

□ 임상기를 위한 특집 ⑫

»가철성 교정장치«

I. Active Plate의 설계와 제작.....	이	기	수
II. Screw의 임상적 응용에 관하여.....	유	영	규
III. Bite Plane과 Mandibular inclined plane의 임상적 임상적 고찰.....	이	관	영
IV. 기능적 악교정 장치.....	양	원	식
V. Lingual Arch Wire.....	손	병	화

I. Active Plate의 설계와 제작

Design and Construction of Active Plate

경희대학교 치과대학 교정학 교실

이 기 수

가철식 교정장치는 환자 자신이 구강청정이나 음식섭취를 목적으로 구강 밖으로 철거할 수 있는 교정장치를 말한다. 이 장치는 초기의 발달 과정에서 교정력을 얻는 방법에 따라서 성격이 현저히 다른 두 종류로 나뉘었는데, 하나는 장치 자체에서 발생하는 힘을 교정력으로 사용하는 active plate이고, 다른 하나는 근육의 힘을 교정력으로 사용하는 activator이었다. 그러나 이들 교정장치들은 더욱 발전되어 하나의 교정장치가 이상의 2가지 교정력을 동시에 발휘할 수 있도록 개발되어 왔다.

Active plate는 서로 다른 역할을 하는 3가지 성분인 기초상(baseplate)과 클라썬(clasp) 및 labial bow, 스프링, elastic과 screw와 같은 교정력 발생 요소로 기본 구성을 이루고 있다. 특징의 부정교합을 치료하기 위하여 제작되는 active plate는 치료 목표와 각기의 성분이 가지는 기계적 실행성 및 치과외사의 선호도에 따라서 기본 성분이 선택되어 조합된다.

이 글에서는 active plate를 구성하는 기본성분의 설계와 제작에 관한 일반 원리를 서술하고자 하며 screw에 관한 것은 제외시켰다.

기초상(baseplate)의 설계와 제작

기초상은 실질적으로 장치의 효율성, 환자가 느끼는 안락한 착용감, 그리고 치료를 받으려는 환자의 의지에 영향을 미칠 수 있으므로 설계와 제작에 신중한 고려를 필요로 한다. 기초상은 클라썬(clasp), labial bow 및 스프링(spring)과 같은 교정력 발생 요소를 유지하고 지탱하여 주는 기부(基部)로써, anchorage로써, 또한 이것 자체가 치아 이동에 관여하는 부분으로써 사용되는 3가지의 중요한 용도가 있다.

기초상의 두께는 일반적으로 상악에서는 파라핀 왁스(paraffin wax) 한장의 두께이면 좋다고 추천되고 있으나, 실제에서는 이보다 두껍게 만들어져 좋은 결과를 주기도 한다. 그러나 불필요하게 두꺼워져서 구강내에 장착하였을 때, 이 물감을 증가시켜 착용감을 불쾌하게 하거나 혀의 기능과 발음에 장애를 주면 안되므로, 가능하면 얇게 만들며, 파절에 견딜 수 있는 충분한 두께를 가지도록 제작하는 것이 실제적이다. 클라썬이나 스프링의 끝부분

은 기초상의 두께의 중간에 위치되어야만 하며, 이것들 때문에 다른 부분에 비하여 상대적으로 얇아진 기초상의 부분에 파절의 위험이 있으면 그부분의 두께를 증가시킬 필요가 있다(그림 1).

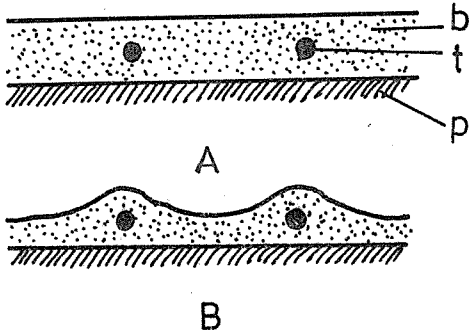


그림 1. 교정선이 매식되는 부위의 기초상. A의 경우에는 교정선이 직경이 작은 경우는 무관하나 교정선 때문에 전체가 두꺼워지면 안된다. 교정선의 직경이 크면 B에서처럼 매식되는 부분의 기초상을 더 두껍게 하여 준다. b는 기초상, t는 교정선, p는 구개.

하악의 기초상은 설측 열구(lingual sulcus)가 매우 얇기때문에 기초상의 높이가 낮아져야만 하므로 상악의 그것보다는 더 두껍게 제작되어야 한다. 또한 하악의 대구치부위에서는 설측 언더컷(undercut)의 양이 매우 많기때문에, 제작중에 그부분으로 들어간 기초상은 장착과 철거에 방해가 되므로 삭제되어야 한다. 이때에 기초상이 너무 많이 삭제되어 얇아지거나 짧아지면 안되며, 더욱이나 그 속에 매식되어 있는 클라쉬와 스프링의 끝부분이 그 때에 찢리지 않도록 주의 해야만 한다(그림 2). 하악의 기초상을 제작할 때 왁스나 석고로 이부분을 먼저 block out하고 난후 기초상을 만드는 것도 좋은 방법이다.

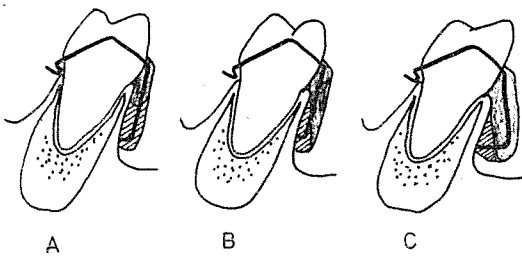


그림 2. 하악 가철식 교정장치의 기초상과 매식된 교정선. 하악 대구치 부위에서는 장치의 삽입을 위하여 기초상의 점막측이 삭제되어야 한다. 사선 부분은 삭제되는 곳이다. A와 B에서처럼 기초상을 삭제하면서 교정선이 손상받으면 안된다. C처럼 삭제되면 좋다.

anchorage로써 기여하는 기초상의 역할은 매우 중요하다. 이 역할을 위하여 기초상은 가능한 많은 치아의 치경부에 밀착되도록 설계되어야 하며, 따라서 최후방 치아의 원심면까지 연장시켜야 한다. 그러나 대부분의 교정중예의 연령은 모든 치아가 완전히 맹출된 상태가 아니므로 기초상이 치아의 맹출과 맹출 방향 또는 치아 이동방향에 장애가 된다면 그 부분은 삭제되어야 한다. 기초상이 구개점막에 밀착되는 면적을 가능한 한 넓게 설계하여야 한다. 구개점막을 덮는 기초상의 면적이 넓으면 넓을 수록 더 큰 anchorage를 얻을 수 있다. 그러나 실제적으로 기초상의 면적을 설계할 때에는 요구되는 anchorage의 량, 착용감과 발음장애의 여부, 장치의 파절 가능성이 고려되어야 하며, 임상적으로는 가능한 한 최후방 치아의 원심면까지 기초상을 연장시키고 구개정중부의 후방에서는 좌우 제 1대구치의 중심와를 연결하는 가상선의 전후까지만 연장하여 좋은 결과를 보아 왔다(그림 3)

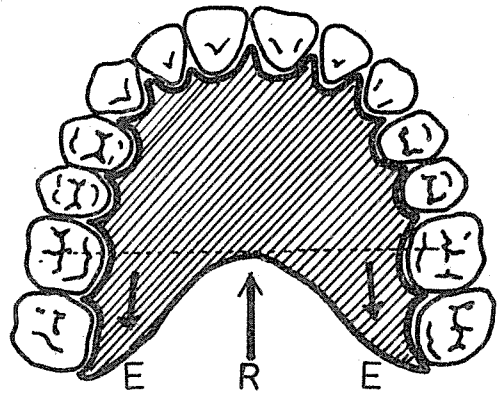


그림 3. 구개면을 덮는 기초상의 외형 설계. anchorage를 위하여는 E방향으로 기초상이 연장되어야 하며 착용감을 좋게 하기 위하여는 R방향으로 깊숙히 삭제되어야 한다.

기초상의 변연부는 설측 치경부와 접촉하는 부분을 제외하고는 둥그렇게 만들어 촉감을 좋게 한다. 설측 치경부에 접촉하는 기초상의 변연부는 치아와 기초상사이에 음식물의 정체가 최소로 하기 위하여 얇고 날카롭게 만들어 준다. 이 경우에 얇고 날카로운 이 부분이 파절되어 anchorage를 약화시킬 가능성이 있으므로 주의깊게 제작하여야 한다. (그림 4-A). 기초상의 두께가 그대로 연장되어 치면에 접촉되면 파절의 위험성은 없어지나 접촉된 부분의 치면은 음식물의 정체가 많아지므로 구강위생상태를 청결하게 하여야 한다(그림 4-B).

기초상의 일부가 치아이동에 관여하는 부분으로

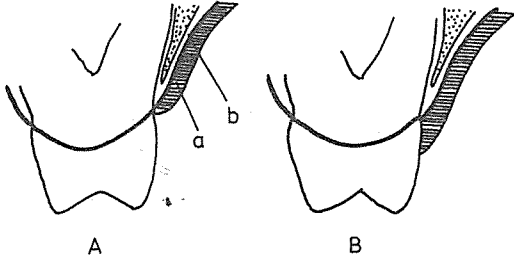


그림 4. 치아의 설면과 기초상과의 접촉. A, 치아와 기초 상 사이에 음식물이 정체되지 않으므로 위생적이다. B, 유지력은 증가하지만 장치와 구강을 청결하게 유지 하여야 한다. a, 기초상. b, 구개점막.

이용된다. 치열공의 확대를 위하여 스프링이나 screw를 사용하는 장치의 기초상은 anchorage로써의 역할 뿐만 아니라 치아 이동에 관여하는 부분으로 사용되며, 기초상의 일부를 두껍게 축조하여 평탄하게 한 bite plane은 "bite open"의 목적으로 사용되며; 경사지게 축조된 inclined plane은 치아를 이동시키거나 악골의 위치를 유지하게 하는데 이용된다.

클라쉬(clasp)의 설계와 제작

기초상은 조직면과의 응착력과 치아와 악궁의 해부적 형태에 적합됨에 의해서 anchorage에 어느 정도는 기여하지만 충분하지 못하므로 대부분의 active plate는 클라쉬에 의해서 치아에 부착되어 있다. 따라서 치아를 파지하는 수단인 이 클라쉬는 수 많은 종류로 설계되어 있다. 클라쉬는 어떤 형태이던지 간에 치아의 형태속에 있는 언더컷(undercut)의 방향으로 그것의 유지부분이 들어가 장치의 탈락을 방지한다. 후방치아에 설치된 클라쉬는 치아의 원심축, 근심축, 협축 또는 설축에 있는 언더컷을, 전치와 견치에 설치되는 클라쉬는 치아의 근심면과 원심축에 있는 언더컷을 이용할 수 있도록 설계된다.

Jackson의 클라쉬는 교정선이 치은변련의 직상방에 있는 치면에 접촉되면서 근심축과 원심축으로 주행하여 그곳에 있는 언더컷을 이용하도록 설계되었으나 언더컷을 최대로 활용하지 못하므로 자주 사용되지 않는다(그림 5). Crozat의 클라쉬는 치아의 협면에 있는 언더컷을 이용하여 단순한 crib 모양이 기본형태이며, 이 crib의 하단에 짧은 교정선을 납착시켜 근심축과 원심축에 있는 충분한 언더컷을 활용할 수 있게 설계되었다.(그림 6) 가장 오랫동안 일반적으로 사용되어 왔던 것은 schwarz

의 arrowhead 클라쉬이다(그림 7). 이것은 직경이 0.7mm인 환축의 스테인레스 철선으로 제작되며, arrowhead가 엠브레췌(embrasure)속에 들어가 유지력을 얻는다. arrowhead사이의 철선은 치은에서 1mm 정도 떨어지고 부착치은의 한계를 넘지 않게 제작한다. 유능한 기공사에게는 필요없으나 일반적으로 제작용 특수 플라이어(plier)가 있어야하며, 치아가 인접되어 있어야 충분한 유지력이 나오고, 협축공간을 너무 많이 사용하므로 그 곳에 보조 스프링을 사용하기가 어려우며, 협점막에 손상을 줄 수 있는 단점때문에 자주 사용되지는 않는다. 그러나 사용되는 wire의 길이가 길므로 강성이 좋아 효율성이 높으며, arrowhead를 전방 또는 후방으로 약간씩 이동시키는 조절을 통하여 적합성을 높이거나 약간의 치아 이동을 시도 할 수 있다는 장점을 가진다. 이와같은 연속성 클라쉬(continuous clasp)은 교합면위로 wire가 통과하는 것을 피할수 있으므로 posterior bite plane과 같이 사용하기가 좋으며 특히 후방치아의 맹출을 도모할 때 추천된다. 이러한 목적으로는 연속성 eyelet clasp 이 장점이 많다(그림 8)

엠브레췌의 언더컷을 이용하는 클라쉬는 모형상에서 쉽게 제작할 수 있는 simple and double eyelet clasp(그림 9)이 있으며, 기본형태가 한개의 arrowhead인 triangular clasp(그림 10)은 엠브레췌속에 깊숙히 들어갈수 있으므로 simple eyelet clasp보다 유지력이 더 좋다. 월등한 유지력을 가지는 클라쉬에는 arrow pinhead clasp(그림 11)과 ball clasp(그림 12)이 있으며 기성품을 이용할 수 있다.

한개 치아의 형태속에 있는 언더컷을 이용하는 클라쉬는 그 치아를 파지하면서 원심축과 근심축의 언더컷에서 유지력을 얻으며, Duyzins의 clasp(그림 13), Adams clasp(그림 14) 및 "C" clasp 또는 전통적인 circumferential clasp(그림 15)이 있다. 이 중에서 일반적으로 가장 많이 사용되는 것은 Adams clasp과 circumferential clasp 이다.

Adams clasp는 일명 modified arrowhead clasp, Liverpool clasp 또는 universal clasp 이라고 불리우며, 소구치와 대구치에는 0.7mm의 wire로 전치와 견치에는 0.6mm의 wire로 제작한다. 이 클라쉬의 장점은 제작용 특수 플라이어 가 불필요하며, 구강내에서 최소의 공간을 차지하고, 유치와 영구치 또는 맹출중인 치아등의 어떠한 상태에 있는 치아에도

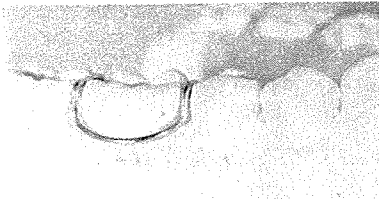


그림 5. Jackson clasp

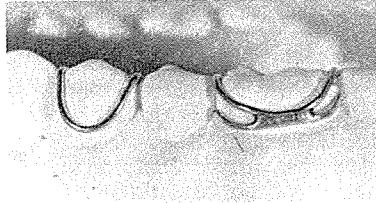


그림 6. Crozat spring

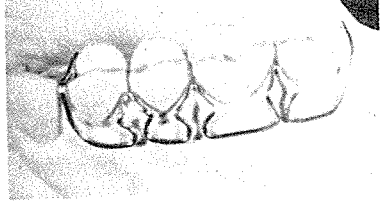


그림 7. Arrowhead clasp

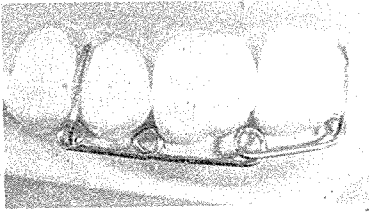


그림 8. Continuous eyelet clasp

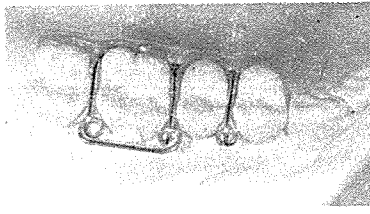


그림 9. Simple and double eyelet clasp.

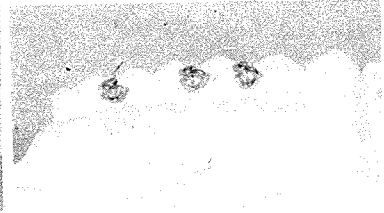


그림 10. Triangular clasp

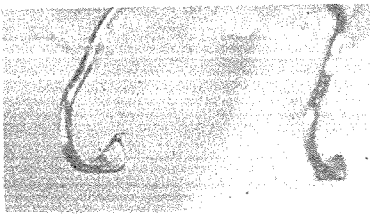


그림 11. Arrow pinhead clasp.



그림 12. Ball clasp

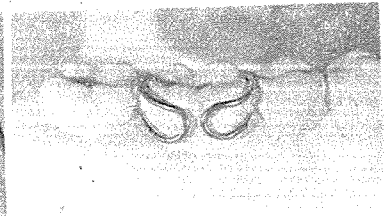


그림 13. Duyzings clasp



그림 14. Adams clasp.

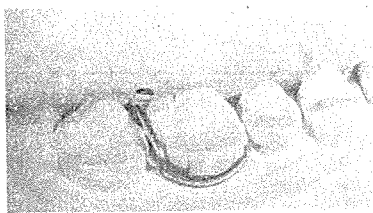
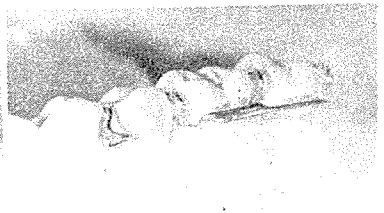
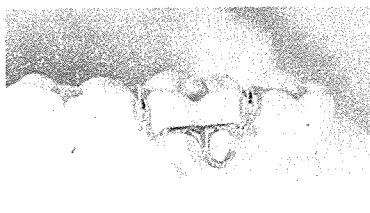


그림 15. "C" clasp or circumferential clasp

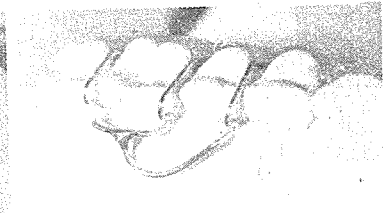
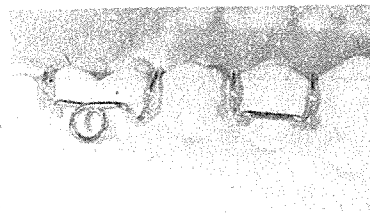


그림 16. Modified Adams clasp.

적합시킬 수 있으며, 사용목적에 따라 수많은 변형을 만들 수 있다는데 있다(그림 16).

유지력이 의심스러운 부위에는 치아에 band를 하고 그위에 lug를 납착한후 "C" clasp을 해줄 수도 있다.

클라쉬의 설치 부위는 spring이나 screw 등에서 나오는 교정력의 반작용으로 active plate가 탈락되려는 힘을 최선으로 저지할 수 있는 곳이어야 한다. 모든 교정력이 장치를 탈락시키려는 성향의 힘을 가지고 있는 것은 아니며 작용된 교정력속에 장치를 탈락시키는 방향의 힘의 성분이 있는 경우에만 active plate는 탈락된다(그림 17). 따라서 클라쉬를 선택하고 그의 위치를 설정하려 할 때에는 장치를 탈락시키는 힘이 얼마나 클 것이며 어떠한 방향인가가 고려되어야 한다.

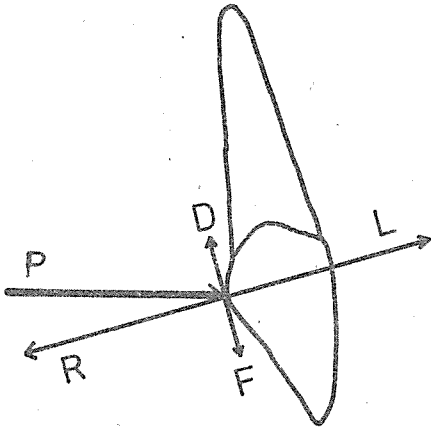


그림 17. 스프링이 상악 절치 설면에 가한 힘의 분해. 경사된 절치 설면에 가한 스프링의 힘 P는 작용점에서 접선 방향인 F와 그와 직각 방향인 L로 분해할 수 있다.

이들에 대한 반작용력은 D와 R이다. F와 R은 장치를 탈락시키려는 방향의 힘이고, L과 D는 치아가 이동되는 방향의 힘이다.

스프링의 종류와 작용에 따라서 장치를 탈락시키려는 힘도 변화한다. 상악 전치를 전방이동시키기 위하여 상악 전치의 구개면에 스프링을 제 1대구치에 클라쉬를 설치하였을 경우, (그림 17)에서 보여준 것처럼, 스프링은 치아의 경사면을 따라서 하방으로 내려오는 힘이 생기며, 이것은 제 1대구치의 클라쉬를 축으로 장치를 회전 탈락시킬 것이다. 이 경우에는 가능한 한 그 스프링과 가장 가까운 위치에 보조적인 클라쉬를 해 주어야만 한다(그림 18). 이때 일어나는 상악 전치의 이동결과는 전방이동하면서 intrusion될 것이다. 따라서 상악 전치를 후방이동시키기 위하여 상악 전치의 순면에 labial

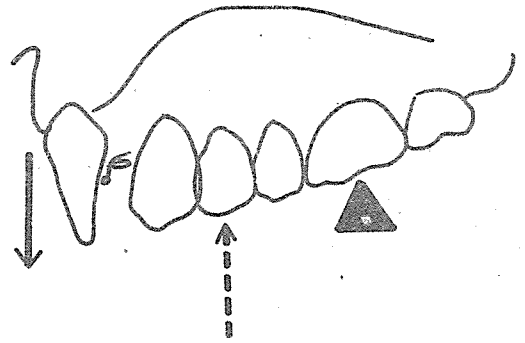


그림 18. 스프링이 절치 설면에 설치된 상악 장치의 하방 변위. 실선 화살표는 스프링에 의한 장치의 변위 방향과 힘의 나타내며 삼각표는 제 1대구치에 설치한 클라쉬로 지렛돌 역할한다. 이 일(work)을 가장 가까운 곳에 있어야 하며 보조 클라쉬는 여기에 설치하여야 한다. 을

bow를 설치 하였을 경우에는, 치아의 순면 경사를 따라서 labial bow가 상방으로 미끄러져 올라가는 힘이 발생되므로 구개면을 축으로 전방부는 구개면에 밀착되고 후방부는 탈락되려는 힘으로 작용할 것이다. 이 경우에는 clasp이 가능한 한 최후방

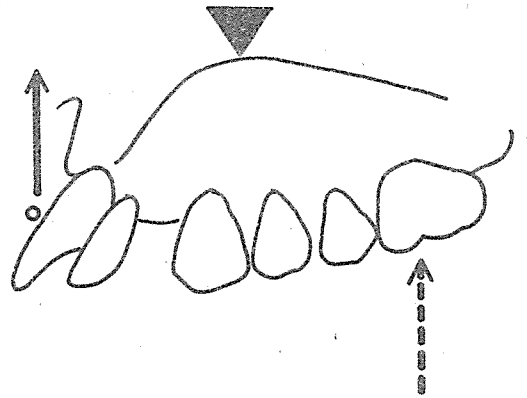


그림 19. 절치 순면에 스프링을 설치한 상악 장치의 변위. 실선 화살표는 장치가 변위되려는 방향의 힘이고 삼각형은 지렛돌이다. 접선 화살표는 이 힘과 균형을 이루려는 힘이며 원삼측에 있을수록 적은 힘으로 이룰 수 있다. 따라서 클라쉬는 가능한 원삼측에 설치하면 좋다.

치아에 설치되는 것이 논리적이다(그림 19). 이때 발생하는 상악 전치의 이동의 결과는 후방이동되면서 extrusion 될 것이다.

구치를 협축설으로 또는 구치와 전치를 근원심으로 이동시키려는 스프링은 대부분 수평성분의 힘만이 발생되므로 장치를 탈락시키려는 힘은 거의 없다. 따라서 anchorage만을 위하여 클라쉬를 설정하면 충분하며 좌우 대칭의 위치에 설치하면 좋다.

교정력 발생 성분의 설계와 제작

active plate의 교정력 발생 성분은 원하는 치아 이동을 시키기 위하여 치아에 가하여 질 힘을 발생시킬 수 있는 구조물이며 spring, labial bow, screw와 elastic이 여기에 포함된다.

spring

교정력 발생 성분중에서 가장 자주 사용되며

coil spring과 cantilever spring의 두가지 형태가 있으나 후자에 관한 원리를 중점적으로 설명하겠다. 스프링은 어떤 힘으로 deflection시켰을 때 원래의 상태로 돌아가려는 성향의 힘을 가지게 되며 이 힘으로 치아를 이동시킬 수 있다. 이러한 스프링의 성질은 탄성의 한계를 초과하면 영구변형이 일어나 원래의 상태로 돌아오려는 성향의 힘이 없어지거나 파절된다.

가장 많이 사용되면서도 간단한 것은 cantilever spring(그림 20-A)이며 탄성의 한계내에서 이것이 발생시키는 힘(F)과 deflection(D), 사용된 wire의 길이(l)와 절단면의 지름(r)사이에는 다음과 같은 관계가 있다.

$$F \propto \frac{Dr^4}{l^3} \quad \text{또는} \quad D \propto \frac{Fl^3}{r^4}$$

발생되는 힘은 deflection과 비례한다. 힘은 사용된 wire의 길이의 3제곱에 반비례하고, 절단면의 지름의 4제곱에 비례한다. deflection은 길이의 3제곱에 비례하고 절단면의 지름의 4제곱에 반비례한다. 따라서 spring에서 발생하는 힘과 deflection은 wire의 길이와 지름이 조금만 변화하여도 큰 영향을 받게 된다. 예를 들면, 일정한 길이의 스프링에서 wire의 지름이 2배가 되면 발생하는 힘은 16배로 증가하지만 deflection은 $\frac{1}{16}$ 로 감소한다. 반면에 일정한 지름을 가진 스프링에서, 길이가 2배로 증가하면 발생하는 힘은 $\frac{1}{8}$ 로 감소하지만 deflection은 8배로 증가한다.

치아를 이동시키기 위하여 필요한 힘은 최적 교정력(optimal force)이며 이것은 치아마다 다르다. 스프링에서는 이상적이지만 치아마다 일정한 최적 교정력이 발생되어야 한다.

cantilever spring의 유리단(free-end)에 힘을 가하였을 때 원래의 위치에서 deflection된 유리단까지의 거리를 작용거리(range of action)라고 한다. 스프링을 설계할 때에는 이것의 빈번한 조절을 피하기 위하여 작용거리를 길게하여야 하며 치아가 이동될 거리보다 약간 더 길게 하는 것이 이상적이다. 또한 장치를 철거하고 장착할 때, 환자의 손에 의하여 스프링이 변형되지 않고, 치아에 적용될 때 전위되는 것을 방지하기 위하여 wire의 지름이 굵어져야 한다. wire의 지름이 굵어지면 작용거리는 짧아지고 따라서 자주 스프링을 조절하게 된다. wire의 지름을 증가시키고 작용거리를 길게하기 위하여 길이를 증가시킬 필요를 느낀다. 그러나 구강은 협측열구나 설측열구가 짧고 치열궁의 해부적 형태 때문에, 스프링이 이용할 공간에 제한을 받게되므로 wire의 길이를 증가시킬 목적으로 helical coil을 만들어 준다(그림 20-B, C). 이 helical coil은 가끔적 spring의 기부에 근접시켜 만들어 주어야 한다.

길이가 길고 지름이 작은 wire로 제작된 스프링은 deflection이 크기 때문에 변형되거나 정확한 부위에 힘을 가하기가 어렵게 되므로 wire로 "spring guide"를 만들어 주거나(그림 21) 기초상에 "boxing in" 되게 만들어 준다(그림 22). 이런 종류의 스프링 보호수단은 지름이 0.5mm 이하의 교정선으로 제작된 스프링에서 필요로 하며 "guided spring" 또는

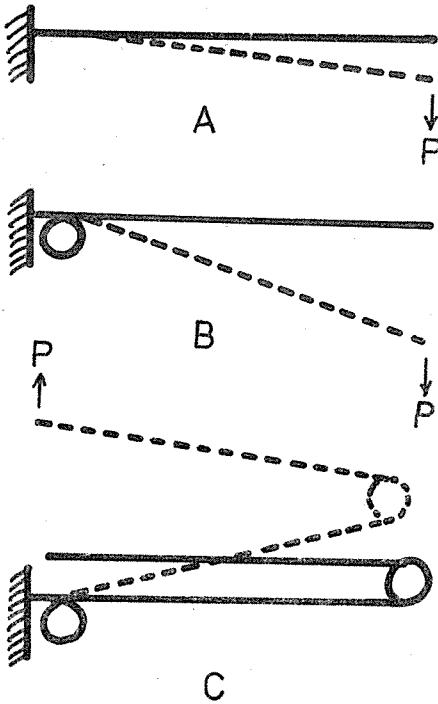


그림 20. A, 단순 cantilever spring. B, coil을 만들어 주면 일정한 힘 P에서 deflection이 증가된다. C, double cantilever spring or "Z" spring, . . . ever

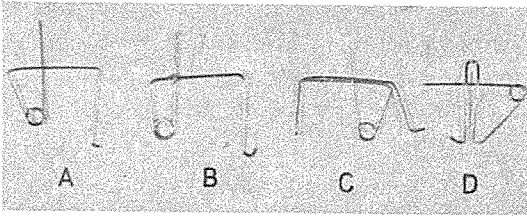


그림 21. 여러가지의 guided spring

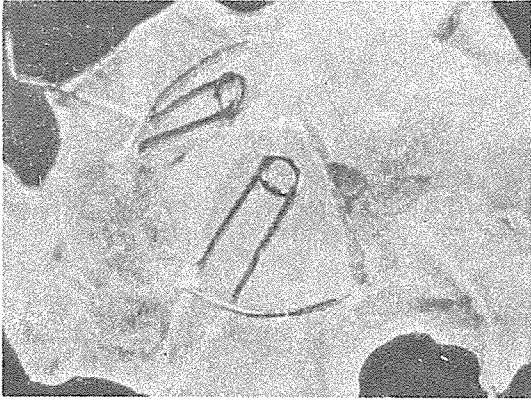


그림 22. boxed spring

“boxed spring”이라고 하고, 지름이 0.7mm 이상의 교정선으로 제작된 스프링은 보호수단이 필요 없으므로 “self-supporting spring”이라고 한다(그림 23). 지름이 0.6mm의 wire로 제작된 스프링은 설계에 따라서 “guided spring” 또는 “self-supporting spring”으로 불리울 수 있다.

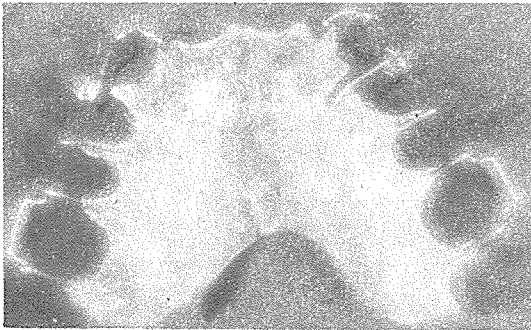


그림 23. self-supporting spring(canine retractor)

cantilever spring을 이동시키려는 치아에 적용시키는 원칙은 치아의 장축에 그 힘이 직각으로 작용하도록 해주는 것이 이상적이며, 스프링의 작용점은 가급적 장축과 평행한 치면위에 있어야만 하고, 치아가 회전 이동하는 것을 방지하기 위하여 치아의 무게중심에 힘이 가하여 지도록 하여야 한다.

cantilveer spring의 유리단과 치아가 움직이는 방향과 치아가 이동하는 방향은 서로 다르며, 치아의 이동은

스프링의 wire에 대하여 직각방향이다(그림 24). 따라서 spring은 치아의 이동방향과 직각을 이루도록 설치하여야 하며 그렇지 못한 곳에서는 스프링을 조작하여야 한다.

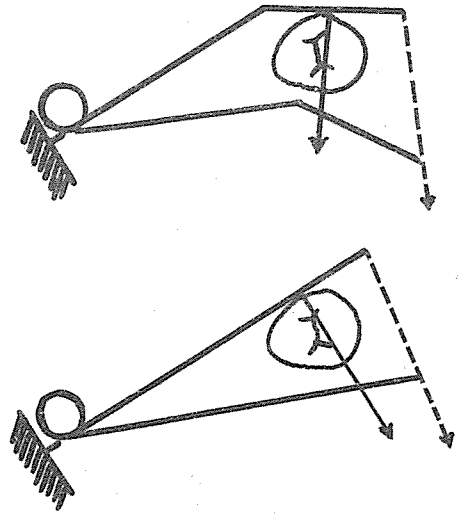


그림 24. 스프링의 유리단과 치아가 움직이는 방향은 항상 동일하지는 않다. 치아의 이동 방향은 교정선과 직각 방향이다.

helical coil은 감기는 방향으로 교정력을 발생시키도록 하면 좋지 않으며; coil이 풀리는 방향으로 교정력이 발생되어야 한다(그림 25).

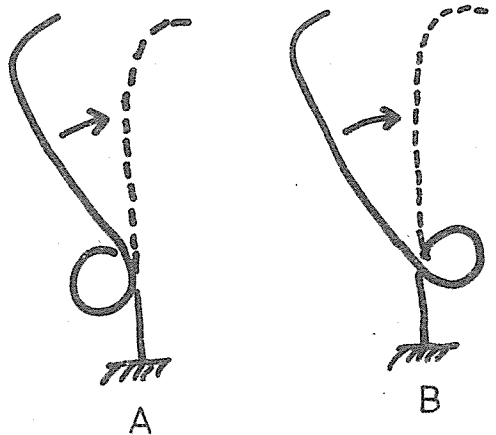


그림 25. helical coil이 풀리는 방향으로 교정력이 발생되도록 하여야 한다. A는 옳고 B는 좋지 못한 방법이다.

labial bows

labial bow는 치아의 순면에 적용하는 원형의 교정선으로 만들어진 견고한 대칭형의 arch이다.

short labial bow는 견치의 원심축 인접면

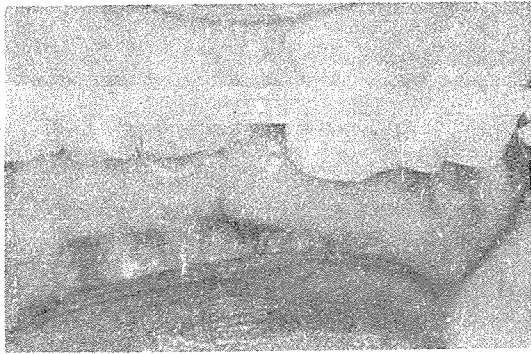


그림 26. 상악 전치의 후방이동을 위한 rubber elastic의 이용.

부위까지 연장되고 long labial bow는 대구치 클라쉬에 납착되기도 한다. labial bow에는 대칭형의 loop를 가지고 있으며, short labial bow는 전치의 순면에 long labial bow는 제 1소구치나 제 2소구치

의 협측에 위치하여 bow의 크기를 조절할 수 있게 한다. 前者는 보통 0.7mm의 wire로, 후자는 0.8~0.9mm의 wire로 제작된다. labial bow를 사용하는 목적은 절치의 순측이동을 제한하기 위하여, anchorage를 보강시키기 위하여, 절치를 설측이동시키는 힘을 가할 목적으로, 또는 보조 탄선을 가설하여 주기 위하여 설치한다.

Elastics

고정식 교정장치에서 intermaxillary traction이나 extra-oral traction을 위하여 주로 사용되며 가철식 교정 장치에서는 자주 사용되지 않는다. 전치를 후방 이동시키기 위하여 elastic이 사용될 수 있지만(그림 26), 치면을 따라 치은이 있는 방향으로 흘러 내려가 치은조직에 손상을 줄 우려가 있으므로 주의해야 한다.

各種齒科材料一切

大宇齒科材料商社

崔壯祚·崔南祚

서울特別市 中區 남대문로 5가 17의 8

☎ 23-5333

大林齒科高事

서울特別市 中區 南大門路5街 63-15

電話 22-1140番

各種齒科機器 및 材料

海城齒科材料商社

대표 정능안

서울시 종로구 종로 3가 53

전화 764-3528