한국운동역학회지, 2005, 제15권 4호, pp. 105-115
Korean Journal of Sport Biomechanics
2005, Vol. 15, No. 4, pp. 105-115

테니스 포핸드 스트로크 동안 스탠스 조건에 따른 3차원 운동학적 분석

3-D Kinematic Analysis According to Stance Patterns During Forehand Stroke in Tennis

최지영*(연세대학교)
Choi, Ji Young*(Yonsei University)

ABSTRACT

J. Y. CHOI, 3-D Kinematic Analysis according to Stance Patterns during Forehand Stroke in Tennis, Vol. 15, No. 4, pp.105-115, 2005. Recently among several tennis techniques forehand stroke has been greatly changed in the aspect of spin, grip and stance. The most fundamental factor among the three factors is the stance which consists of open, square and closed stance. The purpose of this study was to investigate the relations between the segments of the body, the three dimensional anatomical angle according to open, close, and square stance patterns during forehand stroke in tennis. For the movement analysis three dimensional cinematographical method(APAS) was used and for the calculation of the kinematic variables a self developed program was used with the LabVIEW 6.1 graphical programming(Johnson, 1999) program. By using Eular's equations the three dimensional anatomical Cardan angles of the joint and racket head angle were defined.

In conclusion, the first hypothesis,"In three dimensional maximum linear velocity of racket head would be significant difference among the stance patterns during forehand stroke in tennis"was rejected.

The second hypothesis, "In three dimensional anatomical angular displacement of trunk would be significant difference among the stance patterns during forehand stroke in tennis"was rejected and the result showed that the internal-external rotation showed most important role among the three dimensional anatomical angular displacement of trunk

The third hypothesis, "In three dimensional anatomical angular displacement of upperlimb would be significant difference among the stance patterns during forehand stroke in tennis"was rejected and the result showed that The three dimensional anatomical angular displacement of shoulder joint showed most important role in forehand stroke. Flexion-extension and internal-external rotation the open stance showed the largest angular displacement and is follwed by square stance and closed stance.

The fourth hypothesis, "In three dimensional anatomical angular velocity of upperlimb would be significant difference among the stance patterns during forehand stroke in tennis"was rejected and the result showed that X-axis angular velocity and Z-axis angular velocity the square stance showed the largest angular velocity of the trunk and X-axis angular velocity and Y-axis angular velocity the closed stance showed the largest angular velocity of the shoulder joint

KEYWORDS: FOREHAND STROKE, STANCE, CARDAN ANGLE

* uncle@yonsei.ac.kr

Ⅰ. 서 론

1. 연구의 필요성

현대적인 포핸드와 전통적인 포핸드 사이에는 여러 측면에서 차이가 있다. 하지만 가장 차이가 나는 것 중의 하나는 스트로크 중에 수행하는 선수들의 스탠스이다. 전통적인 포핸드에서는 양발을 네트에 수직으로 놓기 때문에 스퀘어 스탠스(square stance)라고 하며, 또 다른 형태의 포핸드는 양발이 네트에 평행하기 때문에 오픈 스탠스(open stance)라고 한다. 포핸드 스트로크를 할 때 발을 놓는 다른 방법도 있다. 클로즈드 스탠스(closed stance)는 앞발이 뒷발 앞을 가로질러 비스듬하게 놓는 것이고 반쯤 열린(semi-open stance) 스탠스는 공을 맞추는 지점에 더 가까운 발이 다른 발보다 약간 더 뒤에 놓이는 것이다. 클로즈 스탠스는 초기에 가르치는 것일지라도 (1)달려가면서 쳐야 할 때 (2)방어적인 포핸드를 할 때 (3)볼이 앞에서 바운드가 잘 되어 네트로 다가갈 때 이런 형태의 포핸드는 긴박한 상황에서만 이용하고 보통 스트로크를 할 때에는 별로 효과적이지 않다는데 일반적으로 의견이 일치한다. 포핸드 그라운드 스트로크를 정확히 하기 위해서는 포워드 스윙 및 기타 기본 동작이 얼마만큼 정확하게 이루어지느냐에 달려 있다. 그 중 제일 중요한 것은 정확한 임팩트 지점에서는 손목의 고정, 민첩한 풋 워크 등이 정확하게 이루어져야 하며 특히 라켓의 가속도는 최대값을 가져야 한다(서국웅, 1991). 이러한 임팩트 지점을 치는 사람마다 그 시각 능력의 차이로 인하여 다르게 되어 라켓이 최대로 가속화되는 지점도 다르게 된다. 이러한 테니스 포핸드 스트로크를 대상으로 한 연구는 주로 동작 분석, 지면반력연구, 근전도, 스윙시 라켓헤드 속도에 대한 분절들의 기여도분석 등이 있다(서국웅,1989; 이중숙,1989).

강영택(2000)은 테니스 포핸드의 밀어치기 타법과 때려치는 타법의 두 가지 유형을 3차원 영상분석한 결과 크로스 스탠스의 밀어치는 타법을 구사하는 그룹은 체중을 뒤에서 앞으로 이동하여 직선운동을 위주로 한 타법을 구사하며, 오픈 스탠스의 때려치는 타법을 구사하는 그룹은 어깨와 허리의 회전을 이용한 타법을 구사하여 직선운동 보다 회전운동에 보다 더 큰 비중을 두고 있는 것으로 보고하였다. 또한 타구의 정확한 타이밍을 맞추기 위해서 임팩트 직전에 힘을 조절하기 위해 임팩트시 속도가 감소한 것으로 보고하였다.

테니스 포핸드 스트로크시, 라켓헤드 속도를 증가시키기 위한 분절들의 기여도 분석 연구는 김신회(1995), 강상학(2002), 정철수, 임규찬(1993)에 의하여 이루어져 왔으나, 그 결과가 연구자에 따라 서로 상반되는 결과는 제시하고 있다. 정철수, 임규찬(1993)은 테니스 포워드 스윙 패턴이 서로 다른 single unit 스윙과 multi-segment 스윙에 숙련된 남자 선수를 대상으로 두 가지 스윙 패턴의 라켓 속도의 기여 요인을 비교한 결과 multisegment 스윙 패턴과 single unit 스윙 패턴간에는 라켓 속도의 차이는 없었지만 분절 기여도는 다른 경향을 보였다고 보고하였다.

Plagenhoef(1979)은 볼이 라켓 중심을 벗어나서 임팩트 되었을 때 라켓의 회전을 막기 위해서는 그립을 단단하게 잡는 것이 그립을 가볍게 잡았을 때 보다 임팩트 이후 볼 속도가 증가 한다고 하였다.

Baker & Putnm(1979)은 라켓 그립을 고정하는 방법에 따라 임팩트 이후 볼 속도와 손에 전달되는 힘의 크기는 거의 차이가 없다는 이론을 발표하였다. Brody (1979), Watanabe(1979)은 실험 연구를 통하여 임팩트 후 볼 속도와 손에 전달되는 힘의 크기는 라켓 그립을 고정한 상태와 프리 스텐딩 자세에서 거의 차이가 없다고 하였다. 이것은 Baker & Putnam(1979)이 결과와 일치하고 있다.

앞선 선행연구들 중 테니스 포핸드 스트로크 시 스탠스에 주된 관점을 두고 분석한 연구는 극히 제한적이라고 할 수 있다. 또한 전통적인 포핸드가 스퀘어 스탠스를 강조하였다면 현대적인 스탠스는 오픈 스탠스를 지향하고 있는 만큼(Roetert, & Groppel, 2001),

오픈 스탠스에 따른 3차원 운동학적 분석이 필요한 실정이다, 따라서 본 연구의 목적은 테니스 포핸드 스트로크 동작을 오픈 스탠스, 클로우즈 스탠스, 그리고 스퀘어 스탠스 조건에 따른 3차원 영상분석방법을 적용하여 라켓헤드의 3차원 변위 및 속도, 중요관절의 해부학적 3차원 각변위 등 기초적인 자료를 제공하는데 있다.

2. 연구의 가설

본 연구의 목적을 달성하기 위해 스탠스 조건에 따른 테니스 포핸드 스트로크에 대해 다음과 같이 네 가지 연구의 가설이 설정되었다.

1) 포핸드 스트로크 동안 모든 스탠스의 조건에서 테니스 라켓헤드의 3차원속도에 차이가 있을 것이다.

포핸드 스트로크 동안 모든 스탠스의 조건에서 테니스 라켓헤드의 3차원속도에 차이가 있을 것이다.

2) 포핸드 스트로크 동안 모든 스탠스의 조건에서 상체의 3차원 각변위에 차이가 있을 것이다.

3) 포핸드 스트로크 동안 모든 스탠스의 조건에서 상지관절의 3차원 각변위에 차이가 있을 것이다.

4) 포핸드 스트로크 동안 모든 스탠스의 조건에서 상체와 어깨관절에서 3차원 각속도 변인에 차이가 있을 것이다.

II. 연구 방법

1. 실험대상자

본 연구를 위하여 6명의 고등학교 남자 테니스선수가 실험대상자로 자원하였으며, 실험대상자들의 평균키는 176.7±2.08cm, 평균 몸무게는 65.7±3.79kg, 평균 선수경력은 6.3±0.58년 이었다.

2. 영상데이터의 수집

영상자료를 얻기 위한 실험은 Y대학교의 클레이 테니스 코트에서 두 대의 디지털비디오 카메라를 설치하여 동작을 촬영하였으며, 테니스공을 테니스 코트의 서비스 라인을 지난 센터 마크 지점에 연속적으로 공급해 주면서 대상들에게 파워 있고 정확하게 정지동작이 없이 연속적으로 동작을 실시하도록 요구하였다. 정확성에 대한 목표는 프론트 코트 지역이었다. 이 지역의 네모 안에 성공하지 못한 시기는 연구에 포함시키지 않았으며, 분석에 포함한 시기는 5회로 하였다.

실험에 앞서 각 대상자들은30분 정도의 충분한 연습을 수행한 후 본 실험에 임하였다. 영상분석시 필요한 분절좌표계(segment reference system)를 생성하는데 사용되어지는 해부학적 경계점을 쉽게 알아보기 위하여 피험자들은 연습용 반바지만을 착용하게 하고, 각 인체 해부학적 경계점에는 반사용 마커(reflection marker)를 부착한 후, 2 대의 디지털비디오카메라로 촬영하여 영상자료를 수집하였다. 영상분석을 위하여 2대의 6mm 디지털비디오카메라의 광학축(optical axis)이 동작수행 지역과 교차하도록 동작수행 시상면을 기준으로 좌측에 각각 설치하였다. 이 때 2대의 디지털비디오카메라의 동조를 위하여 직접 제작하여 만든 디지털 방식의 동조 타이머(TIMER)를 사용하였다. 동작수행 지역의 중앙 지점과 비디오 카메라의 거리는 좌측 4.70m, 우측 4.35m 하였으며, 이 때 두 카메라 사이의 거리는 4.40m로 하였다. 비디오 카메라의 촬영속도는 60 frames/sec의 촬영속도를 적용하였다. 이렇게 촬영된 영상자료는 비디오 편집기 통하여 재생한 영상을 iomega사의 Buz- motion capture card와 Ariel capture 프로그램을 사용하여 분석하였다. 해부학적 경계점의 3차원 공간 좌표를 계산하기 위해 8개의 통제점(control point)을 갖는 3차원 좌표측정대(three-dimensional calibration frame)를 동작 수행지역에 1.00m ×2.00m ×2.00m의 직사면체 공간이 이루어질 수 있도록 설치하여 촬영한 후 제거하였다.

3. 계수화작업

자료의 수집과정에서 얻어진 영상 데이터를 avi화일로 전환시킨 후 Ariel Digi4 Program를 사용하여 계수화하였다. 비디오 분석기를 통해 컴퓨터와 연결된 모니터 위에 영사시켜 인체표면에서 확인할 수 있는 19개의 해부학적 경계점과 5개의 라켓마커와 볼, 그리고 1개의 기준점을 수치화하였다. 순간적으로 보이지 않는 마커

는 앞뒤 프레임을 반복 관찰하여 보간법을 사용하여 처리하였다. 양쪽 비디오 카메라에서 얻어진 영상자료의 해부학적 경계점 2차원 좌표값과 같은 장면에서 촬영된 기준척의 통제점군들 가운데 선택된 8개의 통제점 좌표값, 그리고 8개의 통제점의 실측치를 이용하여 DLT (Direct Linear Transformation)방법(Abdel-Aziz & Karara, 1971)을 사용하여 해부학적 경계점의 3차원 공간 좌표 값을 얻었다. 이 때 통제점 값은 통제점 군을 5번 수치화한 값의 평균값을 사용하였다.

4. 평활화 및 시간 축의 정규화

이렇게 얻어진 해부학적 경계점의 3차원 공간 좌표값을 Second-Order Butterworth Low-Pass Filter(Winter, 1990)를 이용하여 평활화(smoothing) 하였다. 이 때, 원(raw) 테이타 값이 가능한 변형되지 않도록 각 분절들의 선형속도 값들의 곡선형태를 살펴보면서 표본 주파수(sampling frequency)와 차단 주파수(cutoff frequency)의 비율이 가장 적절하다고 나타난 비율 10이 되도록 6Hz 의 차단주파수를 선택하였다. 테니스 백핸드 스트로크 동작시 백스윙 탑부터 팔로우스루 까지 동작시간을 기준으로 시간축은 Reinschmidt(1996)에 의하여 제시된 3차 스플라인 보간법(cubic spline interpolation)을 이용하여 시간 축을 100%로 정규화(normalization)하였다.

5. 컴퓨터 소프트 웨어를 이용한 운동학적 자료의 획득

이러한 과정을 거쳐 얻은 3차원 좌표 값은 LabVIEW 6.1 (Laboratory Virtural Instrument Engineering Workbench) graphical programming (Johnson, 1999)을 사용하여 직접 작성한 프로그램을 이용하여 운동학적 자료를 계산하였다.

6. 통계처리

본 연구에서의 실험결과 처리는 SPSS 10.0 for Windows 통계 package를 사용하였으며, 측정항목의 모든 자료는 평균과 표준편차로 산출하였다. 테니스 포핸드 스트로크 동작의 각 스탠스별 차이는 One-way ANOVA for repeated measurement를 통해 검증하였다. 이때 통계의 유의도 수준은 ㅁ=.05로 설정하였으며 각 유형별 사후검증은 Scheffé 방법을 사용하였다.

III. 결과 및 논의

본 연구의 결과 테니스 스탠스 조건에 따른 테니스 포핸드 스트로크 동작의 3차원 운동학적 변인은 라켓헤드의 중심 이동궤적과 라켓헤드 중심의 3차원 속도에 대하여 살펴본 후, 테니스 스윙동작의 백스윙 탑, 포워드 스윙 구간, 임팩트순간, 팔로우스루 구간에서의 중요관절의 3차원 해부학적 각도의 변화에 대하여 살펴보았다.

1. 시간요인

테니스 포핸드 스트로크의 전반적인 시간요인에 대하여 살펴보면 전체동작 시간요인 <표-1>은 오픈 스탠스의 경우 0.61±0.08sec가 소요되었으며, 백스윙 탑에서 임팩트까지 0.37±0.09sec가 소요되는 것으로 나타났으며, 클로우즈 스탠스의 경우 0.52±0.08sec, 백스윙 탑에서 임팩트까지 0.27±0.06sec가 소요되었다. 스퀘어 스탠스의 경우 전체동작 시간요인은 0.58±0.07sec가 소요되었으며, 백스윙 탑에서 임팩트까지 0.33±0.06sec가 소요되었다. 전체스윙동작 구간을 100%로 환산했을 경우 백스윙 탑에서 임팩트까지는 오픈 스탠스의 경우 60%구간, 클로우즈 스탠스 52% 그리고 스퀘어 스탠스 57% 구간에 나타나 통계적으로 유의한 차이를 나타내지는 않았지만 클로우즈 스탠스, 스퀘어 스탠스 그리고 오픈 스탠스 순으로 임팩트가 이루어지는 것으로 나타났다.

<표 1> 스탠스 조건에 따른 시간요인

(단위 : sec)

동작유형	전체시간	임팩트
open	0.61±0.08	0.37±0.09
close	0.52±0.08	0.27±0.06
square	0.58±0.07	0.33±0.06
F-value	2.181	2.655

* $p<0.05$

2. 테니스 라켓헤드의 3차원 변위 및 속도

<표 2> 라켓헤드의 3차원속도

(단위 : m/sec)

동작유형	X	Y	Z
open	10.77±5.69	1.11±8.75	6.66±5.80
close	13.67±3.81	-1.91±7.48	7.39±4.68
square	13.97±2.62	-1.29±5.14	8.65±4.08
F-value	1.041	0.288	0.254

* $p<0.05$

<표-2>는 라켓헤드의 임팩트시 X, Y, Z방향의 속도를 나타낸 것으로 임팩트시 스탠스에 따른 라켓헤드의 3차원 속도는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났으나 클루우즈스탠스 조건에서 가장 큰 값을 나타내고 있다. 오픈 스탠스와 클로우즈 스탠스의 X방향의 속도만 임팩트 이전에 최고 속도를 나타내었으며, 나머지 경우는 모두 임팩트 이후에 최고 속도가 발생하였다. 이러한 결과는 임팩트 이후 좌우방향의 방향성과 상하방향의 스핀의 양에 영향을 미칠 것이라고 사료된다. 임팩트시 스탠스 조건에 따른 X, Y, Z 방향의 속도는 오픈 스탠스 경우 10.77±5.69m/s, 1.11±8.75m/s 그리고 6.66±5.80m/로 각각 나타났으며, 클로우즈 스탠스 경우 13.67±3.81m/s, -1.91±7.48m/s, 7.39±4.68m/로 그리고 스퀘어 스탠스 경우 13.97±2.62m/s, -1.29±5.14m/s, 8.65±4.08m/로 나타났다. 강상학(2002)은 임팩트시 라켓헤드의 속도가 13.5±1.2m/s로 보고하고 있어 본 연구의 결과 모든 조건의 스탠스 즉, 오픈 스탠스 평균 16.52±2.96m/s, 클로우즈 스탠스 17.90±1.41m/s, 그리고 스퀘어 스탠스 17.68±0.98m/s 보다 낮은 값을 제시하고 있다. 강영택(2000)은 오픈 스탠스의 경우 타구의 정확한 타이밍을 맞추기 위해서 임팩트 직전에 힘을 조절하기 위해 임팩트시 속도가 감소한 것으로 보고하였다.

<표 3> 스탠스 조건에 따른 발 변위

(단위 : cm)

동작유형	백스윙탑	임팩트
open	90.18±10.39	73.88±11.50
close	89.14±20.35	69.73±14.43
square	83.16±20.61	71.47±8.21
F-value	0.273	0.191

* $p<0.05$

<표-3>은 왼발과 오른발 사이의 보폭을 나타낸 것으로 양발의 무게중심점을 구한 다음 수평면에서의 거리를 나타낸 것이다. 양발사이의 보폭은 스탠스에 따라 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았지만, 임팩트시 보폭의 크기는 오픈 스탠스 73.88±11.50cm, 스퀘어 스탠스 71.47±8.21cm, 그리고 클로우즈 스탠스 69.73±14.43cm순으로 나타났다. 강상학(2002)은 발 보폭의 측정 부위와 방법에 대하여는 설명은 없지만 양발의 보폭을 평균 66cm라고 보고하고 있다.

2. 상지관절의 해부학적 3차원 각변위

본 연구에서 이용된 관성좌표계는 오른손 직교좌표계(right-handed orthogonal reference frame)로서 X축은 피험자의 전후(anterior-posterior)방향인 운동의 진행방향으로 정의하였으며, Y축은 좌-우(medial-lateral)방향 그리고 Z축은 상하방향을 나타내는 수직(vertical)방향으로 나타낸다. 피험자의 움직임은 주로 후방에서 전방쪽으로 즉 Z축과 X축이 만나서 형성되는 시상면(sagittal plane)에서 수행이 되었다. 따라서 피험자의 움직임의 진행 방향을 X축의 양(+)의 방향으로 설정하였고, 지면과 수직이 되는 위쪽을 Z축의 양(+)의 방향, 피험자의 전진 방향을 기준으로 오른쪽을 Y축의 양(+)의 방향으로 설정하였다. 상체의 3차원 X축 각변위는 (+)는 굴곡(flexion), (-)는 신전(extension), Y축 각변위는 (+)는 내전(adduction), (-)는 외전(abduction) 그리고 Z축 각변위는 (+)내측회전(internal rotation), (-)외측회전(external rotation)으로 정의 하였다. 상체의 회전 및 굴곡각도를 살펴보기 위하여 연구목적상 상체를 윗몸통 그리고 아래몸통으로 나누어 아래몸통에 대한 윗몸통의 3차원 각변위를 살펴보았다. 상체의 3차원 각변위는 모

<표 4> 상체의 3차원각도

(단위 : deg)

동작유형	X	Y	Z
open	6.7±6.9	-5.0±6.7	0.9±8.5
close	14.3±8.2	-5.0±3.3	-23.8±8.5
square	14.7±10.1	-5.0±4.6	-21.3±9.5
F-value	1.573	.000	14.169

* $p<0.05$

든 스탠스 조건에서 테니스 포핸드 스트로크의 굴곡과 신전을 나타내는 X축 각변위는 임팩트 이전까지는 굴곡된 상태에서 임팩트 이후 신전되는 양상을 나타내었으나 각운동의 방향에서는 백스윙 탑부터 시작하여 팔로우스루까지 계속 신전되는 양상으로 나타났다. 내전과 외전을 나타내는 Y축 각변위는 거의 변화 없이 진행되었으며, 내측회전과 외측회전을 나타내는 Z축의 각변위는 백스윙 탑에서 내측회전 되었던 상체가 임팩트를 전후하여 외측회전 되는 형태를 나타내고 있다. 임팩트시 상체의 3차원 각도는 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았지만, 오픈 스탠스의 경우 상체의 굴곡-신전각도와 상체회전각도에서 클로우즈 스탠스와 스퀘어 스탠스보다 작은 값을 나타내고 있다. 굴곡각도의 경우 오픈 스탠스 6.7±6.9도, 클로우즈 스탠스 14.3±8.2도 그리고 스퀘어 스탠스14.7±10.1도를 나타내어 오픈 스탠스 경우 가장 작은 값을 나타내고 있으며, 회전각도의 경우, 오픈 스탠스 0.9±8.5도, 클로우즈 스탠스 -23.8±8.5도 그리고 스퀘어 스탠스-21.3±9.5도를 나타나 클로우즈 스탠스와 스퀘어 스탠스는 외측회전 된 상태에서 임팩트가 이루어지는 것으로 나타났다. 스탠스별 상체의 회전범위는 최대값에서 최소값의 차이를 구하였는데 상체의 굴곡과 신전을 나타내는 X축의 각변위는 오픈 스탠스의 경우 평균 63.2±11.3도, 클로우즈 스탠스 55.6±11.0도, 그리고 스퀘어 스탠스 57.6±9.2도로 나타났다. 외전과 내전을 나타내는 Y축 각변위는 오픈 스탠스의 경우 평균 26.7±6.7도, 클로우즈 스탠스 21.9±8.0도, 그리고 스퀘어 스탠스 23.9±5.3도로 나타났으며, 내측회전과 외측회전을 나타내는 Z축의 각변위는 오픈 스탠스의 경우 평균 62.4±12.3도, 클로우즈 스탠스 59.6±22.7도, 그리고 스퀘어 스탠스 62.4±17.7도로 나타났다. 모든 스탠스조건에서 상체의 3차원 각변위 중 수직축에 대한 회전 각변위가 가장 크게 나타났다. 강영택(2000)은 오픈 스탠스의 때려치는 타법을 구사하는 그룹은 어깨와 허리의 회전을 이용한 타법을 구사하여 직선운동 보다 회전운동에 보다 더 큰 비중을 두고 있는 것으로 보고하였다.

<표-5>는 오른어깨관절의 임팩트시 3차원 각변위를 나타낸 것으로 어깨관절의 회전 및 굴곡각도를 살펴보기 위하여 윗몸통에 대한 상완분절의 3차원 각변위를 살펴보았다. X축 각변위는 (+)는 굴곡(flexion), (-)는 신전(extension), Y축 각변위는 (+)는 내전(adduction), (-)는 외전(abduction) 그리고 Z축 각변위는 (+)내측회전(internal rotation), (-)외측회전(external rotation)으로 정의 하였다. 어깨관절의 3차원 각변위는 스탠스 조건에 따른 테니스 포핸드 스트로크의 굴곡과 신전을 나타내는 X축 각변위는 백스윙 탑 직후 약간 신전된 상태를 나타냈으나 전반적으로 굴곡되어 스윙이 이루어지는 것으로 나타났으며, 임팩트 시점을 지나면서 더욱 굴곡되는 것으로 나타났다. 내전과 외전을 나타내는 Y축 각변위는 전반적인 동작에서 백스윙 탑 이후 외전된 형태로 스윙이 이루어지는 것으로 나타났으나, 임팩트 시점이 지나면서 내전되는 것으로 나타났다. 운동의 방향은 외전에서 내전되는 양상을 나타내고 있다. 내측회전과 외측회전을 나타내는 Z축의 각변위는 임팩트 이전까지는 외측회전이 발생하나 임팩트 이후 내측회전으로 전환되면서 스윙동작이 이루어지고 있다. 임팩트시 어깨관절의 굴곡각도는 오픈 스탠스 경우35.5±17.6도로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 36.1±14.1도, 그리고 스퀘어 스탠스 40.7±22.1도로 나타나 스퀘어 스탠스가 약간 큰 굴곡 값을 나타내고 있으나 통계적으로 유의한 차이는 나타내지 않았다. 외전각도는 오픈 스탠스의 경우 -23.9±8.7도 나타났으며, 클로우즈 스탠스 -22.5±8.9, 그리고 스퀘어 스탠스 -21.5±8.46도로 나타났다. 외측회전각도는 오픈 스탠스의 경우 -31.1±31.6도로 나타나 가장 큰 외측회전 각도를 나타내었으나 통계적으로 유의한 차이를 나타내지는 않았다. 클로우즈 스탠스 -25.6±16.6, 그리고 스퀘어 스탠스 -20.4±20.5도로 나타났다. 어깨관절의 경우 선행연구에서도 지적했듯이 어깨관절의 3차원 각변위가 테니스 포핸드 스트로크시 상체 및 상지관절의 각변위 중 가장 크게 나타나고 있다. 굴곡과 신전을 나타내는 X축 각변위는 오픈 스탠스의 경우 평균 104도, 스퀘어 스탠스 평균 98도 그리고 클로우즈 스탠스 97도 순으로

<표 5> 오른어깨관절의 3차원각도

(단위 : deg)

동작유형	X	Y	Z
open	35.5±17.6	-23.9±8.7	-31.1±31.6
close	36.1±14.1	-22.5±8.9	-25.6±16.6
square	40.7±22.1	-21.5±8.46	-20.4±20.5
F-value	0.150	0.107	0.303

* $p<0.05$

<표 6> 오른팔꿈치관절의 3차원각도

(단위 : deg)

동작유형	X
open	66.8±14.7
close	66.5±14.3
square	63.3±13.3
F-value	0.109

* p<0.05

<표 7> 오른손목관절의 3차원각도

(단위 : deg)

동작유형	X	Y
open	0.5±43.8	-16.6±26.8
close	8.1±22.6	-41.3±24.8
square	9.5±31.8	-50.7±21.1
F-value	0.122	3.153

* p<0.05

각변위를 나타내고 있으며, 내전과 외전을 나타내는 Y축 각변위는 오픈 스탠스의 경우 평균 58도, 클로우즈 스탠스 64도, 그리고 스퀘어 스탠스 53도의 각 변위를 나타내고 있다. 또한 수직축에 대한 회전을 나태는 Z축 각변위의 최소값은 오픈 스탠스의 경우 --68.3±6.8도(40% 구간)로 나타났으며, 최대값은 77.8±9.4도(96% 구간)로 나타나 평균 146도의 각변위를 나타내고 있다. 클로우즈 스탠스의 경우 --54.8±11.3도(32% 구간)로 나타났으며, 최대값은 70.1±6.4도(94% 구간)로 나타나 평균 124도의 각변위를 나타내고 있다. 스퀘어 스탠스의 경우 -62.6±10.5도(32% 구간)로 나타났으며, 최대값은 71.0±8.4도(95% 구간)로 나타나 평균 133도의 각변위를 나타내고 있어 오픈 스탠스, 스퀘어 스탠스 그리고 클로우즈 스탠스 순으로 어깨관절 회전 각변위를 나타내고 있다. 어깨관절의 3차원 각변위에 따른 운동의 방향성을 살펴보면, 스윙은 상체를 기준으로 아래서 위로, 바깥쪽에서 안쪽으로 동작이 이루어지는 것을 알 수 있다. 강상학(2002)은 포핸드 탑스핀 스트로크의 경우 볼 속도를 높이기 위해서 어깨 관절에서의 동작이 중요한 역할을 했다고 보고하였으며, 강영택(2000)은 테니스 포핸드의 밀어치기 타법과 때려치는 타법의 두 가지 유형을 3차원 영상분석한 결과 크로스 스탠스의 밀어치는 타법을 구사하는 그룹은 체중을 뒤에서 앞으로 이동하여 직선운동을 위주로 한 타법을 구사하며, 오픈 스탠스의 때려치는 타법을 구사하는 그룹은 어깨와 허리의 회전을 이용한 타법을 구사하여 직선운동 보다 회전운동에 보다 더 큰 비중을 두고 있는 것으로 보고하였다.

<표-6>은 임팩트시 오른팔꿈치관절의 3차원 각변위를 나타낸 것으로 팔꿈치관절의 각변위는 (+) 굴곡(flexion), (-)신전(extension)으로 정의 하였다. 오른팔꿈치관절의 각변위는 모든 스탠스 조건에서 테니스 포핸드 스트로크 스윙동안 전반적으로 굴곡된 상태에서 스윙이 이루어지고 있는 것으로 나타났다. 임팩트시 팔꿈치관절의 굴곡각도는 오픈 스탠스 66.8±14.7도로 나타났으며, 클로우즈스탠드 66.5±14.3도, 그리고 스퀘어 스탠드 63.3±13.3도 나타나 통계적으로 유의한 차이를 나타내고 있지 않다. 오픈 스탠스의 경우 팔꿈치관절 최소각은 50.1±10.9도로 백스윙 탑 직후 스윙 16% 지점에서 발생하였으며, 최소각이후 팔굼치관절의 각도변화는 임팩트시점 그리고 팔로우스루 동작과 계속적으로 증가하는 것으로 나타나 최대 88.0±1.98도로 팔꿈치관절의 전체 각변위는 평균 38도정도로 상지의 관절 중 가장 작은 각변위를 나타내고 있다. 클로우즈 스탠스는 최소값 53.5±8.39도(50% 구간) 최대값 89.4±1.01도로 평균 36도 그리고 스퀘어 스탠스는 최소값 51.5±12.5도(31% 구간) 최대값 88.2±1.53도로 평균 67도의 각변위를 나타내고 있다. 이는 전반적인 스윙 과정에서 팔꿈치관절은 거의 고정시킨 상태에서, 앞서 살펴본 어깨관절의 각변위가 대부분을 이루는 것을 알 수 있다. 강상학(2002)은 평균 147도의 팔꿈치각을 보고하고 있다.

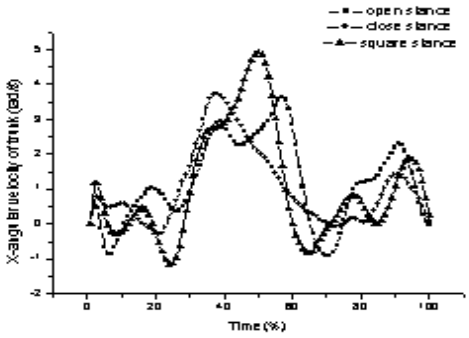
<표-7>은 오른손목관절의 3차원 각변위를 나타낸 것으로 해부학적으로 손목관절에서는 수직축에 대한 회전운동이 발생하지 않으므로 X축 각변위는 (+)는 굴곡(flexion), (-)는 신전(extension), Y축 각변위는 (+)는 내전(adduction), (-)는 외전(abduction)으로 정의 하였다. 오른손목관절의 3차원 각변위는 모든 스탠스 조건에서 테니스 포핸드 스트로크 스윙동안 전반적으로 굴곡된 상태를 보이고 있으나, 운동의 방향성을 살펴보면 백스윙 탑에서 임팩트로 진행되면서 신전되는 양상을 보이다가 임팩트 이후 다시 굴곡되는 형태로 나타났다. 내전과 외전을 나타내는 Y축의 각변위의 운동의 방향은 백스윙 탑에서 스윙 초기에는 내전된 상태로 진행되다가 임팩트 전에 외전되었다가 임팩트 이후 다시 내전되는 양상을 나타내고 있다. 임팩트시 오픈 스탠스 경우 손

목관절의 굴곡각도는 0.5±43.8도로 나타났으며, 외전된 각도는 -16.6±26.8도로 나타났다. 클로우즈 스탠스 경우 굴곡각도는 8.1±22.6도, 외전된 각도는 -41.3±24.8도로 나타났으며 그리고 스퀘어 스탠스 경우 굴곡각도는 9.5±31.8도, 외전된 각도는 -50.7±21.1도로 나타나 통계적으로 유의한 차이를 나타내지는 않았지만 클로우즈 스탠스와 스퀘어 스탠스의 경우 오픈 스탠스보다 평균 20-30도 정도 더 외전된 상태에서 임팩트가 발생하는 것으로 나타났다. 오픈 스탠스의 경우 굴곡과 신전을 나타내는 X축 각변위는 최소값 -65.2±15.34도에서 최대값 66.5±10.5도를 나타내어 평균 131도의 각변위를 나타내고 있으며, 내전과 외전을 나타내는 Y축 각변위는 최소값 -61.4±14.2도에서 최대값 66.1±7.0도로 나타나 평균 127도의 각변위를 나타내었으며, 클로우즈 스탠스 경우 굴곡과 신전을 나타내는 X축 각변위는 최소값 –66.6±18.6도에서 최대값 61.6±27.9도를 나타내어 평균 128도의 각변위를 나타내고 있으며, 내전과 외전을 나타내는 Y축 각변위는 최소값 -60.2±14.2도에서 최대값 67.0±11.0도로 나타나 평균 127도의 각변위를 나타내었으며, 스퀘어 스탠스 경우 굴곡과 신전을 나타내는 X축 각변위는 최소값 -68.6±13.4도에서 최대값 63.7±17.3도를 나타내어 평균 132도의 각변위를 나타내고 있으며, 내전과 외전을 나타내는 Y축 각변위는 최소값 -65.4±12.3도에서 최대값 64.5±15.8도로 나타나 평균 129도의 각변위를 나타내고 있다. 어깨관절 다음으로 큰 각변위를 나타내고 있는데, 이중숙(1989) 수관절은 과신전된 상태에서 라켓헤드와 지면에서 동일한 높이에 있어야 한다고 보고하였으며, 강상학(2002)은 손목의 굴곡각을 평균 107도로 보고하고 있다.

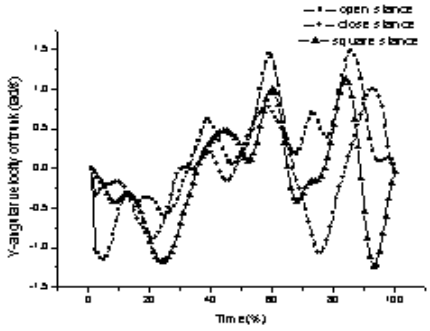
3. 상체와 어깨관절의 해부학적 3차원 각속도

상체와 어깨관절의 해부학적 3차원 각속도의 그래프는 6명의 데이터의 평균값으로 나타내었다. X축은 피험자의 전후(anterior-posterior)방향인 운동의 진행 방향으로 정의하였으며, Y축은 좌-우(medial-lateral)방향 그리고 Z축은 상하방향을 나타내는 수직(vertical) 방향으로 나타낸다. 따라서 피험자의 움직임의 진행 방향을 X축의 양(+)의 방향으로 설정하였고, 지면과 수직이 되는 위쪽을 Z축의 양(+)의 방향, 피험자의 전진 방향을 기준으로 오른쪽을 Y축의 양(+)의 방향으로 설정하였다.

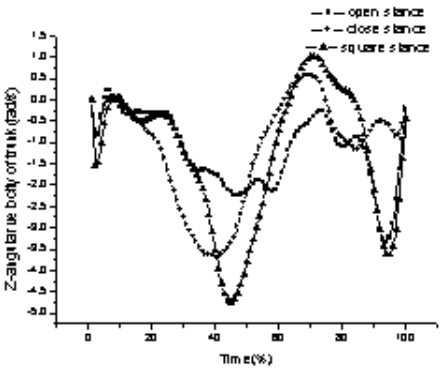
<그림 1>는 상체의 X축 방향의 각속도 곡선을 나타낸 것으로 모든 스탠스의 조건에서 임팩트 이전에 양(+)의 방향의 최고각속도 값은 발생하는 것으로 나타났다. X축 방향 최고각속도 값은 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았지만 오픈 스탠스의 경우 3.63±3.22rad/s로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 3.71±1.87rad/s 그리고 스퀘어스텐스 4.91±4.27rad/s로 나타나 스퀘어 스탠스에서 가장 큰 X축방향의 최고각속도 값을 나타내었다. 임팩트시 각속도 값은 오픈 스탠스의 경우 2.25±3.17rad/s로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 1.76±1.51rad/s 그리고 스퀘어 스탠스 0.99±1.71rad/s로 나타났다. 운동의 방향성을 살펴보면 모든 스탠스 조건에서 백스윙 탑이후 부터 임팩트까지 양(+)의 방향의 각속도 값을 나타내었으며 임팩트 이후 음(-)의 방향 각속도 값을 나타내는 것으로 나타났다.



<그림 1> 상체의 3차원 각속도(X축 방향)



<그림 2> 상체의 3차원 각속도(Y축 방향)

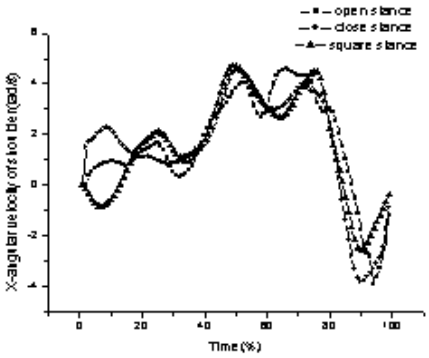


<그림 3> 상체의 3차원 각속도(Z축 방향)

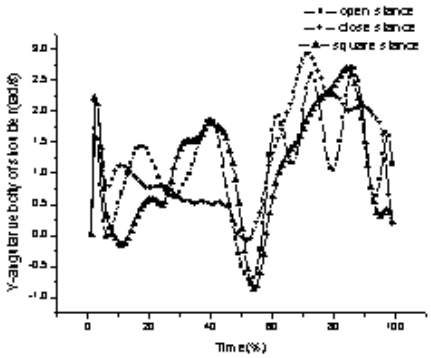
<그림 2>은 상체의 Y축 방향의 각속도 곡선을 나타낸 것으로 오픈 스탠스의 조건에서만 임팩트 이전에 양(+)의 방향의 최고각속도 값은 발생하는 것으로 나타났으며, 클로우즈 스탠스와 스퀘어 스탠스는 임팩트 직후 양(+)의 최고각속도 값이 발생하는 것으로 나타났다. Y축 방향 최고각속도 값은 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았지만 오픈 스탠스의 경우 1.41±2.54rad/s로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 0.74±1.46rad/s 그리고 스퀘어스텐스 1.00±1.58rad/s로 나타내었다. 임팩트시 각속도 값은 오픈 스탠스의 경우 1.26±2.31rad/s로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 0.47±0.89rad/s 그리고 스퀘어 스탠스 0.87±1.19rad/s로 나타났다. 운동의 방향성을 살펴보면 모든 스탠스 조건에서 백스윙 탑이후 부터 임팩트까지 양(+)의 방향의 각속도 값을 나타내었으며 임팩트 이후 음(-)의 방향 각속도 값을 나타내는 것으로 나타났다.

<그림 3>는 상체의 Z축 방향의 각속도 곡선을 나타낸 것으로 모든 스탠스의 조건에서 임팩트 이전에 음(-)의 방향의 최고각속도 값은 발생하는 것으로 나타났으며, Z축 방향 최고각속도 값은 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았지만 오픈 스탠스의 경우 -2.25±2.42rad/s로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 -3.69±1.78rad/s 그리고 스퀘어 스탠스 -4.78±2.26rad/s로 나타나, 스퀘어 스탠스에서 가장 큰 각속도 값을 나타내고 있다. 임팩트시 각속도 값은 오픈 스탠스의 경우 -1.74±2.79rad/s로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 -1.31±2.61rad/s 그리고 스퀘어 스탠스 -1.36±2.89rad/s로 나타났다. 운동의 방향성을 살펴보면 모든 스탠스 조건에서 백스윙 탑이후 부터 임팩트까지 음(-)의 방향의 각속도 값을 나타내었으며 임팩트 직전 양(+)의 방향으로 운동 방향이 전환되는 것을 알 수 있다.

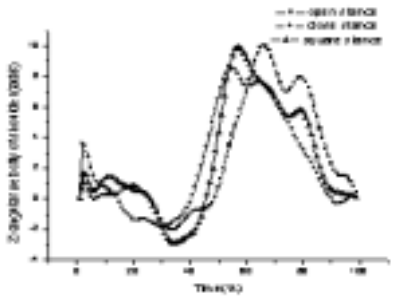
<그림 4>는 어깨관절의 X축 방향의 각속도 곡선을 나타낸 것으로 클로우즈 스탠스와 스퀘어 스탠스의 조건에서 임팩트 이전에 양(+)의 방향의 최고각속도 값은 발생하였으나 오픈 스탠스의 경우 임팩트 직후 양(+)의 방향의 최고각속도가 발생하는 것으로 나타났다. X축 방향 최고각속도 값은 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았지만 오픈 스탠스의 경우 4.58±1.84rad/s로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 4.49±1.02rad/s 그리고 스퀘어스텐스 4.72±2.64rad/s로 나타났다. 임팩트시 각속도 값은 오픈 스탠스의 경우 3.57±3.66rad/s로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 4.28±0.81rad/s 그리고 스퀘어



<그림 4> 어깨관절의 3차원 각속도(X축 방향)



<그림 5> 어깨관절의 3차원 각속도(Y축 방향)



<그림 6> 어깨관절의 3차원 각속도(Z축 방향)

스탠스 3.39±1.31rad/s로 나타나 클로우즈 스탠스에서 가장 큰 값을 나타내고 있다. 운동의 방향성을 살펴보면 모든 스탠스 조건에서 백스윙 탑이후 부터 임팩트까지 양(+)의 방향의 각속도 값을 나타내었으며 임팩트 이후 음(-)의 방향 각속도 값을 나타내는 것으로 나타내어 상체의 X방향 각속도의 운동 방향성에서 일치하는 것으로 나타났다.

<그림 5>은 어깨관절의 Y축 방향의 각속도 곡선을 나타낸 것으로 모든 스탠스의 조건에서 임팩트 이후에 양(+)의 방향의 최고각속도 값은 발생하는 것으로 나타났다. Y축 방향 최고각속도 값은 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았지만 오픈 스탠스의 경우 2.70±3.28rad/s, 클로우즈 스탠스 2.89±1.74rad/s 그리고 스퀘어스텐스 2.69±3.18rad/s로 나타났다. 임팩트시 각속도 값은 오픈 스탠스의 경우 1.88±1.99rad/s로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 0.22±1.77rad/s 그리고 스퀘어 스탠스 0.04±1.54rad/s로 나타났다. 운동의 방향성을 살펴보면 모든 스탠스 조건에서 임팩트 전에 음(-)의 방향 각속도 값을 나타내어 임팩트 시점을 전후 하여 양(+)의 방향의 각속도 값을 나타내어 임팩트를 전후하여 운동의 방향성이 전환되는 것을 알 수 있다.

<그림 6>는 어깨관절의 Z축 방향의 각속도 곡선을 나타낸 것으로 모든 스탠스의 조건에서 임팩트 이후에 양(+)의 방향의 최고각속도 값은 발생하는 것으로 나타났으며, Z축 방향 최고각속도 값은 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았지만 오픈 스탠스의 경우 10.01±4.90rad/s로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 8.50±2.07rad/s 그리고 스퀘어스텐스 9.96±2.76rad/s로 나타나, 오픈 스탠스에서 가장 큰 양(+)의 방향각속도 값을 나타내고 있다. 임팩트시 각속도 값은 오픈 스탠스의 경우 7.71±6.03rad/s로 나타났으며, 클로우즈 스탠스 8.18±1.94rad/s 그리고 스퀘어 스탠스 9.80±2.33rad/s로 나타났다. 운동의 방향성을 살펴보면 모든 스탠스 조건에서 백스윙 탑이후 부터 임팩트 전까지 음(-)의 방향의 각속도 값을 나타내었으며, 이후 양(+)의 방향 각속도 값을 나타내어 임팩트 이후 다시 음(-)의 방향의 각속도 값을 나타내는 것으로 나타나 임팩트 시점을 전후하여 상체의 Z방향 각속도의 운동 방향성에서 일치하는 것으로 나타났다.

IV. 결 론

본 연구의 결과를 살펴볼 때 첫 번째 연구가설인 "포핸드 스트로크 동안 모든 스탠스의 조건에서 테니스 라켓헤드의 3차원속도에 차이가 있을 것이다."라는 가설은 기각되었다. 연구결과 스탠스 조건에 따른 테니스 라켓헤드의 3차원 직선속도에서는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

두 번째 연구가설인 "포핸드 스트로크 동안 모든 스탠스의 조건에서 상체의 3차원 각변위에 차이가 있을 것이다."라는 가설은 기각되었다. 오픈 스탠스의 경우 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았지만 상체의 굴곡-신전각도와 상체회전각도에서 클로우즈 스탠스와 스퀘어 스탠스 보다 작은 값을 나타내고 있다.

세 번째 연구가설인 "포핸드 스트로크 동안 모든 스탠스의 조건에서 상지관절의 3차원 각변위에 차이가 있을 것이다."라는 가설은 기각되었다. 테니스 포핸드 스트로크시 어깨관절의 3차원 각변위가 상체 및 상지관절의 각변위 중 가장 크게 나타났다.

네 번째 연구가설인 "포핸드 스트로크 동안 모든 스탠스의 조건에서 상체와 어깨관절에서 3차원 각속도 변인에 차이가 있을 것이다."라는 가설은 기각되었다.

상체의 최고각속도 요인은 모든 스탠스 조건에서 임팩트 이전에 발생하는 것으로 나타났다.

테니스 포핸드 스트로크 동안 스탠스 조건에 따른 운동학적 연구를 진행하면서 각 스탠스조건에 따른 아쉬움이 많이 남는다. 앞으로의 연구는 본 연구에서 해

결하지 못한 테니스 포핸드 스트로크에 대한 각분절의 기여도 및 운동량의 전이 등 동작의 효율적인 분석을 위하여 운동(역)학적인 분석과 더불어 다양한 방면의 접근이 이루어져야 한다고 생각한다.

참고문헌

강상학(2002). 테니스 탑스핀 포핸드 스트록의 운동학적 분석, *한국체육학회지*,제41권 3호, p557-564

강영택(2000). 테니스포핸드시 밀어치기와 때려치기의 운동학적 분석, 부산대학교 대학원석사학위논문

김신회(1995). 테니스 포핸드 드라이브시 라켓 속도에 대한 인체분절의 기여도. 서울대학교 석사학위논문

김인식(1984). 테니스 타격과 전략, 서울 : *금화출판사*

서국웅(1989) 인체와 라켓 움직임의 생체역학적 분석, 부산대학교 체육 과학연구소

서국웅(1991). 인체와 라켓 움직임의 생체역학적 분석, 부산대학교 체육연구소논문집, 제7 호. pp.65-95

이중숙(1989). 테니스 포핸드 스트로크 동작의 운동역학적 분석-톱스핀, 플렛트, 슬라이스를 중심으로, 부산대학교 석사학위논문.

정철수・임규찬(1993). 테니스 포핸드 스트로크의 포워드 스윙에서 multisegment 스윙과 single unit 스윙의 라켓속도에 대한 기여도 비교에 관한 연구, *서울대학교 체육연구소*.

Abdel-Aziz, Y.I. & Karara, H.M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object coordinates in close-range photogrammetry, *Proceedings of the Sym- posium on Close-Range photogrammetry*,(pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.

Baker,J.A, & Putnm,C,A(1979). Tennis racket and ball responses during impact under clamped and free standing condition, *Resesarch Quartely*, Vo1. 50, No. 2, 164-170.

Brody,H.(1979). Physics of the Tennis Racket, *American Journal of Physics*, 46-47

Chao, E.Y.S. (1980). Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. *Journal of Biomechanics, 13*, 989-1006.

Groppel,J.L.(1984) *Tennis for advanced players and those who like to be*, Champaign, IL : Human Kinetics

Grood, E.S., & Suntay, W.J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering, 105*, 136-144.

Johnson, G.W. (1999). *LabVIEW graphical programming: Practial applications in instrumentation and control*. New York: McGraw-Hill.

Nigg, B.M. & Herzog, E. (1994). *Biomechanics of the musculo-skeletal system.*

Plagenhoef,s.(1979). Tennis racket testing related to "tennis elbow." In J.L. Groppel(Ed.), Proceedings of the National Symposium on Racquet Sports. Champaign : University of Illinois, 291-312.

Reinschmidt, C.(1996) *Normalization function in Kine Mat*(ISB web site).

Roetert, P., &Groppel, J.(2001). World-Class Tennis Technique. England: Human Kinetics Publishers, Inc.

Watanabe,I,M.(1979). "The effect of Grip Firmness on Ball velocity after Impact." *Medicine and Science in Sports*, Vo1. 11, No. 4, 359-361.

Winter, D.A.(1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement. (2nd ed.)*. NewYork: John Wiley & Sons.

투 고 일 : 10월 30일
심 사 일 : 11월 20일
심사완료일 : 12월 07일