



적층 제조 방식으로 제조된 비골 금속판의 기계적 성능평가

정효복^a, 박성준^{a*}Evaluation of Mechanical Performance of Fibula Trauma Plate via
EBM and SLM-Based Additive ManufacturingHyo-Bok Jeong^a, Sung-Jun Park^{a*}^a Graduate School of Mechanical Engineering, Korea National University of Transportation

ARTICLE INFO

Article history:

Received	27	November	2020
Revised	5	January	2021
Accepted	8	February	2021

Keywords:

Trauma plate
3D printing
Additive manufacturing
Mechanical test

ABSTRACT

In this study, the mechanical performance of a metal plate manufactured via 3D printing and machining was evaluated. This study aimed to identify the mechanical characteristics of selective laser melting (SLM) and electron beam melting (EBM) 3D printer output methods of fibula plate implants. SLM and EBM samples were prepared in the hemispherical form with a reference to commercial implants. We conducted static and dynamic four-point bending tests, and the results of these tests indicated good and poor performances, respectively, of the plate manufactured via 3D printing. Although satisfactory results were obtained in terms of static hardness of the plate manufactured via 3D printing, poor results were obtained under the condition of repeated loading. Thus, heat treatment is required for the plate design to be compatible with 3D printing-manufacturing with sufficient endurance for repeated loading.

1. 서론

고령화 사회로 인해 뼈 밀도가 낮아지고 그로 인해 골절이 발생하고 사고로 인해 골절이 생기는 경우 골 접합용 금속판(trauma plate)과 고정 나사못(trauma screw)을 사용해서 고정하는 방법이 있다^{1,2)}.

적층제조 기술인 3D프린팅 기술이 발전하면서 기존에는 기계 가공으로 제작해서 사용하는 금속판(Fig. 1)을 사용 했지만 인체에 뼈와 융합이 잘되기 위해서 적층제조(additive manufacturing)를 이용한 임플란트를 제작해서 사용하기 시작 하였다.

본 연구에서는 임상에서 사용 되고 있는 금속판의 소재와 동일한 Ti6Al4V-ELI를 사용하여 적층제조 금속판을 제작해 성능 평가를 하였다.

기존 기계가공 금속판보다 적층제조로 출력한 금속판은 환자의 의료영상(DICOM 파일)의 Slice Distance 값을 이용해 환자 인체에 맞게 굴곡과 크기를 정확하게 제작 할 수 있는 장점이 있다³⁾.

소프트웨어와 의료영상 및 데이터 처리 기술이 발전함에 따라 인공지능 AI기술이 의료영상에 적용되어 3D프린팅 장비를 활용해서 임플란트를 제작 할 수 있게 되었다. AI기술의 적용은 환자의 의료영상(DICOM)파일을 통해 환자의 뼈 굴곡에 맞는 임플란트를 자동으로 생성하여 설계된 데이터를 적용해 적층제조 장비로 금속판을 쉽게 출력을 할 수 있다.

적층제조로 출력한 금속판이 임상에 적용되기는 했으나 제작된 금속판의 기계적 성능에 대한 안정성은 제대로 검증되고 있지 않은 실정이다.

EBM (electron beam melting)과 SLM (selective laser melting)

* Corresponding author. Tel.: +82-43-849-5130

E-mail address: park@ut.ac.kr (Sung-Jun Park).



Fig. 1 Distal fibula plate in the bone model

적층제조 방식으로 제작한 금속판을 기계가공으로 제작한 상용 금속 판과 성능 비교하여 적층제조로 제작된 금속판의 안정성을 검증하고자 한다.

이를 검증하기 위해 현재 금속판 성능 실험 규격으로 사용되고 있는 ASTM F382 실험방법인 정적 압축하중과 반복하중 대한 기계적 강도를 평가하려고 한다.

2. 재료 및 방법

2.1 적층와 열처리를 이용한 시제품 제작

기계적 성능을 비교하기 위해서 기계가공 방식으로 제작한 비골 원위부(distal fibula) 금속판(truma plate : MedyFix, MEDYSSEY)을 비교 대상으로 선정하였으며, 해당 골 접합용 금속판(Fig. 1)은 대한민국 식약처 3등급 의료기기로 승인이 되어 임상적으로 비골 골절 고정에 사용되고 있다.

상용 골 접합용 금속판의 원소재는 티타늄 합금(Ti6Al4V ELI, ASTM F136)이며, 비교 제품과 동일한 형상으로 제작하기 위해 상용 3D 설계 소프트웨어인 Solid Works (Dassault System, Vélizy-villacoublay, France)로 기계 가공 제품과 동일하게 설계하였다. 3D프린팅으로 출력할 시편 제작을 위해 도면(Fig. 2)을 완성하였다. 출력하기 전 출력을 위한 최적화 작업인 서포트 작업과 출력 방향을 설정 할 수 있는 상용 적층제조 전처리 소프트웨어인 MAGICS RP (materialize)를 이용해 시편의 표면과 기계적 강성이 우수한 것으로 알려져 있는 출력판(printing bed) 중앙부위에서 45도 방향으로 금속판을 배치^[4]하여 작업을 진행 하였다. 최종 제품 출력은 EBM 방식의 ARCAM Q10 (ARCAM AB, Mölnlycke, Sweden) 및 SLM 방식의 SLM 125 (SLM

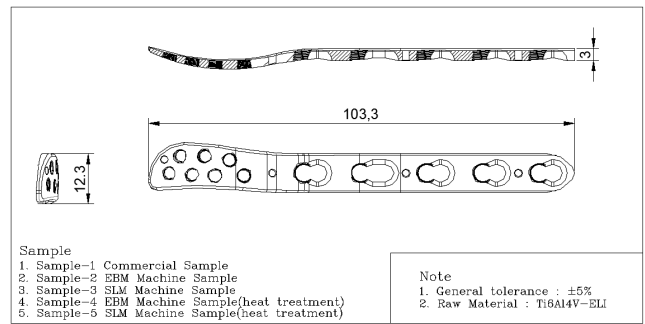


Fig. 2 Drawing for additive manufacturing sample

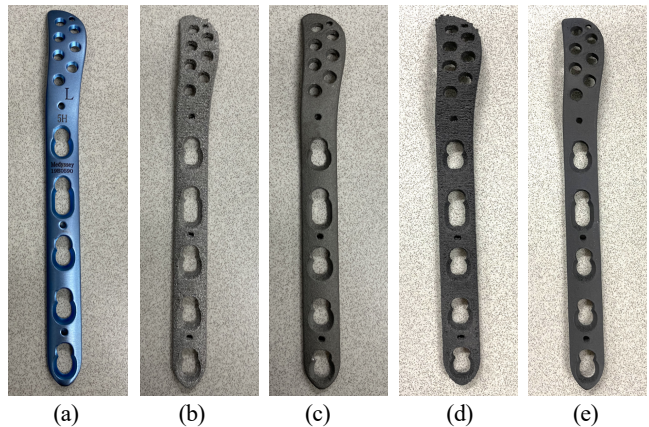


Fig. 3 Distal fibula plate (a) commercial sample, (b) EBM machine sample (c) SLM machine sample, (d) EBM machine sample (heat treatment), (e) SLM machine sample (heat treatment)

solutions, Lübeck, Germany) 이용해 각각 출력되었으며, 사용된 원소재는 티타늄 합금(Ti6Al4V-ELI) 분말로^[5] 한 layer 적층되는 크기가 SLM 장비는 20~63 μm , EBM 장비의 한 layer 크기는 45~100 μm 출력이 되었다. EBM 장비와 SLM 장비는 적층되는 해상도가 달라 두 장비 소재의 크기가 다르게 사용이 된다. 시제품 제작에 사용한 티타늄 합금은 의료용 소재로 뿐만 아니라 항공기 부품과 자동차 산업에서도 널리 사용되고 있고, 생체 적합성이 뛰어나 인체 이식 임플란트나 치과용 임플란트 소재로 사용되고 있다^[6].

SLM 공정은 EBM 방식보다 고온 티타늄 분말을 사용하기 때문에 출력 해상도 및 표면 거칠기가 우수하다. 3D프린팅으로 출력한 시편은 출력할시 서포트가 생성되어 금속판에 남아 있다. 이러한 서포트들은 와이어 커팅과 후처리를 통해 제거한 후 시제품(Fig. 3(b), (c))제작을 완료하였다.

이렇게 적층제조 방식으로 금속판 시편을 완료한 후에 두 공정의 방식으로 출력한 금속판 시편을 연성을 증가시키기 위해 추가적으로 열처리 공정을 통한 금속판 시편 제작(Fig. 3(d), (e))도 진행 하였다. 적층제조 특성상 분말 소재로 한 층씩 적층되어 임플란트를 제조하기 때문에 기성소재인 Sheet형태로 가공되어 나온 소



Fig. 4 Vacuum & Gas tight furnace KF-250

재보다 연성이 낮을 수 있어 시편 제작을 진행 하였다. 열처리를 통해 최종 생산한 제품을 KF-250 3D프린팅용 진공열처리로(Fig. 4)를 이용하였다. 열처리 조건은 850도 온도로 3시간 30분 동안 가열을 한 후 2시간 30분 동안 같은 온도(850도)로 유지한 뒤 20도에서 5시간 이상 공랭을 한 후 금속판 시편을 제작을 하였다.

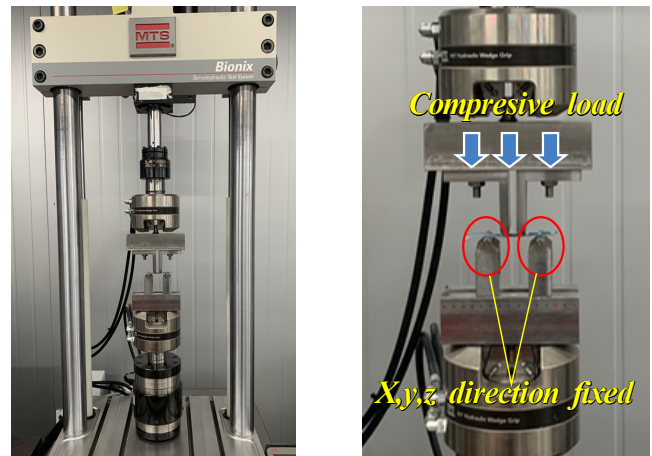
2.2 기계적 성능평가

상용 기계가공으로 제작된 금속판과 3D프린팅을 이용해서 제작한 금속판의 기계적 성능시험을 위해 본 연구에서는 ASTM-F382 (standard specification and test method for metallic bone plates)의 의료용 금속판 국제 표준 테스트 방법에 따라 4점 굽힘 평가를 진행하였다.

성능평가를 위한 4점 굽힘 지그를 ASTM-F382의 규격을 참고하여 설계 제작 하였고, 4점 굽힘 지그는 금속판 종류에 따라 길이 조절이 가능한 구조로 설계 하였다.

4점 굽힘 지그의 소재는 스테인리스 스틸로 제작하여 가공 완료 후 열처리를 통해 실험 도중 지그의 파손이나 찍힘 등의 파손을 최소화 하였다.

성능평가를 위해 인장압축재료시험기(MTS 858 Bionix, MTS system)을 이용해(Fig. 5) 4점 굽힘 지그를 위 아래로 설정하였다. 4개의 굽힘 지그는 모두 평행하게 되어있으며, 하단에 설치한 2개의 롤러는 굽힘 점의 길이 변위를 시험 할 수 있게 설정 하여 금속판의 아랫면이 닿을 수 있게 하였다. 상단 2개의 롤러는 금속판 윗면에 닿게 하였다. 그리고 변위 제어 방법으로 초당 0.1 mm 속도로 시료가 완전히 변형될 때까지 하중을 인가하였으며, 롤러의



(a) MTS 858 bionix system (b) 4-point bending test jig

Fig. 5 Testing setup of ASTM-F382

양 끝 사이의 거리는 70 mm이다. trauma plate를 제작하는 회사마다 제품 형상이 틀리기 때문에 일정한 형상을 가지고 있지 않다. 따라서 단위면적당 힘 보다는 디바이스 전체의 힘을 구하게 되어 ASTM-382에서 해당방법으로 평가 방법이 제시되어 있다.

정적 시험 결과를 분석하기 위해 탄성 구간의 2% 오프셋(offset, 0.05 mm)구간을 항복 하중으로 측정하고, 금속판이 완전히 파괴됐을 때를 최대 하중으로 측정하였다. 그리고 반복 하중 시험 결과를 분석하기 위해 기계 가공된 금속판을 기준으로 정적 시험 결과의 최대 하중 값의 25%의 힘을 적용하여 초당 5회의 속도로 반복 하중을 인가했으며, 1,000,000회 이후 시편에 대한 변화와 하중을 측정하였다. 4점 굽힘 반복 하중은 기계가공 금속판의 정적 최대 하중의 25%값인 96 N의 하중을 적용하고 각 공정별로 출력한 금속판의 변형 파손을 생각해 65 N, 55 N, 50 N, 45 N으로 성능평가를 진행 하였다.

인체에 골절이 생겨 금속판을 수술을 통해 고정한 경우 2-3개월 정도의 기간이 지나면 골 유합이 되어 뼈가 붙는다고 한다^[7]. 그렇게 되면 고정 수술을 하였던 금속판을 제거해 일상생활이 가능하게 된다. ASTM-F382에서는 반복 하중의 횟수를 1,000,000회로 규정하고 있으며 이 규격대로 반복 하중을 시험하였다.

3. 결 과

3.1 기계적 성능 결과

정적 4점 굽힘 평가에서 기계가공 금속판의 항복강도는 평균 267.30 ± 7.74 N, 최대강도는 387.37 ± 11.03 N, 항복강도 변위는 4.57 ± 0.45 mm, 강성은 59.12 ± 5.98 N/mm으로 측정되었다(Fig. 6). 적층제조로 출력한 EBM 공정 금속판의 항복강도는 282.69 ± 7.56 N, 최대강도는 405.05 ± 13.56 N, 항복강도 변위는 2.91 ± 0.21 mm, 강성도는 97.83 ± 9.58 N/mm으로 측정되었

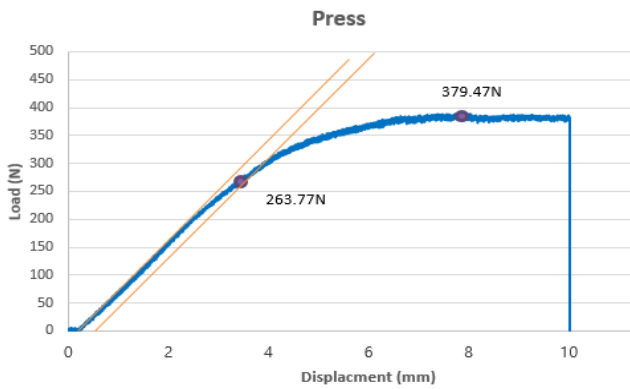


Fig. 6 4-Point bending test results (Press)

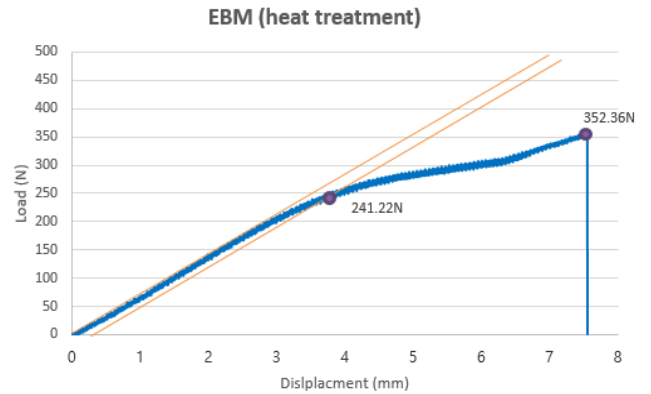


Fig. 9 4-Point bending test results (EBM heat treatment)

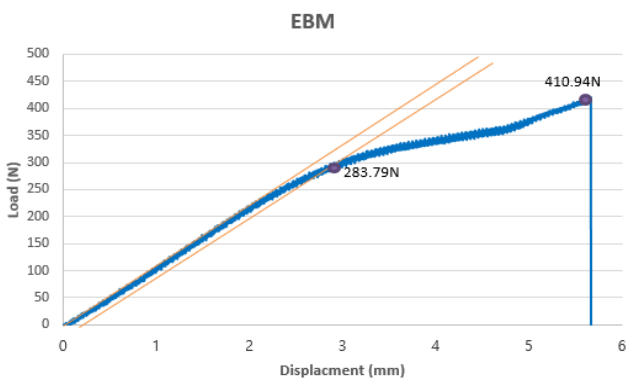


Fig. 7 4-Point bending test results (EBM)

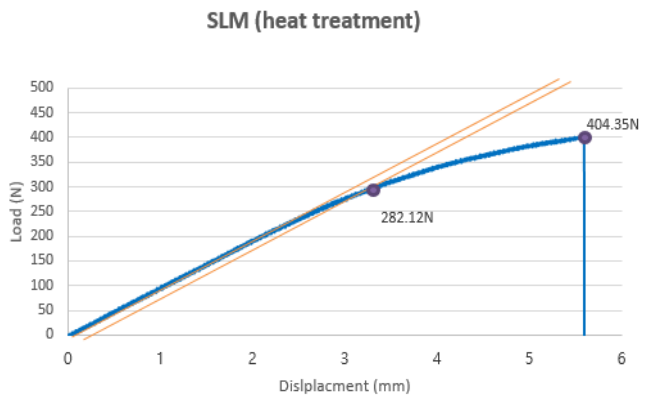


Fig. 10 4-Point bending test results (SLM heat treatment)

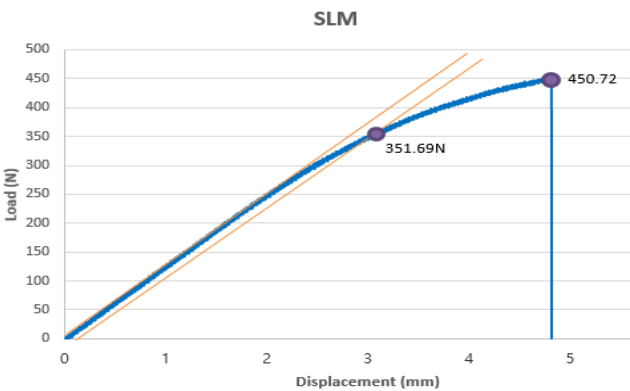


Fig. 8 4-Point bending test results (SLM)



(a) Static



(b) Dynamic test

Fig. 11 After bending test sample

다(Fig. 7). EBM 공정과 마찬가지로 적층제조로 출력한 SLM 공정 금속판의 항복강도는 362.95 ± 10.50 N, 최대강도는 451.44 ± 13.94 N, 항복강도 변위는 2.93 ± 0.11 mm, 강성도는 123.89 ± 6.05 N/mm으로 측정되었다(Fig. 8).

3D프린팅으로 제작한 EBM 공정 금속판의 항복 강도는 기계 가공된 금속판보다 항복 강도가 약 5.7% 높고, 최대강도는 약 4.5% 우수했으며, 강성은 약 65% 우수한 결과를 보이고 있고, SLM 공정 금속판의 항복강도는 기계 가공된 금속판보다 항복강도가 약 35% 높고, 최대강도는 약 16.5% 우수했으며, 강성은 약

109.5% 우수한 결과를 보이고 있고, 적층제조로 제작한 금속판은 기계 가공으로 제작한 금속판보다 강도가 더 우수하다는 결과를 확인할 수 있었다. 결과는 Table 1에 정리 하였다.

4점 굽힘 반복 하중 평가 결과 기계가공 금속판은 정적 최대 하중의 25%값인 96 N의 하중을 적용해 1,000,000회 반복 하중으로 실험 하였는데 특별한 변형이나 파손이 없었다. 그러나 적층 제조된 EBM 금속판과 SLM 금속판의 경우 EBM 금속판은 81,000회, SLM 금속판은 45,000회에서 중간에 있는 나사 구멍 부분이 파절

Table 1 Static 4-point bending test average result

Sample	NO	Yield load (N)	Displacement at the yield load (mm)	Maximum load (N)	Stiffness (N/mm)
Press	1	263.77	4.21	379.47	62.65
	2	271.51	4.51	381.01	60.20
	3	255.97	5.21	399.12	49.13
	4	279.12	4.92	402.11	56.73
	5	266.11	3.98	375.12	66.86
	avg	267.30	4.57	387.37	59.12
	sted	7.74	0.45	11.03	5.98
	EBM	1	283.79	2.89	410.94
2		279.51	2.98	415.12	93.80
3		289.11	3.12	421.19	92.66
4		291.09	2.51	391.11	115.97
5		269.94	3.05	386.91	88.50
avg		282.69	2.91	405.05	97.83
sted		7.56	0.21	13.56	9.58
SLM		1	351.69	2.98	450.72
	2	371.12	3.12	441.91	118.95
	3	349.74	2.86	461.12	122.29
	4	376.12	2.79	471.56	134.81
	5	366.09	2.92	431.91	125.37
	avg	362.95	2.93	451.44	123.89
	sted	10.50	0.11	13.94	6.05

되었으며, EBM과 SLM 금속판은 65 N의 하중과 55 N의 하중을 적용 했을 때에도 마찬가지로 1,000,000회를 넘기지 못하고 파손되었고, EBM 금속판은 50 N 하중일 때, SLM 금속판은 45 N 하중일 때 1,000,000회 이후 변형이나 파손이 없었다. 여기서 Run-out의 의미는 골절합용판은 수술 후 2-3개월 안에 골유합이 이루어진다고 한다. ASTM-F382에서 규정하고 있듯이 하중을 가하고 1,000,000회 이후 시편에 변화가 없음을 의미한다. 이러한 결과는 Table 2에 정리 하였다. 정적 4점 굽힘 시험에 사용된 금속판을 확인한 결과 기계가공 및 적층 제조된 금속판 모두 실험을 진행하여 늘린 부분이 일부 굴절(bending)이 되어 형상만 변화했을 뿐 파손이 되지는 않았다.

동적 4점 굽힘 시험에 사용된 기계가공 금속판은 정적시험에 25% 하중 1,000,000회 이후 파손이 없고 굽힘 강도에서는 우수한 결과를 보였다.

열처리를 통해 제작한 금속판 정적 4점 굽힘 평가에서는 EBM 공정 금속판의 항복강도는 248.96 ± 17.62 N, 최대강도는 364.27 ± 17.44 N, 항복강도 변위는 3.66 ± 0.36 mm, 강성도는 68.41 ± 6.28 N/mm으로 측정되었다.

Table 2 Dynamic 4-point bending test average result

Sample	Applied load	Cycles	Failure mode
Press	96 N	1,000,000	Run-out
EBM		81,000	Fracture of middle shaft
SLM		45,000	Fracture of middle shaft
Press	65 N	-	-
EBM		110,000	Fracture of middle shaft
SLM		98,000	Fracture of middle shaft
Press	55 N	-	-
EBM		290,000	Fracture of middle shaft
SLM		129,000	Fracture of middle shaft
Press	50 N	-	-
EBM		1,000,000	Run-out
SLM		415,000	Fracture of middle shaft
Press	45 N	-	-
EBM		-	-
SLM		1,000,000	Run-out

Table 3 Static 4-point bending test average result (heat treatment)

Sample	NO	Yield load (N)	Dis. at the yield load (mm)	Maximum load (N)	Stiffness (N/mm)
EBM (heat treatment)	1	241.22	3.71	352.36	65.02
	2	251.11	3.91	371.91	64.22
	3	231.51	3.69	366.12	62.74
	4	239.05	2.99	339.85	79.95
	5	281.91	4.02	391.12	70.13
	avg	248.96	3.66	364.27	68.41
	sted	17.62	0.36	17.44	6.28
	SLM (heat treatment)	1	282.12	3.51	404.35
2		291.99	3.91	389.12	74.68
3		301.21	3.81	401.21	79.06
4		246.12	4.12	387.12	59.74
5		271.45	3.71	401.11	73.17
avg		278.58	3.81	396.58	73.40
sted		19.02	0.20	7.04	7.34

SLM 공정으로 적층제조된 금속판의 항복강도는 278.58 ± 19.02 N, 최대강도는 396.58 ± 7.04 N, 항복강도 변위는 3.81 ± 0.20 mm, 강성도는 73.40 ± 7.34 N/mm으로 측정되었다. 이러한 결과는 Table 3에 정리 하였다.

열처리 공정을 한 후에 EBM 공정 금속판의 항복 강도는 열처리하기 전 금속판보다 항복 강도가 약 13.5% 낮고, 최대강도는 약 11.2% 낮았으며, 강성은 약 43% 낮은 결과를 보이고 있고, 열처리한 SLM 공정 금속판의 항복강도는 열처리하기 전 금속판보다

항복강도가 약 30.2% 낮고, 최대 강도는 약 13.8% 낮았으며, 강성은 약 68.7% 낮은 결과를 보이고 있다. 열처리하기 전 금속판을 열처리를 한 금속판보다 강도가 우수하였다. 결과는 Table 3에 정리 하였다. 그러나 전체적인 강도는 열처리하기 전 금속판이 우수하나 강성 부분 결과에서는 수치가 더 낮아지고 항복하중의 변위가 늘어나 연성이 더 좋아졌다는 결과를 확인 할 수 있었다.

4. 고 찰

이번 연구의 목적은 EBM, SLM 적층제조 방식으로 제작된 금속판과 기계 가공으로 제작된 상업용 금속판과의 기계적 특성을 비교하고 EBM, SLM 적층제조된 금속판의 임상적인 적용 가능 여부를 판단하고자 하였다. 적층 제조된 금속판의 정적4점 굽힘 성능평가에서 EBM 금속판의 항복 강도가 약 282.69 N으로 기계 가공으로 제작한 금속판 보다 약 5.7% 성능이 우수했으며, 최대 강도는 약 387.3 N으로 약 4.5% 최대 강도가 우수하게 평가 되었고, SLM 금속판의 경우 항복 강도가 약 362.95 N으로 기계가공으로 제작한 금속판 보다 약 35% 성능이 우수했으며, 최대강도는 약 451.44 N으로 약 109.5% 최대 강도가 우수하게 평가 되었다.

Bartłomiej의 연구 결과^[8]를 보면 EBM 방식과 SLM 방식 시료를 각각 출력해 인장강도 평가를 했을 때 연신율(elongation)이 EBM 시료가 최대 4.6배 높다고 보고하고 있다. 그러나 이번 성능 평가에서는 SLM 방식의 강도가 더 강하게 측정 되었다. 적층제조 특성상 분말을 한층 씩 적층 하는 방식이어서 기계 가공, 프레스 가공 방법보다 기계적 특성이 취약하다는 예상과 다르게 EBM과 SLM 방식의 금속판이 더 높은 성능 값을 보였다. 그 이유는 제조 공정 조건과 재료, 특히 미세구조 및 기계적 특성 측면 차이 때문이라고 보고되고 있다.

반복 하중 4점 굽힘 시험에서 적층 제조한 금속판은 기계적 가공 금속판 보다 연신율이 약해 반복 하중 시험에서 파손이 되는 것을 확인 하였다. 인체에서의 금속판의 탄성 계수와 뼈의 탄성 계수의 차이로 임상적으로 골절이 발생하기 쉽다고 알려져 있다. 서로 다른 탄성 계수의 물질에서 응력 전달(stress transmission)시 힘이 한쪽으로부터 집중하게 되어 골절이 발생하게 되는 것으로, 특히 이는 골다공증이 있는 뼈에 잘 발생한다고 한다.

따라서 골 밀도가 낮은 환자에서 금속판 고정 술을 시행하거나 제거할 때는 이러한 응력 유발 및 집중 골절에 좀 더 신중해야 한다. 이에 따라서 적정 강성을 유지하고 반복 하중에 대한 기계적 특성을 높일 수 있는 연구가 필요하다.

이러한 기계적 성능을 향상시키기 위해 다른 연구에서는 설계 변경이나 열처리, 표면처리를 통해 강도를 낮추고 연신율을 높여 동적 기계적 특성을 향상 시키는 연구들이 이루어지고 있다.

적층제조 한계는 본 연구에서도 확인 했듯이 반복 하중에서 기계 가공된 시료보다 반복 하중에 취약하다는 결과가 나왔다. 일부 연구에서는 적층 제조로 제작한 시료는 기계 가공된 시료보다 반복 하중이 약하다는 연구결과가 보고되고 있으며, 이는 적층제조 방식 중 패턴이 끊긴 부분에서 응력 집중에 의한 영향으로 평가 된다. 따라서 이를 극복하기 위해 열처리 및 표면 처리로 더 높은 반복 하중 성능을 끌어낼 수 있다고 보고하고 있다^[9,10]. 이를 극복하기 위해 본 실험에서 열처리를 통한 적층제조 금속판 정적 실험을 진행하였다. 실험 결과강성에 대한 성능은 낮아지고 항복하중의 변위가 늘어나 연신율의 대한 성능이 우수하다는 결과를 확인 하였다. 이러한 결과를 토대로 적층 제조된 금속판은 추가적인 열처리 공정 방법과 설계 변경을 통해 반복 하중 성능 결과에 대한 평가가 추가로 연구 되어야 할 것으로 판단된다. 기존 상업용 가공 제품의 금속판은 나사못과의 고정을 위해 3.4 mm고정 나사를 기준으로 피치 0.5 mm, 나사 깊이 2 mm의 가는 나사산이 금속판의 나사 구멍에 가공된다^[11]. 적층제조 장비의 출력 해상도의 한계로 인해 나사산의 출력이 어려워 이번 연구에서는 나사산 없이 출력하여 평가 하였다. 적층 제조 장비 특성상 해상도가 낮아 나사산이 삭제되어 출력이 되었다. 그러나 적층 제조된 금속판에 추가적인 후가공은 적층제조 특성인 경제적인 면을 낮추는 역할을 할 수 있다. 그러기 때문에 설계적인 변경을 통해 잠금 나사못과 금속판을 사용할 수 있게 연구를 통해 해결 될 수 있을 것이라 판단되고, 적층제조 특성상 금속 분말을 녹여 붙이는 과정중 금속 분말 크기 및 쌓아 올린 층에 따른 결과로 분말 크기 및 적층 두께 모두 크기 때문이라 생각된다. 비골 금속판의 경우 뼈와 고정 후 피부로 덮고 회복하게 되는데 회복 과정 중 거친 표면이 피부와 잘 융화되어 빠른 회복 및 좋은 임상 결과로 이어진다고 알려져 있어 자연스러운 거칠기는 오히려 적층 제조된 금속판이 도움이 될 것으로 판단된다. 실제 금속판의 두께가 모델링 데이터보다 EBM 시료가 더 두껍게 출력되었는데, 이는 EBM 장비에 사용되는 분말 및 beam 크기가 SLM 장비보다 크기 때문이라 판단되며, 이로 인한 압축 성능 결과 영향에 대한 평가가 추가로 연구되어야 할 것으로 판단된다.

5. 결 론

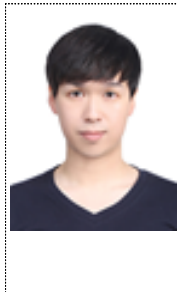

이번 연구를 통해 EBM, SLM 두 개의 적층제조 방식으로 골 접합용 금속판을 제작해 기계적 성능을 비교 실험 하였다. 적층제조 방식으로 출력한 금속판의 경우 기존의 기계적 가공으로 제작한 금속판보다는 정적 시험 강도는 우수한 결과를 보이고 있으나, 반복 하중에 의한 피로시험에서는 기존의 금속판 보다 상대적으로 취약한 특성을 나타냈다. 적층 제조 방식으로 제작되는 골 접합용

금속판의 경우 사용용도에 맞게 강성이나 연신율을 증가 시킬 수 있는 설계와 공정이 필요 할 것으로 보인다. EBM과 SLM의 소재, 해상도, 파라메타 조절 설정 차이로 두 장비에서 출력한 시편 조건 이 다르게 출력 되었다. 이러한 공정 부분을 같게 할 수 없어 동일한 조건으로 출력을 할 수 없는 것이 본 연구의 한계점이다. 그 중 열처리 방법을 통해 제작된 금속판을 정적 실험을 한 결과 열 처리되기 전 금속판 보다 항복하중의 변위가 늘어나 연신율이 증가해 추후 반복 하중에 대한 연구에 대한 도움이 될 것이라 판단 된다.

적층 제조를 사용하여 골절합 금속판을 제작한 후에 기존 기계적 가공 제품과 기계적 성능과 강도를 비교하여 임상적 적용이 가능 할 수 있게 한 것이 연구의 목적이었다. 향후 적층제조 방식으로 제작하는 골 접합용 금속판의 안전성 평가와 인체에 적용은 추가적인 열처리 방법과 후처리 가공방법을 고려하여 설계 및 제조공정 최적화를 통해 임상적 안정성을 평가해야 될 것으로 판단된다.

References

- [1] Lee, K. B., 2008, Basic Principle of the Locking Compression Plate, *J. Korean Fract. Soc.*, 21:3 261-265, <https://doi.org/10.12671/jkfs.2008.21.3.261>.
- [2] Park, J. Y., Yoo, J. H., 2013, Selection of Plate in Internal Fixation of Fractures: Locking Plate and Compression Plate, *J. Korean Fract. Soc.*, 26:1 92-102, <https://doi.org/10.12671/jkfs.2013.26.1.92>.
- [3] Cho, H. R., Roh, T. S., Shim, K. W., Kim, Y. O., Lew, D. H., Yun, I. S., 2015, Skull Reconstruction with Custom Made Three Dimensional Titanium Implant, *Arch. Craniofac. Surg.*, 16:1 11-16, <https://doi.org/10.7181/acfs.2015.16.1.11>.
- [4] Saboori, A., Gallo, D., Biamino, S., Fino, P., Lombardi, M., 2017, An Overview of Additive Manufacturing of Titanium Components by Directed Energy Deposition: Microstructure and Mechanical Properties, *Appl. Sci.*, 7:9 883, <https://doi.org/10.3390/app7090883>.
- [5] ASTM, 2013, Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications, ASTM F136-13, Pennsylvania, USA.
- [6] Viteri, V. S., Fuentes, E., 2013, Titanium and Titanium Alloys as Biomaterials, in *Tribology - Fundamentals and Advancements* (edited by Gegner, J.), IntechOpen, London, <https://doi.org/10.5772/55860>.
- [7] ASTM, 2017, Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates, ASTM International, ASTM F382-17, Pennsylvania, USA.
- [8] Wysocki, B., Maj, P., Sitek, R., Buhagiar, J., Kurzydłowski, K. J., Świążkowski, W., 2017, Laser and Electron Beam Additive Manufacturing Methods of Fabricating Titanium Bone Implants, *Appl. Sci.*, 7:7 657, <https://doi.org/10.3390/app7070657>.
- [9] Vayssette, B., Saintier, N., Brugger, C., Elmay, M., Pessard, E., 2018, Surface Roughness of Ti-6Al-4V Parts Obtained by SLM and EBM : Effect on the High Cycles Fatigue life, *Procedia Eng.*, 213 89-97, <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2018.02.010>.
- [10] Wycisk, E., Siddique, S., Herzog, D., Walther, F., Emmelmann, C., 2015, Fatigue Performance of Laser Additive Manufactured Ti-6al-4V in Very High Cycle Fatigue Regime up to Giga Cycles, *Front. Mater.*, 2:1 72, <https://doi.org/10.3389/fmats.2015.00072>.
- [11] Cronier, P., Pietu, G., Dujardin, C., Bigorre, N., Ducellier, F., Gerard, G., 2010, The Concept of Locking Plate, *Orthop. Traumatol.-Surg. Res.*, 96:4 S17-S36, <http://doi.org/10.1016/j.otsr.2010.03.008>.

	<p>Hyo-Bok Jeong M.Sc. candidate in the Department of Mechanical Engineering, Korea National University of Transportation. His research interest is Additive Manufacturing. E-mail: tngkh0726@naver.com</p>
	<p>Sung-Jun Park Professor in the Department of Mechanical Engineering, Korea National University of Transportation. His research interest is Additive Manufacturing. E-mail: park@ut.ac.kr</p>