

제6장

발치 공간 폐쇄를 위한 생역학적 기본

Biomechanical Basis of Extraction Space Closure

Madhur Upadhyay, Sumit Yadav, and Ravindra Nanda

성상진역

공간을 폐쇄하기 위한 치아이동은 교정치료 시 가장 필요한 목표 중 하나이다. 수년간 교정의사들은 신속하고, 정확하며, 효과적으로 발치 공간을 폐쇄하기 위한 효율적인 힘 체계를 연구하였다. 교정적 치아이동은 치아와 치주조직에 기계적인 힘을 조절하여 적용한 결과이다. 활성화된 교정장치에 의한 자극은 생물학적 반응을 유도하는 데 필요한 기계적 힘을 제공한다. 이러한 동요(perturbation)는 일시적으로 치아안면 구조의 생리적인 평형을 붕괴시키고, 최종적인 힘의 방향으로 치아이동을 일으키며, 공간 폐쇄를 유도한다.

그런 이동을 달성하기 위해서, 교정적 수단은 성공한 일화적인 보고에 근거하기보다는(왜냐하면 실패한 것들은 드물게 보고되므로), 치아를 둘러싸는 치주조직의 (아직 정확히 과학적이지는 않은) 생물학적 반응과 그들을 이동하기 위해 사용되는 장치뿐 아니라 그들의 (더 과학적인) 생역학적 특성에 기초하여 선택되어야 한다. 따라서 이 장에서는 (대다수 교정의사가 넘치게 가지고 있는) 많은 증거를 보여 주기보다는 교정적 공간 폐쇄 이면의 과학에 대하여 기술하고자 한다.

공간 폐쇄의 근본

공간 폐쇄와 관계된 세부적인 역학을 시작하기 전에 이런 교정적 문제를 접근하기 위한 기본적 교의(tenets)를 포괄적으로 분석하는 것이 중요하다.

기본

공간 폐쇄의 목표는 단순하다. 상대방 치아나 치아 분절들 사이에 힘을 가하여 서로 모이게 한다. 이 힘은 일반적으로 치아의 치관에 부착된 브라켓과(그림 6-1) 힘이 가해지는 단위의 저항중심(C_{RES})의 교환면 또는 협축으로 가해진다. 이 힘은 힘이 적용되는 방향으로 치아의 경사나 회전을 야기하는 모멘트(힘에 의한 모멘트

또는 M_F)를 생성한다. 경사와 회전량에 대한 임상적 소견은 공간 폐쇄량에 좌우될 것이다. 공간 폐쇄량이 더 많을수록 부작용의 양도 더해질 것이다. 치료를 위하여 요구되는 공간의 양은 난이도에 따라 다양해질 수 있다. 2mm 이하의 공간은 경미, 2~4mm의 공간은 중등도, 어떤 경우도 4mm 이상이면 심한 것으로 분류된다.

공간이 크면 요구되는 치아이동에 대하여 적절한 고정원 조절이 필요하다(즉, 공간 폐쇄 동안에 발생하는 원하지 않는—경사와 회전을 야기하는—모멘트를 효과적으로 조절).

효율적인 기계장치와 제4장에서 제시한 것과 같은 근본적인 것들을 올바르게 적용하면 어떤 치아이동도 대부분 달성할 수 있다. 한마디로, 치아이동의 본질은 M_F 에 대한 반작용 모멘트(M_C)를 적용하여 조절될 수 있다. 그림 6-1에서 보이는 경사는 이 M_C 로 조절될 수 있다. 이 M_C 를 발생시키는 가장 쉬운 방법은 경사진 브라켓에 스트레이트 와이어를 삽입하는 것이다(그림 6-2). 교정 브라켓에서의 이 모멘트와 힘 비율은(M_C/F ratio) 다양한 형태의 치아이동을 일으킨다. 하지만 공간 폐쇄 시 나타나는 치아이동은 치아와 전체적인 치료 목표에 좌우된다. 한 예로, 견치와 대구치는 항상 치체이동이 필요하나 절치와 전치는 단순 경사로도 충분할 수 있다. 특히 마무리 동안에 치근의 최종 배열을 위하여, 흔히 치근이동이 필요하다. 이러한 모든 이동은 다음 단락에서 소개할 차등적인 M_C/F ratio를 필요로 한다.

모멘트와 힘(M/F)의 비율

M/F ratio는 치아이동을 묘사하거나 질적으로 예측하는 데 좋은 방법이다. 문헌에 따르면, 경사이동을 위하여 5:1의 M_C/F ratio가 필요하고, 조절성 경사를 위하여 7:1, 치체이동을 위하여 10:1 그리고 치근이동을 위하여 12:1이 필요하다고 한다. 하지만 이 비율이 모든 상황에서 모든 치아에 적용될 수는 없다. 한 예로, 단근치의 치아의 C_{RES} 와 브라켓 또는 힘 적용점까지의 거리가 10mm이고, 가해지는 힘이 100g일 경우 치체이동을 위하여 10:1

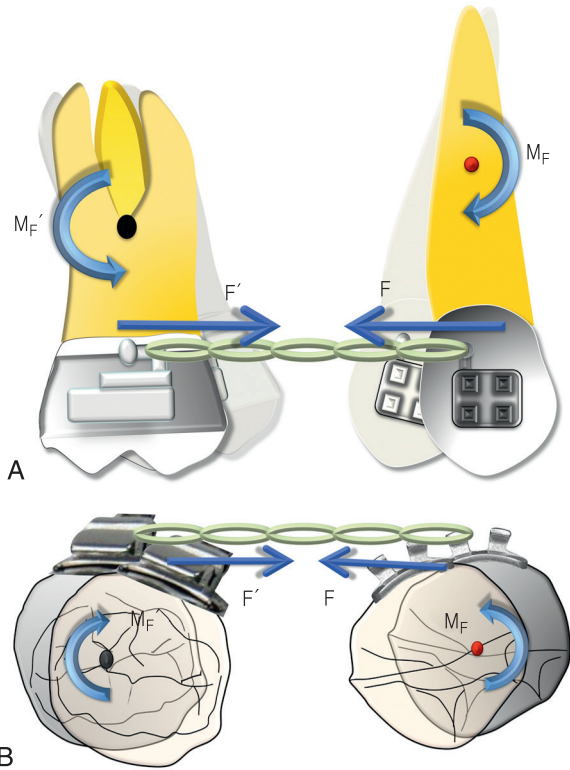


그림 6-1. 공간 폐쇄의 기본 역학. **A**, 두 치아에 가해지는 힘의 크기는 같다($F=F'$). 하지만 힘에 의하여 발생된 모멘트(M_F)가 반드시 같지는 않다 ($M_F \neq M'_F$). M_F 의 정의는 제4장 참조. **B**, 교합면에서 본 경우. 공간상 모든 평면에서 경사가 일어날 것이다.

비율이 적용된다. 치아이동을 위한 M/F ratio를 정의하는 일반적인 방식은 양적인 접근보다도 질적인 접근을 따라야 한다. High, moderate, low M/F ratio로 표현하는 것이 적절할 것이다. 제 4장과 그림 6-1에서와 같이, 치아 브라켓에 가해지는 단일한 힘은 C_{RES} 의 치근단 방향 근처에 회전중심(C_{ROT})을 가지는 비조절성 경사를 유발할 것이다. 이제 충분히 높은 counter balancing moment(M_C)가 가해진다면 M_F 를 상쇄할 것이다. (주의: 그림 6-2에서 브라켓과 와이어가 슬롯 양끝 구석에서 접촉할 때 M_C 가 발생한다.) 이로 인하여 치체이동이 일어날 것이다. M_C 가 더 증가되면 발치 공간으로 치근이동이 일어난다. 알려진 바에 따르면, 이렇게 상대적으로 높은 M/F ratio에서는 활성화 시 기계적 성질의 변화가 거의 없이 응력이 치근 전체에 더 균일하게 분포한다. 이로써 치아와 주위치주조직에 대한 손상을 감소시킨다. 중등도의 M_C 는 M_F 를 부분적으로 상쇄하므로 치근부를 중심으로 하는 조절성 경사를 유도한다. 이상의 논의사항으로 볼 때 M_C/F (또는 M_C/M_F) ratio의 조절이 공간 폐쇄 시 차등적인 형태의 치아이동을 창출하는 열쇠가 된다.

하지만 치아이동의 본성은 힘 적용점을 달리하여 조절 가능한 것이라 할 수 있다(이에 대한 자세한 내용은 제4장 참조).

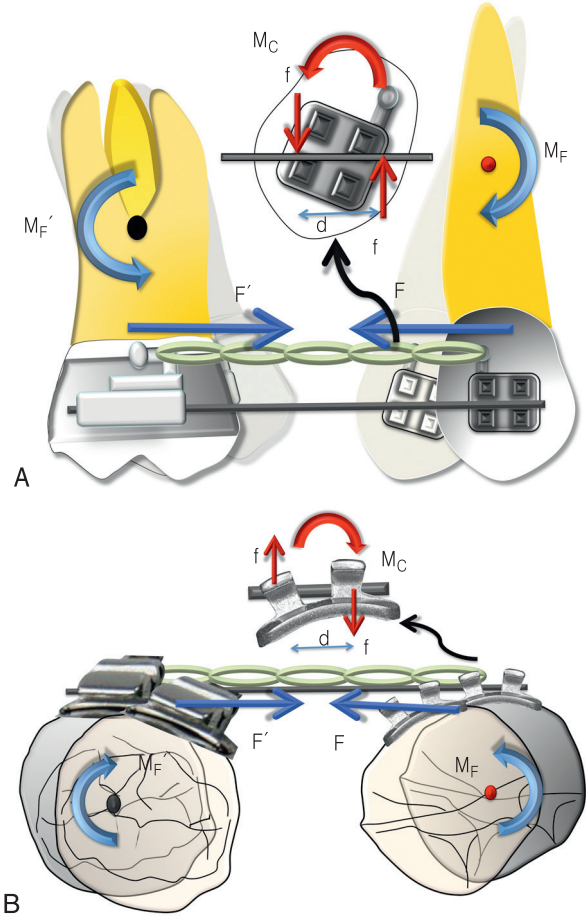


그림 6-2. 경사된 치아가 직립되는 역학. **A**, 반작용 모멘트(M_C)를 발생시키는 간단한 방법은 경사진 브라켓에 직선호선을 삽입하는 것이다. 힘에 의한 모멘트(M_F)와 M_C 의 상호작용 또는 모멘트와 힘의 비율(M/F ratio)은 치아이동의 본질을 묘사한다. $M_F = F \times \text{저항중심}(C_{RES})$ 으로부터의 거리이고, $M_C = F \times d$ (두 짝힘 사이의 거리)라는 것에 주목하라. **B**, 교합면에서 본 경우. 와이어-브라켓 상호작용에 의하여 직립이 일어난다. 따라서 치아이동 형태는 짝힘(붉은색)으로 인한 모멘트와 힘(파란색)의 상호작용으로 정해진다.

고정원

논의한 바와 같이 공간 폐쇄는 한쪽 또는 양쪽이 서로를 향하여 이동될 때, 두 치아 또는 두 치아 분절 사이의 공간이 점차 폐쇄되는 것을 의미한다. 환자에게 적용되는 상황에 따라 한 세트의 치아 또는 하나의 치아는 능동적 유닛(active unit)으로, 다른 한쪽은 수동적 유닛(passive 또는 reactive unit)으로 분류된다. 이 두 유닛은 치아이동 시에 완전히 다른 역할을 한다. 대부분의 이동은 능동적 유닛에서 일어나고, 수동적 유닛은 어떠한 종류의 이동에도 저항하고 능동적 유닛의 이동을 용이하게 하는 데 필요한 저항을 제공하여 고정원 역할을 한다. 따라서 고정원은 능동적 유닛이 원하는 이동을 할 때 수동적 유닛이 원하지 않는 어떠한 형태의 이동에 대하여 저항하는 것으로 정의될 수 있다. 이러한 고정원 또는 저항을 제공하는 치아들 또한 '고정원 유닛'으로 부를 수 있다. 상이한 상황에 대한 고정원 처치(set up)는 대략 네 가지



그림 6-3. 고정원의 분류(공간을 약 8mm로 가정). 각각의 증분(increment)은 2mm이다. 특정한 색의 치아의 이동량을 계산하기 위하여 진행 방향의 모든 증분을 합한다. 예를 들어, 초록색의 경우 대구치는 전방으로 2(주황색)+2(푸른색)+2(초록색)=6mm 이동하고, 견치는 후방으로만 2mm 이동하였다. 따라서 이 경우는 견치에 대하여 그룹 C 그리고 대구치에 대하여 그룹 A를 의미한다.

형태로 분류될 수 있다(그림 6-3).

1. 절대적(absolute) 고정원은 능동적 유닛에서 모든 이동이 이루어지고, 수동적 유닛에서는 이동이 전혀 없는 경우이다. 임상적으로 절대적 고정원은 확보하기가 매우 어렵다. 하지만 최근에 골성 고정원이 도입됨에 따라 절대적 고정원을 얻기 위한 진일보가 이루어졌다.
2. 그룹 A 고정원은 능동적 유닛에서 대부분의 이동이 이루어지고, 수동적 유닛에서는 최소의 이동만 일어나는 경우이다. 최대 또는 강한(high) 고정원으로 알려져 있다.
3. 그룹 B 고정원은 능동적 유닛과 수동적 유닛 사이에 이동이 동등한 경우이다. 중등도(moderate) 또는 중간(medium) 고정원으로 알려져 있다.
4. 그룹 C 고정원은 수동적 유닛에서 대부분의 이동이 이루어지는 경우이다. 부연할 필요 없이 특정 치아들에 대하여 그룹 C 고정원이 요구될 경우 다른 치아들에 대하여 그룹 A 고정원이 요구된다. 대부분의 경우 그룹 C 고정원이라는 용어는 큰 의미가 없다(redundant).

그룹 A 고정원을 확보하는 가장 쉬운 방법의 하나는 M/F ratio를 높이는 것이다. 드문 경우 절대적 고정원 이상으로 고정원이 필요할 수 있고, 순수한 '고정원 획득(gain)'을 신경 써야 할 수도 있다. 한 예로, 6전치 견인 시에 절치와 대구치가 모두 원심으로 이동될 수도 있다. 때때로 골성 고정원이 절대 고정원으로 사용될 때 이런 경우가 발생한다.

공간 폐쇄의 방법

공간 폐쇄는 흔히 마찰이 있다고 알려진 '활주 역학' 또는 마찰이 없다고 알려진 '분절(segmental) 역학'으로 달성할 수 있다(그림 6-4).



그림 6-4. 공간 폐쇄 방법.

분절 역학

이 개념의 기본 전제는 상악 또는 하악 호선의 모든 치아가 연속호선에 의하여 서로 연결되지 않고, 연속적이지 않은 그룹 또는 분절로 나뉜다는 것이다.

분절은 공간 폐쇄 시 치아가 담당하는 역할에 근거하여 구분된다(예: 어떤 그룹의 치아들이 움직일지 아닐지). 그룹들은 능동적 또는 (고정원을 위한) 수동적 분절로 정리된다.

발치 공간을 폐쇄하기 위한 힘은 이 분절들 사이에 적용된다. 분절들은 직선호선으로 연결되지는 않으므로(즉, 치아들이 호선 상에서 이동하지 않음), 이 방법은 또한 '마찰력이 없는(frictionless) 역학'으로 불린다. 공간 폐쇄는 일반적인 교정 와이어로 제작된 루프(잠재적으로 에너지가 저장된 스프링)에 의하여 이루어진다. 모든 폐쇄용 루프는 특정한 기계적 성질(기계적 힘에 대한 반응)을 가지고 있다. 임상가들은 치아나 치아 그룹들이 정해진 방향으로 움직이도록 적절히 루프를 사용할 수 있게 이들의 물성을 알아야 한다. 다음 섹션에서 이 물성치에 대하여 상세히 언급할 것이다.

루프의 중요한 기계적 성질은 M/F ratio, 하중-변형 비율 그리고 수직력의 발생이다. 이 중에서 M/F ratio가 치아이동 형태에 관계되므로 가장 중요하게 여겨진다.

차등 모멘트의 개념

전형적으로 공간 폐쇄량이 많을 경우 M/F ratio가 높은 루프가 바람직하고, 공간 폐쇄량이 적을 경우는 M/F ratio가 낮은 루프가 사용될 수 있다. 왜냐하면 공간이 클수록 치아들이 경사되는 경향이 더 크기 때문이다. 따라서 M/F ratio가 높으면 치아들은 공간 폐쇄 동안 직립을 확실하게 유지할 수 있다.

한 예로, 전치 견인 시에 구치부에 작용하는 M/F ratio가 높으면, 발치 공간으로의 경사에 저항하므로 고정원 보존에 기여할 수 있다. 사실 후방부에 작용하는 큰 모멘트는 원심치관경사를 유발하여, 발치 공간을 더 열어 준다. 반면에 전치에 낮은 M/F ratio를 적용하면 경사를 촉진한다. 차등 M/F ratio를 사용하는 방법을 쉽게 기술하면 $M_{Cp}/F \neq M_{Ca}/F$, $M_{Cp}/F \gg M_{Ca}/F$ 의 부등식이다(여기에서 α 는 전방, p 는 후방을 의미).

이렇게 다른 모멘트를 적용할 경우 제4장에서 논의된 평형의 법칙(laws of equilibrium)을 따라야만 한다. 왜냐하면 루프 또는 스프링의 양끝에서 발생하는 모멘트가 다르므로, 전체적인 힘 체

계는 부가적인 효과를 가지게 된다. 따라서 양쪽 분절에 수직력(압하 또는 정출)이 또한 작용한다. 수직력의 크기는 두 모멘트의 차이와 두 분절 사이의 거리에 좌우된다.

최신 교정학에서는 vertical 또는 teardrop 루프, T 루프, L 루프, Gjessing 스프링, 기타 많은 폐쇄 루프가 사용된다.¹⁻⁶ 이들 루프는 코일을 더하거나, 높이를 변화시키거나, (M_c 를 증가시키기 위하여) vertical leg를 경사지게 하여 추가로 변형될 수 있다.

공간 폐쇄를 위한 루프의 최적화: 루프의 디자인이 M/F ratio에 어떻게 영향을 주는가?

연구자들과 임상가들은 고정원 강화를 우선 목표로, 가능한 한 가장 높은 M/F ratio를 얻기 위하여 루프 형태의 디자인과 개량에 노력하였다. 폐쇄 루프의 기계적 성질은 루프의 높이, 폭, 형태, 위치 및 와이어 재질, 단면 크기 그리고 그 밖의 다양한 요소에 좌우된다.^{4,5,7-9}

이러한 요소들 중 몇몇에 대하여 자세히 고찰해 보고자 한다.

루프의 높이

부분적으로 루프의 높이는 M/F ratio에 상당한 영향을 미친다. 루프의 높이가 증가할수록 M/F ratio는 증가한다. 불행하게도 어떤 루프에서도 원래의 높이보다 더 큰 M/F ratio를 얻을 수 없다. Burstone과 Koenig⁷는 6mm 높이의 루프가 대략 2 정도의 M/F ratio를 보이는 반면에, 10mm 높이의 루프에 7mm의 수평 루프 길이를 부여할 경우 4 정도의 M/F ratio를 가진다고 보고하였다. T 루프의 경우 치은 방향 수평 길이가 증가함에 따라 M/F ratio가 최대로 증가하고 더 이상 변하지 않는다. 루프의 높이를 증가시키는 것에도 한계가 있는데, 와이어 굴곡이 어려워지고 구강 내 삽입 시 환자의 불편감이 생기기 때문이다.

루프의 형태

루프의 형태는 기계적 성질을 조절하는 또 다른 중요 인자이다. T 루프에 의하여 발휘되는 M/F ratio는 같은 높이의 수직 루프에 의한 경우보다 더 높다.^{7,9} Siatkowski^{4,5}에 의하여 소개된 Opus 루프는 M/F ratio를 증가시키기 위하여 L의 끝부분에 헬릭스가 있는 L 형태이다. Siatkowski는 vertical leg가 70° 후방 경사된 Opus 70 루프가 비슷한 크기의 T 루프 또는 vertical 루프에 비하여 매우 높은 8.7mm의 M/F ratio를 가진다고 보고하였다. 하지만 Opus 루프와 비슷한 크기의 (직립된) L 루프가 현재까지 최고의 M/F ratio를 가진다(그림 6-5).¹⁰

루프의 위치

능동적 및 수동적 유닛 사이에서 루프의 최종적인 위치는 M/F ratio를 의미 있게 변화시킨다.^{8,11,12} 사실 이것이 공간 폐쇄를 위한 차등 모멘트가 형성되는 기본 메커니즘이고, '루프의 off-

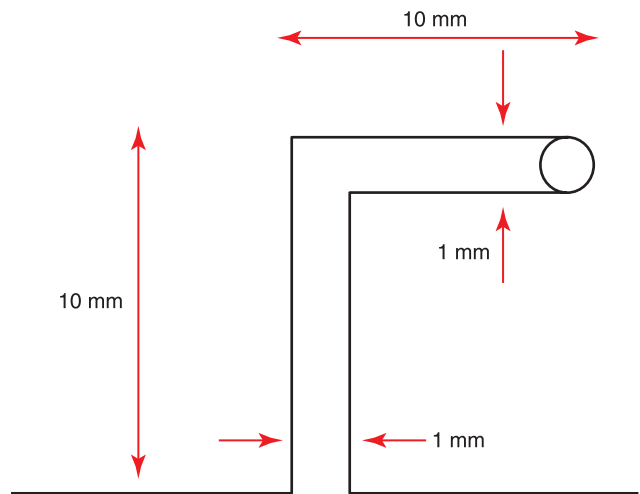


그림 6-5. 헬릭스가 추가된 L 루프.

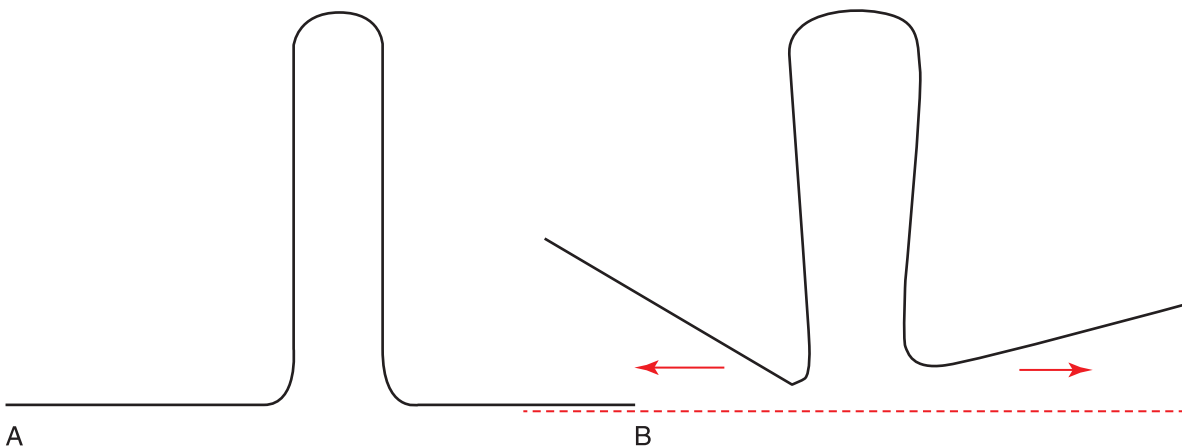


그림 6-6. A, 전형적인 수직 루프. B, 수평으로 활성화된 후 양쪽 leg는 서로 각을 이룬다. 이 각(angulation)은 힘에 의하여 발생하는 모멘트(M_c)에 대하여 반대 방향의 모멘트를 발생시킨다.

centered position'으로 알려져 있다. 루프에 가까운 브라켓에서 더 높은 모멘트가 작용한다. 이 원리는 제4장에서 논의된 V-bend의 원리에서 직접 차용된 것이다. Off-centered V-bend는 가까운 치아에 더 큰 모멘트를 가한다. 루프가 (다음에 다루는) 수평 방향 활성화로 활성화될 때 루프의 두 leg는 서로 각을 형성한다(그림 6-6). 이 각은 루프에 굴곡을 부여하면 더 강조될 수 있고, 두 치아 분절 사이의 M/F ratio의 차이를 증가시킨다.

루프의 위치와 preactivation bend가 공간 폐쇄 시 임상적으로 어떻게 사용되는지 살펴보고자 한다. 견치 후방 이동과 절치 후방 이동의 두 가지 임상 상황이 제시된다.

공간 폐쇄를 위한 분절 역학

견치 견인

견치 견인은 측절치 후방에서 소구치 전방까지 악궁의 완만한 커브를 따라 견치가 원심 방향으로 이동하는 것이다.

장치 구성. 견치 원심에 전·후방적으로 8mm 공간이 있다고 가정하자. 루프로 공간 폐쇄를 시작하기 전에, 치아이동 또는 고정

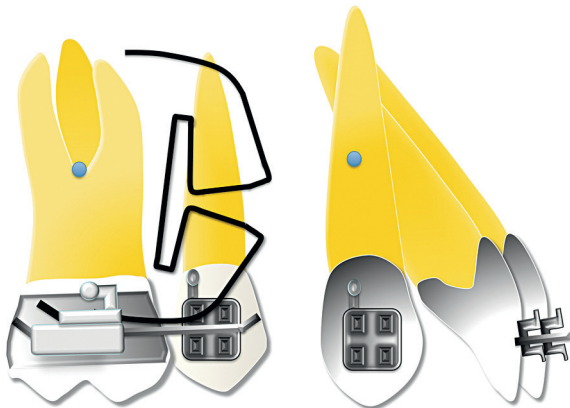


그림 6-7. 견치의 분절 견인을 위한 장치 구성: 0.021×0.025인치 스테인리스 스틸 와이어가 고정원 유닛에 사용됨. Preactivation bend가 있는 루프를 삽입.

원에 포함되어야 할 치아나 치아 분절을 분리된 유닛으로 잡아 주기 위한 (0.022인치 슬롯 브라켓에서) 0.021×0.025인치 스테인리스 스틸 와이어가 사용될 수 있도록 적절히 배열되게 확인하는 것이 중요하다. 두 유닛 사이는 루프로만 연결되어야 한다.

루프의 preactivation(그림 6-7, 6-8). 발치와에 루프가 장착되기 전에, 루프가 전체적으로 V 또는 U 형태의 외형을 가지도록 'preactivation bend'를 부여해야 한다. 제4장에서 언급된 것처럼 루프의 작동 원리는 그 형태를 이해함으로써 알 수 있다. Preactivation bend는 alpha bend(전방 커브)와 beta bend(후방 커브)로 알려져 있다. Bend들은 힘에 의한 모멘트(M_F)를 상쇄하는 모멘트(M_C)를 발휘하는 데 필요하다. Bend를 더 부여할수록 발휘되는 M_C 도 커진다. 또한 루프에 가까운 치아에 더 큰 모멘트가 가해진다(제4장의 'off-centered V bend' 참조).

루프의 활성화. 루프의 최종 활성화는 루프가 브라켓 슬롯에 위치되었을 때 가능하다. 와이어는 구치부 튜브를 통하여 원심으로 당겨지고 cinch된다. 원심으로 당겨지는 양은 폐쇄해야 하는 공간의 크기에 따라 정해진다. 발치 공간이 8mm인 경우 이상적으로는 8mm 활성화가 적절하다. 이러한 활성화 과정은 공간 폐쇄를 위하여 요구되는 힘과 M_F 를 가하기 위하여 필요하다. 일단 루프가 활성화되고 원하는 위치에 놓이게 되면, 루프의 'deactivation'에 의하여 치아이동이 개시된다. 루프를 이용한 공간 폐쇄는 세 가지 별개의 과정으로 진행되는데, 이론적 그리고 임상적 레벨에서 포괄적으로 기술될 수 있다. 치아이동의 본질(nature)과 질(quality)은 치아가 서로의 방향으로 이동될 때 발생하는 M_F 와 M_C 의 상호작용에 의하여 우선적으로 정해진다.

1단계(경사). 후방 견인의 초기 단계에서 스프링은 완전히 활성화되므로 힘이 강하고, 그로 인한 모멘트도 크다($M_F = F \times d$, d 는 힘의 적용점과 견치 C_{RES} 사이의 거리). 이 상황에서는 M_C / M_F ratio < 1이 되므로, 견치의 C_{ROT} 는 치근단에 가깝다. 따라서

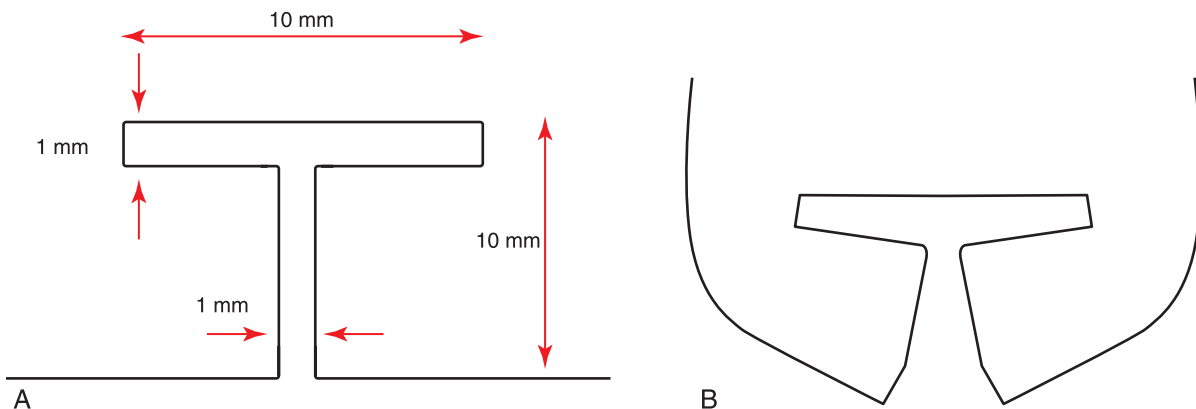


그림 6-8. A, T루프. B, Preactivation bend 상태.

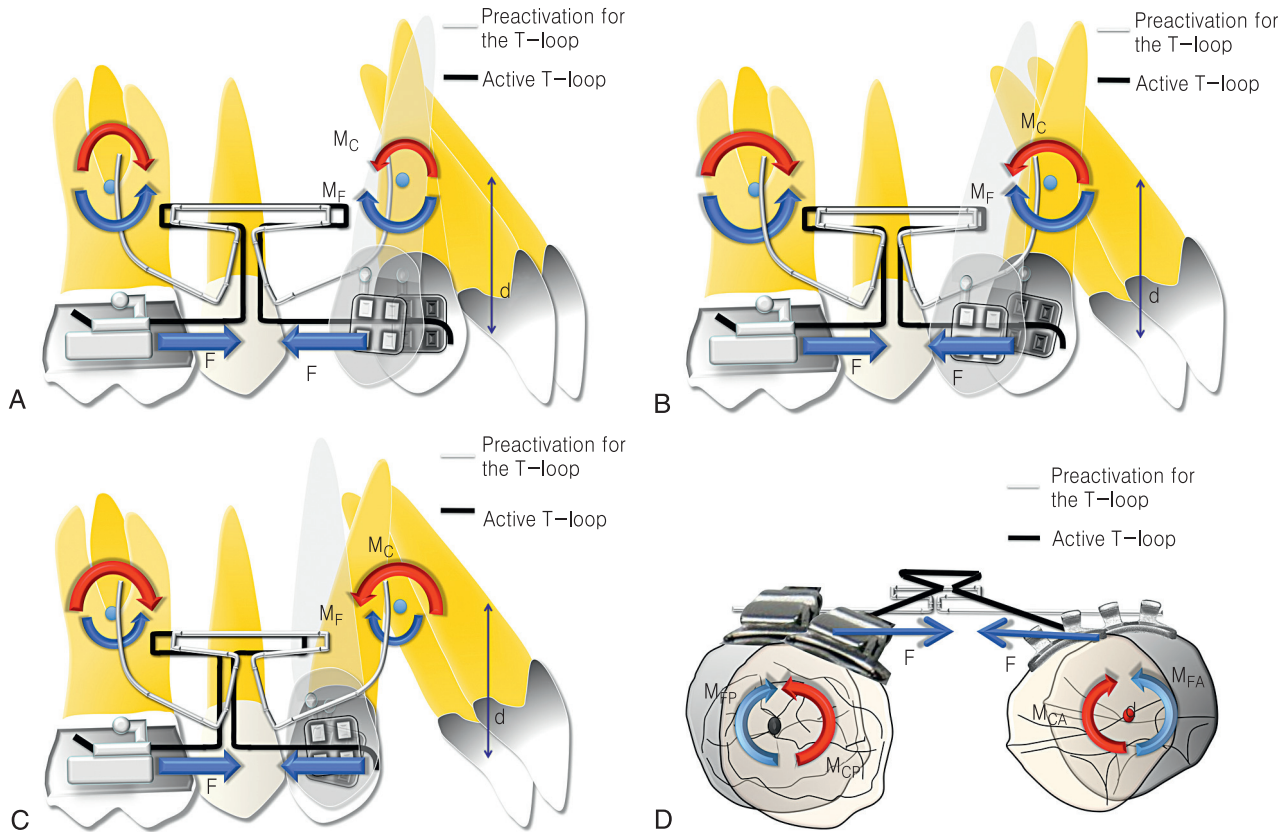


그림 6-9. 루프를 이용한 공간 폐쇄. **A.** I 단계-루프의 deactivation(단순경사). $M_F \gg M_C$ 이므로 치근이동은 최소로 일어나고 치관이 더 이동한다. $M_F = F \times d$. 주의: 수동 분절에 stabilizing wire는 표시하지 않음. **B.** II 단계-루프의 deactivation(치체이동). $M_F = M_C$ 이므로 치관과 치근이동량이 같다. 따라서 견치는 치체이동을 한다(모멘트가 완전하게 균형을 이루게 되는 상황은 거의 존재하지 않음을 기억하라). **C.** III 단계-루프 deactivation(치근이동). $M_C \gg M_F$ 이므로 치관이동은 최소로 일어나고, 치근이 더 이동한다. **D.** 교합면에서 본 경우. T 루프에 부여된 V-bend는 대구치와 견치의 회전을 상쇄하는 반작용 모멘트 또는 짝힘(M_C)에 의한 모멘트를 발생시킨다. $M_F = M_C$ 이면, 견인 시에 회전은 나타나지 않는다.

견치는 최소한의 치근이동과 함께 상당한 치관이동을 보인다(그림 6-9A). 이 단계는 이 장에서 이미 언급된 대로 ‘차등적 모멘트’의 고전적인 예를 보여 준다. 견치 대 대구치 이동 형태의 차이(견치 치관경사 대 대구치 치근 경사)로 인하여 대구치에 대한 고정원 요구도는 최소 또는 다른 표현으로는 ‘고정원 소실’ 가능성이 최소라고 할 수 있다. 만약에 술자가 루프에 충분한 preactivation bend를 부여하지 않으면, 이 단계에서 견치의 비조절성 경사(rapid dumping)가 나타날 수 있다.

2단계(치체이동). 견치가 원심이동되면서 교정 부착물 사이의 거리가 감소되면 힘의 크기도 줄어든다. 이로 인하여 M_F 또한 감소된다. 이 단계에서 견치는 모멘트가 사라지므로 치체이동된다(그림 6-9B). 하지만 M_F 값이 견치와 대구치에 대하여 다르기 때문에, 두 치아에 이런 현상이 동시에 발생하지는 않는다는 것을 기억하는 것이 중요하다. 또한 이 단계에서 고정원 소실 가능성이 높는데, 고정원을 강화할 수 있는 최종(net) 모멘트가 대구치에 작용하지 않고, 견치 치체이동을 위한 대구치에 대한 고정원 요구가 더 커지기 때문이다.

3단계(치근이동). 힘의 크기는 계속 감소하고 따라서 M_F 도 감소

된다. 하지만 M_C 의 감소는 와이어 탄성에 좌우되기 때문에 심하지 않다. 따라서 이 단계에서 M_C/M_F ratio는 >1 이고, 이로 인하여 최종 모멘트는 역전된다. 또한 치관이동보다 치근이동이 더 일어나고, (1단계에서 견치가 이미 경사되었으므로) 치근 수정이 이루어진다. 따라서 견치는 치근 경사 또는 치근 직립이 이루어지고 대구치에서는 주로 치관경사가 나타난다. 그렇기 때문에 이 단계에서는 약간의 대구치 근심이동이 나타나기 쉽다(고정원 소실). 고정원을 강화할 필요가 있을 것이다.

이해를 돕기 위하여, 동등하지 않은 모멘트로 인하여 발생하는 수직력은 그림 6-9에 표시하지 않았음에 유의하라. 또한 교합면에서 관찰되는 모든 단계 또한 이전에 기술된 것과 유사할 것이다(그림 6-9D).

힘이 실제적인 원심이동에 작용하는 동안 M_C/M_F ratio가 견치 이동의 질을 최적화하는 데 작용한다는 것을 기억하는 것이 중요하다. 견치가 이 모든 단계의 이동을 이루고 나면, 루프는 완전하게 deactivation된다. 재활성화가 필요하다면 견치는 이전에 언급된 것과 같은 종류의 이동을 일으킬 것이다. 견치의 처음 위치에 따라 임상가는 견치에 3단계 원심이동을 적용하지 않을 수도

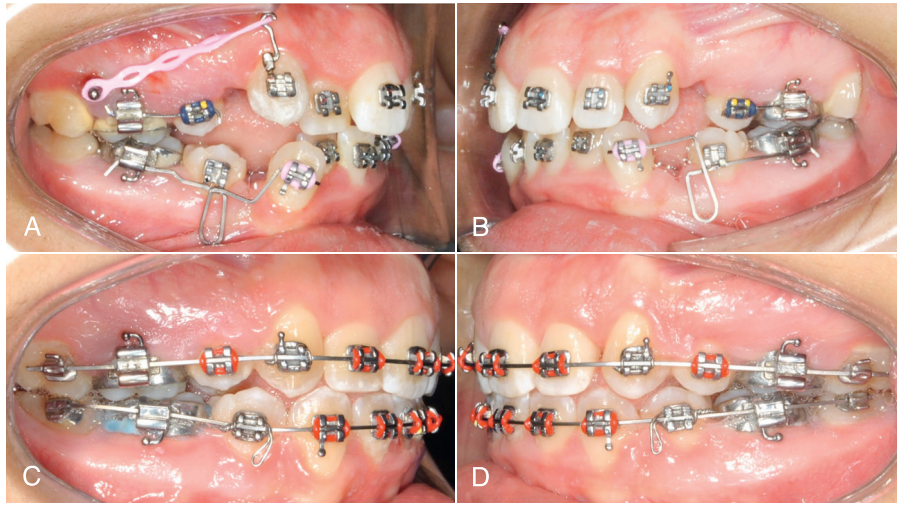


그림 6-10. 견치 견인을 위한 reverse 루프. A, B, 견치가 근심으로 경사되어 있으므로 견인의 I, II단계에 대해서만 루프가 사용되었다. C, D, 견인이 완료된 후 연속호선이 삽입되었다.

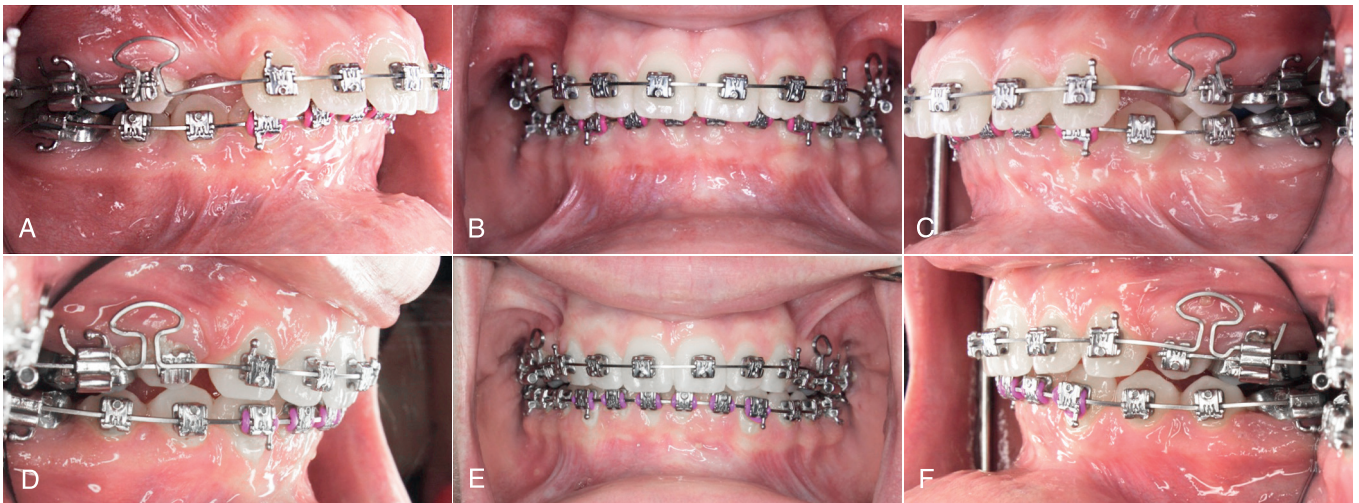


그림 6-11. 절치와 견치 en masse 견인을 위한 mushroom 루프. 후방 분절 고정원을 보존하기 위하여 루프를 offset으로 위치시킨 것에 주목하라.

있다. 한 예로 총생이 있는 악궁에서 견치는 흔히 원심경사되므로 견치를 간단히 직립시키는 것이 발치 공간을 폐쇄하는 데 더 적합하다(그림 6-10). 따라서 스프링은 1단계 완료 후 제거될 수도 있다.

절치 견인

절치 견인도 앞에 언급한 것과 유사한 방식으로 진행될 것이다. 하지만 고정원 관점에서 후방 치아 또는 고정원 유닛에 대한 부담은 덜하다. 이것은 주로 절치에 요구되는 이동 형태 때문이라고 생각될 수 있다. 절치는 발치 공간 폐쇄 시 드문 경우에만 치근이동이 요구되고 치체이동은 거의 없이 보통 경사이동만 하면 된다. 역학의 관점에서 절치에는 매우 약한 모멘트가 필요하지만 후방/고정원 유닛에 큰 모멘트(M_c)를 가하는 것을 의미한다. 따라서 절치 견인 시 공간 폐쇄 과정을 마무리하는데, 일반적으로 1단계로

충분하다. 루프 역학의 관점에서 후방 유닛에($M_{cp} \gg M_{ca}$) 더 많은 모멘트(M_c)가 적용되어야 한다. 이는 이전에 언급된 어떤 기법으로도 쉽게 가능하지만, 가장 흔하고 쉬운 방법은 루프를 offset으로 위치시키는 것이다(그림 6-11, 6-12). 이 경우 offset은 후방 분절에 가깝게 해야 한다. 발생하는 모멘트와 힘은 제4장에 논의된 V-bend의 규칙과 동일하다.

이론적 관점에서 분절 역학은 틀림없이 치아를 이동시키는 가장 효과적인 방법이다. 하지만 루프 제작, 위치, preactivation bend, 활성화 등의 관점에 있어서 술자의 기술에 과도하게 좌우되므로, 분절 역학은 매우 민감한 기법이다. 임상가는 이 기법을 사용함에 있어서 아주 조심해야만 한다. 반대로 활주 역학은 기법에 덜 민감하지만 공간 폐쇄 시에 이전에 언급된 동일한 원리를 따른다.

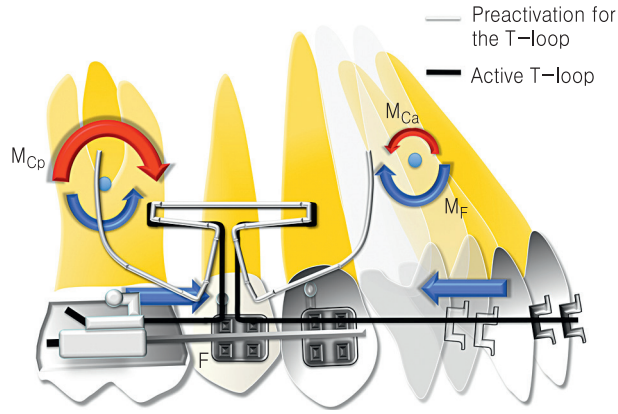


그림 6-12. 절치 견인의 역학(단순경사). $M_F \gg M_C$ 이므로 치근이동은 최소로 일어나고 치관이 더 이동한다. 후방부 분절에 모멘트를 더 부여하기 위하여 ($M_{Cp} \gg M_{Ca}$) 루프를 후방부에 가깝게 위치시킨 것을 주목하라.

활주 기법

Andrews 스트레이트 와이어 장치¹³가 소개된 이후, 폐쇄 루프에서 활주 역학으로 점진적이지만 근본적인 변화가 이루어져 왔다. 목표는 간단하데, 효과적으로 작동하는 힘 체계를 만들고 교정치료를 기간을 단축하는 것이다. 활주 역학은 공간 폐쇄 시 더 조절이 가능하도록 하고(즉, 경사나 회전과 같은 부작용을 줄이고), 환자의 편안함을 증가시키고, 과도한 힘이 가해지는 것을 예방할 수 있게 하였다.

정의에 따르면, 활주 역학에서 힘은 두 분절의 각각의 브라켓에 삽입된 스트레이트 와이어 상을 그들이 활주하거나 움직일 수 있게 치아 또는 치아 분절 사이에 적용된다. 그럼으로써 와이어와 브라켓 표면 사이에 상당한 양의 마찰이 생성된다. 폐쇄 루프 역학에서 활성화된 루프는 브라켓 레벨에서만 힘을 가하고, 발생된 모멘트(preactivation bend를 통하여)에 의하여 조절이 이루어진다. 반면에 활주 역학에서는 사전에 계획된 방향으로 치아를 움직이기 위하여(예: 조절성 경사, 치체이동) 파워암에 전달되는 견인력의 위치(height)를 조절할 수 있다.

두 가지 방법은 발치 공간을 폐쇄하기 위하여 사용되어 왔다. 첫 번째 방법은 두 단계로 견인을 하는데 견치 견인 후 절치 견인을 시행한다. 두 번째 방법은 6전치를 ‘한 묶음(en masse)’으로 견인한다.

견치 견인

연속호선은 치아 순면에 부착된 브라켓들을 잡아 준다(en-gage). 특히, 견치 치관에 부착된 브라켓 내부 그리고 인접 대구치 또는 아마도 전방 치아들에 의해 지지되는 와이어는 견치가 원심으로 변위되는 동안 치아를 가이드 하는 역할을 한다. 견치 후방 견인 시 원심력(F)을 가하는 전형적인 방법은 스프링 또는 탄성재(모듈, 체인, U-ring 또는 tied thread)를 사용하는 것이다.

교정적인 치아이동은 치관에 기계적인 힘이 가해지고 그 힘이 일정 시간 이상 유지된 결과로 일어난다. 만약에 탄성재를 사용하는 경우 이러한 원심력은 시간이 지남에 따라 전형적으로 감소된다는 것을 알아야만 한다.

보기에는 연속적이고 매끄러운 이 과정과 관계된 세부 사항을 쉽게 이해하기 위하여, 이전 단락의 분절 역학의 경우처럼 네 가지 분명한 단계로 구분하고자 한다. 각 단계의 시작과 끝은 작용하는 역학에 따라 4개의 순간적인 상황(view)으로 정의된다. 각 단계는 다른 3단계와 전혀 다른 특징적인 이동 형태를 보인다. 그림 6-13의 각 부분은 견인 과정 중 한 순간을 보여 준다. 표시된 힘 체계는 견치에 가해지는(견치로부터 가해지는 것이 아님!) 것이다. 따라서 가해지는 힘과 짝힘의 부호는 부분적으로 그들의 변위 잠재력을 나타낸다.

I단계. 견치 견인이 시작되는 단계이다. 단일한 힘(F)이 견치 브라켓에 원심 방향으로 가해진다(그림 6-13A). 이 힘은 견치의 C_{RES} 에 작용하는 모멘트(M_F)를 만들고, 견치가 원심이동 하는 동안에 경사지게 한다. 호선과 브라켓 슬롯 사이에 약간의 여유(degree of play)가 있으므로 치아는 근원심 방향으로 자유롭게 비조절성으로 경사되고, C_{ROT} 는 C_{RES} 에 대하여 약간 치근단 방향에 위치된다(제4장 참조). 이 단계에서는 비조절성 경사가 일어나므로 견치 견인의 ‘unsteady state’로 불릴 수 있다.

II단계. 이후 견치는 브라켓 슬롯과 와이어 사이의 (이전에 언급된) clearance (또는 play)가 사라질 때까지 경사된다(그림 6-13B). 그림 6-13B의 묘사는 그림 6-13A에 비하여 다소 시간이 지난 뒤의 견치를 보여 준다. 이 시점에서 호선-브라켓 슬롯의 접촉이 존재한다. 호선에 의하여 가해지는 이러한 two-point contact은 서로 평행하고, 크기가 같으며, 동일한 직선상에 있지 않는 힘을 가하여 M_C 를 발생시킨다. 만약 와이어가 와이어와 브라켓의 수직적 위치 때문에 잠재적으로 치아를 전혀 정출 또는 압박 하지 않는다면, 두 힘의 크기는 같을 것이다.

M_F 를 상쇄하는 이러한 M_C 는 1단계에 비하여 견치의 경사를 줄여 준다. 와이어가 더 변형될수록 M_C 는 계속 증가하고 C_{ROT} 는 견치 치근단 쪽으로 이동하여 견치의 조절성 경사를 유도한다. 이 상태는 견치 견인의 ‘controlled state’라고 할 수 있다. 경사가 내재된 브라켓 슬롯에서는 initial clearance가 없을 수 있고 호선을 슬롯에 삽입하기 위한 부분적인 2차 회전이 요구된다. 만약에 그렇다면, 견인 과정 초기부터 M_C 가 존재한다. 또한 M_C 가 나타난다면 이러한 활주에 대한 약간의 마찰저항이 발생하지만, 그 양은 적게 추정된다는 것에 주목하라. M_C 의 양은 주로 견치 브라켓 부위를 지지하는 호선의 국소적인 굴곡과 직접 관계되므로, 와이어의 stiffness나 resiliency와 같은 물성과 복잡하게 연관된다. 또

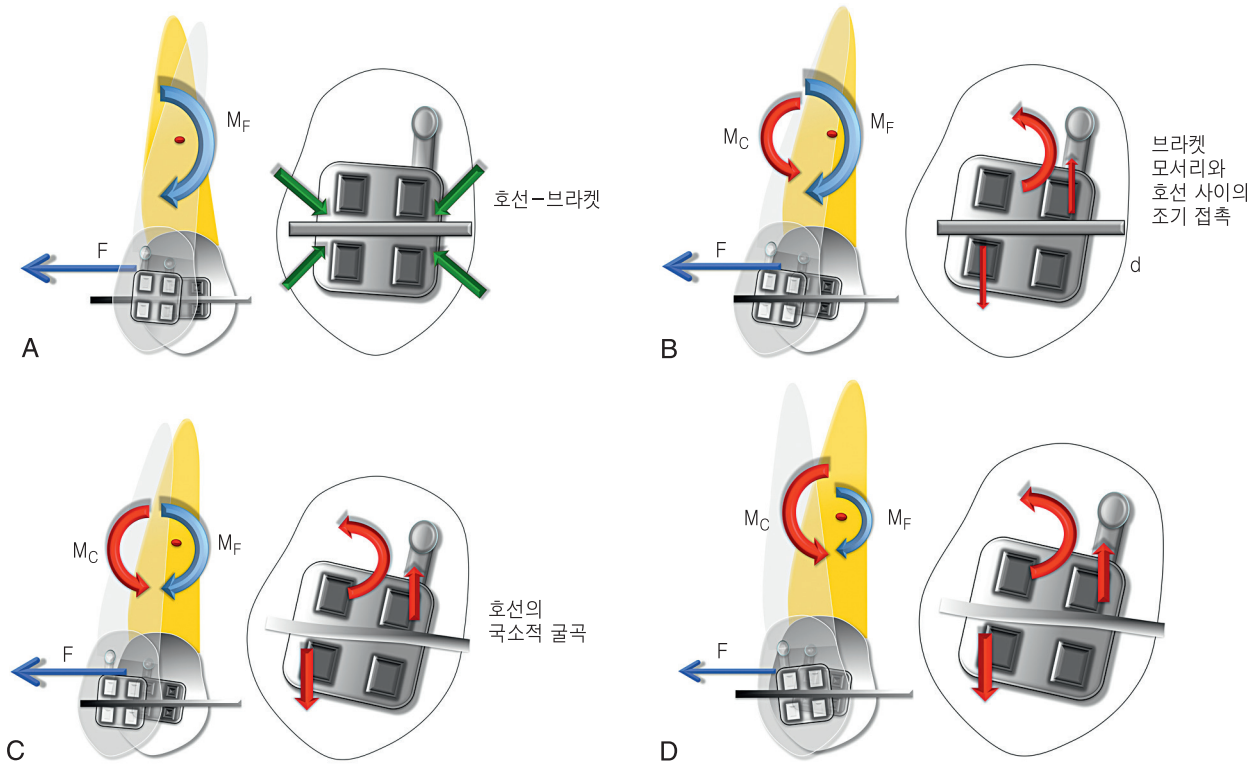


그림 6-13. 활주 역학으로 견치 견인 시 역학. **A**, I 단계(unsteady state / 비조절성 경사). 호선-브라켓 사이의 play는 견치의 비조절성 경사를 허용한다. Play로 인하여 M_C 는 발생하지 않는다는 것을 주목하라. **B**, II 단계(controlled state / 조절성 경사). 호선-브라켓 사이의 play가 더 이상 존재하지 않는다. 호선과 브라켓 모서리(edge) 사이에 조기 접촉이 일어나기 시작하고 M_C 를 발생시킨다. $M_F \gg M_C$ 이다. **C**, III 단계(steady state / 치체이동). 호선과 브라켓 모서리 사이의 접촉이 증가하여, M_C 가 증가된다. 동시에 힘의 크기가 감소되므로 M_F 가 감소된다. $M_F = M_C$ 이다. **D**, IV 단계(restorative state / 치체이동) 힘의 크기가 현저하게 감소되어 M_F 가 줄어든다. $M_F \ll M_C$ 이다.

한 M_C 의 크기는 심한 정도는 아니지만 견치 브라켓을 근원심에서 지지하는 부위에 대한 견치 브라켓의 상대적 위치와도 관련된다.

III단계. 치관 원심경사가 계속되면 국소적인 와이어의 굴곡 변형으로 M_C 의 양은 직접적으로 증가할 것이다. (추정하건대 견인 과정 내내 호선은 자체의 탄성을 유지할 것이다.)

치관의 원심변위와 장치의 구동요소(탄성재)의 완화가 동반되면서 F 의 양은 감소한다. 이로 인하여, M_C/F ratio는 (브라켓이 부착된) 치관 중앙과 견치 C_{RES} 사이의 거리와 거의 같아질 정도로 감소될 수 있다. 즉 $M_C = M_F$ 가 된다. 따라서 견치에 작용하는 순모멘트는 0으로 감소하여 C_{ROT} 가 치근단으로 이동되고, 경사 변위는 잠재적으로 치체이동으로 변환된다. 이러한 역학적 구성이 그림 6-13C에 나타나 있다. 이 상황은 M_F 의 감소 또는 M_C 의 증가로 달성할 수 있다. 상대적인 값이 절대적인 값보다 더 중요하다는 것을 염두에 두어야 한다. 만약에 이러한 힘과 모멘트의 미묘한 균형이 유지되면, 견치는 계속 치체이동된다. 이 단계 역시 'steady state'라고 한다. 하지만 이 단계는 기껏해야 단지 이론적으로만 가능하고 임상적으로는 구현하기 불가능하다.

IV단계. 견치 견인 시 이 단계로 진입하기 전에 견인 과정 중 견인력은 지속적으로 감소한다고 가정해야만 한다. 이미 논의된 것처럼 치체 변위 형태는 일시적으로만 존재할 것이다. F 가 감소되면 M_F 도 감소된다. 하지만 브라켓이 경사지고 호선이 국소적으로 binding되므로 M_C 는 M_F 처럼 쉽게 감소하지 않는다. 따라서 이 시기에 $M_C \gg M_F$ 이고, M_C/F ratio는 이전 단계보다 더 크다(그림 6-13D). 이로 인하여 견치의 치축경사가 회복된다(직립 또는 치근 수정). 이것을 견치 견인의 'restorative state'라고 하고, 임상적으로는 견치의 second-order torquing이라고 한다. 와이어-브라켓 경계에는 상당한 양의 마찰력이 발생하고, C_{ROT} 의 위치는 C_{RES} 의 치은 방향으로 C_{RES} 와 브라켓 사이의 한 지점에 재위치된다. 만약에 원심력이 감소하지 않는다면 결코 이 단계에 이르지 못한다. 대신에 견치가 처음 두 단계로 되돌아갈 수도 있다(즉 경사이동만 됨).

교합면에서 유사한 방식으로 평가해 보면, C_{RES} 에 대하여 브라켓이 순측에 부착되고 원심력은 견치를 원심 내측으로 회전시키는 M_F 를 다시 형성한다. 이 상태가 I 단계가 될 것이다(unsteady state). 교합면에서 볼 때 브라켓과 와이어 사이에 play가 존재할 때까지 견치는 회전할 것이다. II 단계(steady state)에서 모멘트

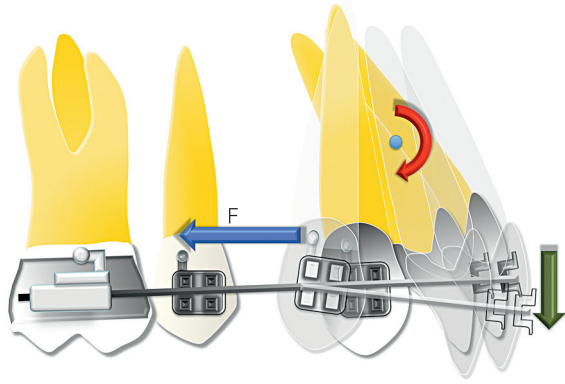


그림 6-14. 견치 견인 시 절치 정출, 호선의 변형에 주목하라.

는 동등해지고, 교합면에서 볼 때 견치 위치에 변화는 없다. IV단계(restorative phase)에서 M_C 가 M_F 를 초과하므로 견치의 회전은 회복되기 시작한다.

고정원 치아에 전달되는 힘

이상에 기술된 견치 견인을 위한 장치 구성은 힘이 적용될 때 절치에서 대구치까지 연결된 연속호선을 따라 견치가 원심으로 활주하는 'friction based' 시스템이다. 견치는 후방 치아(소구치 및 대구치)와 전방 치아(절치) 사이의 '연결'이다. 따라서 견치의 위치 변화가 절치와 대구치에 직접적인 영향을 줄 것이라는 것은 충분히 예상할 수 있다. 이와 관련된 부작용이 무엇인지 상세히 고려해 보고자 한다.

견치 견인이 절치에 미치는 효과. 연속호선 시스템에서 견치를 견인할 경우 잠재적인 장점은 예상치 않은 견치 이동(경사 또는 회전)이 발생할 가능성을 제한한다는 것이다. 활주 역학의 장점에도 불구하고 견치 견인은 그 자체로서의 문제점들을 가진다. 스프링이나 탄성재에서 발생한 순수한 힘이 견치에 전달될 때, 특히 하중-변형률이 낮은 호선을 사용하거나 힘의 크기가 너무 세면, 와이어가 변형되어 다른 치아에 바람직하지 않은 부작용을 미칠 수 있다(그림 6-14). I, III단계에서 기술된 것처럼 견치의 경사로 인하여 와이어에 지속적인 응력이 가해지고, 탄성 변형이 일어나게 된다. 호선이 변형되는 경향은 더 stiff한 호선 그리고/또는 견인 시 더 약한 힘을 사용하여 줄일 수 있다. Overlay instruction arch 또는 cantilever spring 같은 부가적인 호선들은 호선의 변형 가능성을 최소화하는 데 도움이 될 수 있다.

견치 견인이 대구치에 미치는 효과. 뉴튼의 제3법칙에 따르면, 견치에 대한 견인력은 대구치에 같은 크기로 작용하게 된다. 이 힘은 대구치에 모멘트를 발생시켜 근심으로 경사지게 한다. 대구치는 그 후에, 견치에 대하여 기술한 것과 같이 4단계로 근심이동된

다. 하지만 이동량은 주위골, 치아 특성, 대구치에 결합된 치아 수에 따라 다양하다. 특히 강한 힘이 사용되었을 때 흔히 임상적으로 관찰되는 중요한 부작용은 견치와 대구치가 치근 수정(correction) 없이 동시에 경사되어 측방 개교가 발생하는 것이다. 이것은 증가된 견인력으로 인하여 치아가 III 또는 IV단계의 활주 이동을 시작하지 못하는 것에 상당 부분 기인한다.

절치 견인

공간 폐쇄 시 절치 또한 견치 견인과 같은 단계를 따른다. 절치 견인 시 두드러진 단계는 I과 II단계(즉, 경사)이다.

비록 임상적으로 절치 견인이 견치 견인과 유사하지만, 역학적 관점에서 몇 가지 다른 점이 있다. 후방 경사될 때, 견치 브래킷은 호선과 2차(굴곡 방향으로) 상호작용을 하지만 절치 브래킷은 위치가 다르므로 3차(굴곡 방향으로) 상호작용을 한다. 이러한 3차 상호작용은 2차 상호작용에 비하여 더 큰 play를 유발한다. 더 큰 play로 인하여 경사를 더 허용하므로, 절치 견인 시 주된 단계는 I과 II(즉, 경사)이다. 이런 상황에서 제기되는 의문은 다음과 같다. 이러한 경사를 원하지 않는다면? 견인 시작 시에 절치 견인을 더 조절하고자 한다면? 이 목표를 달성하기 위하여 견인의 첫 단계에 M_C 를 도입하고자 한다.

M_C 를 적용하기 위한 방법들은 다음과 같다.

1. 호선을 굴곡(V-bend: 제4장 참조)
2. 주 호선에 만곡을 부여
3. 호선에 토오크 부여(호선을 비틀)
4. 호선의 stiffness와 사이즈 증가

절치와 견치의 경사이동을 최소화하기 위한 다른 방법은 힘의 크기와 타협하지 않으면서 M_F 를 감소시키는 것이다. 이는 치아의 C_{RES} 에 대한 상대적인 힘 적용점을 달리하여 시도할 수 있다. 즉, 'power arm'을 사용하면 쉽게 가능하다(그림 6-15). 절치에 대한 이러한 역학 효과에 대하여 제4장에 자세히 기술되어 있다.

미니임플란트를 이용한 역학에 의한 치아이동

왜 우리는 공간 폐쇄를 위하여 미니임플란트가 필요한가?

치아의 전돌이 분명하고 심미성 개선이 필요한 경우 소구치를 발치하고, 일반적으로 전치를 견인하게 된다. Full cusp II급 부정교합 또는 I급 치아치조 전돌 증례에서 절치 견인 시, 후방 분절을 그 자리에 유지하는 것이 매우 결정적이기 때문에 고정원 조절은 매우 중요해진다. 대구치 고정원 소실은 전·후방 문제의 수정을 어렵게 할 뿐만 아니라 안모의 전반적인 수직고경에서도 영향을 미친다. 미니임플란트로 지지되는 고정원을 적용하면 심미성과 기능적 유도를 부여하기 위한 I급 견치 관계를 만들기 위하여