기 위해 출력 각도는  $180^\circ$  각도 방향과 서포트는 와이어 전체에 설계하였다.

실제 출력은 산업용 금속 3D 프린터인 BLT 160 (Bright Laser Technologies Co., Ltd., China)를 사용하였으며, 출력 재료는 Grade 23 티타늄 합금(Ti-6Al-4V ELI)으로 선정하였다. 출력 방식은 분말층 융합 방식(Powder Bed Fusion, PBF)으로 진행되었으며, 이는 고출력 레이저를 이용하여 분말을 층층이 용융 및 응고시켜 형상을 형성하는 공정이다(Alhudaithy & Almangour, 2023). 금속 3D 프린팅 공정의 특성상, 출력 중 급격한 열 응력(thermal stress)이 누적되어 잔류 응력(residual stress)이 발생할 수 있으므로, 출력 후에는 필수적으로 후열처리(Post-Processing Heat Treatment)를 통해 내부 응력을 제거하였다(Figure 5).

Custom-cut 유지장치의 제작은 얇은 티타늄 판재를 기반으로 한 CNC 레이저 커팅 공정을 통해 수행되었다. 실제 가공은 맞춤 제작 장비로 레이저 빔은 TRUMPF Laser System (TRUMPF GmbH Co. KG, Germany)을 사용하였으며, 금속 판재는 산업용 의료 재료 규격에 부합하는 제품으로 Grade 23 티타늄 합금(Ti-6Al-4V ELI)에 0.4 mm 두께로 구매하여 동일한 크기인  $0.40 \times 0.40$  mm 설정된 조건 하에 정밀한 레이저 커팅을 통해 와이어 형상을 구현하였다. 본 방식에서는 현재 임상에서 판매되고 있는 제품의 공정을 전체적으로 확인할 수 없었으나, 제품의 제작 공정에 대한 특허와 인허가를 참고하였으며 가공 품질의 정밀성과 소재 표면의 산화 방지를 동시에 확보하는 것이 핵심 요소로 이를 위해 레이저의 출력 사양, 가공 속도, 보조가스의 종류 및 압력 등 다양한 조건을 정밀하게 조정하였다. 제작의 기준은 커팅 후 소재 표면에 미세한

돌출물, 날카로운 잔여물, 과열에 의한 변색 또는 산화층이 발생하지 않도록 가공 조건으로 최적화하였다.

두 그룹으로 제작된 시료는 임상 적용이 가능한 수준으로 제작하기 위하여 최종 공정은 연마(polishing) 및 초음파 세척(cleaning) 등의 후처리 과정을 통해 표면 품질과 치수 정밀도를 확보하였다. 연마공정은 전해연마(electropolishing)를 통하여 Grade 23 티타늄 합금과 장치 두께를 고려하여 표면의 미세한 거칠기를 줄이고 미세 결함을 줄이는 기준으로 두 그룹 모두 전압 15V, 반응시간 5분으로 설정하여 진행하였다. 이후 세척 공정으로 유지장치 제작을 마무리하였다.



**Figure 5.** Fabrication process of the fixed lingual retainer in the Custom-print group.

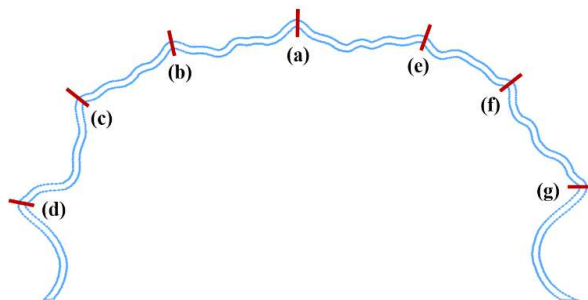
A, Appliance design using dedicated CAD software; B, Final support structure designed for printing; C, Metal 3D printing of the appliance; D, Post-processing heat treatment for stress relief; E, Detachment of the appliance from the build plate; F, Appliance prior to support removal; G, Removal of support structures using a disc bur; H, Electropolishing of the appliance surface; I, Finalized fixed lingual retainer.

## 다. 정확도 계측

CAD/CAM 유지장치의 정확도 평가를 위한 기존 선행 연구에서는 모델에 장치를 부착하여 스캔을 진행한 후 소프트웨어 상에서 중첩하여 계측하였다. 본 연구에서는 사각형 와이어 형상의 유지장치를 모델에 부착 시 면이 아닌 모서리 부분으로 부착할 수 있는 가능성이 있고, 부착 시 와이어의 변형 가능성을 피하고자 와이어 자체를 비접촉 방식의 3D 스캐너를 통하여 진행하였다(ATOS Q, ZEISS, Germany).

스캔 데이터를 설계 디자인과 중첩을 통해 형상 분석과 편차값을 확인하였으며 해당 분석은 소프트웨어(ZEISS INSPECT Opticle 3D Pro, Carl Zeiss GOM Metrology GmbH, Germany) 통하여 진행하였다.

Custom-cut그룹과 Custom-print그룹으로 제작된 총 10개의 시료로 정확도 평가를 실시하였다. 정확도 평가는 설계된 유지장치 디지털 파일을 기준으로 실제 제작된 시료의 3차원 스캔 데이터를 중첩(superimposition)하여, 각 지점의 편차값을 분석하는 방식으로 수행되었다. 중첩을 통한 편차값 측정은 와이어 부위 중 곡률 변화가 가장 큰 인접면 부위를 기준으로 총 7개 지점을 설정하여 진행하였으며, 구체적인 측정 위치는 다음과 같다(Figure 6).

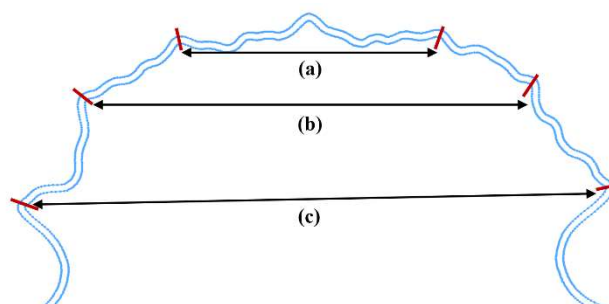


**Figure 6.** Reference model with designated measurement points for accuracy assessment

- (a) Interproximal area between the maxillary central incisors; (b) Between the right maxillary central and lateral incisors; (c) Between the right maxillary lateral incisor and canine; (d) Between the right maxillary canine and first premolar; (e) Between the left maxillary central and lateral incisors; (f) Between the left maxillary lateral incisor and canine; (g) Between the left maxillary canine and first premolar

각 위치에서의 편차값은 설계값(0 mm)을 기준으로 평균값이 0에 가까울수록 높은 형상 정확도를 의미하는 것으로 간주하였다.

또한, 와이어는 단면 크기가  $0.40 \times 0.40$  mm 로 매우 얇기 때문에 제작 공정(가공 또는 출력) 중 형상 변형 가능성이 존재한다. 이에 따라 형상 변형에 대한 정량적 확인을 위하여 거리 기반의 정확도 분석도 추가로 실시하였다. 거리 측정은 좌우측 기준점을 설정하여 양 끝단 사이의 거리를 측정하였고, 기준이 되는 설계 거리와 실제 측정값 간의 차이를 비교하였다. 측정 지점은 다음과 같다(Figure 7).



**Figure 7.** Reference model with designated measurement points for wire form evaluation

(a) Measurement of the distance between designated points on the left and right interproximal areas between the maxillary central and lateral incisors; (b) Measurement of the distance between designated points on the left and right interproximal areas between the maxillary lateral incisors and canines; (c) Measurement of the distance between designated points on the left and right interproximal areas between the maxillary canines and first premolars

거리 오차 역시 설계 값과의 차이가 작을수록 높은 정밀도를 의미하며, 이를 바탕으로 두 제작 방식 간의 구조적 정확도 차이를 평가하였다.

## 2.3. 기계적 특성

기계적 특성 평가에서는 교정용 와이어 평가 관련하여 하중-변형 곡선 분석은 ISO 15841: Dentistry — Wires for use in orthodontics 국제 표준 규격을 기준으로 진행하였으며, 반복 하중에 대한 내구성(fatigue resistance)은 임상적인 안정성과 장기 사용과 관련될 것으로 예상되므로 피로파괴 강도(fatigue fracture strength) 확인과 피로 시험의 반복 횟수(fatigue cycles) 50회를 기준으로 파절 여부를 확인하였다.

추가로 구강 내에 부착하는 장치는 이물감면에서 매우 중요한 요소이다. 고정식 설측 유지장치 또한 구강 내에서도 가장 이물감을 높게 느낄 수 있는 부위에 부착하기 때문에 표면 품질이 중요하다.

금속 3D 프린터는 분말층 융합 방식으로 제작되기 때문에 내부에 미세기포와 공극을 확인해야 하는 기공(porosity)부위, 소결되지 않고 남은 금속 분말 입자 확인과 층간 결합 상태 분석이 필요하다. 또한, 표면 거칠기가 높으면 플라그나 치석 등 세균 부착이 증가되어 구강 위생이 저하될 수 있기 때문에 전체적인 표면 거칠기 확인을 진행하였으며, 해당 거칠기 평가는 현재 임상에서 판매되고 있는 Custom-cut에 대한 세부 공정까지 확인할 수 없으므로 실험 결과의 오류 가능성을 고려하여 Custom-print 군으로만 각 재료 별로 유지장치의 적절성을 확인하였다.



## 가. 재료

### (1) 하중-변형 및 피로 파괴 평가

시료는 ISO 15841: Dentistry — Wires for use in orthodontics 와이어의 기계적 특성을 평가하기 위한 국제 표준 규격을 기준으로 해당 기준에 따라 만능 재료 시험기에 기준이 되는 직선형 와이어 30 mm를 준비하였으며, 와이어 단면 치수는 본 연구에서 평가한 시편과 동일한 0.40 x 0.40 mm 로 출력 및 가공을 진행하였다.

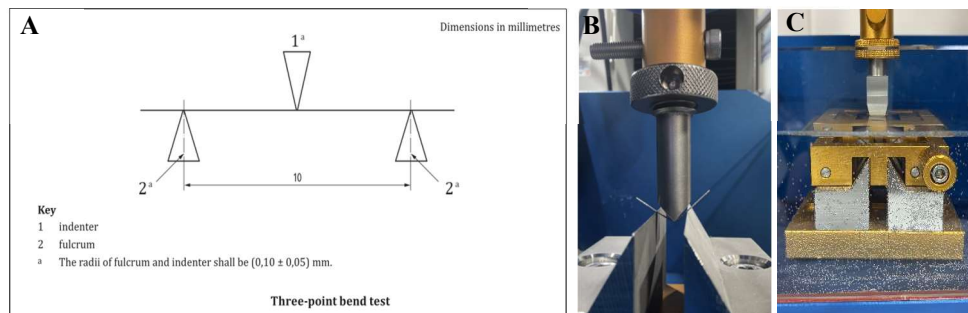
### (2) 거칠기 평가

금속 3D 프린터로 각 Titanium(Ti-6Al-4V ELI), Stainless Steel(SUS316L) 재료를 선정하여 출력 후 구강 내에 부착할 수 있는 상태까지 전체 작업 공정으로 진행한 후 주사전자현미경과 공초점 현미경으로 측정할 수 있는 상태로 준비하여 진행하였다.

## 나. 방법

### (1) 하중-변형 및 피로 파괴 평가

하중-변형 평가와 피로파괴 강도 평가는 만능재료시험기(Universal Testing Machine, UTM)를 통하여 진행하였다. 하중-변형 시험은 ISO 15841: Dentistry — Wires for use in orthodontics 표준 규격 기준으로 3점 굽힘 방식으로 수행되었으며(Figure 8, 크로스헤드의 이동속도는  $(1.25 \pm 0.75)$  mm/min, 와이어는 대칭적인 3점 굽힘 시험으로 실시하였으며, 지지대 사이의 와이어 스패ん 길이는 10 mm로 설정, 변형(굴곡)은 중앙에 위치한 인텐터를 이용하여 수행, 와이어는 3.1 mm까지 굽힘(변형) 되어야 하며, 언로딩(unloading) 동안의 굽힘 하중은 하중-변형 곡선(force-deflection diagram)에서 결정되며, 변형량이 3.0 mm(F1), 2.0 mm(F2), 1.0 mm(F3), 0.5 mm(F4)일 때의 하중 값을 기록하여 산출한다. 와이어는 구강 내의 온도 조건으로 재현하기 위하여 37°C로 설정하였다. 피로파괴 강도 시험에서는 국제 표준 규격이 설정되어 있지 않지만 동일한 장비를 통해서 스패ん 길이 10 mm, 시험변위는 최대 3 mm 하중 속도 6 mm/min, 온도는 37°C, 50회 반복 하중으로 진행하였으며 10회부터 50회까지 10회차마다 3 mm 변위의 강도 값과 파절 여부를 확인하였다(Figure 8).



**Figure 8.** Three-point bending test setup for evaluating the load–deflection characteristics of orthodontic wires according to ISO 15841.

**(A)** Schematic diagram illustrating the standardized configuration of the three-point bending test. The span between the fulcrums is 10 mm, and both the indenter and the fulcrums have a radius of  $(0.10 \pm 0.05)$  mm as specified by the standard.

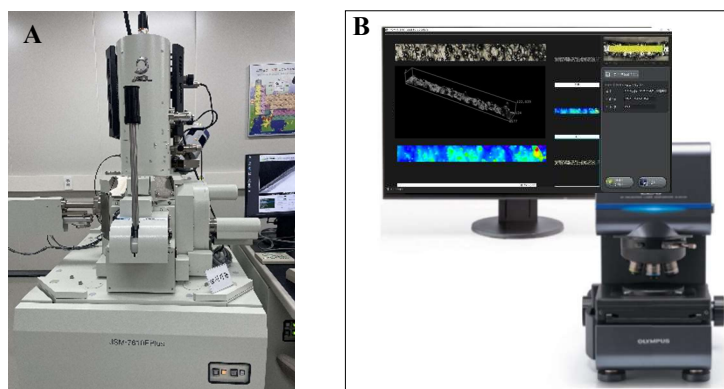
**(B)** Photograph of the test setup showing the indenter positioned above the specimen placed on two fulcrums.

**(C)** Photograph of the test performed in a temperature-controlled chamber set to 37 °C, simulating intraoral conditions as required by ISO 15841.

## (2) 거칠기 평가

각 재료 별 출력물 시료 중 무작위로 10개를 선정하여 시료 당 시편 1개로 7개의 시편을 준비하였다. 각 시편에 대해 배율  $\times 250$ 에서 주사전자현미경(SEM)을 이용하여 기공(porosity) 부위의 미세기포 및 공극, 소결되지 않은 금속 분말 입자, 그리고 층간 결합 상태를 관찰하였다 (Figure 9-A).

각 시편으로 레이저 공초점 현미경(Olympus LEXT OLS5100, Olympus)을 통하여 평균 면적 거칠기를 분석하였다. 비접촉식으로 진행하였으며 측정영역 (Scan area) 은  $129\ \mu\text{m} \times 129\ \mu\text{m}$ 으로 관찰하여 값이 추출되었으며 각 시편의 평균값을 확인하였다(Figure 9-B).



**Figure 9.** Equipment used for microstructural and surface characterization of the printed specimens.

**(A)** Scanning electron microscope (SEM, JSM-7610F Plus, JEOL, Japan) used to observe internal microporosities, voids, and un-sintered metal powder particles.

**(B)** Non-contact confocal laser microscope (OLS5000, Olympus, Japan) used to evaluate surface topography and roughness.

## 2.4. 데이터 분석 방법 및 통계 처리

본 논문에서 시행된 시험결과들의 통계 분석은 SPSS WIN 14.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, USA) 프로그램을 이용한 통계분석을 진행하였다. 정확도 평가에서는 각 시료의 스캔 데이터 편차값들의 분포가 정규 분포를 따르는지 확인하기 위하여 Shapiro-Wilk 정규성 검정을 각 군별로 수행하였다. 각 그룹 간의 편차 데이터 분포를 확인하며 그룹 간의 평균 편차가 차이가 있는지 확인하기 위해 one-way analysis of variance(ANOVA)를 시행하였고 어느 그룹들 간에 차이가 있는지를 확인하기 위해 사후 검정(Post-hoc)은 Tukey의 HSD (honest significant difference) 검정으로 사용하였다.  $P < 0.05$ 인 경우 통계적으로 유의한 차이가 있다고 판정하였다. 기계적특성 평가에서는 통계적으로 검정하기 위해 두 그룹 간의 독립 표본 t-test를 진행하여 비교하였다. 피로 파괴 강도에서 독립 변수가 2개 이상을 고려하여 2-way analysis of variance(ANOVA)으로 분석하였으며, 파절 여부를 비교하는 방법으로 chi-square 검정을 통하여 변수 유형을 확인하였다.

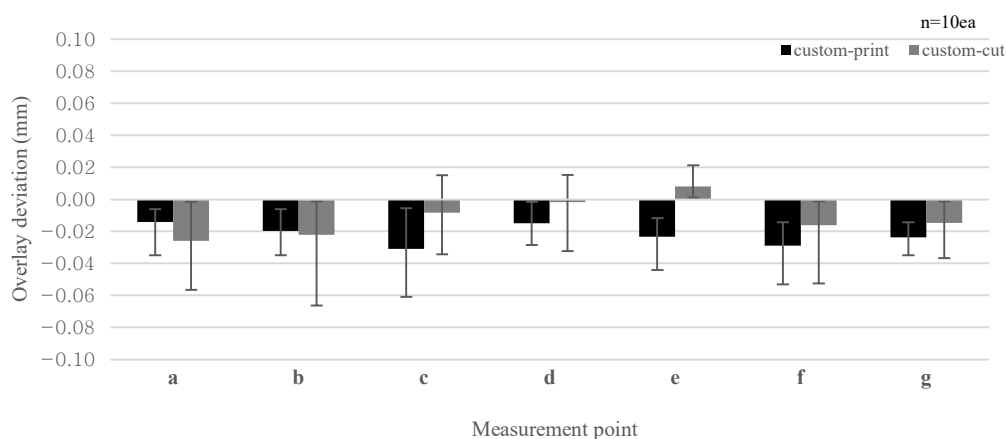
### 3. 연구결과

#### 3.1. 정확도 평가

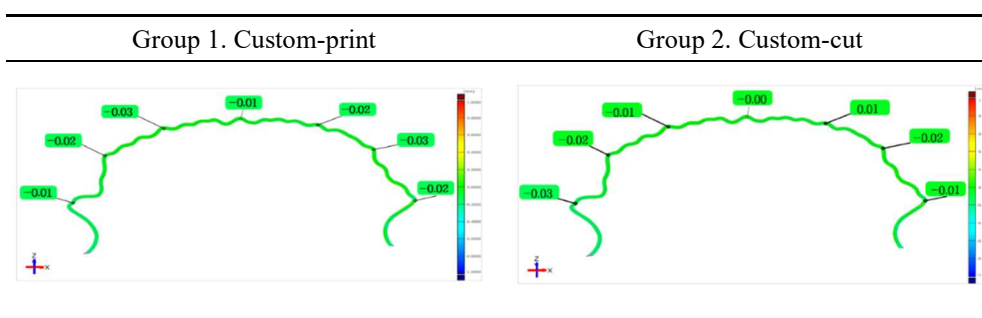
##### 가. CAD 기준 중첩을 통한 정확도 평가

기준이 되는 디자인과의 정합도 평가를 위하여 Custom-print 및 Custom-cut 7 개 기준 포인트(a-g)를 기반으로 중첩 편차를 분석하였다. Custom-print 와 Custom-cut 두 그룹 모두 설계 디자인과 높은 정합도를 보였으며, 편차 범위는  $\pm 0.03$  mm 이내로 확인되었다. 두 그룹 간 정합도 비교를 위한 독립표본 t-검정 결과, 모든 포인트에서 통계적으로 유의한 차이는 관찰되지 않았다( $p > 0.05$ ). 이는 두 제작 방식이 기준 설계 파일과 유사한 수준의 정합도를 나타낸다는 것을 시사한다.

예를 들어, a 포인트에서의  $p$ -value는 0.21, c 포인트는 0.17로 나타났다. 이러한 결과는 Custom-cut과 Custom-print 방식 모두 기준 모델과 유사한 수준의 정합도를 갖추었음을 보여준다(Figure 10).



**Figure 10.** Accuracy Assessment of Two Types of Retainer Wire Fabrication Based on Overlay Deviation at Seven High-Curvature Interproximal Points a, Interproximal area between maxillary central incisors; b, Between maxillary right central and lateral incisor; c, Between maxillary right lateral incisor and canine; d, Between maxillary right canine and first premolar; e, Between maxillary left central and lateral incisor; f, Between maxillary left lateral incisor and canine; g, Between maxillary left canine and first premolar



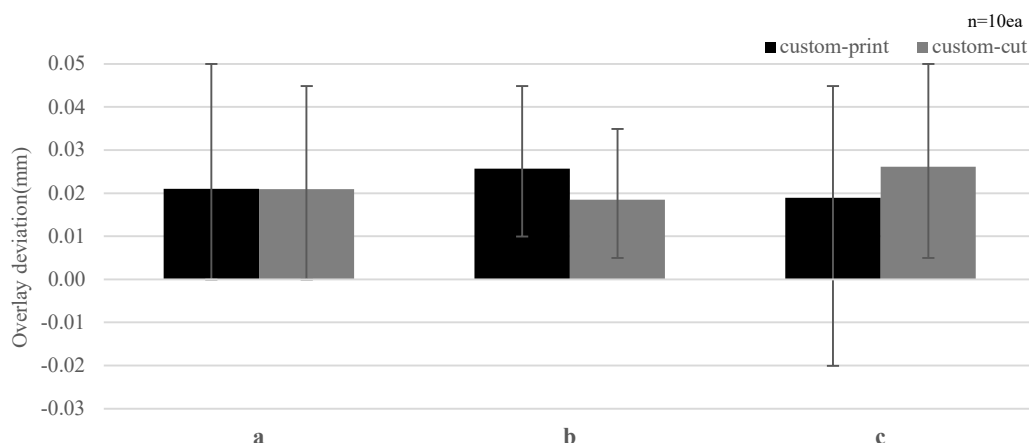
**Figure 11.** Superimposition results in the x-z direction for each group based on 3D scanning. Color maps indicate deviations from the reference CAD model

## 나. CAD 기준 중첩을 통한 형상(form) 평가

측정은 곡률 변화가 뚜렷한 세 구간 (a) 전치부, (b) 견치부, (c) 소구치부에서 이루어졌으며, 각 지점에서의 평균 편차(Overlay deviation, mm)를 도출하였다.

두 그룹 모두 설계된 CAD 형상과 유사한 수준의 정합도를 보였으며, 평균 편차는 전 지점에서 0.02 mm 내외로 나타났다. Custom-print 그룹과 Custom-cut 그룹 간의 평균 정합도 차이는 독립표본 t-검정을 통해 비교되었으며, 모든 측정 지점(a, b, c)에서 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다 ( $p > 0.05$ ).

3D 형상 중첩 시각화 결과에서도 두 그룹 모두 전반적으로 기준 형상에 잘 부합하는 것으로 확인되었으며, 국소적인 오차는 일부 곡률 급변 구간에서 제한적으로 관찰되었다(Figure 12).



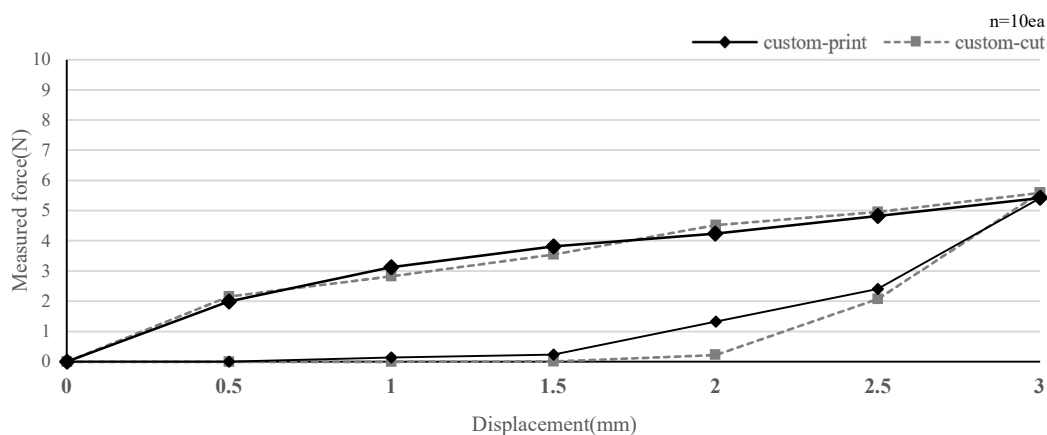
**Figure 12.** Wire form evaluation of two retainer wire fabrication methods via 3D

Superimposition a, Measurement of distance between designated left and right points at the interproximal area between the maxillary central and lateral incisors; b, Measurement of distance between designated points at the interproximal area between the maxillary lateral incisor and canine; c, Measurement of distance between designated points at the interproximal area between the maxillary canine and first premolar;

## 3.2. 기계적 특성 평가

### 가. 하중-변형 비교

하중-변형 곡선 평가에는 ISO 15841: Dentistry — Wires for use in orthodontics 표준 규격 기준으로 만능재료시험기(Universal Testing Machine, UTM)를 통하여 0.40x0.40 mm의 동일한 단면 치수 직선형 와이어로 두 그룹 간 비교 평가하였다. 그에 대한 최대 강도 값, 변위에 대한 복원 값은 그래프에 나타냈다(Figure 13).



**Figure 13.** Load-deflection analysis of two types of fixed lingual retainer wires

모든 실험은 동일한 조건에서 수행되었으며, 하중-변형곡선에 대한 결과값은 전체적인 강성과 최대하중 값, 항복점은 표에서 확인할 수 있다.

변형에 대한 저항성으로 전체적인 강성에 대한 두 곡선은 선형에 가까운 형태로 증가하며, 하중이 변위에 비례하여 증가하였다. Custom-cut 그룹은 전반적으로 약간 더 높은 기울기를 보여 강성이 더 높은 것으로 확인되었으며, 실제 값에서도 3.0 mm 변위 값에서 최대 5.59(N)으로 Custom-print 군 보다는 Custom-cut 그룹에서 강도 값이 더 높은 것으로 확인되었다.



변위 값에서는 Custom-print 군에서 안정적으로 하중이 변화를 보였으나, 두 그룹간 완벽한 복원은 관찰되지 않았다(Table 2). ( $p$ -value=0.66)

**Table 2.** Load–Deflection Analysis of Two Types of Fixed Lingual Retainer Wires

Loading Force(N)						
Group	0.5 mm	1.0 mm	1.5 mm	2.0 mm	2.5 mm	3.0 mm
Custom-print	2.16	2.83	3.55	4.53	4.96	5.42
Custom-cut	1.99	3.13	3.81	4.24	4.82	5.59

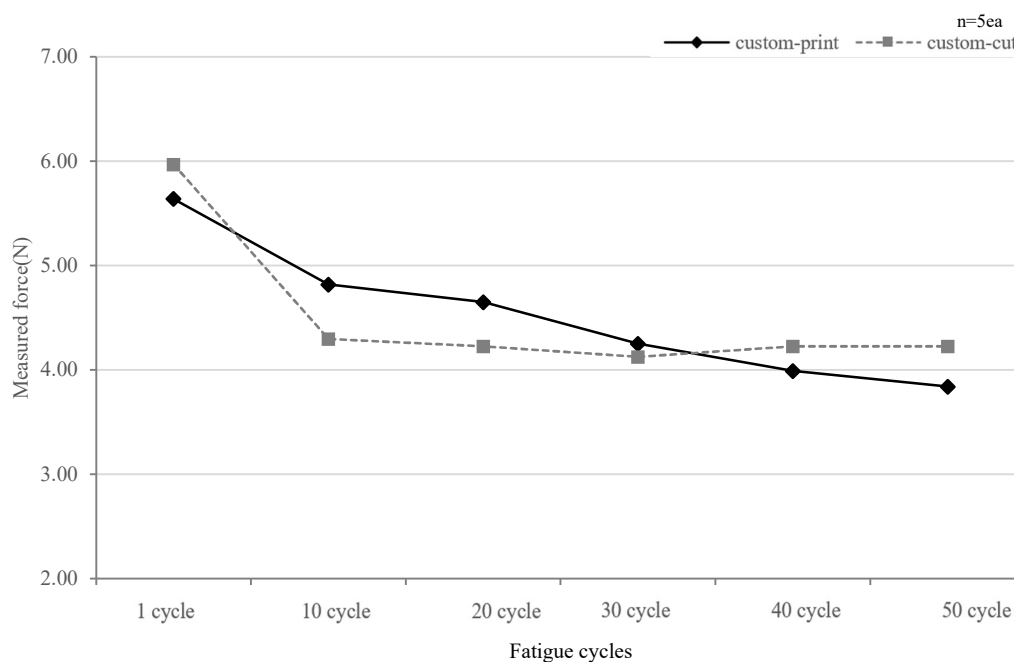
  

Unloading Force(N)						
Group	3.0 mm	2.5 mm	2.0 mm	1.5 mm	1.0 mm	0.5 mm
Custom-print	5.42	2.40	1.32	0.24	0.14	0
Custom-cut	5.59	2.08	0.23	0	0	0

## 나. 피로 파괴 비교

피로 하중 시험 결과, Custom-print, Custom-cut 두 그룹 모두 반복 횟수 증가에 따라 하중 감소를 보였다. 1회 반복 시 평균 하중은 Custom-cut 그룹( $5.97 \pm 0.17$  N), Custom-print 그룹( $5.64 \pm 0.42$  N) 측정되었다. Custom-print와 Custom-cut 간의 비교에서는 10회에서만 유의한 차이( $p = 0.03$ )를 보였고, 그 이후 회차에서는 통계적으로 유의한 차이가 없었다(20회  $p = 0.09$ , 30회  $p = 0.54$ , 40회  $p = 0.13$ , 50회  $p = 0.09$ ).

Custom-print 그룹은 피로 반복 증가에 따라 점진적인 하중 감소를 보였으며, Custom-cut 그룹은 20회 이후 비교적 안정적인 하중 유지 경향을 나타냈다. 모든 회차에서 Custom-print 및 Custom-cut 그룹과 유의한 차이를 나타냈다( $p < 0.01$ ). 두 그룹 간의 피로 파괴 시험에서는 파절이 발견되지 않았다(Figure 14).

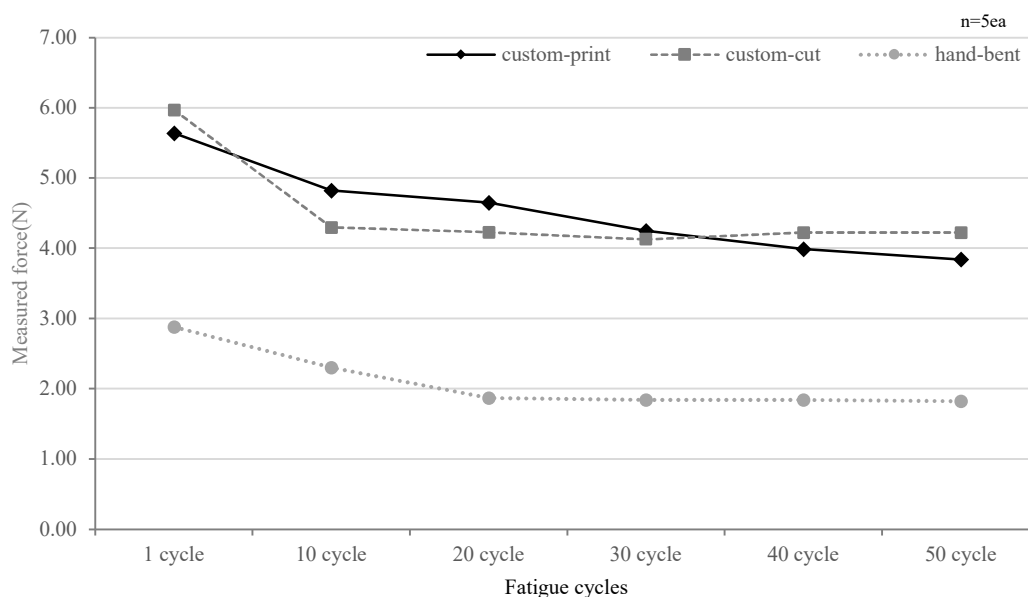


**Figure 14.** Comparison of fatigue degradation behavior of Custom-print, Custom-cut lingual retainer wires

## 다. 기존 임상용 와이어를 포함한 피로 파괴 비교

유지장치의 적절성을 확인하기 위하여 기존 임상에서 사용되는 다중 가닥 스테인레스 스틸 와이어를 비교군으로 포함하여 반복 횟수 증가에 따른 피로 하중을 비교하였다.

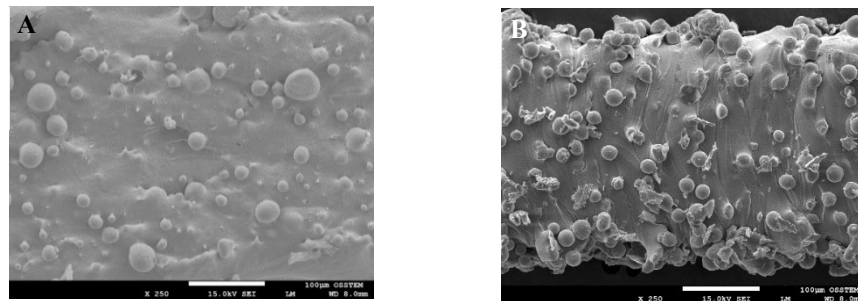
세 가지 유지장치 와이어(Custom-print, Custom-cut, Hand-bent)에 대한 반복 하중 적용 후의 피로 강도 변화 양상을 비교한 결과, Custom-print 및 Custom-cut 그룹은 50회 사이클 후에도 각각 약 3.8 N, 4.3 N 수준의 하중을 유지하며 안정적인 강도 감소 패턴을 보였다. 반면, 기존 임상에서 사용되는 다중 가닥 스테인리스 와이어는 초기 하중이 약 2.9 N으로 가장 낮았고, 반복 사이클이 진행됨에 따라 20회 이후부터는 2.0 N 이하로 유지되며 피로 저항성이 가장 낮게 나타났다(Figure 15). 이러한 결과는 스테인레스 스틸 와이어라는 재료 적 특성으로 반복 하중에 따른 변형 회복력이 떨어지고 구조적 일관성이 낮은 것으로 판단된다.



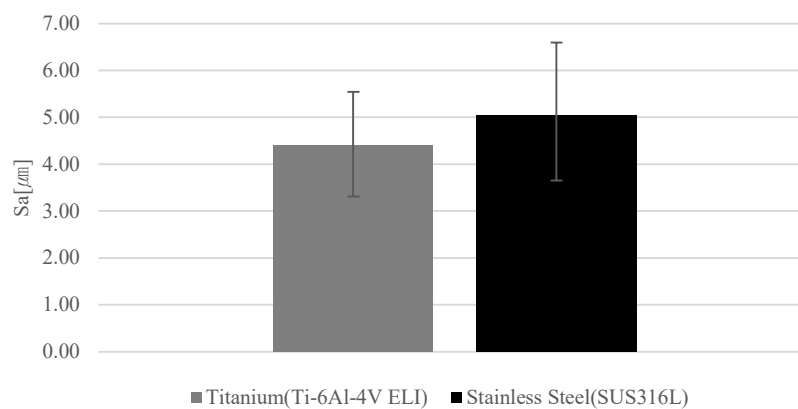
**Figure 15.** Comparison of residual force under fatigue loading among three types of lingual retainer wires including conventional multistranded stainless steel wire

## 라. 거칠기 확인

거칠기 확인 전 Custom-print 방식으로 제작된 각 재료(Ti-6Al-4V ELI, SUS316L) 유지장치의 내부 기공 상태를 주사전자현미경(SEM)  $\times 250$  배율로 관찰하였다(Figure 16). 각 재료 별 표면 거칠기( $S_a$ ) 확인 결과 Titanium  $4.31 \pm 1.00 \mu\text{m}$ , Stainless Steel  $5.03 \pm 1.47 \mu\text{m}$ 로 나타났다(Figure 17).



**Figure 16.** SEM observation of internal porosity in retainer wires fabricated from two materials using metal 3D printing (scale  $\times 250$ ). (A) Titanium (Ti-6Al-4V ELI) wire; (B) Stainless Steel (SUS316L) wire.



**Figure 17.** Comparison of surface roughness of retainer wires fabricated from two materials using metal 3D printing

## 4. 고찰

1970년대 고정식 설측 유지장치가 처음 소개된 이후, 임상 결과를 반영하여 지속적으로 보완되었고, 현재는 유연성과 강도, 편의성을 고려한 다중가닥 얇은 금속 와이어를 꼬아 성형한 형태가 널리 사용되고 있다(Booth et al., 2008). 최근 디지털 치과 산업의 발전에 따라, 새로운 제작 방식의 고정식 설측 유지장치가 지속적으로 출시되고 있으며, CAD/CAM 방식에 대한 관심이 증가하고 있다(Graf et al., 2023).

초기의 스트레이트 와이어 및 lingual bar 방식은 임상적 한계를 보였고, 이를 개선하기 위해 다중가닥 와이어가 도입되면서 제품의 안정성과 다양성이 향상되었다. 마찬가지로 CAD/CAM 기반 제작 방식 또한 다양한 형상과 설계를 반영할 수 있는 기술적 발전이 요구된다. 현재까지는 CNC 가공을 통해 티타늄 또는 니켈-티타늄 판재에 레이저 커팅으로 제작하는 방식이 사용되고 있다. 그러나 이 방식은 와이어 단면이 사각형으로만 구현되고, 하악 소구치 부위에서 3차원 곡면 형상을 충분히 재현하지 못하는 등 한계가 존재한다.

설측 치아는 cingulum, marginal ridge 등 해부학적 구조가 뚜렷하여 곡률이 크고 접착면 확보가 어려운 경우가 많기 때문에 다양한 형상의 와이어가 필요할 수 있다. 현재 금속 3D프린터는 보철물과 임플란트 부품 제작에 안정적으로 사용되고 있으며(Joshua et al., 2024), 설측 유지장치 제작에 대한 적용은 아직 보고되지 않았다. 그러나 교정 기공 분야에서도 3D 프린터의 활용 범위가 확대되고 있으며, trans palatal appliance, 악궁 확장 장치 등의 고정식 장치 제작에서 높은 정밀성과 일관성을 기반으로 한 생산 효율성이 기대되고 있다(Pepla et al., 2022).

금속 3D 프린터는 환자 맞춤형 설계를 기반으로 복잡한 형상을 정밀하게 재현할 수 있으며, 디지털 워크플로우를 통해 설계부터 제작까지 자동화됨으로써 기공사 간 기술 편차를 최소화하고 재현성을 높인다. 이로 인해 환자 구강 구조에 최적화된 장치 제작이 가능하며, 교정 치료의 예측 가능성과 효율성을 향상시킬 수 있다.

최근에는 Co-Cr 이외에도 티타늄, 니켈-티타늄 합금, 스테인리스 스틸 등 다양한 금속 재료의 프린팅이 가능해졌으며, 사용 목적과 환자 조건에 따라 적절한 재료

선택이 가능해졌다. 하중을 반복적으로 받는 유지장치의 경우, 재료 특성에 따라 피로 저항성과 접착 안정성이 달라질 수 있으므로 재료 개발과 공정 최적화가 임상 적용에 핵심 요소로 작용한다.

Custom-cut 방식은 높은 기계적 강도를 갖지만, Custom-print 방식에서도 재료 조성, 출력 조건, 레이저 사양, 입자 크기, 열처리 등 다양한 인자를 조절함으로써 충분한 기계적 성능 확보가 가능할 것으로 판단된다. 또한 Custom-cut 방식은 정밀한 형상을 구현할 수 있다는 점에서 정확도 측면에서 우수하며, 3D 프린터 역시 고정밀 설계를 바탕으로 유사한 형상을 출력할 수 있다.

본 연구에서도 설계 모델과 실제 출력물을 중첩한 결과, 전체 간격에서  $\pm 0.03$  mm 이내의 편차를 보였으며, Custom-print와 Custom-cut 그룹 간 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 적층 방식의 3D 프린팅은 출력 각도( $90^\circ$ )와 서포트 설계에 따라 형상 정확도에 영향을 받을 수 있으나, 본 연구에서는 이를 고려하여 최적 조건을 설정하였다.

형상 정확도는 거리 측정을 통해 분석하였으며, 각 지점 간의 평균 오차는 작았지만 기준값과 비교하였을 때 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 이는 임상 적용을 위한 형상 일관성 확보가 필요함을 의미하며, 향후 연구에서는 편차를 최소화하는 설계 전략이 필요하다.

하중-변위 곡선 분석에서 두 그룹 모두 변위 증가에 따라 선형적인 하중 증가를 보였으며, 일정 수준 이상의 강성을 유지하고 있었다. 특히 Custom-print 그룹은 중간 변위 구간에서 비교적 일관된 하중 증가를 나타내어 기계적 강도에 긍정적인 영향을 줄 수 있는 구조적 일관성을 보였다. 그러나 Custom-print 그룹은 Custom-cut 그룹에 비해 전체적인 기계적 강도가 낮게 나타났으며, 이는 미세구조 및 공정 조건 차이에 기인한 것으로 판단된다.

분말 입자 크기, 적층 간 융합도, 열처리 조건 등은 최종 기계적 성능에 큰 영향을 미치며, 향후에는 이러한 변수들을 정밀하게 제어함으로써 출력물의 강도와 탄성 특성을 개선할 수 있을 것이다.

피로 파괴 시험 결과, 두 그룹 모두 반복 하중에 따른 하중 감소 경향을 보였으며, 20 회 반복 이후에는 두 그룹 간 통계적으로 유의한 차이가 없었다( $p > 0.05$ ). Custom-

print 그룹은 점진적인 하중 감소를 보인 반면, Custom-cut 그룹은 비교적 안정적인 하중을 유지하였다.

기존 임상에서 사용하는 다중가닥 스테인레스 스틸 와이어를 추가하여 피로 강도 평가를 비교하였을 때에 스테인레스 스틸의 재료적 특성과 각 그룹 간의 재료 적 특성이 차이가 있을 수 있지만 기계적 피로에 대한 저항성과 하중 유지력 면에서 Custom-print 방식은 전반적으로 우수하여 이는 Custom-print 방식도 강도와 반복 하중에 대한 저항성은 임상 적용 가능성에 적절할 것으로 기대된다.

표면 거칠기 측정 결과, 금속 3D 프린터로 제작된 Ti는  $4.31 \pm 1.00 \mu\text{m}$ , 스테인리스 스틸은  $5.03 \pm 1.47 \mu\text{m}$ 로 나타났다. 이는 적층 방식 특유의 표면 불균일성과 층 간 경계에 기인한 것으로 보인다. 하지만 스테인리스 스틸의 경우 상대적으로 평활도가 높아 향후 전해연마 등의 후처리를 통해 개선 가능성이 높을 것으로 예상된다.

SEM 분석 결과, 내부 기공이나 틈은 관찰되지 않아 출력물의 밀도와 구조적 안정성은 우수한 것으로 평가되었다. 다만, 표면 조직의 균일성과 질감에서는 판재 기반 제품과 차이가 있을 것이며, 이는 접착 안정성이나 세균 부착에 영향을 줄 수 있다.

따라서 금속 3D 프린터 방식으로 제작된 유지장치의 임상 적용 가능성을 더욱 향상시키기 위해서는 재료 선택의 폭을 넓히는 한편, 표면 품질 향상을 위한 전해연마, 열처리, 표면 개질 등 후처리 공정 조건에 대한 심화 연구가 병행되어야 한다. 이를 통해 기존 제품 수준의 표면 품질과 임상적 기계적 특성을 확보할 수 있는 설계 및 전략이 필요하다.

## 5. 결론

본 연구는 CAD/CAM 기반의 고정식 설측 유지장치 제작 방식 중 금속 판재 가공 방식(Custom-cut)과 금속 3D 프린팅 방식(Custom-print)을 비교하여, 구조적 정확도, 기계적 특성, 표면 특성에 대한 정량적 분석을 통해 임상 적용 가능성을 평가하여 다음과 같은 결과가 확인되었다.

### 1. 정확도 평가

기준 설계와 실제 제작물의 스캔 데이터를 중첩하여 형상 편차를 분석한 결과, 대부분의 측정 지점에서는 두 방식 간 통계적으로 유의한 차이가 없었으나, 일부 지점에서는 유의한 차이가 나타났다. 이에 따라 정확도에 대한 귀무가설은 기각되었다.

### 2. 기계적 특성 평가 - 하중-변위 시험

두 그룹 모두 변위 증가에 따라 하중이 선형적으로 증가하는 경향을 보였다. Custom-print 방식은 하중 전달 양상에서 Custom-cut 방식과 유사하였으나, 최대 하중에서는 소폭 낮은 수치를 나타냈다.

### 3. 기계적 특성 평가 - 피로파괴 시험

반복 하중에 대한 평가에서 두 그룹 모두 반복 횟수 증가에 따라 점진적인 하중 감소를 보였으며, 20 회 이후에는 통계적으로 유의한 차이가 관찰되지 않았다. 이에 따라 기계적 안정성에 대한 귀무가설은 채택되었다.

### 4. 표면 특성 - 거칠기 분석

표면 거칠기(Sa) 분석 결과, 금속 3D 프린터 방식으로 출력한 티타늄과 스테인리스 스틸 재료의 거칠기 값은 각각  $4.31 \pm 1.00 \mu\text{m}$ ,  $5.03 \pm 1.00 \mu\text{m}$ 로 확인되었다.



SEM 관찰 결과, 입자 간 기공이나 구조적 결함은 관찰되지 않았으며, 적층 구조물의 내부 치밀도는 양호한 수준이었다.

종합적으로, 금속 3D 프린터를 활용한 설측 유지장치는 설계 정밀도 반영, 자동화된 제작 공정, 환자 맞춤형 제작의 유연성 측면에서 높은 임상 가능성을 보였다. 형상 정확도 분석 결과, 출력 방향, 서포트 구조, 후처리 조건 등 제작 공정 변수들이 형상 재현성에 영향을 미치는 요소임이 확인되었으며, 이를 최적화함으로써 출력 정확도를 향상시킬 수 있을 것으로 기대된다.

기계적 특성 평가에서 금속 3D 프린터 방식은 기존 판재 가공 방식과 유사한 수준의 기계적 안정성을 확보하였다. 이는 반복 하중 조건에서도 구조적 일관성을 유지할 수 있는 가능성을 뒷받침한다.

표면 특성 측면에서는 내부 구조의 치밀도는 양호하였으나, 외부 표면에서는 일부 불균일성이 관찰되었다. 특히 스테인리스 스틸 재료는 상대적으로 매끄러운 표면 형성이 가능하였으며, 향후 출력 재료의 다양화와 후처리 기술 적용을 통해 표면 품질 개선과 구강 위생 측면에서도 긍정적인 결과가 기대된다.

이러한 결과는 금속 3D 프린팅 기반 고정식 설측 유지장치의 기술적 타당성을 입증하며, 향후 디지털 치과 기공 분야에서의 실용적 응용을 위한 기초 자료로 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

## 참고 문헌

- Knaup, I., Bartz, J. R., Schulze-Spate, U., Craveiro, R. B., Kirschneck, C., & Wolf, M. (2021). Side effects of twistflex retainers—3D evaluation of tooth movement after retainer debonding. *J Orofac Orthop*, 82(2), 121–130.
- Jedlinski, M., Mazur, M., Schmeidl, K., Grocholewicz, K., Ardan, R., & Janiszewska-Olszowska, J. (2022). Orthodontic Retention—Protocols and Materials—A Questionnaire Pilot Study among Polish Practitioners. *Materials (Basel)*, 15(2).
- Knierim, R. W. (1973). Invisible lower cuspid to cuspid retainer. *Angle Orthod*, 43(2), 218–220.
- Artun, J., & Zachrisson, B. (1982). Improving the handling properties of a composite resin for direct bonding. *Am J Orthod*, 81(4), 269–276.
- Roussarie, F., & Douady, G. (2017). A side-effect of bonded retention wires: the “wire syndrome” : part 1. *Journal of Dentofacial Anomalies and Orthodontics*, 19(1).
- Kravitz, N. D., Grauer, D., Schumacher, P., & Jo, Y. M. (2017). Memotain: A CAD/CAM nickel-titanium lingual retainer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 151(4), 812–815.
- Kim, H.-B., Kim, W.-H., Kim, H.-Y., & Kim, S.-J. (2023). Accuracy and stability of computer-aided customized lingual fixed retainer. *Korean Journal of Orthodontics*, 53(2), 107–115.
- Doldo, T., Di Vece, L., Ferrari Cagidiaco, E., Nuti, N., Parrini, S., Ferrari, M., & Carboncini, F. (2018). A New Generation of Orthodontic Retainer using 3D Printing Technology: clinical cases report. *Journal of Osseointegration*, 10(4), 142–148.

- Alhudaithy, M., & Almangour, B. (2023). Review of laser powder bed fusion (LPBF) fabricated Ti-6Al-4V: Process, post-process treatment, microstructure, and property. *Materials*, 16(2), 656.
- Booth, F. A., Edelman, J. M., & Proffit, W. R. (2008). Twenty-year follow-up of patients with permanently bonded mandibular canine-to-canine retainers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133(1), 70-76.
- Graf, S., Pandis, N., Baltensperger, M. A., Reicheneder, D. R., & Ludwig, B. (2023). Comparison of six different CAD/CAM retainers vs. the stainless steel twistflex retainer. *Progress in Orthodontics*, 24(1), 11.
- Joshua, R. J. N., Raj, S. A., Hameed Sultan, M. T., Lukaszewicz, A., Jozwik, J., Oksiuta, Z., Dziedzic, K., Tofil, A., & Shahar, F. S. (2024). Powder Bed Fusion 3D Printing in Precision Manufacturing for Biomedical Applications: A Comprehensive Review. *Materials (Basel)*, 17(3).
- Joshua, R. J. N., Raj, S. A., Hameed Sultan, M. T., Lukaszewicz, A., Jozwik, J., Oksiuta, Z., Pepla, E., Zinelis, S., Bourauel, C., & Eliades, T. (2022). 3D Metal Printing in Orthodontics: Current Trends, Biomaterials, Workflows and Clinical Implications. *Journal of Clinical Orthodontics*, 56(10), 627-639.

## ABSTRACT

### **"Evaluation of Accuracy and Mechanical Properties of Metal 3D Printed Fixed Lingual Retainer"**

Currently, various fabrication methods for fixed lingual retainers are being introduced in clinical practice with the advancement of digital technology. Studies have reported the clinical efficacy of the CNC milling (custom-cut) method, which fabricates retainers by cutting metal plates based on CAD/CAM technology, and various materials are being used in clinical applications. Retainers fabricated by this method are limited to two-dimensional curved designs, where the rectangular wire form and the mandibular premolar extensions must be bonded only to the lingual surfaces rather than the occlusal surfaces. Metal 3D printers, which allow the fabrication of three-dimensional curved designs, have recently become essential equipment in dental laboratory work and are expanding their application in orthodontic laboratory procedures as well.

The purpose of this study was to evaluate the clinical applicability of fixed lingual retainers fabricated using metal 3D printing technology by comparing the structural accuracy and mechanical properties of two fabrication methods: the conventional CNC milling method (custom-cut) and the metal 3D printing method (custom-print).

For the analysis of dimensional accuracy, 3D scan data of the fabricated appliances from each group were superimposed onto their corresponding CAD reference designs. Seven identical reference points, including specific anatomical areas, were designated to measure deviations and assess the overall accuracy. Additionally, deviations in the wire arch form were also evaluated.

For the evaluation of mechanical properties, the strength and recovery force of the appliance were assessed by applying a fixed amount of deformation and measuring the load generated during deformation and elastic recovery. Additionally, to simulate long-term intraoral function, fatigue testing was conducted over 50 cycles, and load values along with fracture occurrence were evaluated every 10 cycles.

1. Based on the wire design, seven reference points, including interproximal areas, were selected to measure deviation values. Both the custom-print and custom-cut groups demonstrated dimensional accuracy within  $\pm 0.03$  mm, with no statistically significant differences observed at any of the measured points ( $p > 0.05$ ).
2. In the load–displacement test, both groups showed a linear increase in load proportional to displacement. Although the custom-cut group exhibited higher stiffness values than the custom-print group, both demonstrated consistent structural performance. In fatigue testing, both groups showed a gradual decrease in load with an increasing number of cycles. A statistically significant difference was found only at the 10th cycle ( $p = 0.03$ ), with no significant differences observed thereafter. No fractures were detected in either group after 50 cycles of fatigue loading.
3. Surface roughness in the custom-print group was relatively higher for both titanium and stainless-steel materials ( $4.31 \pm 1.00$   $\mu\text{m}$  and  $5.03 \pm 1.00$   $\mu\text{m}$ , respectively). However, SEM analysis revealed no structural defects or porosity in the printed components.

Based on these findings, the custom-print method demonstrated clinically acceptable dimensional accuracy and mechanical properties for use in fixed lingual retainers. Given that surface irregularities are inherent to the powder bed fusion process used in metal 3D printing, further research on post-processing methods such as electrochemical polishing may help achieve clinical stability comparable to that of conventional products.

This study suggests that fixed lingual retainers fabricated using metal 3D printing have high clinical potential in terms of design precision, automated production, and flexibility for patient-specific customization. With further optimization of fabrication conditions, their clinical applicability can be expanded. The results of this study may serve as foundational data for future applications of 3D printing technology in digital orthodontic laboratory workflows.

---

**Key words:** Metal 3D printer, CAD/CAM, Titanium wire, Fixed lingual retainer,