

Jarabak의 light wire differential forces technique에 대하여

서울대학교 齒科大學 矯正學敎室

徐 廷 勳

II. Light wire technique의 種類

Jarabak 法은 從來의 edgewise 法을 母體로 하여 Begg의 새로운 方法을 適用한 點에 對하여서는 前述한 바와 같다. 이 方法을 잘 理解하기 爲해서는 edgewise 法에 對한 知識을 가져야 만 할 것이다.

또한 Tweed의 代表的인 edgewise philosophy를 알므로써 本法의 治療方針, 治療經過, 治療目標等을 잘 理解할 수 있을 것이다.

Jarabak은 治療의 目標로서 다음 4 項目을 들고 있다.

1. 齒根膜과 齒槽骨이 定常的인 生理狀態를 維持할 수 있는 齒牙의 移動
2. 齒牙의 基底骨 直上에의 配列
3. 安定된 機能的 咬合의 獲得
4. 顔貌의 調和와 美의 改善

上記의 目標은 本質的으로 Tweed와 一致함을 Jarabak 自身이 肯定하고 있다.

Tweed에 依하면 矯正治療의 最終結果가 正常咬合이라고 假定할 境遇 다음 6 項目이 滿足되어야 한다고 한다.

1. 모든 齒牙가 存在할 것
2. 모든 齒牙가 바른 咬合關係일 것
3. 모든 齒牙가 바른 軸傾斜일 것
4. 모든 齒牙가 屬하고 있는 顎骨에 對하여 바른 位置關係일 것
5. 上下顎骨이 바른 相互關係이며 또 頭蓋骨에 對하여서도 바른 位置일 것
6. 正常的인 機能을 確立할 것

上述한 바와 같은 諸條件을 滿足시키는 正常咬合이란 矯正治療로서는 不可能한 것이다. 顎骨의 크기와 齒牙의 크기가 不調和일 경우 齒牙數를 正常으로 保存하면서 2~6項의 各條件을 滿足시킨다는 것은 不能한 것이다.

여기에 Tweed는 1. 項目의 即 모든 齒牙數가 存在해야 한다는 생각을 버리고 拔齒論으로 轉向하게끔 되었다. 그리하여 다음과 같은 Tweed philosophy를 갖게 되었다.

1. 矯正治療의 結果로서 正常咬合을 이루는 데에는 限界가 있다.
2. 正常咬合은 下顎切齒가 바른 軸傾斜를 이룰 때 가

장 좋은 狀態이며 斜傾角은 Frankfort horizontal plane에 對하여 約 65°이다.

3. 下顎切齒가 이와같은 位置에 놓여 있을 때 顔이 顔貌의 均衡과 調和를 이루어 顔形이 正常에 가깝게 된다.

4. 下顎切齒가 下顎基底骨에 對하여 正常的인 位置關係이어야 Class I, Class II 및 兩顎前突 같은 不正咬合 診斷과 治療의 指針이 된다.

上記中 2. 項目에 記述된 下顎切齒의 Frankfort horizontal plane에 對한 傾斜角은 Frankfort mandibular incisor angle (FMIA)이라 부르며 Tweed가 症例分析하는데 가장 重要視하는 것으로서 그 理想的인 크기는 65°이다.

또한 4. 項目에 보면 下顎切齒의 下顎基底骨에 對한 位置關係는 Incisor mandibular plane angle (IMPA)이라 하며 그 基準値는 90°±5°이다. Frankfort mandibular plane angle (FMA)은 25°로서 이 세 각을 Tweed의 三角形이라 한다(Fig. I.).

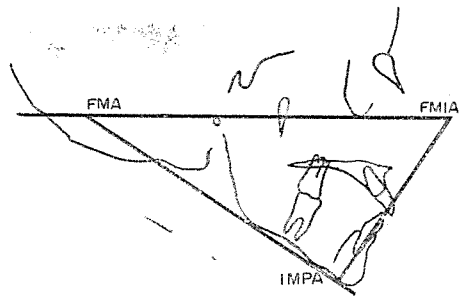


Fig. 1. Tweed의 三角

이와같이 下顎切齒가 下顎基底骨에 對하여 正常的인 位置에 있어야 한다는 點이 모든 齒牙가 存在해야 한다는 點보다 重要視하게 되어 Tweed는 拔齒論으로 轉向케 된 것이다. 이리하여 矯正治療의 目的으로서 下記 4 項目을 들고 있다.

1. 效果的인 咀嚼機能
2. 顔貌線의 均衡과 調和
3. 治療後 齒列窮의 安靜

VI. 生物學的인 背景

4. 健康한 口腔組織

上記 4 項目은 Jarabak이 指通한 바의 治療目標와 實質的으로 一致한다.

Light wire differential force technique은 multi-band system에 屬하는 矯正治療法으로서 resilience가 높은 가는 gauge의 round wire를 使用함에 關하여는 前述한 바 있다. 이는 從來 multiband system의 主流이었던 edgewise法에 比하여 可能한 限 弱한 矯正力을 利用하려는 것으로서 結局 矯正力과 이에 對한 生物學的 或은 組織學的인 反應關係를 좀더 合理的으로 하려는 데 있다.

(1) Light force의 概念

Jarabak은 純粹하게 機械的으로 생각할 境遇 rectangular wire를 使用하는 edgewise法이 좋다고 하였다. 그러나 生物學的 生機學的 立場에서 볼때 clearance가 적은 bracket에 適合된 rectangular wire는 齒牙에 주는 矯正力이 強함으로 齒槽骨, 白牙質, 齒根膜等 組織內의 正常的인 生物學的 過程에 阻害를 가져오게 된다. 이런 境遇 齒根膜內의 生物學的인 活性은 低下되어 齒牙의 移動이 遲延된다. 그러나 light force는 生物學的인 活性을 높여 더 빠른 齒牙移動을 可能케 한다. 이 過程을 詳細히 說明하여 보면 Oppenheim, Reitan等이 報告한 바와 같이 強한 矯正力은 壓迫側의 齒根膜을 壓縮시켜 齒根이 齒槽骨側으로 밀리움으로 血管은 破裂되거나 充血되고 營養障礙로 인한 necrosed bone이 形成된다. 이로서 periodontal ligament의 破壞가 일어나고 이 骨에서 若干 떨어져, 即 營養障礙를

일으키지 않은 곳에서 破骨細胞의 活動이 始作되는 것이다.

齒牙가 齒根膜의 두께인 0.35mm를 넘어 移動하기 爲해서는 이를 防禦하고 있는 necrosed bone의 吸收를 必要로 하고 있는데 이때 破骨細胞는 齒槽骨의 齒根膜側이 아닌 齒髓側에서 作用한다. 이런 形態의 骨의 吸收를 undermining resorption이라 한다. tension side에서는 骨이 添加되는 activity가 곧 增加하지만 이것이 一定한 level에 到達하는 것은 壓迫側의 骨이 除去된 後가 된다. 이 骨壁이 除去되면 齒牙는 바로 移動케 되는 것이다. 그리하여 bundle bone이라 불리우는 新生骨이 tension side의 齒槽骨과 齒牙사이의 間隙을 메운다. 患者의 來院間隔이 길어지면 彈性的 効力이 減少되어 齒根膜의 機能은 正常化되고 다른 修復過程도 進行된다. 萬一 裝置의 再調節이 이러한 修復過程이 끝나기 前에 行하여 지고 矯正力이 다시 強해 진다면 heavy intermittent force로 惡循環作用이 始作된다. 이러한 破壞過程과 修復過程의 反應에 依한 齒牙의 動搖는 齒根膜腔의 hyalinized connective tissue와 未組織化된 Osteoid tissue의 形成을 促進시키고 同時에 齒根膜腔은 擴大된다. 이러한 空隙이 클 수록 齒牙는 動搖되기 쉽다. Osteoid tissue는 決코 骨이 아니며 unpolimerized protein으로 形成되어 있기 때문에 힘에 對하여 反應하지 않는다. 이는 다만 齒牙의 移動을 防禦하는데 지나지 않는다. 이와 같은 heavy intermittent force로 齒牙를 移動시키면 効果的이 아닐 뿐더러 齒根의 吸收, 齒槽骨의 破壞 등을 일으켜 決코 有利하다고는 볼수 없으며 治療期間을 延長시키는 原因이 된다. 한便 齒牙移動에 가장 適當한 矯正力을 使用하면 齒根의 壓迫側과 牽引側은 均等한

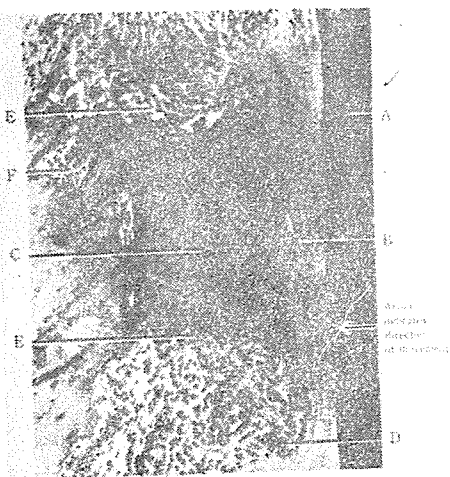


Fig. 2. (좌살標方向: 齒牙의 移動方向, A: 白牙質, B: 硝子樣結合組織, C: 齒槽骨, D: 破骨細胞, E: 內部吸收像, F: 齒髓腔)

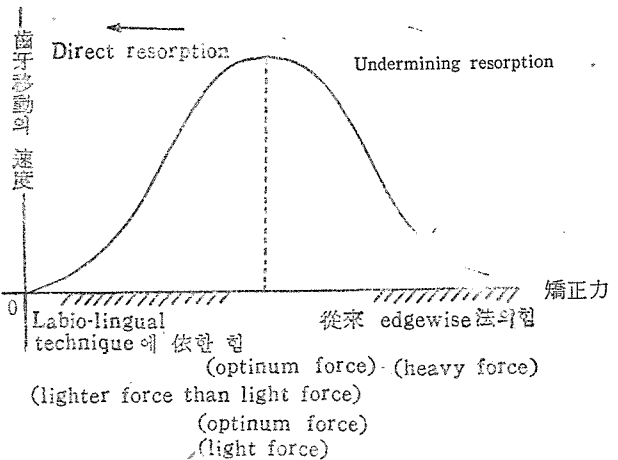


Fig. 3.

細胞의 活性化를 갖게되어 骨, 白牙質, 毛細血管은 齒牙移動에 따라 修復되는 것이다. (direct resorption) 이와같은 힘이 連續的으로 使用되면 齒牙移動은 極히 能率的으로 되는 것이다.

Fig. 3 은 이와같은 힘과 齒牙의 移動速度와의 關係를 說明하는 假想 graph로서 힘의 크기가 零에서 漸次 커짐에 따라 齒牙移動速度도 커지며 어느 一定值에 達하면 上述한 바와 같은 抵抗作用이 일어나 齒牙移動速度가 다시 적어 짐을 說明하고 있다. 齒牙移動에 가장 適合한 힘 즉 graph의 最高點에 對應하는 힘의 크기가 Jarabak이 말하는 light force 이며 意味上으로 볼 때 optimum force와 同一하다고 볼수있다. Jarabak法에 있어서는 이 範圍의 힘을 얻기 爲하여 彈性率이 적고 resilience가 높은 가는 丸型의 線材料를 利用하고 있다. 實際로 이와 같은 light force에 對하여 Schwarz는 毛細血管의 血壓 25g/cm²보다 높지 않은 힘이 齒根膜의 血行障礙를 일으키지 않고 가장 生理的인 齒牙移動을 可能케 한다고 하였다. Storey & Smith에 依하면 矯正力으로서 Optimum force가 作用되었을 때 齒根膜의 吸收는 1日當 0.1mm라 하였다. Jarabak 이 말하는 light force (Optimum force)는 1~4 ounce이며 이에 對하여 5~6 ounce의 힘은 Intermediate force라 부르고 있다. 또한 heavy force의 例를 들면 0.021"의 steel rectangular wire로 된 Bull loop을 銅錢두께 만큼 調節하였을 때의 힘은 16~23 ounce이며 2mm의 調節을 한 second order bend를 edgewise bracket에 結紮하려면 3 pound의 힘을 要하게 된다. 從來에 使用되었던 multiband system에서는 이러한 강한 矯正力을 利用하였을은 事實인 것이다. 이것이 edgewise法의 最大의 弱點인 것이다. 한便 labiolingual system은 light wire differential forces technique보다도 弱한 힘(lighter force than light force)이

있으며 Johnson, Atkinson等은 가는 round wire를 利用하여 各者 technique을 創始하였으며 最近에 이르러 Halderson, Stoner, Storey & Smith, Begg等多數의 報告가 今日的 light wire differential forces technique에 이르게 한 것이다.

(2) Differential force의 概念

從來 使用되어온 labiolingual appliance와 twin appliance로서는 大白齒를 前方으로 移動시키는데 充分한 힘을 얻기가 빠른 困難한 境遇가 있으며 이로 因하여 第1小兒齒를 拔齒한 後 空隙이 部分的으로 殘留되는 問題가 있어왔다. 한便 강한 矯正力을 利用하는 edgewise法에서는 大白齒의 過度한 近心移動을 阻止하기 困難하여 拔齒를 하어도 空隙이 不足되는 境遇가 있다. 即 矯正力이 弱하면 拔齒空隙의 殘留 크던 空隙이 不足되는 問題點이 있게 된다. Storey & Smith는 大白齒와 犬齒의 固定源(anchorage)으로서의 性質을 檢討한 結果 小兒齒拔齒症例에 있어서, 既知의 힘으로 犬齒를 遠心移動時 200g 以上일 때는 固定源이 犬齒側으로 移動하였다. 即 犬齒가 遠心으로 移動치 않고 抵抗源인 大小兒齒가 近心으로 移動한 것이다. 이는 犬齒에 강한 힘이 加해졌을 때 大白齒는 보다 큰 齒根面積을 갖고 있기 때문에 그 받는 힘은 矯正力으로서 適當한 範圍에 이르러 24~36時間 以內에 移動이 始作되는 것이다. 이 동안에 犬齒部의 underminin gresorption은 壓迫되어진 necrosed bone이 吸收되기까지는 일어나지 않는 것이다. 이와같이 犬齒를 遠心移動시키기 爲하여 강한 矯正力을 加하면 大白齒의 移動이 있게되어 固定源으로서의 意味가 없어지게 된다. 犬齒의 遠心移動에 弱한 힘이 使用될 境遇에는 大白齒는 安定된 固定源이 된다. 이와 같은 것이 Differential force의 概念이며 差動矯正力으로 翻譯된다.

現在 報告되고 있는 各種의 light wire technique

Table 1. Numerical force values for optimal tooth movements

Teeth	Short roots	Medium length roots	Long roots
Mandibular incisors	50-55 gm.	55-65 gm.	65-70 gm.
Mandibular canines	85-95 gm.	95-110 gm.	110-130 gm.
Mandibular premolars	70-80 gm.	80-90 gm.	90-100 gm.
Maxillary first molars	280-300 gm.	300-320 gm.	320-360 gm.
Maxillary incisors	65-75 gm.	75-85 gm.	85-95 gm.
Maxillary lateral incisors	60-65 gm.	65-70 gm.	70-80 gm.
Maxillary canines	105-115 gm.	115-130 gm.	130-170 gm.
Premolars, single roots	85-100 gm.	100-115 gm.	115-135 gm.
Premolars, multiroots	100-110 gm.	120-130 gm.	130-140 gm.
Mandibular first molars	230-250 gm.	250-270 gm.	270-320 gm.

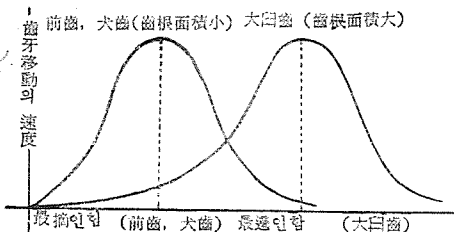


Fig.4.

은 light wire 材料에 依한 light force를 利用 함과 아울러 恒常 이 differential force의 概念을 導入시키고 있으며 이런 뜻에서 Jarabak은 light wire differential force technique이라 부르고 있는 것이다. Jarabak 法에 있어서는 治療의 初期에는 犬齒를 遠心移動시키기 위하여 helical torsion spring과 顎內고무를 組合시켜 150~200g의 힘을 加하고이때 犬齒에는 100~150g程度의 힘으로 近心移動를 防止하고 있다. 治療의 最終 段階에서 或 拔齒空際의 殘留가 있을 때는 contraction spring과 顎間고무를 使用 함으로서 犬齒에 200g以上の 힘을 加하여 近心移動시켜 閉鎖한다. 이 期間中 前齒部가 받는 힘은 1個齒牙當 70~80g程度로 前齒部가 固定源이 되어 크지 않은 힘으로 끝나게 되는 것이다.

(3) Continuous force와 Intermittent force.

矯正力의 作用이 持續的인 것이 좋은가 間歇的인 것이 좋은가에 對하여서는 現在 論爭이 되어지고 있다. 從來 持續的이란 말은 舌側弧線에 使用되고 있는 補助彈線과 같이 矯正力이 持續的으로 作用하고 있는 것을 말하며 間歇的이란 말은 結紮線을 使用하여 齒牙를 移動시킨 境遇 結紮線을 처음 調節하였을 때는 一時的으로 강한 矯正力이 作用하나 時間이經過 함에 따라 그 힘은 減弱되어 嚙으로 嚙으로 다시 結紮을 함으로서 矯正力을 加하게 되는 것이다. 이와같은 矯正力의 作用을 間歇的이라 말하고 있다. 다같이 弱한 矯正力을 使用하면서도 Oppenheim은 間歇的인 힘을, Schwarz는 持續的인 힘을, 서로 主張하고 있다. 여기서 edgewise法의 heavy wire에 依한 間歇力 (intermittent force)에 對하여 보면 彈性率이 큰 wire를 使用하기 때문에 矯正力은 大端히 크게되어 이를 弱하게 하기 爲하여서는 調節의 距離를 적게 하지 않을수 없다. 이로서 적은 距離의 齒牙移動을 하여도 힘은 嚙으로 되어 wire의 再調節로 因한 惡循環이 惹起케 된다. 이에 對하여 light wire differential force techn-

ique에 있어서는 그 線材料의 彈性率이 적고 loop spring의 使用으로 矯正力을 充分히 弱하게 할 수 있으며 상당한 距離를 이등할 수 있다. 結果的으로 light force를 使用하게 되는 境遇 自然히 continuous force를 擇하게 되어 이것이 heavy intermittent force에 比하여 優秀한 點은 組織學的 變化의 樣相이나 治療期間의 短縮, 患者의 苦痛輕減, 來院間隔을 길게 할수 있는 點 等이다.

(4) 齒體移動과 傾斜移動

Begg法에 있어서는 그의 臨床經驗에서 弱한 힘으로 治療效果를 얻기 爲하여 傾斜移動을 시키며 Jarabak法外 其他法에서는 edgewise法의 齒體移動을 시키고 있다. 實際 臨床에 있어 어느 方法을 選擇할것인가에 對하여서는 決定的인 根據가 없으며 今後 檢討를 要하는 問題의 하나이다. 以上 生物學的인 背景에 對하여 諸問題點을 論하였으나 特히 注意할 點은 Reitan이 指摘하고 있는 것과 같이 組織學的 反應의 特徵은 同一年令에 있어서도 差異가 있으며 幼年과 成人에 있어서는 큰 差異點이 있음으로 各各 患者에 對하여서는 一般的인 數值에단 依存치 말고 各 症例에 따라 注意하여 治療에 臨하여야 한다는 것이다.

V. 力學的인 背景

Light wire differential force technique의 共通된 特徵으로서는 light force와 differential force概念의 導入을 數次 強調한 點 이다. 矯正治療를 좀더 合理的으로 하기 爲하여서는 生物學的으로 가장 適當한 힘을 實際로 어떻게 齒牙에 作用시키느냐를 檢討하여야 한다. 여기서 Jarabak은 이 力學的인 背景을 어떻게 다루고 있느냐를 보기로 한다.

(1) 線材料의 性質

Jarabak法에서는 最適의 힘을 얻기 爲하여 새로운 線材料를 採用하고 있다. 即 從來의 edgewise法에서 使用한 比較的 斷面積이 큰 角型의 stainless steel線代身 가는 丸型의 "Elgiloy"라고 하는 cobaltchrome 合金線이 使用되고 있다.

一般的으로 金屬材料는 物理的 性質, 化學的 性質, 機械的 性質 等의 相違點에 따라 各各 用途에 對한 適, 不適이 評價된다. 矯正用 材料로서는 硬度, 熱傳導度, 不銹性 等도 考慮되나 特히 問題點이 되는 것은 機械的 性質인 것이다. 其中에서도 彈性率, 比例限, resilience의 3性質이 重要하다.

(i) Fig. 5는 Stress와 Strain 曲線으로서 P 點은 比例限(Proportional limit)이며 O P의 直線部分에서는 加하여진 Stress와 Strain은 正比例된다. 이 範圍에서는 Stress가 除去되면 Strain은 嚙으로 되돌아 온다. E 點은 彈性限(Elastic limit)으로서 P E 間에서는 Stress

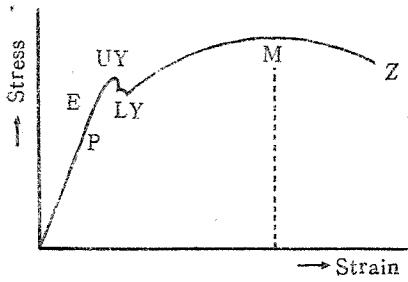


Fig. 5.

를 除去하면 Strain은 零으로 되돌아 가나 Strain의 量은 Stress에 比例하지 않는다. 다시 荷重을 加하면 上 降伏點, 下 降伏點 等에 이르나 矯正線으로서 問題가 되는 것은 比例限 或은 彈性限 보다 原點까지의 直線部分에 屬하는 것으로 省略한다. 또한 比例限과 彈性限이 普通인 金屬材料에 對하여서는 嚴密히 區分기 困難하며 實用上 同一하게 보아도 無防하다. 比例限의 值가 높은 것은 臨床上 口腔內의 操作이나 咀嚼運動으로 因한 變形에 對하여 抵抗을 높려 攄으로 좋은 結果를 가져온다.

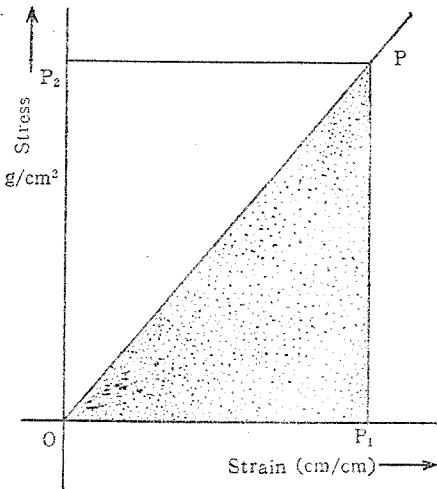


Fig. 6.

(ii) Fig. 6는 Stress-Strain 曲線中 原點에서 比例限에 이르는 部分을 模式的으로 그린 것이다. 여기서 OP와 直線 임으로 Stress(Y)와 Strain(X)間에는 다음과 같은 式이 成立된다.

$$Y = EX$$

E는 直線 OP의 기울기로서 彈性率 (Modulus of elasticity)이라 부른다. 이 值가 큰 境遇 即 直線部分이 比較的 높아 질 때는 아주 큰 힘을 加하여도 이

因하여 생기는 Strain 量은 적다. 다시 말하면 Spring을 調節하였을 때는 若干의 距離를 調節해도 이로 因하여 얻어지는 힘은 매우 크게 되는 것이다. 即 light force라고 하는 弱한 힘을 얻기 爲하여서는 매우 淸소한 調節을 해야 됨으로 그 힘은 齒牙移動과 더불어 短時間內에 零으로 되고만다.

한 便 彈性率이 낮은 材料, 即 Fig.6에서와 같이 그 傾斜가 낮은 때는 큰 距離로 Spring을 調節하여도 이로써 얻어지는 힘은 弱하게 된다. 이런 點에서 light wire technique에 使用되는 材料는 彈性率이 比較的 낮은 것이 適合한 것을 알수있다.

iii Resiliency

Resiliency란 같은 比例限 P를 頂點으로 하여 OP를 底邊으로 하는 三角形의 面積은 $OP_1 \cdot OP_2 / 2$ 로 表示되며 그 dimension은 GL/L_3 이 된다. 이것은 單位體積에 該當하는 作用量 或은 energy에 相當한다. 이 值를 modulus of resiliency (Resiliency 或은 彈性 energy 率)라 부른다. 이것이 클수록 線에 歪曲을 加함으로써 蓄積되는 energy의 總量이 크게 된다. 똑같은 比例限을 갖는 材料라면 OP의 傾斜 即 彈性率이 낮을수록 resiliency는 크고 彈性率이 一定하면 比例限이 높을수록 resiliency도 크게 된다. 彈性率이 낮고 resiliency가 크며 light force 일때 큰 距離의 齒牙移動이 可能하게 되며 所謂 light continuous force의 作用의 利用이 可能한 것이다.

(2) Spring의 性質

一般的으로 矯正治療에 利用되는 Spring에는 各種의

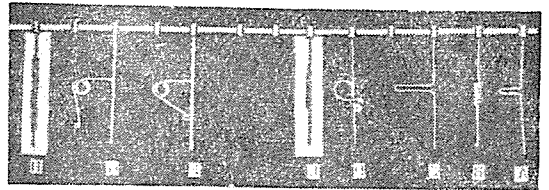
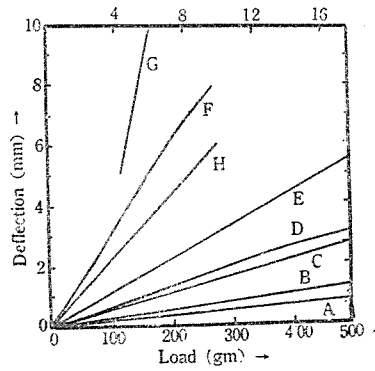


Table 2. Spring의 load와 deflection과의 關係 (Storey & Smith)

Spring	Details
A	$\frac{1}{4}$ " Vertical Spring Loop (Strang) $-0.021" \times 0.025"$ wire.
B	Coil Spring (Bull) -6 turns, $0.016"$ dia. wire on $0.040"$ mandrel.
C	$\frac{3}{8}$ " Vertical Spring Loop (Bull) $0.021" \times 0.025"$ wire.

D	"Clock type" Spring (Strang $-\frac{1}{8}$ " coil, $1\frac{3}{4}$ turns, 0.1" arm, 0.020" dia. wire
E	Coil Spring -20 turns' 0.009" dia. wire on 0.030" mandrel.
F	Helical Torsion Spring $-\frac{1}{8}$ " coil, $2\frac{1}{2}$ turns, 0.3" arms, 0.020" dia. wire.
G	Helical Torsion Spring $-\frac{1}{8}$ " coil, $2\frac{1}{2}$ turns, 0.3" and 0.5" arms, 0.016" dia. wire.
H	Coil Spring -40 " turns, 0.009" dia. wire on 0.030" mandrel.



材料가 여러가지 形, 굵기로 使用된다. 線材料와 마찬가지로 Spring의 性能도 세가지 觀點에서 評價된다.

Fig. 7.

(i) Load deflection rate

Table 3. Spring의 各種性質을 左右하는 因子 (Burstone)

DESIGN FACTOR	LOAD-DEFLECTION RATE	ALLOWABLE WORKING LOAD	RANGE OF ACTIVATION
Mechanical Properties of Wire	Varies as E (Modulus of Elasticity)	Varies as Sp (Proportional Limit)	Varies as Sp
Wire diameter (Round)	d^3	d^3	$d/1$
Wire dimension (Rectangular)	bh^3	bh^2	$h/1$
Length (Cantilever)	$L^3/1$	$L/1$	L^2
DESIGN FACTOR	LOAD-DEFLECTION RATE	ALLOWABLE WORKING LOAD	RANGE OF ACTIVATION
Addition of wire without changing length	Decreases	No change	Increases
Activation in direction of original bending	Decreases (slightly)	Increases	Increases
Alteration of cross section to rectangular form	If rate is maintained as a constant	Increases as $h/1$	Increases as $h/1$

한 Spring에 加하여진 힘과 이에 依한 deflection과 의 比로서 이 値가 적을수록 弱한 힘을 利用 할 수 있으며 矯正學的으로 바람직한 것이다.

Fig. 7. 은 Storey & Smith에 依한 것으로서 各種 Spring에 依한 Load와 deflection과의 關係를 나타내며 이 圖에서는 load가 橫軸으로 되어있어 直線의 기울기가 높을 수록 light force의 利用에 有利하게 된다.

Table 3. 은 Burstone에 依한 것으로 Spring의 各種性質이 左右되는 因子를 表示하고 있으나 load deflection과 材料의 性質, 特히 彈性率이 比較的 적은 것이 選擇되어야 한다. 또한 load deflection rate가 線의 直徑의 4乘에 比例되기 爲하여 0.16 inch인 比較的 가는 wire가 使用되며 길이 의 3乘에 反比例하는 때서 helical torsion spring으로서 가능한 限 지 wire를 使用케 되어있다. 이와같이 設計되어진 helical torsion spring은 大體로 40gm 程度의 힘을 갖는다고 한다. 그러나 load deflection rate는 以外에 spring의 activ

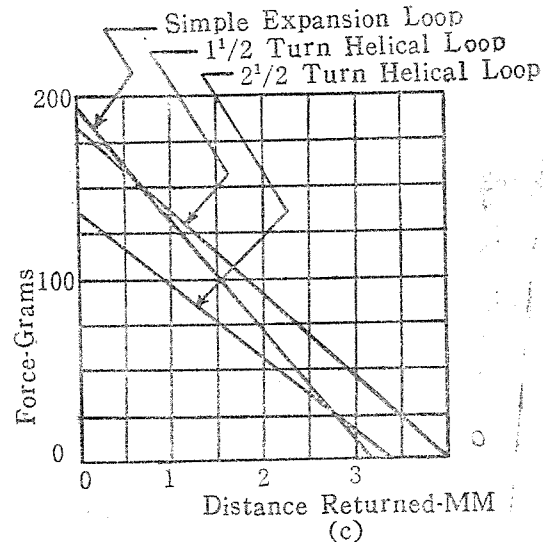


Fig. 8. Helical torsion spring의 load와 deflection과의 關係

ation의 方向에도 左右된다.

Fig. 8. 은 Elgiloy green 0.016 inch의 round wire로서 만들어진 helical torsion spring의 load deflection curve를 表示하고 있다.

(ii) Allowable working load.

Spring이 어느 程度까지의 힘에 對하여 永久히 strain을 남기지 않고 견디어 내는 値를 말하며 이 値가 클수록 spring의 永久變形이 잘 되지 않고 spring의 調節可能範圍는 크게 된다. 이 値는 線材料의 比例限, 線의 直徑3乘에 比例하며 그 길이에 反比例한다. 故로 可能한 限 比例限이 높은 wire를 使用하여 이 値를 크게 할 必要가 있다. 이 値를 크게 할 目的으로 線의 直徑을 크게 하든가 길이를 짧게 하는것은 load deflection rate의 增大를 갖게되어 좋지 않다.

(iii) Range of action

Spring이 갖는 性質의 하나로서 實用的인 範圍에 있어서는 힘의 크기가 顯著한 減弱없이 利用되는, 距離가 큰 것이 좋다. 이 크기를 range of action 또는 range of activation으로 表現하며 線材料의 比例限에 比例하고 彈性率에 反比例 한다. 換言하면 線材料의 resiliency에 比例한다. 이 値가 크면 線에 Strain을 줌으로서 蓄積되는 energy의 總量이 높게 된다. 即 1회의 調節로서 齒牙移動距離를 크게 할수 있으며 再調節을 爲한 來回間隔을 길게 할수 있다.

線材料나 Spring의 性質에 關하여서는 以外에도 Burstone, Storey & Smith, Stoner等이 研究하고 있다. 特히 Stoner는 힘을 control하는 4의 D[Four D's]란 말을 들고 있다. 即 힘의 degree, direction, duration, distribution으로서 이로 因하여 矯正力의 性格이 一定하여 진다.

① degree of force: 힘의 크기, 矯正力의 強弱을 나타내며 이로 因하여 生物學的 反應이 다르다.

② direction of force: 線材料의 方向 即 이 方向과 齒牙의 臨床的인 重心에 依하여 規定되는, 平面上에서 齒牙의 移動이 있다.

③ duration of force: 힘의 作用이 繼續될때 即 矯正力은 時間이 지남에 따라 減弱되며 그 有效期間은 여러 因子에 따라 다르다.

④ distribution of force: 힘의 分布狀態 即 힘의 作用이 齒槽線과 齒根에 對하여 어떻게 分布되어 있는가, 이것은 傾斜移動과 齒體移動에 關係된다.

以上과 같은 力學的인 背景에 對하여 Jarabak의 著書에서도 力學的인 基礎가 特히 重要視되고 있다.

(3) Differential force mechanism.

個個의 spring이 갖는 性能은 線材料의 形, 크기 spring自體의 形態에 따라 作用된다. light wire differential force technique에 있어서 이 spring의 結合과 elastic의 使用方法에 따라 個個齒牙에 對한 힘을 control하게 되는 것이다. Begg法에 있어서는 tip back bend (anchorage bend)로서 大白齒의 齒軸을 變함 없이 前齒部를 壓下 시키며 또한 第一小白齒의 拔齒空隙을 閉鎖시킴에 있어 前齒, 白齒를 必要量 만큼 移動시키는 등 그 概念의 活用을 볼수 있다. Jarabak法에 있어서는 同一하게 拔齒空隙을 閉鎖시키는데 이 境偶에는 犬齒遠心移動에 있어 明確한 differential force의 適用을 볼수 있다. 犬齒에 作用되는 矯正力을 單純化시켜 생각하기 爲하여 前齒部에 叢生 없이 두개의 helical spring 만으로된 arch wire로서 differential force가 作用되는 것을 보면 Fig. 9.와 같다. 이 境偶에 犬齒의 遠心移動을 爲하여 使用되는 힘은 側切齒,

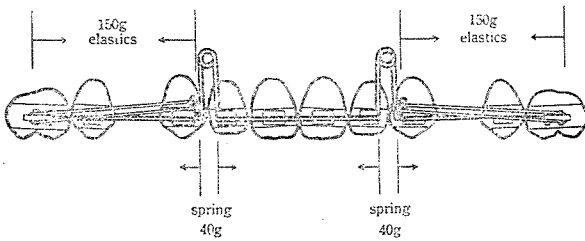


Fig. 9.

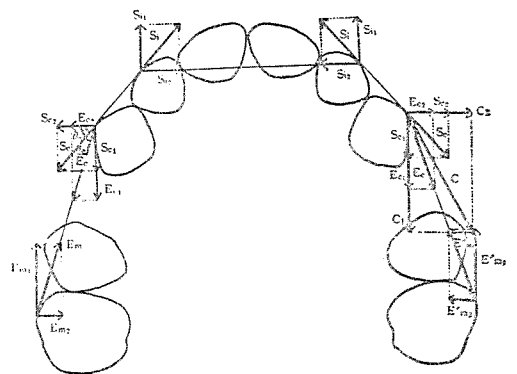


Fig. 10.

犬齒 間의 spring에 依한 것과 大白齒에서 顎內고무에 依한 것의 兩者로 된다. 勿論 anchorage preparation 때문에 上下的인 힘(second order)이 作用하고 있으

나 이를 無視하고 平面上이 展開하여 보면 Fig. 10.과 같이 된다. Fig. 10에서의 S는 spring에 依한 힘이며 Si는 前齒部에 對한 것이고 Sc는 犬齒에 對한 것

으로 되어있다. 이것의 前後方向과 橫側方向에서의 分力을 1.2.의 付號로 나타내고 있다. E는 顎內고무에 依한 힘이며 EC는 犬齒에 對한 것, Em은 大白齒에 對한 것이다. 各 記號에 의 有無로서 左右를 區分한다.

前齒: 側切齒에 加하여 지는 힘은 spring의 作用에 依한 것이며 Si로 表示된다. 이 힘의 橫側方向의 分力은 $Si_2+Si_2=0$ 로 서로 相殺된다. 前方으로 向한 分力 Si_1 은 左右 合計되어 作用 함으로 $Si_1+Si_1=2Si_1$ 이 된다. 이 힘으로서 spring 사이의 4前齒가 前方으로 밀리게 되는 것이다. 個個의 齒牙에 받는 힘은 大概 $\frac{2Si_1}{4} = \frac{2Si_1}{2}$ 으로 表示된다.

여기서 spring에 依한 힘을 40gm, 橫側方向의 힘과 이루어지는 角 θ_s 를 40° 로서 計算하면 $\frac{Si_1}{2} = \frac{Si_1 \sin \theta_s}{2} = \frac{40 \sin 40}{2} = 12.8(\text{gm})$ 이 된다. 個個의 前齒에 받는 힘은 이같이 적은 것이며 顎內고무로서 犬齒가 急速히 遠心 移動됨으로 實用的으로는 前齒部가 움직이지 않는다고 보아도 좋다.

犬齒: 犬齒에 作用되는 힘 C는 spring에 依한 Sc

와 顎內고무에 依한 Ec의 兩者이다.

$$C_1 = SC_1 + EC_1 \text{로 表示된다.}$$

고무의 힘을 150gm, 橫側方向과 이루어지는 角 θ_s 를 80° 로 하여 計算하면

$$C_1 = 40 \sin 40^\circ + 150 \sin 80^\circ = 173.7(\text{gm})$$

또한 側方分力은

$$\begin{aligned} C_2 &= SC_2 + EC_2 \\ &= 40 \cos 40^\circ + 150 \cos 80^\circ \\ &= 57.1(\text{gm}) \end{aligned}$$

故로 犬齒에 받는 總量의 힘 C는

$$C^2 = 173^2 + 57^2$$

∴ $C = 182.8(\text{gm})$ 이 되며 이 方向은 橫側方向보다 70° 가량 後方으로 向하여 있다. 以上과 같은 値로 Storey & Smith의 實驗結果와 一致된다.

大白齒: 大白齒에 받는 힘은 고무의 150 gm뿐이다. Storey & Smith에 依하면 犬齒와 大白齒의 齒根面積의 比는 3:8이라 한다. 이 比率은 150gm의 힘을 換算하여 犬齒에서와 같이 보면 56gm이 된다.

(다음號에는 Jarabak의 診斷法에 對하여 쓰기로 한다.)