

力道競技의 運動學的 姿勢와 筋收縮 水準에 關한 電算分析

(A Computerized Analysis of Kinetic Posture and Muscle Contraction
during a Weight Lifting Motion)

李 冕 雨*
張 元 晷*
成 憲 鉉*

Abstract

The purpose of this study was to film up computerized analyses for both kinematic posture (film analysis) and muscle dynamics (EMG) during a weight-lifting motion. (Snatch, Clean and Jerk)

Using a motor drive camera (3.5 frames/sec) and a Location Analyzer, motion tracks of 13 landmarks, which were attached to the major joints, during the motion were converted into digital values. At the same time, EMG amplitudes from 11 major muscle groups were recorded.

Recorded data were processed via analog/hybrid computer (ADAC 480) and digital computer (PDP 11/44). Landmark locations and EMG amplitude were integrated by a computerized routine.

Computer output included graphic reproductions on sequential dislocations of body segments, center of gravity of body segments and the associated changes on EMG amplitude such as % EMG's of major muscle group during a weight lifting motion.

The results strongly suggest that the computerized motion-EMG integration can provide a further working knowledge in selection and in training of workers and athletes.

Suggestions for a further study include additional device for velocity measurement, expansion of the link model for biomechanical analysis and other implementations necessary for athletic application.

*서울대학교 工科大學

1. 序 論

力道競技의 記錄은 대체로 選手의 筋力에 의해 決定되나 同一한 選手일지라도 生體力學的(Biomechanical), 筋肉生理學的(Muscle Physiological) 變數들의 複合的인 組合에 따라 그 結果가 크게 左右될 수 있다. 그러므로 力道競技의 競技力 向上을 爲한 科學的인 分析은 特定 變數의 集中的 考察에 의한 結果도 重要하지만, 이와 並行하여 諸 變數의 最適化 側面에서도 分析되고 接近되어야 바람직한 結果를 期待할 수 있다. [4, 5].

力道動作에 關聯된 諸 變數에 對한 綜合的 考察은 分析-應用-改善의 過程에서 發生되는 龐大한 量의 資料處理를 前提로 하므로, 電子計算機의 使用이 研究의 進行에 必須的으로 要求된다. 지금까지의 電子計算機를 利用한 研究는 生體力學的 혹은 筋肉生理學的 部分的이고 獨立的인 實驗研究에 局限되어 왔으며 [10], 여러 變數의 同時分析은 흔치 않다. [4, 5].

따라서 本 研究의 目的은

첫째, 力道競技의 生體力學的 變數(biomechanical variables) 들을 體系的인 節次를 통해 同時에 分析할 수 있는 實驗方案으로서, 寫眞分析(film analysis)에 의한 同時實驗(on-line experiment) 方法의 開發,

둘째, 選手의 筋肉生理學的 變數(musculoskeletal variables) 들의 分析을 위한 EMG(筋電圖: electromyography) 分析의 定量化(quantification),

셋째, 寫眞分析 및 EMG測定 變數들의 複合的인 分析을 위한 電子計算機 模型(model)의 作成,

넷째, 力道競技 各各의 動作狀態에서 動員되는 筋肉에 대한 限界筋力의 把握, 等に 있다.

以上과 같은 電子計算機를 利用한 分析技法의 開發이 이루어짐으로써, 力道動作과 同時에 姿勢, 筋力의 測定과 分析이 이루어질 수 있으며, 統計的 分析을 거쳐 解釋과 應用이 容易한 그림(graph), 表(table), 相對指數(ratio) 등으로 나타낼 수 있다. 따라서 力道競技의 코치 및 選手에 의한 現場活用의 效果를 높일 수 있다.

2. 研究의 背景

寫眞分析 및 EMG測定에 關한 分析方法論의 發達 背景과 이러한 分析方法論을 利用하는 對象으로써 力道競技가 選定된 理由는 다음과 같다.

2-1. 寫眞分析(Film Analysis)

寫眞攝影에 의한 分析技法은 人體運動의 力學的 特性變數(動作姿勢에 따른 肢體의 벡터座標, 關節角, 토오크, 무게重心 等)를 求하기 위한 方法으로서, 人體動作을 連續的으로 撮影하여 寫眞의 畫面(frame) 別로 分析을 하는 技法이다. [8, 9, 11, 14, 19, 22]. 이 方法을 利用한 典型的인 研究結果로서 A選手와 B 選手의 運動軌跡을 比較하여 共通點, 差異點을 土臺로 記錄向上을 試圖하는 方法들이 發表되었다. [3, 5]. 이 技法은 動作의 畫面(frame)別 分析이 容易한 長點이 있으나 分析時間이 많이 所要되어 이제까지 實際應用에 限界를 보이고 있다.

2-2. EMG測定(Measurement of EMG)

短時間에 最大筋力(maximum strength)을 要求하는 力道競技와같은 運動에서는 總 運動單位(motor units)의 最大 收縮能力(maximum voluntary contraction; MVC)이 가장 重要한 變數가 된다. 筋肉의 最大 收縮能力은 運動單位에서 發生되는 整流電壓(rectified EMG amplitude)의 分析으로부터 推定할 수 있으며

[15], 各 個人의 發揮筋力(strength exertion), 最大筋力(MVC), 疲勞度(muscle fatigue) 등은 等尺性收縮力(isometric contractile force) 이 增加됨에 따라 EMG振幅이 增加하는 定量的 關係를 分析함으로써 正確히 推定될 수 있다 [10, 16].

2 - 3. 力道競技의 選定

力道는 體級別 競技로서 인상(Snatch)과 용상(Clean and Jerk)에서 들어올린 무게의 승에 의해 順位가 決定되는 競技이다. 이러한 力道の 動作은 크게 끌어올리기(1st pull), 추켜 찢히기(2nd pull), 앉아 받기(lock out), 일어서기(stand up)의 4 段階로 區分된다 [2, 3].

力道競技가 寫眞分析技法의 開發對象으로 選定된 理由는

첫째, 前述한 4 段階의 動作이 한 발을 固定시킨 狀態에서 上·下로 움직이는 左右對稱인 운동이므로, 側面(sagittal plane)에서의 寫眞分析이 容易하며,

둘째, 力道가 짧은 時間내에 이루어지는 運動이므로, 限定된 수의 動作을 觀察함으로써 競技의 重要한 過程에 對한 精密分析을 할 수 있다.

이와 같이 力道競技는 無理한 假定이나 條件(assumption, simplification) 없이 分析이 可能하며, 資料의 蒐集 및 測定過程이 다른 運動競技에 비해 容易하기 때문에 本 研究의 對象으로 選定되었다.

EMG測定이 力道競技分析에 適合한 理由로서는 첫째, 選手의 最大筋力(MVC)과 EMG振幅(EMG amplitude)과의 關係를 分析함으로써, 各 選手의

記錄에 가장 큰 影響을 미치는 限界筋肉(limiting muscle)과 限界筋力(limiting muscle force)을 把握할 수 있고[15],

둘째, 選手의 競技記錄과 EMG變化를 관찰함으로써 選手의 筋肉特性(e. g., distribution of motor units)을 把握하여 選手의 科學的 진단(diagnosis)과 個人화된(individualized) 訓練內容을 設計할 수 있기 때문이다 [16, 17, 18].

3. 實驗 設計

力道競技 分析을 위한 實驗은 動作에 따라 同時에 進行되는 寫眞分析 過程과 EMG測定 過程으로 區分된다.

3 - 1. 測定部位(Landmarks and Electrodes)

側面(sagittal plane)에서 觀察한 力道動作은 13個 測定 基準點을 [1, 5] 把握함으로써 잘 나타낼 수 있다. (Table 1 參照). 寫眞分析은 이 13個 部位에 基準點(landmarks)을 附着하여 寫眞을 撮影한 후, 撮影된 寫眞(film)을 利用하여 基準點의 位置를 X-Y 座標計(Location Analyzer)로 測定 하였다.

EMG分析을 위한 測定對象은 力道競技의 主動筋(primary muscle groups)이 되고 있는 11個의 筋肉에 [2] 表面電極(surface electrodes)을 附着하여 (Figure 1 參照) 筋肉 收縮時에 發生되는 電壓을 測定하였다.

Table 1. Locations of Landmarks

순서	기호	관 절 명	순서	기호	관 절 명
1	RH	우측 중지 끝	8	RF	우측 5 번째 발가락 끝
2	RW	우측 손목 관절	9	CB	턱 밑
3	RE	우측 팔꿈치 관절	10	CH	머리 중심
4	RS	우측 어깨 관절	11	LK	좌측 무릎 관절
5	HP	우측 허리 돌기	12	LA	좌측 발목 관절
6	RK	우측 무릎 관절	13	LF	좌측 1 번째 발가락 끝
7	RA	우측 발목 관절			

[15], 各 個人의 發揮筋力(strength exertion), 最大筋力(MVC), 疲勞度(muscle fatigue) 등은 等尺性收縮力(isometric contractile force) 이 增加됨에 따라 EMG振幅이 增加하는 定量的 關係를 分析함으로써 正確히 推定될 수 있다 [10, 16].

2 - 3. 力道競技의 選定

力道는 體級別 競技로서 인상(Snatch)과 용상(Clean and Jerk)에서 들어올린 무게의 승에 의해 順位가 決定되는 競技이다. 이러한 力道の 動作은 크게 끌어올리기(1st pull), 추켜 찢히기(2nd pull), 앉아 받기(lock out), 일어서기(stand up)의 4 段階로 區分된다 [2, 3].

力道競技가 寫眞分析技法의 開發對象으로 選定된 理由는

첫째, 前述한 4 段階의 動作이 한 발을 固定시킨 狀態에서 上·下로 움직이는 左右對稱인 운동이므로, 側面(sagittal plane)에서의 寫眞分析이 容易하며,

둘째, 力道가 짧은 時間내에 이루어지는 運動이므로, 限定된 수의 動作을 觀察함으로써 競技의 重要한 過程에 對한 精密分析을 할 수 있다.

이와 같이 力道競技는 無理한 假定이나 條件(assumption, simplification) 없이 分析이 可能하며, 資料의 蒐集 및 測定過程이 다른 運動競技에 비해 容易하기 때문에 本 研究의 對象으로 選定되었다.

EMG測定이 力道競技分析에 適合한 理由로서는 첫째, 選手의 最大筋力(MVC)과 EMG振幅(EMG amplitude)과의 關係를 分析함으로써, 各 選手의

記錄에 가장 큰 影響을 미치는 限界筋肉(limiting muscle)과 限界筋力(limiting muscle force)을 把握할 수 있고[15],

둘째, 選手의 競技記錄과 EMG變化를 관찰함으로써 選手의 筋肉特性(e. g., distribution of motor units)을 把握하여 選手의 科學的 진단(diagnosis)과 個人화된(individualized) 訓練內容을 設計할 수 있기 때문이다 [16, 17, 18].

3. 實驗 設計

力道競技 分析을 위한 實驗은 動作에 따라 同時에 進行되는 寫眞分析 過程과 EMG測定 過程으로 區分된다.

3 - 1. 測定部位(Landmarks and Electrodes)

側面(sagittal plane)에서 觀察한 力道動作은 13個 測定 基準點을 [1, 5] 把握함으로써 잘 나타낼 수 있다. (Table 1 參照). 寫眞分析은 이 13個 部位에 基準點(landmarks)을 附着하여 寫眞을 撮影한 후, 撮影된 寫眞(film)을 利用하여 基準點의 位置를 X-Y 座標計(Location Analyzer)로 測定 하였다.

EMG分析을 위한 測定對象은 力道競技의 主動筋(primary muscle groups)이 되고 있는 11個의 筋肉에 [2] 表面電極(surface electrodes)을 附着하여 (Figure 1 參照) 筋肉 收縮時에 發生되는 電壓을 測定하였다.

Table 1. Locations of Landmarks

순서	기호	관 절 명	순서	기호	관 절 명
1	RH	우측 중지 끝	8	RF	우측 5 번째 발가락 끝
2	RW	우측 손목 관절	9	CB	턱 밑
3	RE	우측 팔꿈치 관절	10	CH	머리 중심
4	RS	우측 어깨 관절	11	LK	좌측 무릎 관절
5	HP	우측 허리 돌기	12	LA	좌측 발목 관절
6	RK	우측 무릎 관절	13	LF	좌측 1 번째 발가락 끝
7	RA	우측 발목 관절			

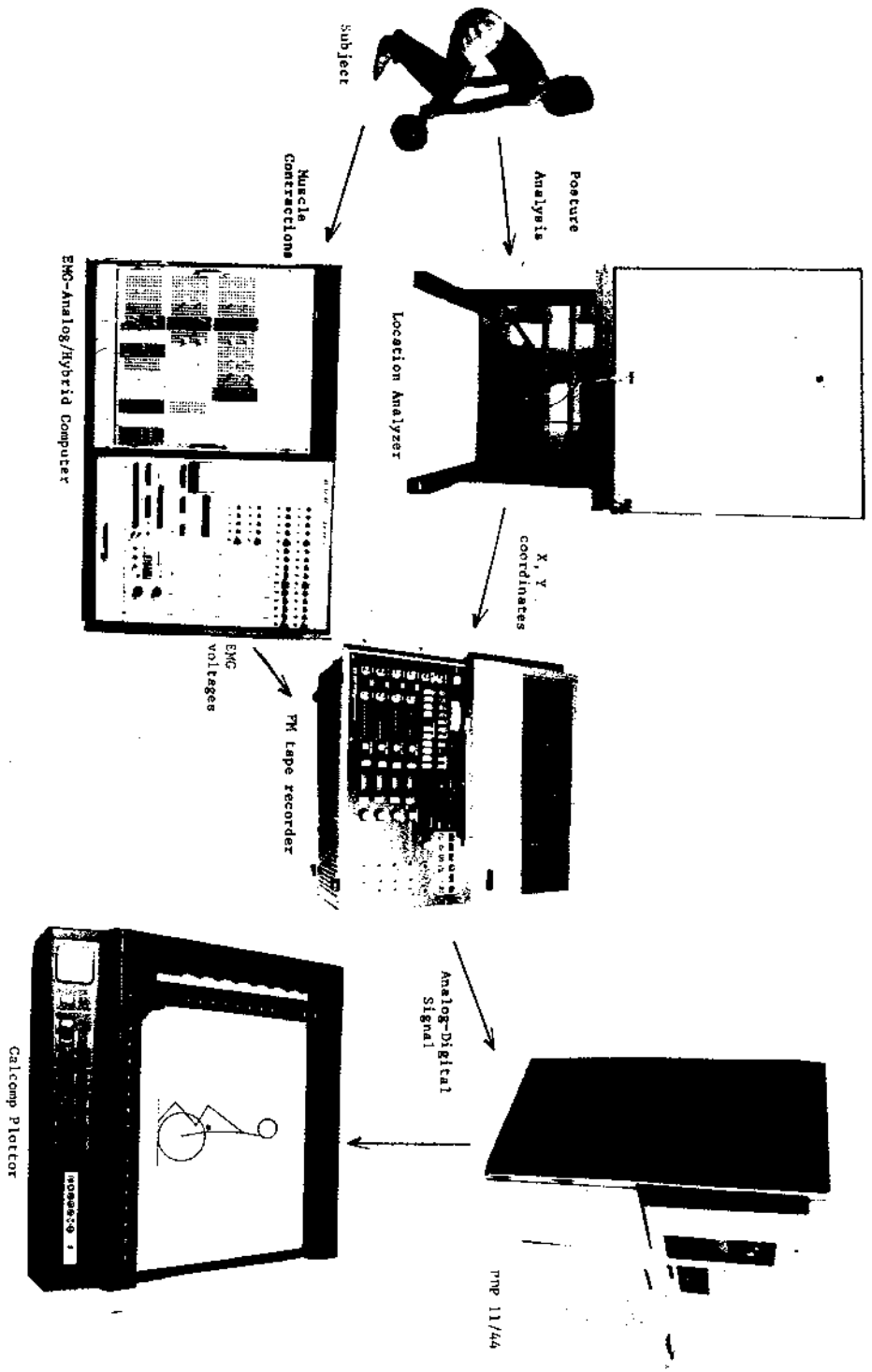


Figure 2. Layout of Equipment

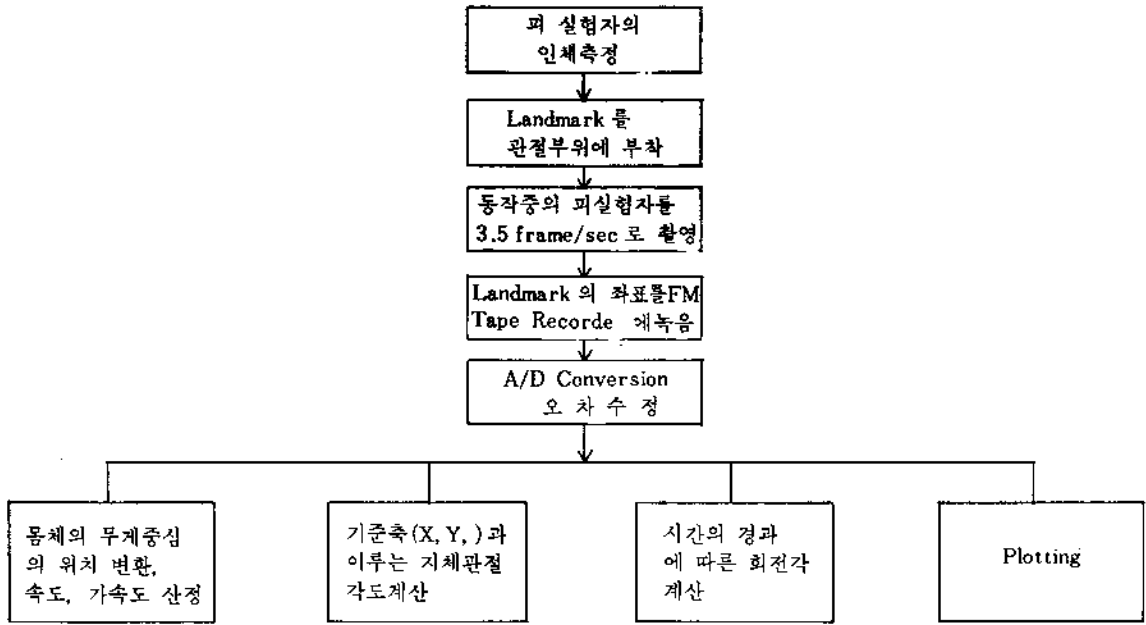


Figure 3. Flow Diagram for the Film Analysis

3 - 3. EMG分析(Analysis of EMG)

表面電極을 11개 筋肉의 中心部分(muscle belly)에 附着하고, 各 筋肉의 基準 整流電壓(base amplitude), 測定誤差修正(calibration), 電壓 增幅率(amplification factor) 등을 定하였다. EMG 電極의 附着位置는 各 筋肉이 收縮될 때 나타나는 突出部位와 人體解剖圖面을 利用하여 決定되었다.

皮膚와 電極間에 發生하는 電壓差를 最小로 減이기 위하여 附着部位 筋肉의 洗滌과 皮膚附着後 電極의 熟成過程(aging of electrode; 約30分)이 先行되었으며, 附着된 電極間의 間隔은 3 cm 以上으로

하였다.

測定된 EMG 信號 역시 寫眞分析의 경우와 마찬가지로 A/D converter 를 통하여 係數化(digitize)되어 電子計算機內의 disk 에 貯藏이 이루어졌다.

이와 같은 節次를 통한 分析으로부터 (1) 力道選手의 13個 基準點을 基礎로 지렛대 模型(link segment model)을 利用한 連續 力道動作의 圖式化(graphic representation) (Figure 4 參照), (2) 11個 筋肉의 EMG 電壓測定 및 連續 力道動作에 따른 各 筋肉의 EMG 變化推移(Figure 5 參照)가 分析, 圖式化되었다.

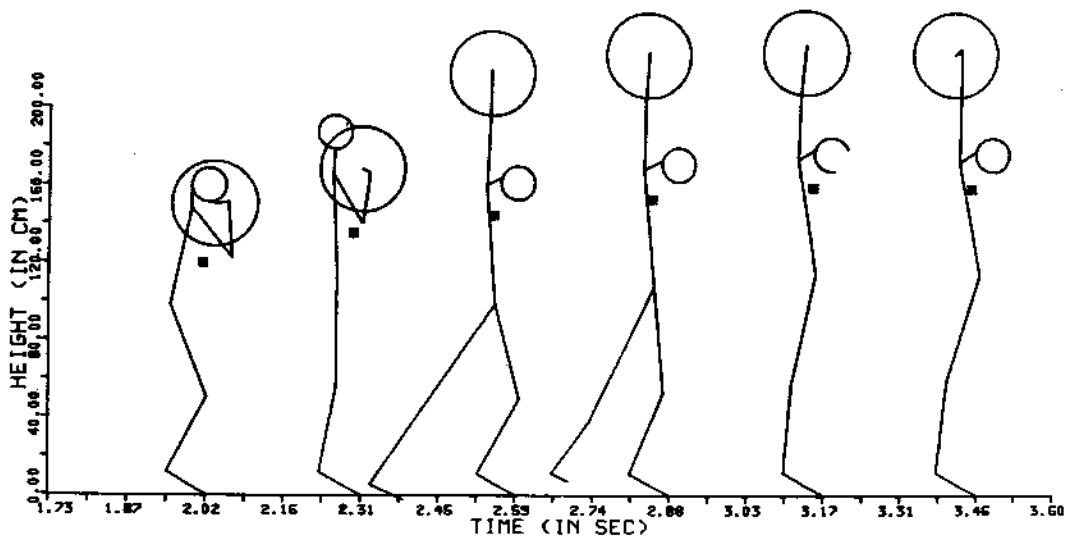
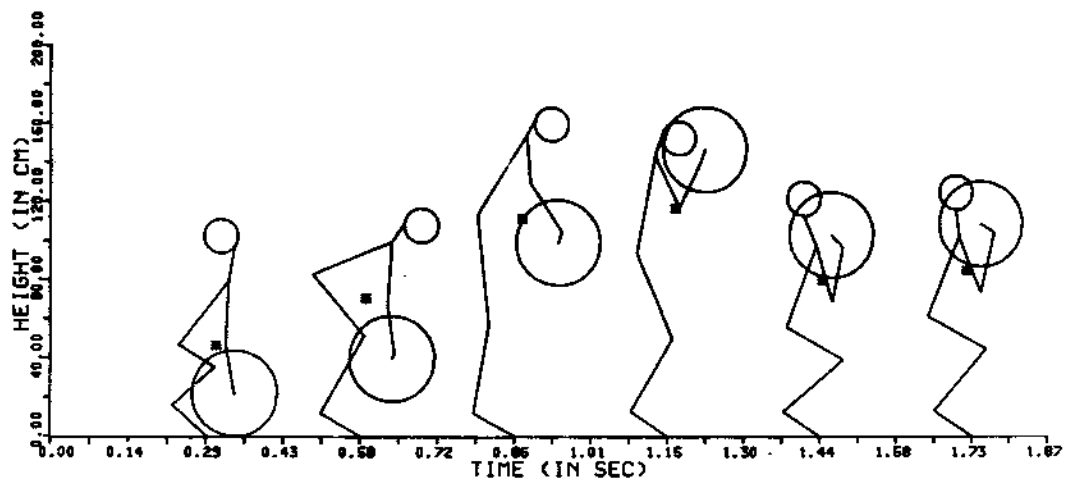


Figure 4. Graphic Representation of a Weight Lifting Sequence

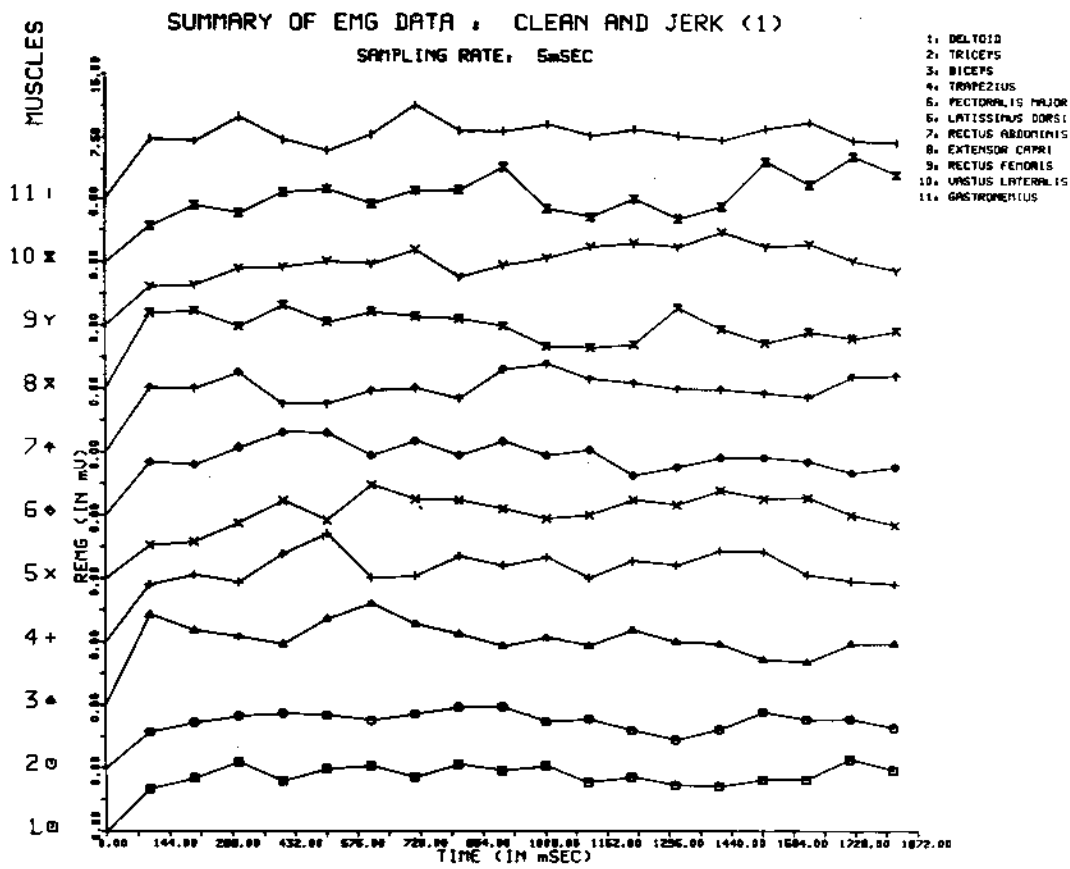


Figure 5. Transitions of EMG Amplitude with Time.

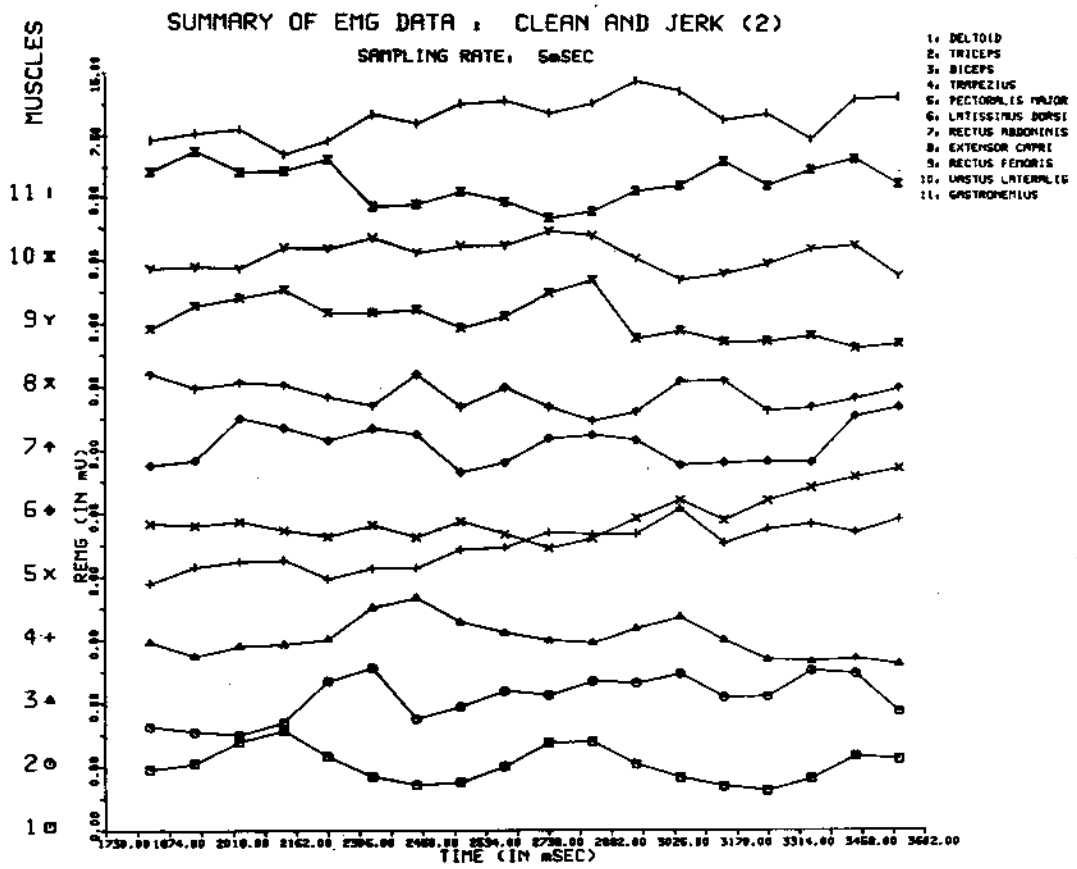


Figure 5. (Continued)

4. 分 析

力道動作에 動員되는 11個 筋肉群(Figure 1 參照)의 EMG電壓을 分析하여, 力道動作의 各 姿勢別 主動筋(primary muscle at a specific posture)이 分散分析(有意水準 $p < 0.1$)을 통하여 把握되었다(Table 2 參照). 例를 들어 力道動作의 初期段階인 0 ~ 100 msec. 사이에는 上腕二頭筋(Biceps), 大胸筋(Pectoralis major) 및 腓腹筋(Gastrocnemius) 등이 主로 動員되고 있음을 볼 수 있다. 즉 이 Table 에 의하여 力道動作의 主動筋의 把握과 動員狀態를 推定할 수 있다.

앞서 定義한 바 있는 力道競技의 四段階 動作에서 各 段階別 主動筋($p < 0.1$)을 要約하면 Table 3 과 같다. 例를 들어, 추켜잡히기(2nd pull)와 일어서기(stand up)段階에서 가장 많은 筋肉群이 動員되고 있음을 알 수 있다. (上腕二頭筋, 僧帽筋, 大胸筋, 腹直筋, 요수근, 大腿直筋, 外側廣筋, 腓腹筋) 또한 三角筋(Deltoid), 上腕三頭筋(Triceps), 廣背筋(Latissimus dorsi)에 比하여 僧帽筋(Trapezius), 上腕二頭筋(Biceps) 등이 力道競技에서 가장 重要한 役割을 擔當하는 主動筋임을 알 수 있다.

또한 EMG 電極(electrodes) 으로부터 特定時間에

各 筋肉에서 放出하고 있는 EMG 電壓水準(發揮筋力의 水準과 關聯)을 各筋肉이 同一한 姿勢에서 放出할 수 있는 最大 EMG電壓(最大筋力과 關聯)과 比較하면, 特定한 動作姿勢에서 各 筋肉이 擔當하는 發揮筋力 比率를 推定할 수 있다. (Figure 6 參照). 例를 들어 Figure 6-a에 나타난 바와같이, 動作開始以後 0.571秒가 지난 時間에는 요수근(Extensor carpi)이 最大 EMG電壓(11.54mV)의 84%에 該當하는 9.68mV를 나타내어(Figure 6-a의 口表示部分), 主動筋中 限界電壓에 가장 接近하고 있음을 알 수 있다. 即 이 姿勢에서 力道の 重量을 增加시켰을 때 가장 먼저 限界能力에 到達하는 筋肉은 요수근이라는 것을 推定할 수 있다. 같은 方法으로 動作開始以後 0.857秒가 經過한 以後는 大腿直筋(Rectus femoris)이 限界筋肉이 되고 있음을 볼 수 있다. (Figure 6-b의 口表示部分).

이와같이 EMG電壓으로부터 最大筋力, 發揮筋力, 筋力比率 등을 推定함으로써 選手의 매일매일의 練習에 對한 力學的, 生理的 變化內容이 定量的으로 把握될 수 있으며, 나아가서는 記錄이 좋은 選手와 新人選手를 比較함으로써 記錄接近 可能性, 訓練過程, 選拔過程 등에 本 研究가 活用될 수 있다.

Table 3. Significant Muscles in Each Lifting Stage

근육명	단계	끌어올리기	추켜잡히기	앉아받기	일어서기
삼 각 근					
상원삼두근					
상원이두근		○	○		○
승 모 근		○	○	○	○
대 흉 근				○	○
광 배 근					
복 직 근			○		
요 수 근		○	○		
대퇴직근			○	○	
외측광근			○		○
비 복 근				○	○

○는 유의한 차($p < 0.1$)를 나타낸다.

Table 2. Primal Muscle Groups during Clean and Jerk Motion

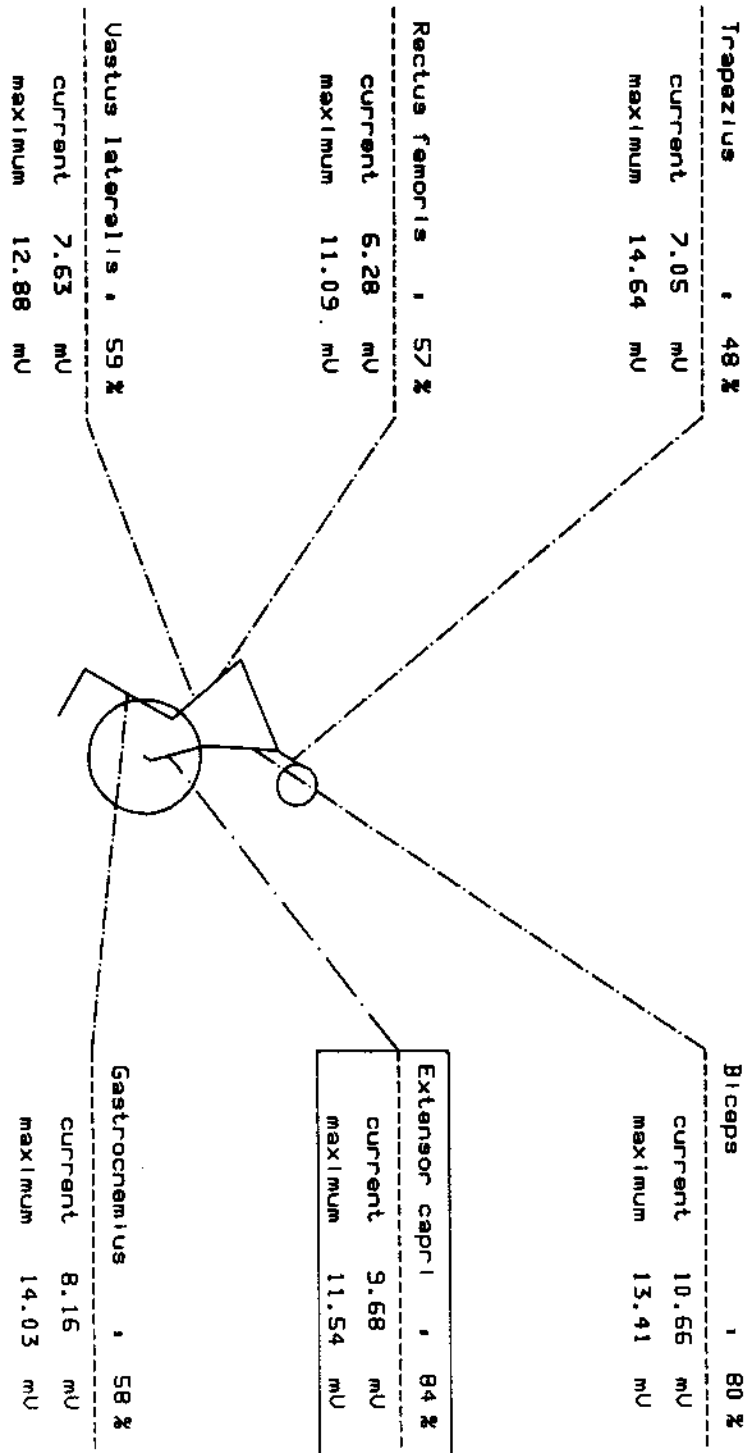
 ** SIGNIFICANT MUSCLES IN EACH TIME ** (P < 0.1)

TIME	D	TR	B	T	P	L	R	E	RF	V	B	
0 msec - 100 msec	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	1	D : 삼각근
100 msec - 200 msec	0	0	0	1	0	0	1	1	1	0	1	TR : 상완삼두근
200 msec - 300 msec	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	B : 삼완이두근
300 msec - 400 msec	0	0	1	1	0	1	0	1	1	0	0	T : 승모근
400 msec - 500 msec	0	0	1	1	0	1	0	0	0	0	0	P : 대흉근
500 msec - 600 msec	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	L : 광배근
600 msec - 700 msec	0	0	1	0	1	0	0	1	0	0	0	R : 복직근
700 msec - 800 msec	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	E : 요수근
800 msec - 900 msec	0	0	1	0	0	0	1	1	0	0	0	RE : 대퇴적근
900 msec - 1000 msec	0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	V : 외후광근
1000 msec - 1100 msec	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	G : 비복근
1100 msec - 1200 msec	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	
1200 msec - 1300 msec	0	0	1	0	0	0	0	1	1	0	0	
1300 msec - 1400 msec	0	0	0	1	0	0	0	1	1	0	0	
1400 msec - 1500 msec	0	0	0	1	0	0	0	1	1	0	0	
1500 msec - 1600 msec	0	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0	
1600 msec - 1700 msec	0	0	0	1	0	0	1	0	0	1	1	
1700 msec - 1800 msec	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1	
1800 msec - 1900 msec	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	
1900 msec - 2000 msec	1	0	0	1	0	0	0	0	1	1	1	
2000 msec - 2100 msec	1	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	
2100 msec - 2200 msec	0	0	0	0	1	0	0	0	1	1	1	
2200 msec - 2300 msec	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	
2300 msec - 2400 msec	0	0	0	0	0	1	1	0	1	1	1	
2400 msec - 2500 msec	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	1	
2500 msec - 2600 msec	0	0	0	1	1	0	0	0	1	0	1	
2600 msec - 2700 msec	1	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	
2700 msec - 2800 msec	1	0	0	0	1	0	0	1	0	0	1	
2800 msec - 2900 msec	0	0	1	0	0	1	0	1	0	0	1	
2900 msec - 3000 msec	0	1	1	0	1	0	0	0	0	0	1	
3000 msec - 3100 msec	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	1	
3100 msec - 3200 msec	0	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	
3200 msec - 3300 msec	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	1	
3300 msec - 3400 msec	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	
3400 msec - 3500 msec	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	
3500 msec - 3600 msec	0	0	0	1	0	1	0	1	0	1	0	

1 : 주로 동원되는 근육

CLEAN AND JERK (0.571 sec) : 1st pull 1

GAIN : 1

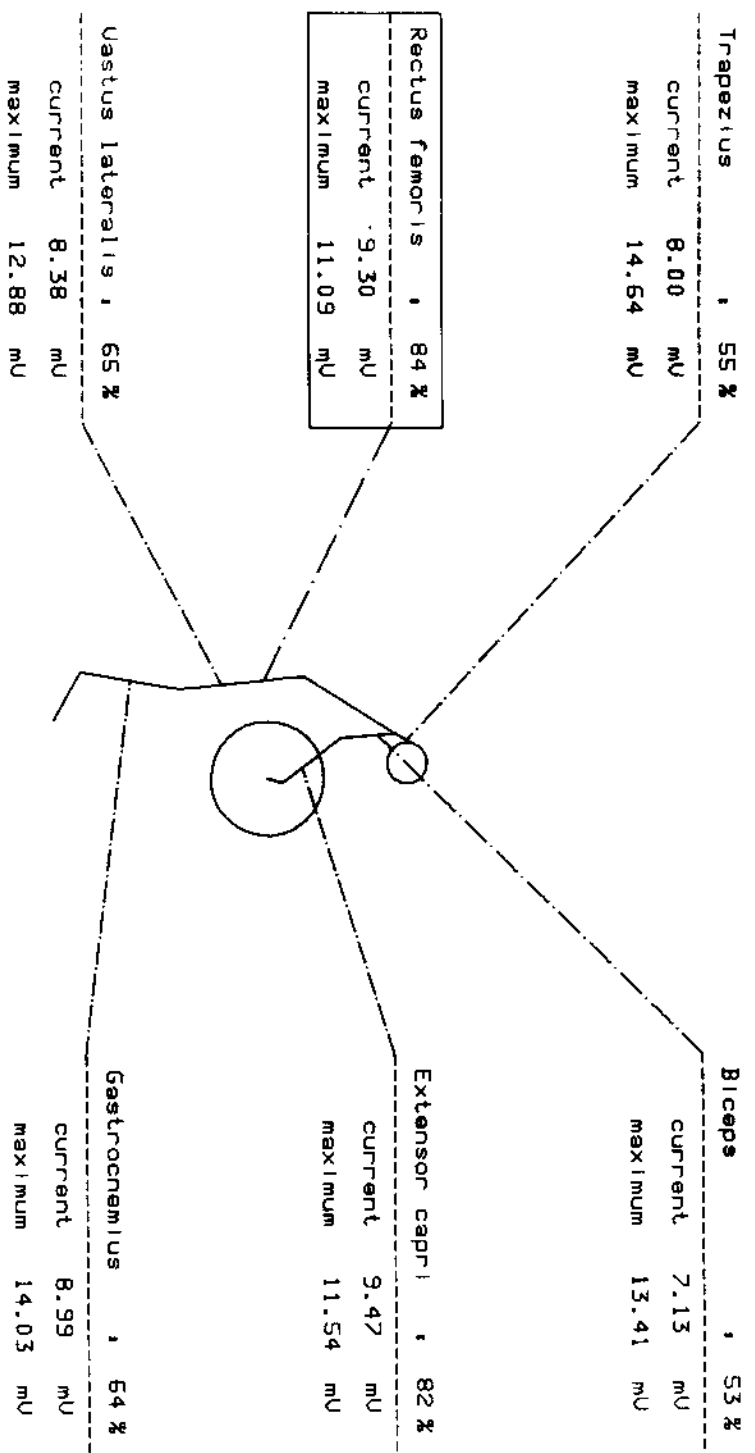


a. 1st pull (0.571 sec)

Figure 6. Extended EMG's vs. Maximum EMG's at 6 Major Muscles during Clean and Jerk Motion

CLEAN AND JERK (0.857 sec) : 2nd pull 1

GAIN : 1



b. 2nd pull(0.857 sec)
Figure 6. (Continued)

CLEAN AND JERK (1.429 sec) : Lock out

GAIN : 1

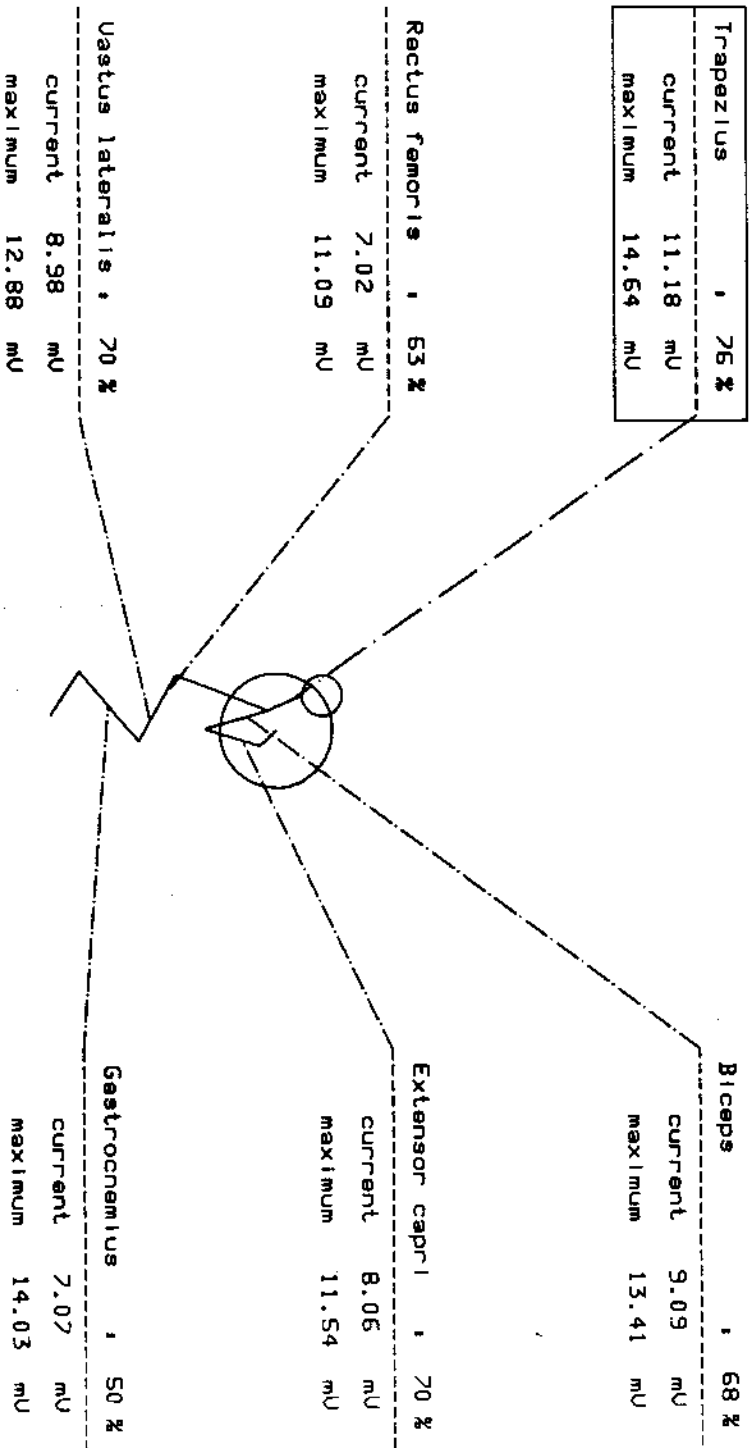
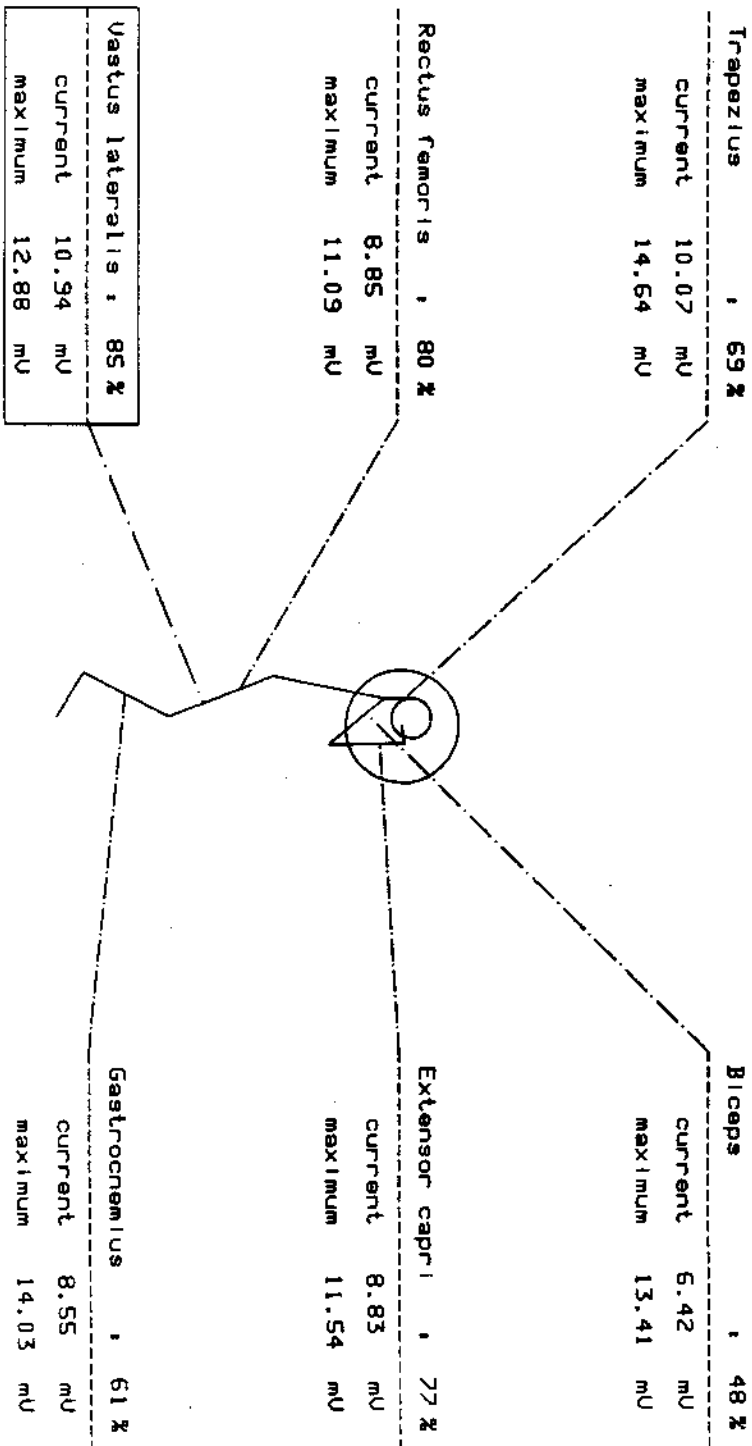


Figure 6. (Continued)
c. lock out(1.429 sec)

CLEAN AND JERK (2.000 sec) : Stand up

GAIN : 1



d. stand up(2.0 sec)
Figure 6. (Continued)

5. 討議 및 追後 研究課程

本 研究에서 다른 高眞分析和 EMG分析의 電算化 實驗過程을 통하여 다음과 같은 事項을 要約할 수 있다.

(1) 本 研究 結果로부터 特定 瞬間動作(高眞分析)에서의 筋力發揮度(最大 EMG電壓: 관찰된 動作瞬間의 EMG電壓)를 推定함으로써, 限界筋肉(limiting muscle)의 把握이 可能하며,

(2) 記錄이 좋은 代表的인 力道選手의 姿勢와 EMG 電壓分析을 통하여, 一般選手의 科學的 訓練方法에 對한 指針과 選手의 最大記錄 豫測이 可能하다.

以上の 研究結果가 力道競技의 訓練 및 指導에 直接 應用되기 위하여

(1) 直接測定裝置(e. g., Goniometer)와 發振基準點(oscillatory landmark)의 身體附着 및 測定方法을 開發하여 寫眞攝影-現像-스라이드投射過程을 省略하

고,

(2) 이에 따른 完全同時實驗(on-line experiment)을 이루어 現場應用에 必須要件인 容易性 및 簡便性을 確保하고,

(3) 動作姿勢(lifting posture)의 生體學力的 分析(biomechanical analysis)프로그램의 開發, 加速測定裝置(accelerometer)를 應用한 筋肉 收縮速度와 筋力(speed of shortening vs. muscle force)의 關係 把握을 거쳐,

(4) 主要 關節의 反應토크(reactive torque)와 限界토크(maximum allowable torque), 該當記錄 등을 分析하여, 選手 個人別 動作의 最適姿勢, 最適速度, 集中訓練部位 및 限界筋肉群 등을 把握한 後,

(5) 以上の 過程을 反復訓練에 適用하고, 資料의 現場分析方法 開發을 위한 補完研究가 繼續되어야 한다.

參 考 文 獻

- [1] 김영길, 컴퓨터를 이용한 인체동작의 분석(An Analysis of Human Motion Using Computer-aided Location Analyzer), 서울대학교 공학석사학위논문, 1983.
- [2] 문교부, 역도, 체육교육자료 총서 50, 197.
- [3] 박찬홍, 역도 스내치동작의 생체역학적 분석, 스포츠과학 연구보고서, Vol.18, No. 1, pp.45-46, 1981.
- [4] 이면우, 장원경, 성덕현, 정의승, 윤창선, EMG를 이용한力道競技의 選拔과 訓練基準에 關한 生體力學的 研究-體系的 接近을 爲한 電子計算機 利用方案, 서울대학교 공과대학 생산기술연구소, 1983.
- [5] 장원경, 인체동작의 EMG 측정 및 사진분석의 전산화 연구(Computerized Integrations for EMG and Film Analysis in Human Lifting Motion), 서울대학교 공학석사학위논문, 1983.
- [6] Barney, L. V., Biomechanics of Human Motion, W. B. Sanders Company, 1977.
- [7] Boulange, E., and Vigreux, B., "Muscular Fatigue and Rate of Tension Development," *Eur. J. Appl. Physiol.*, Vol. 41, pp.17-25, 1979.
- [8] Boysen, J. P., Francis, P. R., and Thomas, R. A., "Interactive Computer Graphics in the Study of Human Body Motion under Free-fall Conditions," *J. Biomech.*, Vol. 10, pp. 783-787, 1977.
- [9] Cappozzo, A., Leo, T., and Pedotti, A., "A General Computing Method for the Analysis of Human Locomotion," *J. Biomech.*, Vol. 8, No. 5, pp. 307-320, 1975.
- [10] Chaffin, D. B., Lee, M. W., and Freivalds, A., "Muscle Strength Assessment from EMG Analysis," *Med. Sci. Sports Exercise*, Vol. 12, No. 3, pp. 205-211, 1980.

- [11] Dainis, A., "Whole Body and Segment Center of Mass Determination from Kinematic Data," *J. Biomech.*, Vol. 13, pp. 647-651, 1980.
- [12] Dapena, J., "An Interactive Graphics Package for Calculating Cross-sectional Properties of Complex Shapes," *J. Biomech.*, Vol. 13, pp. 59-64, 1980.
- [13] De Luca, C. J., "Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals," *IEEE Trans. Biomed. Eng. BME*, Vol. 26, No. 6, pp. 313-325, 1979.
- [14] Kairento, A. L., and Hellen, G., "Biomechanical Analysis of Walking," *J. Biomech.*, Vol. 16, No. 10, pp. 671-678, 1981.
- [15] Komi, P. V., and Viitasalo, J. H. T., "Signal Characteristics of EMG at Different Levels Muscle Tension," *Acta Physiol. Scand.*, Vol. 96, pp. 267-276, 1976.
- [16] Lee, M. W., "A Stochastic Model of Muscle Fatigue in Frequent Strenuous Work Cycle," *Ph. D. Dissertation Univ. of Michigan, University Microfilm, Inc.* Ann Arbor, Michigan, 1979.
- [16] McComas, A. J., Fawcett, P. R. W., Campbell, M. J., and Sica, R. E. P., "Electrophysiological Estimation of the Number of Motor Units within a Human Muscle," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, Vol. 34, pp. 121-131, 1971.
- [18] Milner-Brown, H. S., and Stein, R. B., "The Relation between Surface EMG and Muscle Force," *J. Physiol.*, Vol. 246, pp. 549-569, 1975.
- [19] Mote, Jr. C. D., and Lee, C. W., "Identification of Human Lower Extremity Dynamics in Torsion," *J. Biomech.*, Vol. 15, No. 3, pp. 212-222, 1982.
- [20] Rasche, P. J., and Burke, R. K., *Kinesiology and Applied Anatomy*, Lea & Febiger, 1978.
- [21] Roebuck, Jr. J. A., Kroemer, K. H. E., and Thomson, W. G., *Engineering Anthropometry Methods* John Wiley & Sons, 1975.
- [22] Winter, D. A., *Biomechanics of Human Movement*, John Wiley & Sons, 1979.