



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](#)

약한 골질 환경에서 치과용 임플란트와
뼈의 간섭량이 하단부 초기 고정력에 미
치는 영향: 인공 뼈 모델 기반 분석

연세대학교 대학원

치의학산업학과

박 현 수

약한 골질 환경에서 치과용 임플란트와
뼈의 간섭량이 하단부 초기 고정력에
미치는 영향: 인공 뼈 모델 기반 분석

지도교수 권 재 성

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2024 년 12 월

연세대학교 대학원

치의학산업학과

박 현 수

박현수의 석사 학위논문으로 인준함

심사위원

권재성



심사위원

김지환



심사위원

이은정



연세대학교 대학원

2024 년 12 월

차 례

표 차례.....	ii
그림 차례.....	iii
국문 요약.....	iv
제 1 장 서론.....	1
1.1. 연구목적 및 필요성.....	1
제 2 장 연구재료 및 방법.....	2
2.1. 임플란트 디자인.....	2
2.2. 인공 뼈 준비.....	4
2.3. 토크 측정 시스템 및 실험 설계.....	5
2.4. Implant 와 인공 뼈에서의 간섭량 측정	6
2.5. 데이터 분석 방법 및 통계 처리.....	7
제 3 장 연구 결과.....	8
3.1. 3 mm 인공 뼈에서의 임플란트 초기 고정력 평가	8
3.2. 4 mm 인공 뼈에서의 임플란트 초기 고정력 평가	12
3.3. 5 mm 인공 뼈에서의 임플란트 초기 고정력 평가	16
제 4 장 결론 및 고찰.....	20
참고문헌.....	23
영문 요약.....	26

표 차례

<표 1> The type of Implant used for experiment	2
<표 2> Measurement of implant interference according to the depth (mm ³)	10
<표 3> Measurement of implant core interference according to the depth (mm ³)	10
<표 4> Measurement of implant thread interference according to the depth (mm ³)	11
<표 5> Coefficient of determination values by product for each implant category (R ² value)	11
<표 6> Measurement of implant interference according to the depth (mm ³)	14
<표 7> Measurement of implant core interference according to the depth (mm ³)	14
<표 8> Measurement of implant thread interference according to the depth (mm ³)	15
<표 9> Coefficient of determination values by product for each implant category (R ² value)	15
<표 10> Measurement of implant interference according to the depth (mm ³)	18
<표 11> Measurement of implant core interference according to the depth (mm ³)	18
<표 12> Measurement of implant thread interference according to the depth (mm ³)	19
<표 13> Coefficient of determination values by product for each implant category (R ² value)	19

그림 차례

<그림 1> Implant's thread design used in this experiment	3
<그림 2> Artificial bone used in this experiment (D3 Sawbones, Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, WA, USA)	4
<그림 3> Torque tester used in this experiment (Han-ghil technology system, Hwaseong-si, Korea)	5
<그림 4> Design of Implant used for experiment	6
<그림 5> Torque-Depth curves of insertion depth 3mm.....	8
<그림 6> Torque-Depth curves of insertion depth 4mm.....	12
<그림 7> Torque-Depth curves of insertion depth 5mm.....	16

국 문 요 약

약한 골질 환경에서 치과용 임플란트와 뼈의 간섭량이 하단부 초기 고정력에 미치는 영향: 인공 뼈 모델 기반 분석

치과용 임플란트 치료의 성공 여부는 초기 고정력이 큰 영향을 미치며, 그에 따라서 현대 임플란트에서는 다양한 임플란트 디자인을 통해서 초기 고정력을 높이려 한다. 특히 발치와 즉시 식립 또는 수직적 골 손실로 인해 임플란트의 고정력을 얻을 부분이 적을 경우 이는 더 중요하게 다가온다. 또한 하악 전치부를 제외한 다른 골질에서는 골밀도가 높다고 보기 어려우며 더욱 더 초기 고정력을 얻기 힘든 상황을 상정하기 위해서 약한 골질의 상황을 적용하고자 D3 에 해당되는 인공 뼈를 선정하고 시험하였다. 그에 따라서 본 연구를 통하여 임플란트가 적은 초기 고정력을 얻는 상황에서 임플란트와 뼈의 간섭량이 효과적인지 확인하고자 한다.

시험군으로 선정한 임플란트로는 Osstem 사의 TSIII (TS)와 KSIII (KS), Straumann 사의 BLX (BLX), Megagen 사의 Bluediamond (BD), Dentium 사의 Superline (SL), 총 다섯 가지 모델을 선정하였다. 인공 뼈에 식립 깊이를 3 mm 에서 5 mm 까지 1 mm 간격으로 설정하고 초기 고정력을 평가하였다. 식립 토크, 식립 깊이, 디자인 간의 상관관계를 분석하면서 임플란트 하단부 설계의 영향을 정량적으로 평가하였다. 또한, 임플란트의 골경, 나사산 간섭량, 그리고 이와 관련된 뼈 간섭량과 같은 설계 요소를 비교하였다.

시험 결과를 분석해보았을 때, 임플란트의 골경과 나사산 간섭량의 비율, 하단부 각도, 나사산 설계가 초기 고정력 향상에 영향력을 미치는 것을 확인하였다. 예를 들어, SL 의 경우 5 mm 깊이에서 골경 간섭량이 14.46 mm로 나타나 안정적인 초기 고정력을 제공하였다. BLX 는 얇은 골경과 나사산 설계를 통해 6.69 mm의 간섭량을 보였다. 결정계수 분석에서 SL 과 KS 은 각각 0.95 와 0.9 로 높은 통계적 유의성을

보인다. 시험 결과를 보았을 때, 임플란트와 인공 뼈와의 간섭량이 초기 고정력에 통계적 유의성을 보이는 것은 분명하나, 간섭량이 절대적으로 식립 토크를 높일 수 있지 않다는 것을 확인 할 수 있었다. 예를 들어 5 mm 식립 조건에서 SL 은 16.71 mm로 최대의 간섭량인 것을 확인할 수 있다. 하지만 이것이 임플란트 최대 식립 토크로 연결되지 않는다는 것은 실험결과로 나타난다. SL 은 최대 식립 토크 평균 4.74 N·cm 로 나타났다. 이는 최대 토크를 보인 KS 와 간섭량을 비교하였을 때 6.92 mm로 이를 통해서 간섭량을 증가시키는 것이 식립 토크 즉 초기 고정력을 증가시킬 수 있는 방법이라는 것이 아니라는 것을 확인 할 수 있다.

본 연구는 다양한 임플란트 설계가 초기 고정력에 미치는 영향을 정량적으로 평가하였으며, 이를 통해 임상적 적용 가능성을 확장할 수 있는 기초 자료를 제공한다. 추가적으로, 임플란트에서는 다양한 디자인적 요소들이 적용되어 있는데, 후속 연구를 통해서 절삭성능 등 임플란트의 초기 고정력에 대한 성능 요소들에 대해서 검증할 필요가 있다.

핵심 되는 말: 임플란트 디자인, 초기 안정성, 약한 골질, 인공 뼈 모델, 임플란트와 뼈 간섭량

1. 서론

1.1. 연구 목적 및 필요성

임플란트 치료 중 1970년대 후반 도입된 즉시 임플란트 개념은 발치 후 발생할 수 있는 골 흡수에 대한 문제를 예방하여 구강 구조를 보존할 수 있는 방법으로 지속해서 발전하고 있다[1, 2]. 임플란트의 치료기술은 현재 10년의 생존률 93.5%로 치아 상실 시 심미적, 기능적 복원을 위한 대표적인 치료 방법이다[3, 4, 5]. 최근 임플란트의 용도는 단순히 기능적 복원이 아닌 심미적인 부분에서의 요구도 증가하고 있는 추세이다[6, 7, 8].

이에 따라서 발치와에 대한 즉각적인 수복 및 치조골의 손실로 인한 심미적인 부분에서의 임플란트 기술을 통한 수복에 대한 성공률을 높이 위한 연구들이 필요하다. 임플란트를 식립 할 충분한 수직적 골 높이가 확보되지 않을 때는 임플란트의 하단부를 식립한 뒤 골 이식 혹은 치유가 될 때까지의 치유기간을 확보하는 기술이 필요하다. 이때 임플란트의 초기 고정력은 단기적인 임플란트의 생존에 직결될 뿐만 아니라 골유착(osseointegration), 최종적으로는 임플란트의 장기적인 생존률을 위해 반드시 고려해야 할 부분이라고 할 수 있다[9, 10, 11, 12].

본 연구의 목적은 임플란트의 하단부만 식립되는 수직적 골 손실 혹은 발치와 즉시 적응증과 같은 임플란트의 초기 고정력을 얻기 힘든 상황에서의 임플란트 디자인 요소에 따른 초기 고정력의 영향도를 통계 분석을 통하여 유의성을 찾아내고 더 나아가 임플란트의 디자인을 제안하는 것이다.

따라서 본 연구는 임플란트 설계가 초기 고정력에 미치는 영향을 정량적으로 측정하기 위해 인공 뼈를 활용한 시뮬레이션 실험을 수행하여 그 결과를 분석하고자 한다.

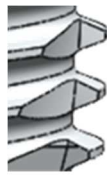
2. 연구재료 및 방법

2.1. 임플란트 디자인

본 연구에서는 발치와 즉시 식립 시 초기 고정력을 평가하기 위해 다양한 상용 임플란트 시스템을 사용하였다. 평가에 사용된 임플란트는 표 1 과 같다. 임플란트의 사양은 보편적으로 사용되는 사양인 직경 4.0 mm, 길이 10 mm 사양으로 진행하여 시술 상황에서의 시험을 재현하고자 한다. 임플란트의 디자인은 각 회사에서 대표적으로 판매하고 있는 제품으로 선정을 하였다. 나사산의 디자인에서 차이가 나타나는 것이 있는데, 분류를 하자면 TS 와 SL 의 디자인의 경우 낮은 나사산의 형상을 띄고 있으며, KS, BLX, BD 의 디자인은 깊은 나사산은 띄고 있는 형상이 특징이다. 나사산의 디자인에 따라서 깊은 나사산일수록 얇은 골경의 디자인을 띄고 있다(그림 1).

표 1. The type of implants used for this experiment

System Name	Diameter (Ø)	Length (mm)	Code	Manufacturer
TSIII	4.0	10	TS	Osstem Implant, Seoul, Korea
BLX	4.0	10	BLX	Straumann, Basel, Switzerland
Bludiamond	4.1	9.2	BD	Megagen, Daegu, Korea
Superline	4.0	10	SL	Dentium, Seoul, Korea
KSIII	4.0	10	KS	Osstem Implant, Seoul, Korea



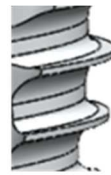
TS



BLX



BD



SL



KS

그림 1. Implant's thread design used in this experiment

2.2. 인공 뼈 준비

인공 뼈로는 Sawbones (Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, WA, USA) 제품 중 고밀도 폴리우레탄 폼 (Solid Rigid Polyurethane Foam 20 pcf, 밀도 0.32 g/cc, 압축 강도 8.4 MPa, 인장 강도 5.6 MPa, 전단 강도 4.3 MPa, 탄성 계수 284 GPa)을 사용하였다. 이 인공 뼈는 ASTM F1839-08 소재 규격에 따라 만들어진 제품으로 Misch 골밀도 D3 에 해당하며, 사람과 유사한 골 밀도 및 강도를 가진 제품으로 알려져 있어 실험에 사용하였다(그림 2).



그림 2. Artificial bone used in this experiment (D3 Sawbones, Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, WA, USA)

2.3. 토크 측정 시스템 및 실험 설계

토크-깊이 곡선 측정을 위해 토크 시험기(Han-ghil Technology System, Hwaseong-si, Korea)를 사용하였다(그림 3). 토크 시험기는 일정한 압력 및 회전수로 드릴링(drilling) 및 임플란트의 식립이 가능하며 0.1 초 단위로 토크 및 하중 측정이 가능한 장비이다. 발치와 즉시 식립, 수직적으로 골이 손실된 상황을 가정하여, D3 골질을 갖는 인공 뼈 Sawbones (Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, WA, USA)에 3 mm, 4 mm, 5 mm 깊이로 Drilling 및 식립을 진행하였다. 드릴링 속도는 1200 RPM 으로 진행하였고, 삽입 시 회전 속도는 30 RPM, 압력은 10 N 으로 식립을 진행하였다. 이는 식립 토크에 영향을 미칠 수 있는 부분을 통제함으로써 임플란트 디자인에 대한 영향도를 더 명확히 보기 위함이다. 식립 토크는 임플란트가 인공뼈의 최 상단 높이부터 임플란트가 모두 식립 될 때까지 측정하였다. 이때 식립 토크 그래프 상에서 나타나는 최대 및 최종 토크에 대해서 측정하였다.

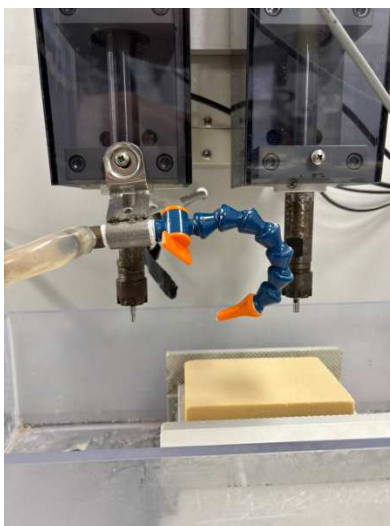


그림 3. Torque tester used in this experiment (Han-ghil technology system, Hwaseong-si, Korea)

2.4. 임플란트와 인공 뼈에서의 간섭량 측정

본 연구에서는 식립한 데이터에 대해서 분석하기 위해 SolidWorks (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France)를 활용하여 총 5 개의 임플란트 디자인(TS, BLX, BD, SL, KS)을 3D 모델링하고, 각 식립 시험 환경을 모사하였다. 이때의 3D 모델링의 경우 전체 형상과 함께 임플란트의 골경만 나타낸 모델링(그림 4)을 진행함으로써 인공 뼈와 전체 간섭량, 골경과의 간섭량, 나사선과의 간섭량을 각 임플란트와 인공 뼈 사이 0.5 mm 단위로 측정하였으며, 이를 기반으로 3 mm, 4 mm, 5 mm 의 식립 깊이에서 얻어진 식립 토크 데이터를 분석하였다. 이를 통해 식립 토크와 간섭량 간의 통계적 유의성을 평가하였다.

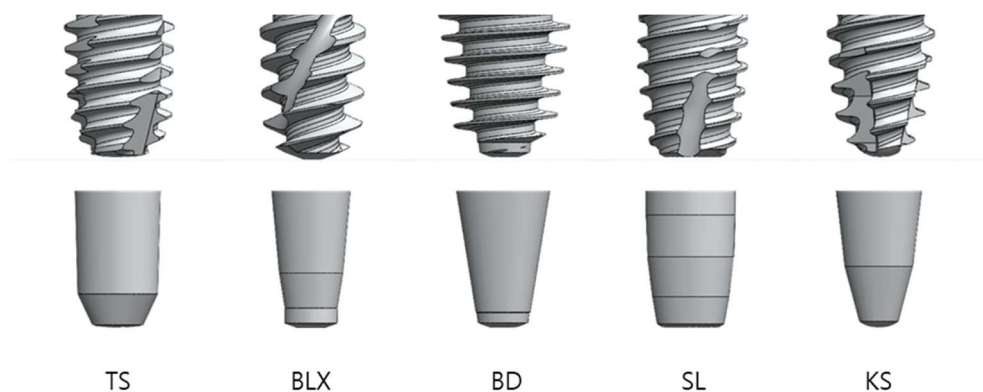


그림 4. Design of implants used for this experiment

2.5. 데이터 분석 방법 및 통계 처리

본 논문에서 시행된 시험결과들의 통계 분석은 시험을 통해 독립변수와 종속변수의 상관관계를 파악하기 위해 SPSS WIN 14.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, USA) 프로그램을 사용하였다. 회귀분석을 통해서 결정계수(R^2)의 값을 도출하였고, 이 값이 1에 가까울수록 데이터가 분산되지 않고 독립변수와 종속변수와의 관계성이 높다는 것을 나타내는 것으로 파악한다.

3. 연구결과

3.1. 3 mm 인공 뼈에서의 임플란트 초기 고정력 평가

Misch 골밀도 D3 에 해당, 사람과 유사한 골 밀도를 가지는 Sawbones (Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, WA, USA) 인공 뼈에 각 임플란트를 3 mm 의 식립 깊이를 적용하였고, 그에 대한 토크-깊이 그래프는 그림 5 에 나타내었다.

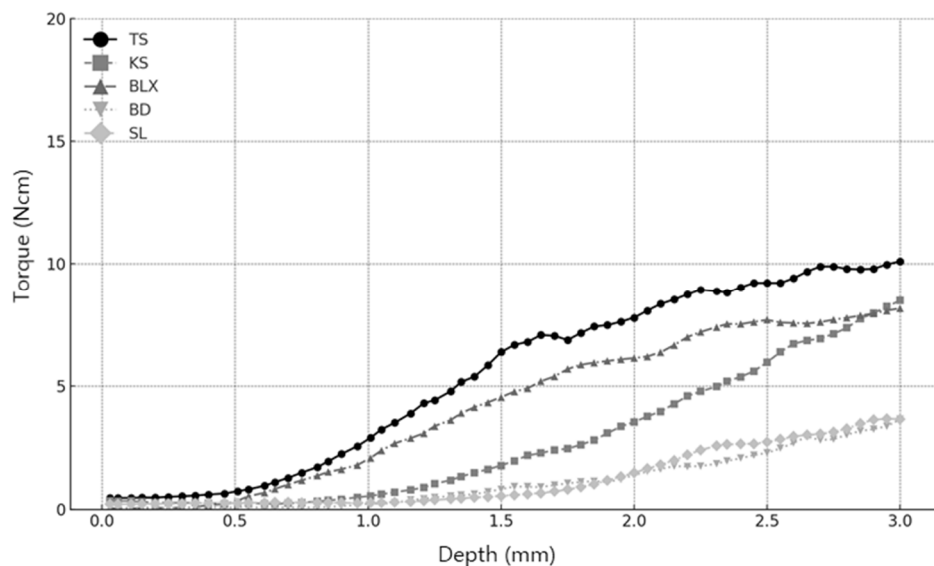


그림 5. Torque-depth curves of insertion depth from 0 mm to 3 mm

각 임플란트를 D3 인공 뼈에 3 mm 깊이까지 식립하였으며 각 임플란트 모델 별로 5 번씩 동일 한 실험을 반복하였다. 그 결과, 모든 실험군에서 지속적으로 상승하는 형태의 토크 값의 그래프를 보였으며 이에 최종 식립 토크와 최대 식립

토크 값은 같았다. TS, KS, BLX, BD, SL 의 최종 및 최대 식립 토크는 (10.08 ± 0.42), (8.48 ± 0.24), (8.15 ± 0.44), (3.65 ± 0.43), (3.68 ± 0.28) N•cm 로 나타났다.

모든 실험은 동일한 조건에서 수행되었으며, 결과는 인공뼈와 임플란트의 전체 간섭량은 표 2 에서 확인할 수 있으며, 표 3 과 표 4 는 각각 임플란트의 골경, 나사산과의 간섭량을 측정한 결과이다. 또한 표 5 의 경우에는 임플란트의 토크 증가량과 간섭 증가량에 따른 회귀분석을 통한 결정계수(R²)이다.

임플란트와 인공 뼈와의 간섭량을 측정한 결과, TS 는 3 mm 깊이에서 전체 간섭량 8.76 mm³, 골경 간섭량 6.48 mm³, 나사산 간섭량 2.28 mm³을 나타냈다. KS 는 전체 간섭량 4.00 mm³, 골경 간섭량 1.38 mm³, 나사산 간섭량 2.62 mm³으로 나사산이 다소 높은 수준의 간섭량을 보였다. BLX 는 전체 간섭량 4.37 mm³, 골경 간섭량 0.83 mm³, 나사산 간섭량 3.54 mm³을 기록하며 나사산이 대부분의 간섭량을 나타냈다. BD 는 전체 간섭량 6.09 mm³, 골경 간섭량 1.84 mm³, 나사산 간섭량 4.25 mm³으로 앞선 BLX 와 동일하게 나사산 구조가 대부분의 간섭량을 차지하는 결과를 보였다. SL 은 전체 간섭량 8.78 mm³, 골경 간섭량 7.92 mm³, 나사산 간섭량 0.86 mm³으로 골경의 간섭량이 두드러졌다. 결정계수 분석 결과, BLX 와 SL 은 각각 0.97 과 0.95 로 가장 높은 통계적 유의성을 보여주었으며, KS 는 0.68 로 상대적으로 낮았다.

3mm 식립 결과에서 전체 간섭량 기준 KS 를 제외한 전체 간섭량에서의 결정계수는 0.8 이상의 값을 보여 통계적 유의성을 보였다. KS 의 경우 전체적인 간섭량의 비율이 다른 제품과는 달리 나사산에 집중되면서 이에 따른 결정계수가 차이가 나는 것으로 분석된다. 하지만 시험군 간의 비교를 해보면, 최대 간섭량은 SL(8.78 mm³)인데 비하여 최종, 최대 식립 토크는 3.68Ncm 로 최하위인 것을 확인할 수 있었다. 이를 통해서 간섭량과 식립 토크는 비례하는 관계가 아니라는 것은 확인할 수 있었다.

표 2. Measurement of implant interference according to the depth (mm)

	TS	BLX	BD	SL	KS
0.0 mm	0	0	0	0	0
0.5 mm	0.14	0.24	0	0.49	0
1.0 mm	0.86	0.92	0.37	1.43	0.53
1.5 mm	2.35	1.4	1.29	2.74	0.6
2.0 mm	4.28	2.26	2.53	4.38	1.53
2.5 mm	6.47	3.41	4.12	6.42	2.53
3.0 mm	8.76	4.37	6.09	8.78	4

표 3. Measurement of implant core interference according to the depth (mm)

	TS	BLX	BD	SL	KS
0.0 mm	0	0	0	0	0
0.5 mm	0.04	0	0	0.47	0
1.0 mm	0.65	0	0	0	0.2
1.5 mm	1.86	0	0.04	2.59	0
2.0 mm	3.34	0.08	0.32	4.1	0.1
2.5 mm	4.88	0.37	0.92	5.9	0.61
3.0 mm	6.48	0.83	1.84	7.92	1.38

표 4. Measurement of implant thread interference according to the depth (mm)

	TS	BLX	BD	SL	KS
0.0 mm	0	0	0	0	0
0.5 mm	0.10	0.24	0	0.02	0
1.0 mm	0.21	0.92	0.37	1.43	0.33
1.5 mm	0.49	1.4	1.25	0.15	0.6
2.0 mm	0.94	2.18	2.21	0.28	1.43
2.5 mm	1.59	3.04	3.2	0.52	1.92
3.0 mm	2.28	3.54	4.25	0.86	2.62

표 5. Coefficient of determination values by product for each implant category (R^2 value)

	TS	BLX	BD	SL	KS
Full body	0.89	0.97	0.85	0.97	0.68
Core	0.90	0.89	0.63	0.95	0.68
Thread	0.77	0.93	0.92	0.07	0.94

3.2. 4 mm 인공 뼈에서의 임플란트 초기 고정력 평가

Misch 골밀도 D3 에 해당하며, 사람과 유사한 골 밀도를 가지는 Sawbones (Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, WA, USA) 인공 뼈에 각 임플란트를 4 mm 의 식립 깊이를 적용하였고, 그에 대한 토크-깊이 그래프는 그림 6 에 나타내었다.

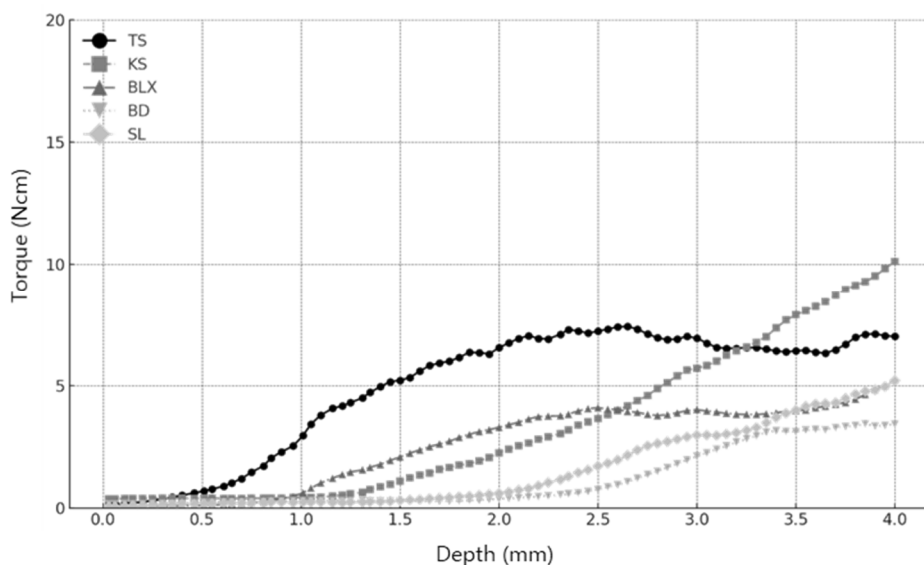


그림 6. Torque–depth curves of insertion depth from 0 mm to 4 mm

각 임플란트를 D3 인공 뼈에 4 mm 깊이까지 식립 하였으며 각 디자인 별로 5 번씩 동일 한 실험을 반복하였다. 그 결과, TS, BLX, BD 에서 평행 영역의 그래프로 그래프가 마무리되는 것을 확인하였다. 반면 KS, SL 에서 기울기는 다르지만, 지속적으로 토크가 상승하는 그래프를 확인할 수 있었다.

TS, KS, BLX, BD, SL 의 최종 및 최대 식립 토크는 (6.97 ± 0.20) , (10.04 ± 0.29) , (5.32 ± 0.09) , (3.43 ± 0.52) , (5.24 ± 0.35) N•cm 로 나타났다.

모든 실험은 동일한 조건에서 수행되었으며, 인공 뼈와 임플란트의 전체 간섭량은 표 6 에서 확인할 수 있으며, 표 7 과 표 8 은 각각 임플란트의 골경, 나사산과의 간섭량을 측정한 결과이다. 또한 표 9 의 경우에는 임플란트의 토크 증가량과 간섭 증가량에 따른 회귀분석을 통한 결정계수(R²)이다.

TS 는 전체 간섭량 13.53 mm³, 골경 간섭량 9.87 mm³, 나사산 간섭량 3.66 mm³을 나타내었다. 간섭량의 증가량은 3 가지 변수에서 거의 일정한 증가량을 보였음에도, 식립 토크의 그래프는 비교적 상승 이후 X 축과 평행하게 나타나는 그래프를 보였다. KS 는 전체 간섭량 7.72 mm³, 골경 간섭량 3.63 mm³, 나사산 간섭량 4.09 mm³으로 나사산과 골경이 비슷한 수준의 비율을 갖는 것을 확인할 수 있다. 간섭량은 일정 수준으로 지속적으로 증가하고 있으며 초반에는 골경에서는 간섭이 잘 일어나지 않는 것이 특징이다. BLX 는 전체 간섭량 7.4 mm³, 골경 간섭량 2.29 mm³, 나사산 간섭량 5.11 mm³으로 나사산 부분이 간섭량의 두 배 가량을 차지하는 것을 확인할 수 있다. BD 는 전체 간섭량 11.21 mm³, 골경 간섭량 4.75 mm³, 나사산 간섭량 6.46 mm³으로 BD 역시 BLX 와 마찬가지로 나사산에서 많은 부분 간섭량을 차지하는 것을 확인할 수 있다. BD 와 마찬가지로 식립 토크에서는 상대적으로 낮은 결과를 보이고 있다. SL 은 전체 간섭량 13.98 mm³, 골경 간섭량 12.21 mm³, 나사산 간섭량 1.77 mm³으로 다른 디자인들에 비해서 골경에 대한 비중이 상당히 높다.

TS, BLX 를 제외한 결정계수의 값이 모두 0.8 이상을 보이며 간섭량이 일정 수준 증가함에 따라서 식립토크도 증가하기에 이에 따른 통계적 유의성이 있음을 확인하였다. TS, BLX 의 경우 결정계수가 높은 수치를 보이지 않는데, TS 의 경우에는 간섭량은 지속적으로 증가하지만, 식립 토크 그래프의 기울기가 낮아짐에 따라서 나타나는 현상이라고 보인다. BLX 의 경우 초기 골경에서의 간섭량은 없으나, 나사산을 통한 고정력이 나타나는 부분이 발생함에 따라서 결정계수가 낮은 결과를 보인 것으로 보인다.

표 6. Measurement of implant interference according to the depth (mm)

	TS	BLX	BD	SL	KS
0.0 mm	0	0	0	0	0
0.5 mm	0.14	0.24	0	0.49	0
1.0 mm	0.86	0.92	0.37	1.43	0.53
1.5 mm	2.35	1.4	1.29	2.74	0.6
2.0 mm	4.28	2.26	2.53	4.38	1.53
2.5 mm	6.47	3.41	4.12	6.42	2.53
3.0 mm	8.76	4.37	6.09	8.78	4
3.5 mm	11.1	5.95	8.44	11.33	5.73
4.0 mm	13.53	7.4	11.21	13.98	7.72

표 7. Measurement of implant core interference according to the depth (mm)

	TS	BLX	BD	SL	KS
0.0 mm	0	0	0	0	0
0.5 mm	0.036	0	0	0.47	0
1.0 mm	0.65	0	0	0	0.2
1.5 mm	1.86	0	0.04	2.59	0
2.0 mm	3.34	0.08	0.32	4.1	0.1
2.5 mm	4.88	0.37	0.92	5.9	0.61
3.0 mm	6.48	0.83	1.84	7.92	1.38
3.5 mm	8.14	1.46	3.11	10.02	2.38
4.0 mm	9.87	2.29	4.75	12.21	3.63

표 8. Measurement of implant thread interference according to the depth (mm)

	TS	BLX	BD	SL	KS
0.0 mm	0	0	0	0	0
0.5 mm	0.104	0.24	0	0.02	0
1.0 mm	0.21	0.92	0.37	1.43	0.33
1.5 mm	0.49	1.4	1.25	0.15	0.6
2.0 mm	0.94	2.18	2.21	0.28	1.43
2.5 mm	1.59	3.04	3.2	0.52	1.92
3.0 mm	2.28	3.54	4.25	0.86	2.62
3.5 mm	2.96	4.49	5.33	1.31	3.35
4.0 mm	3.66	5.11	6.46	1.77	4.09

표 9. Coefficient of determination values by product for each implant category (R^2 value)

	TS	BLX	BD	SL	KS
Full body	0.62	0.82	0.94	0.95	1.00
Core	0.64	0.57	0.95	0.93	0.92
Thread	0.54	0.89	0.88	0.56	0.96

3.3. 5 mm 인공 뼈에서의 임플란트 초기 고정력 평가

Misch 골밀도 D3 에 해당하며, 사람과 유사한 골 밀도를 가지는 Sawbones (Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, WA, USA) 인공 뼈에 각 임플란트를 5 mm 의 식립 깊이를 적용하였고, 그에 대한 토크-깊이 그래프는 그림 7 에 나타내었다.

TS, KS, BLX, BD, SL 의 최종 및 최대 식립 토크는 (8.08 ± 0.64) , (15.19 ± 0.61) , (9.84 ± 0.30) , (7.61 ± 0.31) , (4.74 ± 0.16) N•cm 로 나타났다.

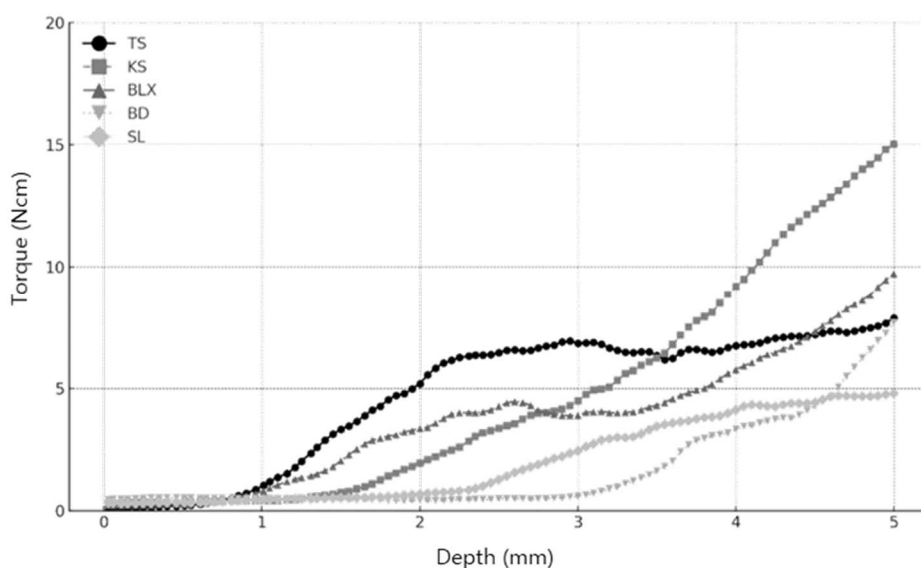


그림 7. Torque–depth curves of insertion depth from 0 mm to 5 mm

각 임플란트를 D3 인공 뼈에 5 mm 깊이까지 식립 하였으며 각 디자인 별로 5 번씩 동일 한 실험을 반복하였다. 해당 조건에서는 KS 를 제외한 나머지 4 가지 시편에서 토크 상승률이 낮아지는 현상을 확인할 수 있었다. 그래프 상에서 평행

영역이 발생을 하는 것을 확인할 수 있었다. 반면 KS 의 경우 지속적으로 토크가 상승하는 그래프를 확인할 수 있었다.

모든 실험은 동일한 조건에서 수행되었으며, 결과에 따른 임플란트의 전체 간섭량은 표 10 에서 확인할 수 있으며, 표 11 과 표 12 는 각각 임플란트의 골경, 나사산과의 간섭량을 측정한 결과이다. 또한 표 13 의 경우에는 임플란트의 토크 증가량과 간섭 증가량에 따른 회귀분석을 통한 결정계수(R²)이다.

TS 는 5 mm 깊이에서 전체 간섭량 13.5 mm³, 골경 간섭량 11.61 mm³, 나사산 간섭량 5.08 mm³을 기록하며, 4 mm 에서 나타났던 식립토크의 기울기가 낮아진 상태로 유지되는 것을 확인할 수 있다. 임플란트의 간섭량과는 그 경향성이 일치하지 않는다. 그에 따른 결정계수 값이 낮은 것을 확인할 수 있다. KS 는 전체 간섭량 6.92 mm³, 골경 간섭량 5.14 mm³, 나사산 간섭량 5.59 mm³으로 적은 간섭량의 증가량을 보이지만 전체적 비율에서 가장 높은 식립 토크 상승률을 유지하는 것으로 확인된다. BLX 는 전체 간섭량 4.52 mm³, 골경 간섭량 3.3 mm³, 나사산 간섭량 6.69 mm³으로 높은 간섭량을 보이지만 식립 토크에서는 낮은 결과를 보인다. BD 는 전체 간섭량 9.21 mm³, 골경 간섭량 6.77 mm³, 나사산 간섭량 8.83 mm³으로 나사산에서 높은 간섭량을 보였으나, BLX 결과와 마찬가지로 낮은 초기 고정력 결과를 보인다. SL 은 전체 간섭량 16.71 mm³, 골경 간섭량 14.46 mm³, 나사산 간섭량 2.71 mm³으로 가장 높은 간섭량이지만 낮은 식립 토크를 확인할 수 있다.

TS, BLX 를 제외한 결정계수의 값이 모두 0.8 이상을 보이며 간섭량이 일정 수준 증가함에 따라서 식립토크도 증가하기에 이에 따른 통계적 유의성이 있음을 확인하였다. 이는 간섭량과 초기 고정력의 상관관계를 보여주는 항목이다. 결정계수의 경우 BLX 에서는 골경에서 4 mm 에서의 결과와 마찬가지로 간섭이 없는 구간에서의 식립 토크 상승으로 결정계수가 낮은 것을 확인할 수 있다.

표 10. Measurement of implant interference according to the depth (mm)

	TS	BLX	BD	SL	KS
0.0 mm	0	0	0	0	0
0.5 mm	0.036	0	0	0.47	0
1.0 mm	1.36	0	0	0	0.53
1.5 mm	1.86	0	0.04	2.59	0
2.0 mm	3.34	0.08	0.32	4.1	0.1
2.5 mm	4.88	0.37	0.92	5.9	0.61
3.0 mm	6.48	0.83	1.84	7.92	1.38
3.5 mm	8.14	1.46	3.11	10.02	2.38
4.0 mm	9.87	2.29	4.75	12.21	3.63
4.5 mm	11.61	3.3	6.77	14.46	5.14
5.0 mm	13.5	4.52	9.21	16.71	6.92

표 11. Measurement of implant core interference according to the depth (mm)

	TS	BLX	BD	SL	KS
0.0 mm	0	0	0	0	0
0.5 mm	0.036	0	0	0.47	0
1.0 mm	0.65	0	0	0	0.53
1.5 mm	1.86	0	0.04	2.59	0
2.0 mm	3.34	0.08	0.32	4.1	0.1
2.5 mm	4.88	0.37	0.92	5.9	0.61
3.0 mm	6.48	0.83	1.84	7.92	1.38
3.5 mm	8.14	1.46	3.11	10.02	2.38
4.0 mm	9.87	2.29	4.75	12.21	3.63
4.5 mm	11.61	3.3	6.77	14.46	5.14
5.0 mm	13.5	4.52	9.21	16.71	6.92

표 12. Measurement of implant thread interference according to the depth (mm)

	TS	BLX	BD	SL	KS
0.0 mm	0	0	0	0	0
0.5 mm	0.104	0.24	0	0.02	0
1.0 mm	0.21	0.92	0.37	1.43	-0.33
1.5 mm	0.49	1.4	1.25	0.15	0.6
2.0 mm	0.94	2.18	2.21	0.28	1.43
2.5 mm	1.59	3.04	3.2	0.52	1.92
3.0 mm	2.28	3.54	4.25	0.86	2.62
3.5 mm	2.96	4.49	5.33	1.31	3.35
4.0 mm	3.66	5.11	6.46	1.77	4.09
4.5 mm	4.41	5.83	7.64	2.22	4.84
5.0 mm	5.08	6.69	8.83	2.71	5.59

표 13. Coefficient of determination values by product for each implant category (R^2 value)

	TS	BLX	BD	SL	KS
Full body	0.62	0.82	0.94	0.95	0.99
Core	0.64	0.57	0.95	0.93	0.92
Thread	0.54	0.89	0.88	0.56	0.96

4. 고찰

임플란트의 일반적인 시술에 대한 성공률이 높아질수록, 더욱더 다양한 환경에서 더욱더 빠른 기능적, 심미적 수복에 대한 요구사항은 증가하는 추세이다. 이는 결국 임플란트의 빠른 안정적 성능을 요구하게 되고, 임플란트의 초기 고정력이 중요하게 된다. 초기 고정력이 확보될수록 임플란트의 골유착 과정에서의 안정성을 보장하기 때문에 장기적인 안정성으로 이어진다고 볼 수 있기 때문이다[13, 14]. 초기 고정력은 뼈와 기계적인 고정력이기 때문에 임플란트의 디자인이 중요하다. 그에 따라서 많은 연구들이 임플란트 디자인에 대해서 연구를 진행하였다[1, 2, 15, 16]. 대부분의 연구에서는 임플란트 전체에 대한 디자인에 대해서 얘기하고 있다. 대표적인 예시로는 Tapered 디자인에 대해서 초기 고정력을 얻기 좋은 디자인이라는 연구가 많이 뒷받침되고 있다[15]. 이는 이번 임플란트 시험군에서도 나타나는데 임플란트의 하단부 디자인이 Tapered 형상을 갖고 있을수록 임플란트의 식립 토크가 그에 비례하여 상승하는 효과를 볼 수 있다[17]. 또 다른 연구에서도 나타나듯이 임플란트와 뼈에서의 과도한 간섭이 나타날 경우 임플란트의 초기 고정력에 오히려 부정적인 영향을 미칠 수 있다는 연구 결과 또한 있다[18, 19].

이는 연구 결과에서도 나타나는 부분이다. SL 임플란트의 경우 대부분의 시험결과에서 많은 간섭량을 차지하고 있으나, 그 식립 토크 즉 초기 고정력에서는 그에 비례하는 결과를 보인다고 보기 어렵다. 분명히 SL 단 한 개의 시험군으로만 보자면 간섭량이 증가할수록 임플란트의 식립 토크가 증가하는 것은 확인할 수 있으나(그림 5, 그림 6, 그림 7), 식립 토크 그래프에서도 나타나듯이 그 기울기가 감소하는 것을 확인할 수 있다. 또한 SL 의 경우 골경에서 많은 부분에서의 간섭량을 차지하고 있는데, 이는 임플란트의 초기 고정력을 얻기 위해 대부분 작은 드릴링을 선택하는 임상의들의 특성상 오히려 진입 성능을 떨어트리는 결과를 보일 수 있다.

임플란트의 식립 깊이에 따른 식립 토크 결과 또한 임플란트 별로 그 순위가 다르게 나타나는 것을 볼 수 있다. 이는 임플란트 디자인과 연계되어 있는 부분이라고 볼 수 있다. 임플란트를 역설계 한 결과 임플란트의 Tapered 구간이 각각 다르게 나타나는데 이 부분이 결국 각 깊이 별로 나타나는 기울기에 차이를 나타낸다고 볼 수 있다. 다른 연구에서도 볼 수 있듯이 적절한 임플란트의 Tapered 형상이 초기 고정력 향상에 도움이 된다[20]. TS, BLX, SL 의 경우 완만한 경사의 Tapered 구조를 나타내고 있다. 이는 임플란트의 초기 고정력 확보에 부정적인 영향으로 나타나고 있다. 물론 임플란트의 식립에 있어서 임플란트의 디자인 형상 외 골질에 그 영향을 받지만 본 논문에서의 시험은 골질, 드릴링에 대한 부분을 고정변수로서 디자인적 특성만을 비교하기 위해 시험했기에 디자인적 형상에 따른 차이가 돋보이게 나타났다고 볼 수 있다. BD 와 KS 의 경우 높은 기울기의 형상을 갖고 있는 것으로 보이나 그 식립 토크의 결과는 다른 결과를 보이는 것을 확인할 수 있다. BD 에서의 간섭량이 더 높은 것을 확인할 수 있으나, 실제 식립 토크는 KS 가 더 높은 결과를 보인다.

물론 임플란트의 간섭량뿐만 아니라 많은 요인들이 초기 고정력에 영향을 줄 수 있을 것이라고 생각한다. 이 실험은 그러한 영향력을 최대한 배제하고 시험을 진행하였으나, 이러한 부분들이 실제 임상 조건에서의 상황을 대변한다고 보기 어렵다. 크게는 실제 임상에서 나타나는 골질의 다양성에 대한 평가가 각각 이뤄져야 할 것이다. 또한 임플란트의 직경, 길이 별 사양에 따라서 그 영향도가 다를 것으로 판단되며, 임플란트의 다양한 설계 요소(표면 거칠기, 절삭날 등)에 대한 정량적인 평가가 별도로 변수로서 평가가 되어야 할 것이다.

5. 결론

본 연구의 결과를 통하여 약한 골질에서의 하단부 초기 고정력을 확보하는 것에 대해 이해하고, 해당 적응증에서 치과용 임플란트를 식립할 때의 간섭량과 임플란트의 관계성에 대해서 설명을 하고 간섭을 어떻게 가져갈 것인지에 대해 제안하고자 한다. 모든 실험에서 사용된 임플란트들은 대부분 높은 통계적 유의성을 보인 것에 대해 간섭량과 초기 고정력에 대해서 유의한 상관 관계를 확인할 수 있으나, 일부 결정계수가 높지 않은 부분이 분명히 존재하였고 그 부분들을 해석한다면 임플란트의 초기 고정력이 영향을 미치는 부분을 더 이해할 수 있을 것이라 생각한다. 디자인이 상이한 각각의 임플란트 시험군에서 식립 토크의 기울기 즉 증가량에 대해서는 차이를 보였고 이는 앞으로 임플란트가 각각의 적응증에서 가져야 할 Drilling 을 통한 뼈와 임플란트의 간섭량을 제안한다고 여겨진다. 각 임플란트의 간섭량에 대한 분석 및 이후에는 임플란트의 절삭력 및 표면처리로 인한 식립토크를 통한 초기고정력 차이점에 대해서 분석하여 더 나은 임플란트의 설계 요소들에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 보인다.

참고 문헌

- [1] O'Sullivan, D., Sennerby, L., & Meredith, N. (2000). Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadaver study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2(2), 85–92.
- [2] Levin, L., Frankenthal, S., Zigdon, H., Suzuki, M., & Kolerman, R. (2012). Novel implant design for initial stability of dental implants inserted in fresh extraction sockets: A preliminary study. *Implant Dentistry*, 21(4), 1–6.
- [3] Pjetursson, B. E., Thoma, D., Jung, R., Zwahlen, M., & Zembic, A. (2012). A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23(S6), 22–38.
- [4] Jung, R. E., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M., & Thoma, D. S. (2012). Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23(S6), 2–21.
- [5] Berglundh, T., Persson, L., & Klinge, B. (2002). A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *Journal of Clinical Periodontology*, 29(S3), 197–212.
- [6] Belser, U. C., Schmid, B., Higginbottom, F., & Buser, D. (2004). Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: A review of the recent literature. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(S3), 30–42.
- [7] Buser, D., Martin, W., & Belser, U. C. (2004). Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: Anatomic and surgical considerations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(S3), 43–61.
- [8] Fürhauser, R., Florescu, D., Benesch, T., Haas, R., Mailath, G., & Watzek, G. (2005). Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: The pink esthetic score. *Clinical Oral Implants Research*, 16(6), 639–644.

- [9] Han, J., Yang, J., & Lim, H. (2015). The role of implant design and interference fit in primary stability. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(3), 532–539.
- [10] Barewal, R. M., Oates, T. W., Meredith, N., & Cochran, D. L. (2003). Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface: a human study. *Clinical Oral Implants Research*, 14(6), 720–728.
- [11] Ottoni, J. M., Oliveira, Z. F., Mansini, R., & Correa, C. B. (2005). Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(5), 769–776.
- [12] Marquezan, M., Osório, A., Sant’Anna, E., Souza, M. M., & Maia, L. C. (2012). Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 23(7), 767–774.
- [13] Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U., & Thomsen, P. (2007). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. *European Journal of Oral Sciences*, 106(1), 527–551.
- [14] Patel, R., Bencharit, S., & Kim, J. J. (2013). Importance of initial stability for successful osseointegration. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 28(6), 158–163.
- [15] Chong, L., Khocht, A., Suzuki, J. B., & Gaughan, J. (2009). Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *Journal of Oral Implantology*, 35(3), 130–136.
- [16] da Costa Valente, M. L., de Castro, D. T., et al. (2016). Analyzing the influence of a new dental implant design on primary stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(3), 580–589.
- [17] Damm, N. B., Morlock, M. M., & Bishop, N. E. (2015). Friction coefficient and effective interference at the implant–bone interface. *Journal of Biomechanics*, 48(5), 911–916.
- [18] Abdul-Kadir, M. R., Hansen, U., Klabunde, R., & Lucas, D. (2008). Finite element modelling of primary hip stem stability: The effect of interference fit. *Journal of Biomechanics*, 41(3), 587–594.

[19] Berahmani, S., Janssen, D., van Kessel, S., & Verdonschot, N. (2015). An experimental study to investigate biomechanical aspects of the initial stability of press-fit implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 49, 240–248.

[20] Kim, D., Kim, M., Kwon, H., Lee, S., & Lim, Y. (2009). Initial stability of two types of tapered implants in soft bone: An experimental study. *Journal of the Korean Academy of Orofacial Pain and Oral Medicine*, 25(4), 401–410.

ABSTRACT

Effect of Interference between Dental Implants and Low-Density Bone on Primary Stability at the Apical Region: An Analysis Using Artificial Bone Models

The success of implant treatment is greatly affected by the initial fixation strength, and accordingly, modern implants aim to increase the initial fixation strength through various implant designs. This is especially important when the area where the implant fixation strength is obtained is small due to extraction, immediate implantation, or vertical bone loss. In addition, it is difficult to consider the bone density as high in other bone types except for the mandibular anterior region, and in order to assume a situation where it is even more difficult to obtain the initial fixation strength, artificial bone corresponding to D3 was selected and tested to apply the weak bone condition. Accordingly, this study aims to confirm which design is effective in a situation where the implant obtains a low fixation strength. Five implant models were selected as the test group: Osstem TSIII (TS) and KSIII (KS), Straumann BLX (BLX), Megagen Bluediamond (BD), and Dentium Superline (SL). The implantation depth in the artificial bone was set at 1 mm intervals from 3 mm to 5 mm, and the initial fixation strength was evaluated. The correlation between the implantation torque, implantation depth, and design was analyzed to quantitatively evaluate the effect of the design of the lower part of the implant. In addition, design factors such as implant bone diameter, screw thread design, and bone interference related to them were compared. When analyzing the test results, it was confirmed that the ratio of implant bone diameter to screw

thread interference, the lower angle, and screw thread design affected the improvement of initial fixation strength. For example, in the case of SL, the bone diameter interference was 14.46 mm^3 at a depth of 5 mm, providing stable initial fixation strength. BLX showed an interference of 6.69 mm^3 due to its thin bone diameter and screw thread design. In the coefficient of determination analysis, the SL and KS models showed high statistical significance at 0.95 and 0.9, respectively. When looking at the test results, it was clear that the interference between the implant and artificial bone showed statistical significance on the initial fixation strength, but it was confirmed that the interference did not absolutely increase the implantation torque. For example, under the 5 mm implantation condition, SL was confirmed to have the maximum interference amount of 16.71 mm^3 . However, the experimental results show that this does not lead to the maximum implant implantation torque. SL showed an average maximum implantation torque of $4.74 \text{ N} \cdot \text{cm}$. When compared with KS which showed the maximum torque, the interference amount was 6.92 mm^3 , which confirms that increasing the interference amount is not a method to increase the implantation torque, i.e. the initial fixation force. This study quantitatively evaluated the effect of various implant designs on the initial fixation force, and through this, it provides basic data that can expand the possibility of clinical application. In addition, various design elements are applied to implants, and it is necessary to verify the performance elements of the initial fixation force of implants, such as cutting performance, through follow-up studies.

Key words: Implant design, Initial stability, Weak bone quality, Artificial bone model, Implant to bone interference volume