

SPEED SELF-LIGATING SYSTEM에 관한 고찰

이화여자대학교 목동병원 치과

김 택 수

I. 서 론

교정 치료 술기의 발전과 함께 장치 및 재료 분야에도 발전을 거듭해 왔다. E. Angle 이래로 bracket의 구조에 많은 발전이 있었다. 특히 Begg technic은 torque control등 많은 문제점에도 불구하고 변형된 ribbon arch bracket과 One point safety lock pin을 이용해 교정치료의 새로운 전기를 마련했다. 그러나 적절한 clearance-치아이동 초기의-와 넓은 inter-bracket width는 치아배열을 쉽게 했지만 발치증례에서의 정확한 치아이동에는 많은 문제가 있었다. 이런 이유로 한동안 그 사용이 미미하였다. 또한 Dr. Swain의 siamese bracket으로의 전환은 교정영역에서의 큰 획을 그은 것이었다. Andrews에 의한 pre-adjusted system으로의 전환은 환자 수의 증가와 치료의 단순화라는 시대의 요구에 부합한 일대변혁이었다. 그러나 이 변화는 siamese system내의 mechanic의 단순화라고도 볼 수 있었다. 즉 siamese bracket에 wire를 결찰선(ligature wire)이나 고무링(elastic ring)으로 결찰(ligation)하는 paradigm에는 변화가 없었다. 이와같은 기존의 결찰방법은 bracket과 결찰선 사이에 plaque를 침착시켜 치주조직에 나쁜 영향을 줄 수 있다³⁾. 또한 plaque의 침착은 마찰을 증가시킬 수 있고, plaque로 인해 치아의 순면에 탈회를 야기해 교정 치료 중이나 후에 심미

적인 문제(white spot)를 야기할 수 있다. 가장 큰 문제점은 환자 및 술자가 결찰선에 의해 손상을 입어 bleeding이 되고 이로 인한 교차 감염이 큰 문제가 되고있다. 이의 대안으로 결찰선을 대신해 고무 링이 많이 사용되나 이 방법 역시 plaque침착의 문제는 해결하지 못하고 고무의 탄성으로 인한 긴밀하지 못한 결찰력으로 인해 wire를 bracket과 긴밀하게 적합시키지 못하므로 정확한 치아의 이동, torque 및 tip 조절에 한계가 있어 space closure나 finishing시에는 사용이 곤란하므로 이런 경우에는 기존의 결찰선을 사용해야 한다. 고무 링의 마찰¹⁾에 대해서도 많은 논란이 있다. 이런 이유들로 인해서 bracket에 wire를 결찰하는 방법을 변화시키려는 시도들이 Lewis, Stolzenberg, Roth⁵⁾, Hanson⁹⁾등에 의해 시도되었다.

II. 본 론

기존의 결찰(Ligation)방법의 단점을 보완 위해 A-company사의 activa system은 1980년대 개발되어 한때 Roth 등에 의해 보급이 되었는데 둥근 원통형의 cap을 위, 아래로 여닫는 방법으로 인해 치아의 위치 이상이 심한 경우에는 너무 강한 힘이 가해지므로 기존의 결찰선으로 느슨하게 결찰하는 것보다 수배의 강한 힘이 가해지고 그 직후에는 힘이 급속히 떨어지는 heavy intermittent한 양상을 띤다. 즉 cap이

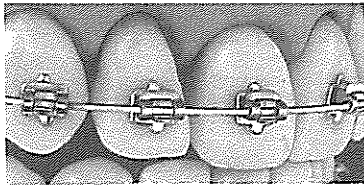


그림 1. Activa bracket(A-com.)

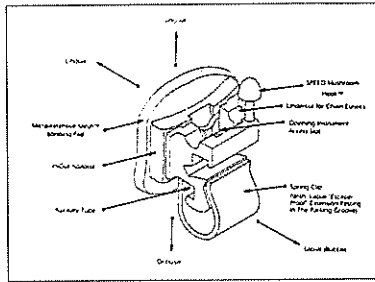


그림 2. SPEED system의 구조

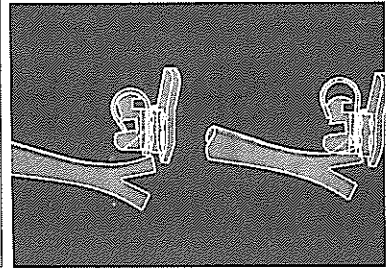


그림 3. Clip의 opening. sharp한 기구의 tip을 이용해 교합 면 쪽으로 힘을 가해 연다.

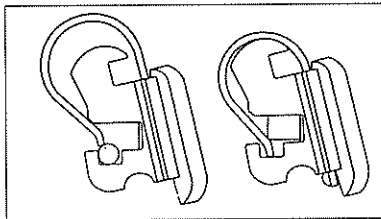


그림 4. A-wire가 slot에 잘 위치된 경우. B-wire가 retainer slot에 들어가 clip이 닫히지 않는 경우

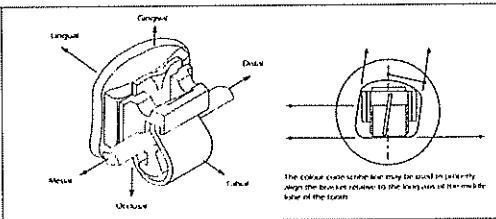


그림 5. SPEED bracket의 부착위치. clip의 동근면이 교합 면을 향하고 근원심면이 치아장축과 일치하게 위치시킨다.

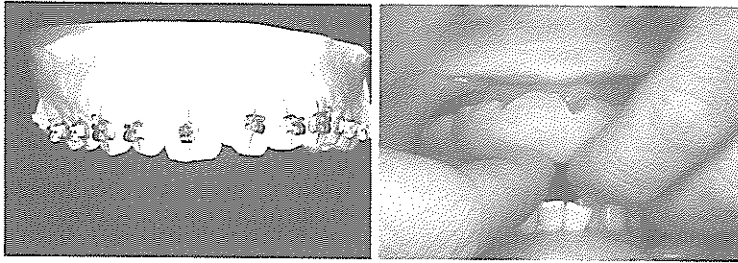
gauge의 mesh를 사용해 결합력을 증가시키도록 하였다⁴⁾. in-out adaptor는 1st order bend를 보상해 주도록 bonding base와 bracket 사이에 위치한다(그림 2). wire를 삽입 시는 opening instrument나 scaler

steel로 만든 결찰선이나 고무링에 비해 flexibility가 없으므로 치아에 무리가 없는 light force를 발생하기가 힘들다. 1975년이래 Hanson에 의해 개발되고 개량되어온 speed system은 activa와는 달리 spring clip을 사용하므로 많은 장점을 가지고 있다¹⁰⁾(그림 1).

1) Speed system의 구성

speed system은 기존의 bracket과는 달리 4개의 부속물들로 구성된다. 즉 bracket body, bonding base, in-out adaptor, spring clip이 각각의 역할을 한다. bracket body는 main slot외에도 016inch의 accessory slot이 있어 이를 다양하게 이용할 수 있다. spring clip은 active part로서 기존 bracket system의 ligature의 역할을 한다. 이 부위는 탄성이 있는 예민한 부분으로 무리한 힘을 적용시 영구 변형이 되는 예민한 부위이다. 최근에는 이를 형성 기억 합금으로 만들려는 시도가 진행되고 있다. foil mesh pad는 60

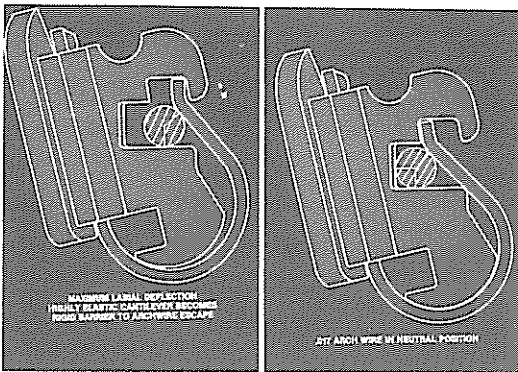
등의 끝이 sharp한 기구를 사용한다. wire 삽입 위해 clip을 열 때는 in-out adaptor의 홈에 기구를 대고 clip을 교합면으로 밀어 열면 된다. 이때 약 300 gr 이하의 힘이 적용된다고 한다. 이때 정확한 adaptor부위에 기구를 위치시키지 못하면 clip은 열리지 않고 bracket이 탈락할 수 있다. in-out adaptor의 두께가 치아마다 다양하므로 치아마다 다른 부위에 힘을 가해야 한다(그림 3). 만약 정확한 부위에 힘을 가해도 clip이 열리지 않는다면 in-out adaptor와 clip 사이에 과도한 resin이 개입된 경우이고 이때는 clip이 열리지 않으므로 bracket을 제거하고 새로운 bracket을 부착해야 한다. clip을 닫을 때는 기구를 사용할 필요 없이 손가락으로 clip을 누르면 된다. 치아의 배열이 나쁜 경우 wire를 완전히 넣지 않고 clip을 닫으면 wire가 retainer slot에 걸치게 되므로 치아의 이동이 정확히 일어나지 않는다. 이때는 wire guider를 사용해 치아를 main slot에 위치시킨 후 clip을 닫아야 한다. 즉 clip과 bracket body 사이에 교합면쪽으로 공간이 생기면 wire가



A

B

그림 6. Resin base를 만들어 adhesive만으로 bracket을 부착시키는 간접부착법으로 위치에 정확을 기해야 한다. A-light curing resin을 이용해 model에 bracket을 위치시킨 모습. B-silicone transfer tray를 통해 치아에 부착하는 방법.



A

B

그림 7. SPEED system에서 control. A-clip에 의해 wire가 activation되어 B의 위치로 변한다.

retainer slot에 잘못 위치했는가를 확인해 보아야 한다(그림 4).

2) bracket positioning

speed system은 다른 bracket과는 달리 clip이 계속 wire에 힘을 가하므로 정확한 위치에 부착하는 것이 요구된다. 모든 치아에서 clip을 여닫는 홈이 있는 부위가 치은을 향하게 한다. 또한 pad의 근, 원심면은 치아의 장축과 평행하게 위치시켜야 한다. 또한 pad의 occlusal edge는 incisal edge와 평행하게 해야한다(그림 5). 전치에서는 occlusal reflection line을 기준으로 위치시켜야 한다. 견치와 소구치에서는 rotation이 발

생하지 않도록 위치시키는 것이 매우 중요하다. 즉 교합 면에서 보았을 때 반드시 정중양에 위치시키지 않아야 하는 경우도 종종 발생한다. 견치에서 근원 심으로 날카롭게 curve되어 있는 경우에는 약간 근심으로 부착해야 한다. deep bite의 경우에는 bite plate의 사용을 고려한다. 일반적인 bracket 위치와 다른 경우는 상악 대구치로서 MB cusp를 하나의 치아로 생각하고

고 중양부위에 부착해야 한다. 또한

제2대구치는 1대 구치보다 1mm 교합면쪽으로 위치시키는 것을 추천하고 있다. 설측으로 위치된 측절치의 경우에는 상악 0°, 하악 -8°의 special bracket을 부착시킨다. 설측경사된 상악중절치를 단기간에 순측으로 이동시키거나 overcorrection 하려면 +22° torque의 bracket을 사용할 수도 있다(018 slot에서만 사용가능). bracket의 높이는 마모를 고려해 부착한다.

3) speed bracket의 부착(bonding)

speed system은 micro-retentive mesh가 부착되어 임상연구에 의하면 bond failure를 50%까지 감소시킨다고 한다. 직접법으로 부착시는 여분의 resin이 잇몸 쪽으로 배출되면 clip이 열리지 않으므로 유의해야 한다. speed system은 clip에 의해 매우 미세하게 치아 이동이 조절되므로 간접법으로 부착하는 것을 권하고 있다¹⁰⁾. 간접법을 사용할 때는 인상재나 thermoplastic material을 이용한 transfer tray를 이용하고 model에 bracket을 부착시는 resin base를 이용하고 etching한 치아면에는 sealants를 이용해 resin base와 부착해야 한다(그림 6). 기존의 간접법으로 부착시는 excess resin으로 인한 clogging을 피할 수 없다. 간접법이 힘든 경우에는 light bonding system (Unitek- transbond or Reliance-light bond) 을 사용할 수 있다. 이 방법은 no-mix type의 resin으로 부착하는 것보다 초기결합력이 강하므로 바로 wire를 삽입할 수 있고

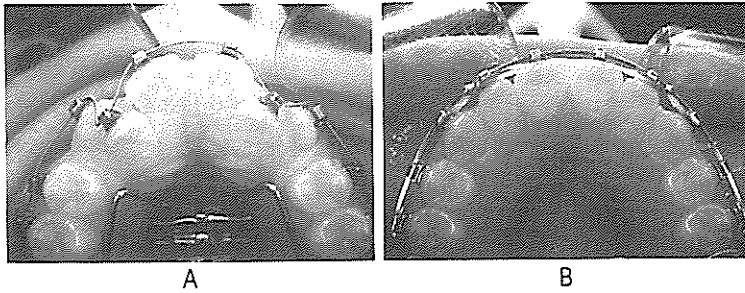


그림 8. A-치료전, B-치료 약 3개월 후-치아의 alignment가 단기간에 clip에 의하여 교정됨을 보여준다. (Dr.Hanson의 case)



그림 9. A-치료전, B-치료후 약 3개월후 치아의 배열이 많이 이루어짐을 볼 수 있다

또한 충분한 작업시간을 가질 수 있고 여분의 resin을 쉽게 제거할 수 있는 장점이 있으므로 간접법을 사용하기 힘든 경우는 이것이 대안이 될 수 있다.

4) speed system의 작용기전

speed system은 clip으로 인해 3차원적인 치아의 조절이 가능하다. 흔히 single bracket이므로 rotation 및 tip의 조절이 힘들 것으로 생각되나 spring clip이 매우 flexible하므로 서서히 활성화되면서 치아이동이 일어난다(그림 7). 즉 기존의 bracket과 wire system에서는 ligation하는 순간에 강한 힘이 작용하고 곧 사라지므로 정확히 조절되지 않는다. Activa bracket같이 단순히 cap을 닫는 system에서는 초기의 강한 힘이 작용하고 full size의 wire를 넣지 않는 경우에는 정확한 치아 이동이 일어나지 않는다. 반면 speed system은 full size의 wire를 넣지 않아도 clip에 의해 치아의 이동이 가능하고, 이때 clip의 flexibility로 인해 상대적으로 약

한 힘이 가해진다. 따라서 정확한 위치에 부착하는 것이 중요하고 특히 굵은 wire가 들어갈 때는 bracket의 위치가 정확한 것이 전제되어야 한다. torque control시는 clip이 닿는 면을 둥글게 한 speed wire나 순면의 두각이 각등글게 된 D-wire를 사용하는 것이 더 장점이 많을 수 있다(그림 8).

5) initial alignment(그림 9)

.016 coaxial이나 다양한 굵기의 Nickel-titanium wire에서 alignment를 시작할 수 있다. single bracket으로 인한 긴 interbracket-distance와 clip에 의한 light continuous force가 작용하므로 일반적인 edgewise system에 비해 상대적으로 약한 힘이 작용한다. 이때 space가

있는 경우에는 약한 힘을 가해 동시에 공간 폐쇄를 할 수 있다. 이때는 50gr정도의 작은 힘을 사용해야 한다. 기존의 lace-back 방법도 고려할 수 있으나 정확한 힘의 조절과 예후를 예상하기 힘들므로 유의해야 한다. 작은 마찰력으로 인해 빠른 치아의 이동이 일어나고 작은 힘으로도 치아의 이동이 용이하다. 최근에 개발된 braided - rectangular NiTi wire의 사용도 권할만하다.

6) distalization과 retraction(그림 10)

이때 추천되는 wire종류는 아래와 같다.

- .018slot -견치 등의 이동 -018round stainless steel 등에서 시행
-전치 이동 -wonder wire(.017x022 anterior with .018 round posterior)
-018 stainless steel (tipping원하는 경우)
- .022slot -견치 등의 이동 -020 round stainless steel등에서 시행
-전치 이동 -wonder wire(.019x025 anterior with .018 round posterior)
-020 stainless steel

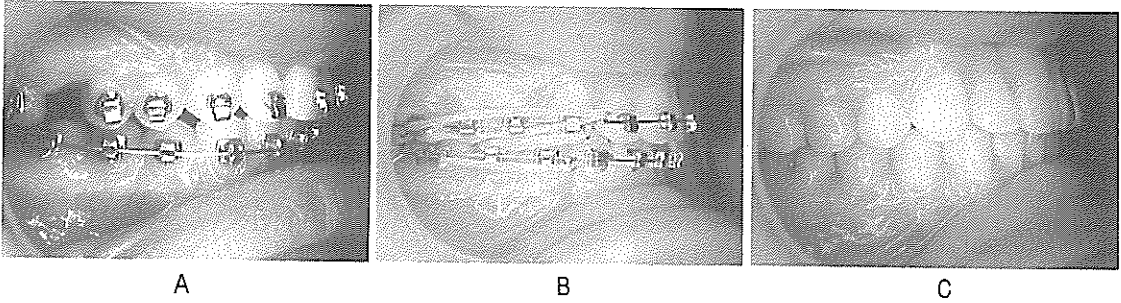


그림 10. A. 약한 힘으로 head-gear의 도움 없이 상악 6번을 후방 이동한 모습. B. 치료중-elastic을 사용함
C. 치료가 종료됨(Dr. Hanson의 case)

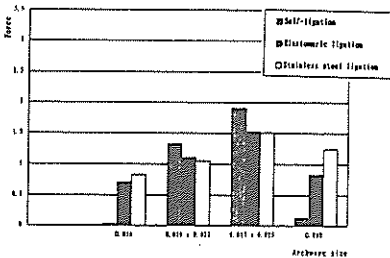


그림 11. 마찰력의 비교. round wire에서 SPEED system의 마찰이 매우 적음을 보여준다.

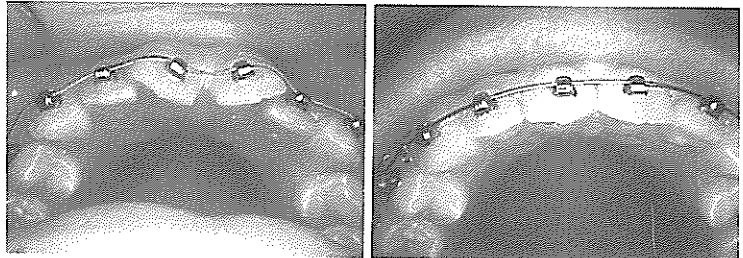


그림 12. A. 치료전. B. leveling후-적은 마찰로 인해 중절치 사이의 공간이 자연스럽게 폐쇄됨을 볼 수 있다.

이때는 100gr 이하의 약한 힘을 사용한다. 전치부의 torque control을 많이 요하지 않는 경우는 round wire를 사용할 수 있다. 이때 약간의 torque control을 위해서는 전치 부위에 curve를 줄 수 있다. arch collapse를 막기 위해서는 rectangular wire를 사용하는 것이 좋으나 상대적으로 마찰이 증가하므로 구치를 rounding한 wonder wire를 사용하는 것이 대안이 될 수 있다. 최근에 개발된 thermo-active Nickel-Titanium을 이용해 공간 폐쇄가 가능하나 이때는 상대적으로 약한 힘을 사용해야 한다. 이때 wire size는 .018x.025이다(.022 slot에서).

7) finishing and retention

.018 slot에서는 .017x.022 stainless steel speed wire가 추천되고 .022 slot에서는 .017x.022에서 .021x.025 size까지 다양하게 사용할 수 있다. 이는 사용하는 bracket의 prescription에 따라 Roth를 사용할 때는 overcorrection이 필요한 경우를 제외하고

는 full size의 wire를 사용하는 것을 피해야 한다. 017x.022이상의 wire를 사용할 때는 한쪽 angle이 rounding된 speed wire를 사용하거나 기존의 wire를 rounding시켜 사용해야 한다.

8) friction in speed system

마찰이 적으면 발치에서 공간폐쇄하는 경우는 물론 비발치의 경우에도 치아 이동이 빨라 일어날뿐 아니라 상대적으로 적은 힘을 사용해도 되고 가해 주는 힘의 양을 계량화할 수 있는 등의 많은 장점이 있다. 마찰에 작용하는 요소는 매우 다양하다. 즉 wire의 면에서 본다면 재료, 횡단면의 모양과 크기, 표면 양태(surface texture), stiffness 등에 영향을 받고, 결찰(ligation)의 면에서 본다면 결찰의 종류, 결찰의 세기 등이 영향을 주고, bracket의 면에서 본다면 재료, 제작방법(cast or sinter), slot의 넓이와 깊이, design(single or twin), first, second, third order bend여부, 기타 retraction force등이 있다. 생물학적인 요소로는

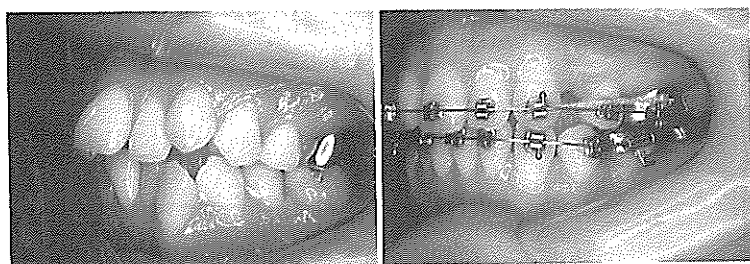


그림 13. light한 힘으로 leveling시기에서 elastic lace-back후 별다른 부작용 없이 치아 배열과 공간폐쇄가 일어남을 볼 수 있다.



그림 14. light한 힘으로 상악7번이 제3대구치의 존재에도 불구하고 후방으로 직립 이동함을 볼 수 있다.

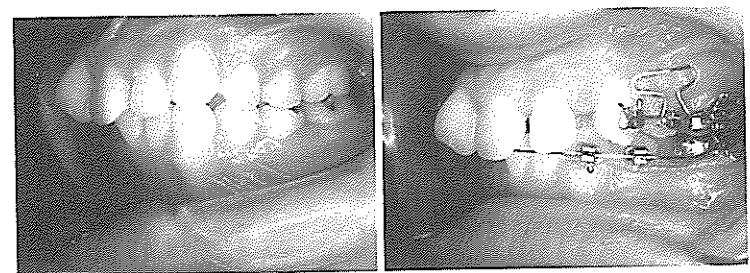


그림 15. A. 치료전-구치부의 II급관계와 전치부의 심한 crowding을 보인다. B. T-loop을 이용해 견치를 후방 이동함. 3개월후 tipping없이 치아가 이동됨을 볼 수 있다.

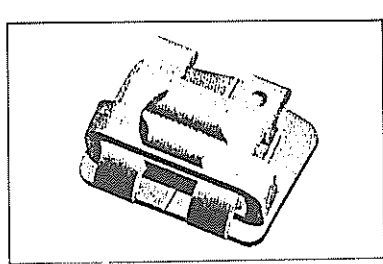


그림 16. A-com.에서 새로 개발된 DA-MON system으로 기존의 bracket과 동일한 모습을 보여준다.

타액, plaque, corrosion등이 영향을 준다.

speed system에서의 마찰에 대해 살펴보면 칫재, interbracket span이 길게 된다. 이에 대해서는 많은 논란이 있다. 몇몇연구는 bracket width를 변화해도 마찰에는 영향이 없다는 주장이 있고, 다른 연구는 bracket width를 증가시키면 frictional resistance를 증가시킨다는 보고도 있다. 반대로 bracket width를 증가시키면 마찰이 감소된다는 반대의 결과를 보여 주기도한다. 또한 bracket width의 변화는 wire의 flexibility에 영향을 미치므로 이차적으로 binding에 의해 다시 마찰에 영향을 준다. 따라서 speed system의 넓은 interbracket span이 마찰에 미치는 영향은 아직 단정지를 수 없다. 많은 실험에서 non-ligature system의 마찰이 적음을 보고하고 있다. Berger의 실험에 의하면 speed bracket에서 일반 edgewise system에 비해 12%와 23% 사이의 마찰을 보인다고 한다. 또한 speed system의 fast modality를

이것으로 설명하기도 한다. 하지만 일정한 경사를 주고 sliding시킨 경우는 speed system에서 마찰이 증가한다는 주장¹⁷⁾도 있다. 이 결과에 따르면 round wire에서는 edgewise system보다 마찰이 적고 rectangular wire에서는 마찰력이 더 크다.(그림 11) 그러나 많은 연구들이 speed wire나 D-wire를 사용하지 않아 rectangular wire의 sharp한 면이 clip과 zipping되어 마찰력이 급격히 증가하는 것으로 보인다²⁰⁾. 따라서 .016x.022이상의 wire를 사용할 때는 마찰에 유의해야 한다. speed system에서의 마찰의 감소는 접촉면적의 감소와도 유관한 것 같다^{10,12)}. 최소의 마찰로 인해 상대적으로 적은 힘으로도 치아 이동이 가능하다. 즉 대부분의 힘이 마찰력으로의 소실 없이 치아 이동에 사용되므로 anchor loss의 감소, 공간폐쇄시 arch의 collapse방지, 작은 교정력으로 인한 치아 및 주위 조직의 손상 감소 등의 효과를 기대할 수 있다(그림 12). speed system에서 발치공간 폐쇄시 100gr이하의 약

한 힘을 사용한다. torque control을 많이 요구하지 않는 경우는 round wire에서 공간 폐쇄를 하거나 필요시 rectangular wire대신 round wire에 curve of spee를 부여하거나(상악에서) D-wire나 wonder wire를 사용하여 마찰을 줄일 수 있다. 일부에서는 copper niti의 구강내 온도 에서의 뛰어난 원형복원력을 이용해 NiTi wire상에서 공간 폐쇄를 하기도 한다.

9) speed system의 임상적응시 고려 사항

1. 필요시 부분적으로 speed system을 적용한다.
발치증례에서 seperating canine reraction하는 경우 견치만 speed bracket을 부착할 수 있다. 마찰의 최소화를 위해 head-gear를 사용 할 경우는 대구 치의 speed bracket대신 conventional triple tube를 사용해도된다. 상악전치에는 특별히 작게 고안된 speed bracket을 심미적인 목적으로 사용할 수 있다.
2. 정확한 위치를 위해 가능하면 간접법으로(indirect bonding)bracket을 부착한다. 또한 clogging을 막기 위해 여분의 resin을 깨끗이 제거해야 한다.
3. initial wire는 가능한 약한 힘을 가할 수 있는 종류를 사용한다. clip이 지속적으로 힘을 가하므로 심한 부정교합도 빠르게 배열할 수 있다. 필자는 .016이나 .016x .022굵기의 copper NiTi를 선호한다. co-axial wire 등을 사용할 때는 arch form의 변형에 유의해야 하며 이의 대안으로는 overlay를 하는방법이 가능하다.
4. initial wire에서 공간 폐쇄를 시작한다(그림 13). 매우 약한 힘을 초기에 가하면 speed bracket의 적은 마찰로 인해 별다른 부작용 없이 치아 이동과 공간 폐쇄를 동시에 시행할 수 있다. 그러나 Mclaughlin등이 주장한 steel wire를 이용한 lace-back 방법은 간헐적이지만 강한힘으로 인한 치아의 tipping과 마찰등의 많은 문제점이 발생할 수 있으므로 사용하지 않는 것이 좋다.
5. 힘을 약하게 한다(그림 14). 기존의 edgewise system보다 적은 힘을 적용한다. 이는 매우 작은 힘으로도 상당량의 치아이동

이 가능하다는 실험 결과와 speed system의 마찰력이 기존의 약 9%에 불과하다는 결과²⁾에 근거하고 있다. 힘을 약하게 함으로써 anchor loss를 감소시키고 치근흡수 정도를 최소화할 수 있고 arch integrity를 유지할 수 있는 장점이 있다.

6. intermaxillary elastic을 많이 활용한다.
1대구치를 후방 이동시킬 때 head-gear를 사용하지 않고 intermaxillary elastic으로 전치의 flaring을 막아준다. 또한 상, 하악간의 anchor 조절에도 사용한다. 이때도 역시 힘의 양을 매우 작게 조절한다.
7. 일반적으로 쓰이는 mechanics 등을 적용할 수 있다. sliding mechanic뿐 아니라 segmented arch technic등의 다양한 mechanic을 사용할 수 있다(그림 15).
8. recall time을 길게 할 수 있다.
대부분의 non-ligature system의 장점은 내원간격을 길게 해줄 수 있다는 것이다. 이로 인해 많은 환자를 hold할 수 있다는 장점이 있다(보통 6-8주 간격). 내원 간격을 짧게 함으로써 wire 가 full expression 되기 전에 wire를 바꾸면 치주조직이 휴지기(rest period)를 가질 수 없으므로 주의해야 한다.

10) 새로운 non-ligature system

A-company의 DAMON system(그림16)은 종래의 Activa를 대체해 개발되었는데 원통의 cap대신 begg system과 유사한 vertical cap을 여닫는 system이다. 이 system의 장점은 기존의 bracket과 모양이 거의 동일하고 단지 cap을 추가한 모양이므로 거부감 없이 쉽게 사용될 수 있을 것으로 생각된다. 그러나 Activa system에서와 마찬가지로 초기 치아배열시 많은 힘이 가해지는 문제점이 있을 것으로 예상된다.

III. 결 론

교정 영역에서 감염과 소독의 개념이 강조되면서 기존의 steel ligature가 고무 링으로 많이 바뀌었다. 그러나 이것 역시 많은 문제점이 있다. 이에 대한 새

로운 대안으로써의 speed system은 ligature를 하지 않는다는 장점 이외에도 wire삽입, 제거 시간의 단축으로 인한 chair time의 감소 및 작은 마찰력으로 인한 빠른 치아 이동 및 작은 힘으로 치아를 이동시키므로 치근흡수 정도를 감소시킬 수 있고, 치료 기간이 많이 단축된다. ligature를 하지 않으므로 plaque의 침착을 적게 해서 치주질환 및 치아순면의 탈회 정도를 감소시킬 수 있다. 이외에도 마찰력의 감소로 인해 여러 부작용의 최소화 등을 기대할 수 있다. 즉 짧은 시간에 많은 환자를 진료할 수 있고, 환자는 넓은 interbracket distance와 작은 마찰로 인해 임상에서 새로 wire를 넣어도 기존의 bracket & ligature system에서와는 달리 별다른 고통(pain)을 호소하지 않음을 발견할 수 있었다. 또한 전술한 바와 같이 steel ligature wire로 인한 bleeding을 예방할 수 있다는 안정성도 베풀 수 없다. 작은 힘으로도 치아이동이 가능하므로 light wire에서 치아이동(발치공간의 폐쇄)이 가능하다는 이점으로 치료기간이 기존의 edgewise system보다 상당히 단축된다는 점도 큰 이점이다. 또한 기존의 ligature는 수일이 지나면 느슨해지므로 치아를 더 이상 이동시킬 수 없으나, speed system은 flexible한 cap이 치아를 서서히 이동시키므로 recall time을 8주 정도로 연장할 수 있으므로 치아의 잦은 이동을 막을 수 있고 많은 환자를 진료할 수 있다는 이점이 있다. 그러나 굵은 rectangular wire 삽입 시의 마찰력, clip이 wire와 contact시 마찰력, clip의 작용 시간 등에 관한 연구가 추가되어 speed system의 작용기전 및 mechanic에 관한 guideline이 마련되어야 할 것이다.

참고문헌

1. Andreasen GF, Qvedo FR : Evaluation of frictional force in the 0.022 by 0.028 edgewise bracket in vitro. J.Biomech3 : 151-160, 1970
2. Bednar, J.R. et al. : The influence of bracket design on moment production during axial rotation, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 100 : 513-522, 1991
3. Berger, J.L. : The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 97 : 219-228, 1990
4. Berger, J.L. : Right misconceptions concerning the SPEED bracket system, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 102 : 139-143, 1992
5. Berger, J.L. : The SPEED appliance : A 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 105 : 217-223, 1994
6. Drescher D : Frictional forces between bracket and arch wire, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 96 : 249-254, 1989
7. Frank CA, Nikolai RJ : A comparative study of frictional resistance between orthodontic bracket and arch wire, Am. J. Orthod. 78 : 593-609, 1980
8. Graber T.M., Vanarsdall R.L. : Orthodontics, 685-711, 1992
9. Hanson, H. : The SPEED system : A report on the development of a new edgewise appliance, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 78 : 243-265, 1980
10. Hanson, H. : The SPEED System, 1992
11. Kapilla S, Angolkar PV : Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 98 : 117-126, 1990
12. Maijer, R. and Smith, D.C. : Time saving with self-ligating brackets, J. Clin. Orthod., 24(1) : 29-31, 1990
13. Ogata RH, Duncanson MG : Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 1994(accepted for publication)
14. Omana HM, Moore RN : Frictional properties of metal and ceramic brackets. J Clin Orthod 26(7) : 425-432, 1992
15. Peterson L, Spencer R : Comparison of frictional resistance of nitinol and stainless steel wires in Edgewise brackets. Quint Inter Digest 13 ; 563-571, 1982
16. Prasana, et al. : A comparative study of conventional ligation and self-ligation system Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 106 : 472-480, 1994
17. Sims, A.P.T. et al. : A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a preadjusted bracket employing two type of ligation, Eu. J. Orthod. 15 : 377-385, 1993
18. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances., Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 96 : 24 9-254, 1982
19. 김정국. : The SPEED System, 치과임상 vol12, 1994
20. 이우택 : Colored TMA와 self-ligating bracket에 관한 마찰력의 연구, 연세치대논문집, 1996