

태권도 몸통지르기 시 머리로 전달되는 충격 쇼크 성분의 주파수 스펙트럼

구본호(경희대학교 겸임교수) · 조임형*(용인대학교 교수)

국문초록

본 연구는 기술연구로서 태권도 몸통지르기 시 머리로 전달되는 충격가속도와 충격 쇼크 성분의 주파수 스펙트럼을 분석하고 이와 관련된 후행 연구를 위한 기초자료를 제공하는 것에 그 목적이 있다. 연구를 위해 K대학교 태권도 학과에 재학 중이며 오른손잡이인 엘리트 남자 품새선수 9명을 유충표집하였다. 머리의 진동과 충격을 측정한 센서는 $\pm 50g$ 의 측정범위를 가진 3축 가속도 센서(Kistler Type 8766A)이며, 6250Hz의 sampling rate로 이마의 가운데에서 가속도 데이터를 수집하였다. 분석을 위해 데이터가 수집된 구간은 오른주먹이 움직이는 순간부터 지르기 동작을 완료한 순간까지이며 그 결과, 최대 충격가속도(g)는 좌우축(x) (+)방향: 3.35 ± 1.779 , (-)방향: -3.75 ± 2.317 , 전후축(y) (+)방향: 1.54 ± 0.417 , (-)방향: -1.05 ± 0.374 , 종축(z) (+)방향: 4.30 ± 1.238 , (-)방향: -4.42 ± 1.272 , resultant: 5.75 ± 1.719 로 나타났다. 고주파영역(10Hz ~ 20Hz)에 대한 신호파위의 적분크기(g^2/Hz)는 좌우축(x): 0.453 ± 0.3519 , 전후축(y): 0.045 ± 0.0220 , 종축(z): 0.591 ± 0.2576 , resultant: 0.160 ± 0.0928 이었으며, 고주파영역에서 최대파위가 발생하는 주파수 성분(Hz)은 좌우축(x): 13.5 ± 3.26 , 전후축(y): 13.8 ± 3.44 , 종축(z): 16.9 ± 2.08 , resultant: 23.6 ± 13.05 로 나타났다.

주제어 : 태권도, 몸통지르기, 충격, 가속도, 쇼크, 주파수, 스펙트럼

* kwonsull@yongin.ac.kr

I. 서 론

스포츠 환경에서 큰 충격으로 인한 의식상실 또는 뇌진탕 등에 대한 연구는 다양하게 진행되어 왔다(Cournoyer & Hoshizaki, 2019; Fogarty et al., 2019; Kang et al., 2013; Leeds, D' Lauro, & Johnson, 2019; Post et al., 2017; Potvin et al., 2019). 그중 복싱이나 달리기와 같이 운동을 하는 과정에서 반복적으로 발생하는 충격력이 머리까지 전달되는 충격파(shock wave)를 발생시키는 종목은 신체와 접촉하는 여러 가지 충격 원인과 관련된 충격 쇼크에 대한 연구가 꾸준히 진행되어 왔다(Cournoyer & Hoshizaki, 2019; Edwards et al., 2012; Gruber, Boyer, Derrick, & Hamill, 2014; Lake & Greenhalgh, 2005; Lee et al., 2017; Mizrahi, Verbitsky, & Isakov, 2000; Neidecker et al., 2019; Post, Blaine Hoshizaki, Gilchrist, & Cusimano, 2017; Sheerin et al., 2019; Winslow & Shorten, 1989). 이는 신체로 전달되는 진동 중 가장 건강에 영향을 미치는 요인이 충격이며, 과도한 충격은 뼈의 파손, 근육 및 신경조직 파괴 등과 같은 다양한 임상학적 손실을 초래하기 때문이다(정완섭 & 권휴상, 2001). 특히, 장기간에 걸쳐 반복적으로 뇌로 전달된 충격 쇼크는 시각계 및 전정계에 부정적인 영향을 미치는 것으로 보고되어 있으며, 반복적인 경도 뇌손상(repetitive mild traumatic brain injury, rmTBI)의 원인으로 알려져 있다(Derrick et al., 1998; Edwards et al., 2012; Gruber et al., 2014; Hamill, Derrick, & Holt, 1995; Hyun Bae Kang et al., 2013).

한편, 태권도 품세는 대부분 지르기 및 치기 기술로 구성되어 있지만 각각의 기술 동작을 허공에서 멈춰야 한다. 허공에서 강력한 동작을 멈추기 위해 신전성 근수축, 분절의 기하학적 변화, 관절의 강성 조절작용 등의 메커니즘이 작동하며(Boyer & Nigg, 2007; Cole, Nigg, van Den Bogert, & Gerritsen, 1996), 그 결과, 동작을 멈추기 직전에 상지분절들은 급격한 감속을 경험하게 된다.

본 연구자는 품새를 수행하는 선수들이 각 기술별로 급격하게 동작을 멈추는 순간, 머리에 강한 진동이 발생되는 현상을 관찰할 수 있었으며, 이때, 상지동작으로 인해 발생한 충격파로 인해 머리로 충격 쇼크가 전달될 것이라는 연구가설을 설정하였다. 이는 달리기 시 발이 지면에 접촉하는 순간 발과 다리에 발생하는 빠른 감속이 충격 쇼크의 원인으로 보고하는 선행연구에 근거하며(Bobbert et al., 1991; Derrick et al., 1998; Edwards et al., 2012; Hamill et al., 1995; Shorten & Winslow, 1989), 가설의 검증을 위해 품새 동작 중 가장 많은 빈도로 행해지는 몸통지르기를 수행할 때 머리로 전달되는 진동과 충격의 크기를 가속도 센서를 이용하여 측정하고, 그에 대한 주파수 성분을 분석하였다.

따라서 본 연구의 목적은 태권도 몸통지르기 시 머리로 전달되는 충격가속도와 충격 쇼크 성분의 주파수 스펙트럼을 기술하고, 태권도 품새 수행 시 머리로 전달될 수 있는 충격 쇼크와 관련된 후행 연구에 대한 정량적 기초자료를 제공하는 것이다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구의 대상자는 K대학교 태권도 학과에 재학 중인 20대 남학생 9명으로 전국대회 이상급 품새대회에서 입상 경력이 있고 오른손을 주 사용손으로 하는 엘리트 품새 선수를 유충표집하였다. 최근 3개월 이내에 정형외과적 이상소견이 있는 대상자는 선발에서 제외하였으며, 모든 연구대상자들은 실험 참가 동의서를 작성하였다. 연구대상자들의 신체적 특징은 <표 1>과 같다.

표 1. 연구대상자

연령(yrs.)	신장(cm)	체중(kg)	BMI	경력(yrs.)
21.4±2.30	171.7±5.11	66.3±8.17	22.4±2.17	13.3±3.97
Mean±SD.				

2. 자료수집

본 연구의 목적을 달성하기 위해 몸통지르기 시 팔에서 머리로 전달되는 충격가속도를 다음과 같이 측정하였다.

1) 몸통지르기

모든 연구대상자는 몸통지르기를 수행하기 위해 주춤서기 자세를 실시하였다. 주춤서기는 기저면적이 넓어 안정적으로 몸통지르기를 수행하기에 적절하며, 앞굽이서기 등과 같이 서기자세 그 자체로 인한 골반의 회전이 유도되지 않기 때문에 서기자세에 따라 발생하는 몸통의 초기 회전각에 의한 영향을 통제할 수 있다. 몸통지르기는 오른주먹으로 3회 수행하였으며, 이때 왼손은 몸통의 자연스러운 커플링(coupling)을 위해 전방으로 뻗은 자세에서 시작하였다(그림 1).

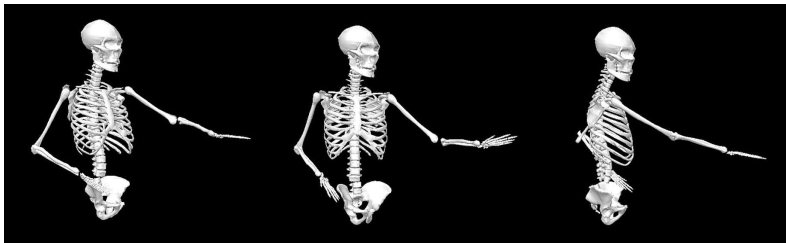


그림 1. 오른주먹 몸통지르기(bone figure, 시상면)

분석구간은 ‘오른주먹이 움직이기 시작하는 순간’ 부터 ‘몸통지르기 동

작이 완료되는 순간' 으로 정의하였으며, 이를 위해 400Hz로 설정된 Qqus 3+ (Qualisys AB, Sweden) 카메라로 동작 영상을 촬영한 후 영상데이터와 가속도 데이터를 시간에 대하여 동기화함으로써 분석구간에 해당하는 가속도 데이터를 추출하였다.

2) 가속도 센서

머리로 전달되는 충격가속도를 측정하기 위해 사용된 가속도 센서는 Kistler Type 8766A (Kistler Group, Switzerland)이며 12.5 mm x 12.5 mm x 12.5 mm의 크기와 6.4g의 질량을 가진다<그림 2>. 센서는 3축에 대하여 최대 20KHz의 추출율(sampling rate)과 $\pm 50g$ ($1g = 9.80665 \text{ m/s}^2$) 범위의 충격과 진동을 동시에 측정할 수 있으며 앰프 내장형 압전센서(Integrated Electronics Piezo-Electric, IEPE) 방식으로 작동한다.



그림 2. 가속도센서



그림 3. 센서 부착

센서가 부착된 위치는 <그림 3>과 같이 이마의 중앙이며 피부의 탄성에 의한 진동효과를 최소화하기 위해 인체용 탄력테이프와 벨크로우 테잎을 사용하여 견고하게 고정하였다. 바르게 선 자세에서 센서의 각 축과 머리의 지역좌표계(local coordinate system, LCS) 상 각 축이 최대한 나란하게 정렬될 수 있도록 부착하였다. 이때, 센서의 y축을 지역좌표계의 전후축(y축), 센서의 z

축을 지역좌표계의 좌우축(x축), 센서의 x축을 지역좌표계의 종축(z)으로 설정하였고, 센서에 연결되는 케이블은 머리의 위쪽으로 고정하여 동작 수행을 위한 방해요인을 제거하였다.

센서로부터 입력된 가속도 데이터는 앰프(Kistler LabAmp Type 5165A, Kistler Group, Switzerland)를 통해 6250Hz의 sampling rate로 수집되었으며, 시스템의 구성은 <그림 4>와 같다.

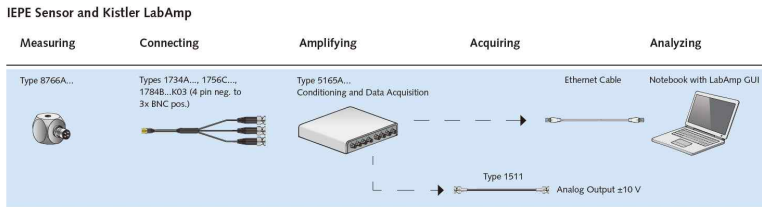


그림 4. 가속도 센서-앰프 시스템

3. 자료처리

수집된 가속도 데이터는 Matlab 2016a(MathWorks, Inc., USA)를 사용하여 직류성분(DC offset)을 제거하고 4차 butterworth 저역주파수 필터링을 하였다. 이때 cut-off frequency는 60Hz로 하였으며(Hennig & Lafortune, 1991), detrend를 수행하여 신호의 선형 기울기(linear trend)를 조정하였다.

1) 최대 충격가속도

최대 충격가속도는 연구대상자별 몸통지르기의 최대 충격가속도 값(peak g value)의 평균으로 산출하였다. 최대 충격가속도는 세 축(x, y, z) 및 세 축에 대한 합성 벡터의 스칼라량(resultant, R)으로 제시하였으며, 각 축에 대한 가속도의 방향은 ‘+’와 ‘-’로 구분하였다.

2) 충격 쇼크 성분과 스펙트럼 밀도

각 축(x, y, z) 및 세 축의 합성 벡터에 대한 충격 쇼크 성분을 분석하기 위해 fast fourier transform (FFT) 함수를 이용하여 가속도 데이터를 주파수 도메인(domain)으로 변환한 후 rectangular window 함수를 적용하여 파워 스펙트럼 밀도(power spectral density)를 산출하였다(Gruber et al., 2014). 산출된 주파수 성분은 10Hz 이상의 고주파 영역에 대한 신호파워의 크기(signal power magnitude)를 적분하여 정량화하였으며, 주파수 영역 내 최대파워(peak power)가 발생하는 주파수 성분을 관찰하였다(Bobbert et al., 1991; Derrick et al., 1998; Edwards et al., 2012; Hennig & Lafortune, 1991; Shorten & Winslow, 1992).

III. 연구결과

1. 최대 충격가속도

몸통지르기를 수행하는 동안 머리로 전달되는 충격가속도의 최대값은 <표 2>와 같으며, 센서의 중심을 기준으로 양의 방향에 대한 속도의 변화는 ‘+’, 음의 방향에 대한 속도의 변화는 ‘-’로 구분하였다.

표 2. 최대 충격가속도(g)

방향	x	y	z	R
+	3.35 ± 1.779	1.54 ± 0.417	4.30 ± 1.238	5.75 ± 1.719
-	-3.75 ± 2.317	-1.05 ± 0.374	-4.42 ± 1.272	

x: mediolateral axis, y: anteroposterior axis, z: longitudinal axis, R: resultant, Mean±SD.

2. 충격 쇼크 성분과 스펙트럼 밀도

〈그림 5〉는 몸통지르기 시 머리로 전달되는 충격가속도에 대한 평균 주파수 성분(frequency components)을 나타내며, 각 축에 대한 주파수 성분 중 좌우축(x축)은 〈그림 6〉, 전후축(y축)은 〈그림 7〉, 종축(z축)은 〈그림 8〉과 같다.

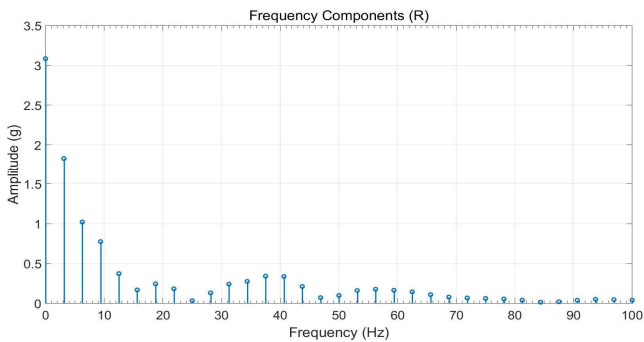


그림 5. 머리로 전달되는 충격가속도의 평균 주파수 성분

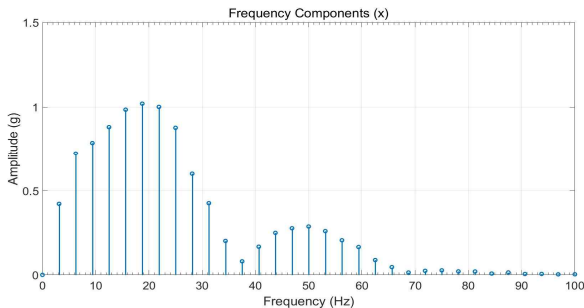


그림 6. 머리로 전달되는 충격가속도의 좌우축(x) 평균 주파수 성분

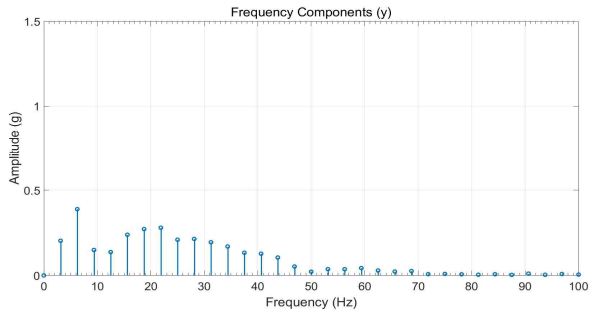


그림 7. 머리로 전달되는 충격가속도의 전후축(y) 평균 주파수 성분

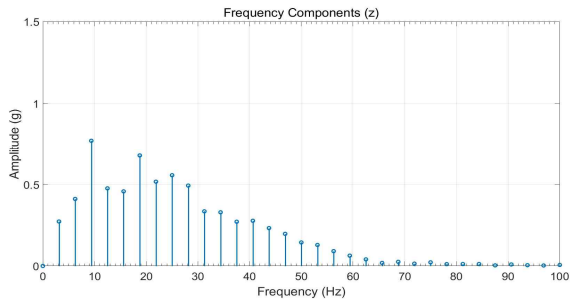


그림 8. 머리로 전달되는 충격가속도의 종축(z) 평균 주파수 성분

〈그림 9〉는 몸통지르기 시 머리로 전달되는 충격가속도에 대한 주파수 성분의 평균 스펙트럼 밀도를 나타낸다. 각 축에 대한 주파수 성분의 스펙트럼 밀도 중 좌우축(x축)은 〈그림 10〉, 전후축(y축)은 〈그림 11〉, 종축(z축)은 〈그림 12〉와 같다.

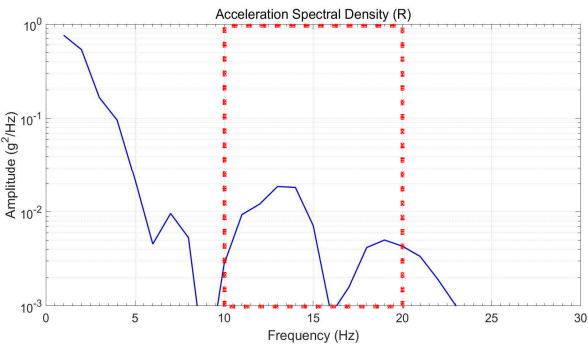


그림 9. 머리로 전달되는 충격가속도에 대한 주파수 성분의 평균 스펙트럼 밀도

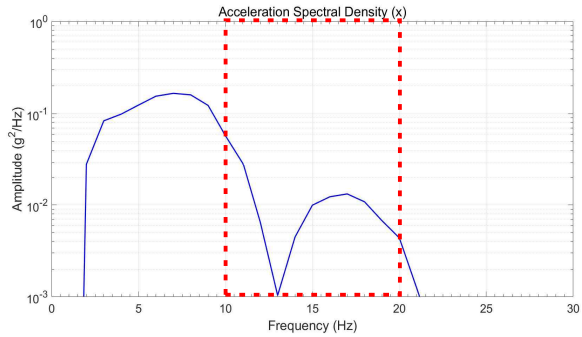


그림 10. 머리로 전달되는 충격가속도에 대한 좌우측의 주파수 성분의 평균 스펙트럼 밀도

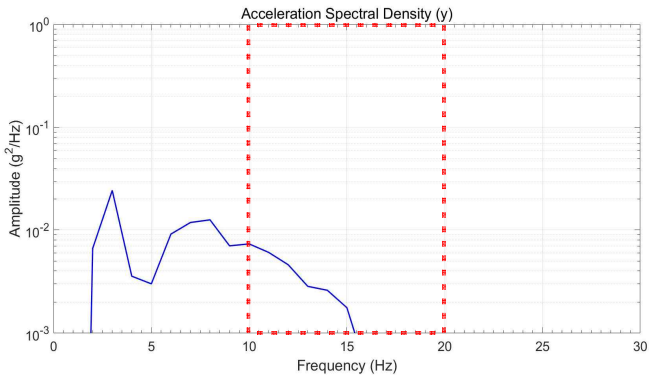


그림 11. 머리로 전달되는 충격가속도에 대한 전후축(y) 주파수 성분의 평균 스펙트럼 밀도

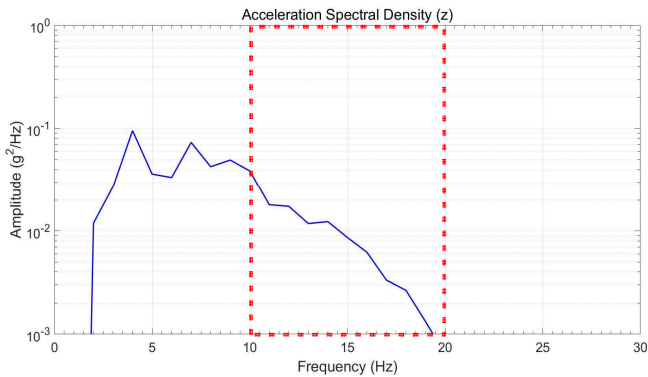


그림 12. 머리로 전달되는 충격가속도에 대한 종축(z) 주파수 성분의 평균 스펙트럼 밀도

<표 3>은 고주파 영역(10Hz ~ 20Hz)에 대한 신호파위의 크기(integral signal power magnitude, iSPM)와 주파수 영역 내 최대파위가 발생하는 주파수 성분(peak power frequency, PPF)을 나타낸다.

표 3. 고주파영역(10Hz ~ 20Hz)에 대한 신호파워의 크기와 최대파워가 발생하는 주파수 성분

	x	y	z	R
iSPM (g^2/Hz)	0.453 $\pm$ 0.3519	0.045 $\pm$ 0.0220	0.591 $\pm$ 0.2576	0.160 $\pm$ 0.0928
PPF (Hz)	13.5 $\pm$ 3.26	13.8 $\pm$ 3.44	16.9 $\pm$ 2.08	23.6 $\pm$ 13.05

iSPM: $\int$ signal power magnitude of high frequency range,

PPF: peak power frequency in high frequency range,

x: mediolateral axis, y: anteroposterior axis, z: longitudinal axis, R: resultant,

Mean $\pm$ SD.

IV. 논의

1. 최대 충격가속도

충격가속도의 크기는 충돌(collision) 시 충격이 전달되는 시간과 더불어 충격량을 결정하는 핵심 변인으로서(Flanagan, 2014), 스포츠 영역에서는 머리에 작용하는 충격가속도의 크기를 두부 손상 가능성의 식별자(indicator)로 활용한다(Cournoyer & Hoshizaki, 2019).

본 연구의 결과를 통해서 태권도 품새의 주먹지르기는 주먹과 물체의 물리적 충돌이 이루어지지 않지만, 주먹을 급격하게 멈추며 발생하는 감속(rapid deceleration)이 충돌이 일어날 때와 유사한 충격과 진동을 생성하는 것을 알 수 있었다. 이때 주먹이 멈추며 발생한 반작용력이 신체로 전달되어(Sheerin et al., 2019), 머리까지 전달된 최대 충격가속도는 <표 2>에서와 같이 $5.75 \pm 1.719g$ 에 이르는 것으로 나타났다. 이는 Gruber et al. (2014)의 연구에서 보고된 습관적인 후족차지를 하는 달리기 선수들이 평균 3.47m/s의 속도로 달릴 때 지면으로부터 경골이 받는 최대 충격가속도 $5.07 \pm 1.49g$ 보다 높게 나타

났으며, Sinclair et al. (2013)의 연구에서 런닝화를 신고 5.0m/s의 속도로 달릴 때 경골에 전달되는 최대 충격가속도($4.54 \pm 1.14g$)보다 높게 나타났다.

경골로 전달된 최대충격가속도는 몸통을 거쳐 머리로 전달되는 과정에서 $1.01 \pm 0.24g$ 로 줄어들었지만, 지속적으로 노출될 경우 이것이 잠재적인 상해원인이 될 수 있다고 보고하고 있다(Gruber et al., 2014). 이 결과와 본 연구의 결과치를 비교하면, 허공에서 몸통지르기를 수행하는 남자 품새 선수들의 머리에 5배 이상의 충격가속도가 전달되고 있다는 것을 알 수 있다. Ratcliffe & Holt (1997)는 신체로 전달된 충격가속도가 어깨를 통해 머리로 전달되는 동안 4% 미만의 흡수율을 나타낸다고 하였다. 태권도 상지기술을 통해 발생한 충격은 어깨를 통해 머리로 전달된다. Ratcliffe & Holt (1997)의 연구주제는 보행이었기 때문에 본 연구와는 다소 차이가 있지만, 몸통지르기를 수행하며 상당한 충격가속도가 머리로 전달되고 있는 연구의 결과로 미루어, 몸통지르기와 관련하여 상지분절의 충격 흡수율과 같이 충격요인과 관련된 다양한 후속연구가 필요하다고 생각한다.

또한, 몸통지르기를 수행하는 동안 머리에 전달된 최대 충격가속도는 좌우 방향에서 $3.35g \sim -3.75g$, 전후방향에서 $1.54g \sim -1.05g$, 상하방향에서 $4.30g \sim -4.42g$ 로 나타났다. 여기서 좌우방향의 최대 충격가속도의 범위(range)는 $7.1g$, 전후방향은 $2.59g$, 상하방향은 $8.72g$ 에 이르는 것으로 나타나 머리로 전달되는 진동과 충격의 양상이 전후방향 보다는 상하 및 좌우 방향에서 두드러지게 나타남을 알 수 있다.

2. 충격 쇼크 성분과 스펙트럼 밀도

체표면에 부착된 가속도 센서를 통해 입력되는 충격파에는 근육작용 및 잡음(noise)에 의한 가속도 성분이 포함되어 있다. 따라서 충격파의 크기뿐만 아니라 충격파를 구성하는 주파수 데이터를 분석하여 충격파의 구성성분과 그 성분들의 스펙트럼 특징을 파악함으로써 보다 정확하고 구체적인 충격 정보를 얻을 수 있다. 스펙트럼 분석은 움직임(motion)이나 공진(resonance)에 의

해 발생한 충격파를 구분하기 위한 방법으로 쓰인다(Winslow & Shorten, 1989).

<그림 5> ~ <그림 8>은 가속도 데이터를 주파수 도메인으로 변환하여 가속도를 구성하는 주파수별 크기를 나타낸 그래프이다. 대표적인 달리기 선행연구에서 지면의 반작용력에 의해 발생한 충격파가 신체에 영향을 미치는 충격 쇼크 성분을 10 ~ 20Hz 영역의 주파수 성분이라고 보고하였다(Edwards et al., 2012; Lake & Greenhalgh, 2005; Lee et al., 2017; Winslow & Shorten, 1989). 이를 토대로 본 연구에서도 해당 영역의 주파수 성분과 그 크기에 주목하였다. <그림 5>에서 알 수 있듯이 본 연구에서는 30 ~ 40Hz 사이의 주파수 성분이 비교적 크게 나타났는데, 이는 Edwards et al. (2012)와 Gruber et al. (2014)의 연구에서 보고한 것에 비해 더욱 높은 영역에 해당하는 주파수 성분이다. 이와 같은 현상은 <그림 6> ~ <그림 8>과 같이 각 방향별 주파수 성분에서도 나타난다. 본 연구자는 이점에 대하여 최대 충격가속도와 개연성이 있을 것으로 판단하여 <그림 6> ~ <그림 8>에 나타난 각 방향별 충격가속도의 주파수 성분과 <표 2>에 나타난 각 방향별 최대 충격가속도를 비교해보았다. 전후축의 최대 충격가속도의 크기가 상대적으로 작게 나타난 것과 같이 전후축의 주파수 성분의 크기가 작은 것을 확인할 수 있었지만, 여전히 10Hz 이상의 고주파 영역에서 충격 쇼크 성분의 크기가 크게 나타남을 알 수 있다(<그림 7>). 이와 관련해서는 본 연구와 같은 성질의 후속연구를 통해 태권도 상지 기술동작에서 발생하는 충격 쇼크 성분과 그 범위를 구체적으로 분석할 필요가 있다고 판단한다.

고주파 영역(10 ~ 20Hz)에 해당하는 신호파위의 크기(integral signal power magnitude, iSPM)와 주파수 영역 내 최대파위가 발생하는 주파수 성분(peak power frequency, PPF)은 <표 3>과 <그림 9> ~ <그림 12>에서와 같이 나타났다. 고주파 영역은 <그림 9> ~ <그림 12>의 붉은색 사각형에 해당하는 구간이다. <표 3>의 결과와 비슷한 주파수 영역(9 ~ 20Hz)의 신호파위의 크기($0.048 \pm 0.024g^2/Hz$)를 보고한 Gruber et al. (2014)의 연구와 비교하면 품새 선수들에게 산출된 신호파위의 크기($0.160 \pm 0.0928g^2/Hz$)가 약 3.3배가 높은 결과이

다. 또한 최대파위가 발생하는 주파수 성분은 $23.6 \pm 13.05\text{Hz}$ 로 Gruber et al. (2014)의 결과($12.7 \pm 1.7\text{Hz}$)와 차이를 나타낸다.

고주파 영역의 신호파위의 크기에서도 최대 충격가속도에서와 마찬가지로 좌우 및 상하 방향에서 주목할만한 특징을 확인할 수 있었다. 본 연구에서 좌우방향에서의 신호파위의 크기는 $0.453 \pm 0.3519\text{g}^2/\text{Hz}$, 상하방향은 $0.591 \pm 0.2576\text{g}^2/\text{Hz}$ 로 산출되었는데, 이는 4m/s의 속도로 달리는 주자의 경골에서 측정된 고주파 신호파위의 크기($0.422 \pm 0.155\text{g}^2/\text{Hz}$)와 비슷한 수준으로 나타났다(Winslow & Shorten, 1989).

V. 결론

본 연구는 태권도 몸통지르기 동작을 허공에서 수행할 때 발생하는 진동과 충격이 머리로 전달되어 뇌에 부정적인 영향을 미칠 수 있음을 암시한다. 특별히 상대적으로 타격 훈련의 비중이 높지 않은 품새 선수들의 경우, 허공에서 수행하는 강한 동작에 따른 충격을 충분히 감당하지 못했을 때, 그로 인한 영향이 만성적 질환에까지 미칠 수 있다고 판단한다. 따라서 허공에서 기술의 마지막을 강하게 멈춤으로써 동작을 완성해야 하는 수련을 반복적으로 실시할 때 주걱미트 등을 적극적으로 활용하여 머리로 전달되는 충격을 분산시킬 필요가 있다. 또한, 품새 선수들의 신체적 손상을 예방할 수 있는 대회 규정의 개정, 강한 동작 위주의 품새 구성에서 탈피하고 다양한 기술을 삽입하기 위한 지속적인 품새개발과 이에 대한 과학적 검증 및 대회 적용 등의 노력이 요구된다.

참고문헌

- 정완섭, 권휴상(2001). 반복 충격에 대한 인체 영향 평가의 새로운 방안. [New Approach to Evaluating the Effects of Repeated Shocks Exposed to Human]. **한국소음진동공학회 학술대회논문집**, 1088-1093.
- Bobbert, Maarten F, Schamhardt, Henk C, & Nigg, Benno M. (1991). Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *Journal of Biomechanics*, 24(12), 1095-1105.
- Boyer, Katherine A., & Nigg, Benno M. (2006). Changes in Muscle Activity in Response to Different Impact Forces Affect Soft Tissue Compartment Mechanical Properties. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129(4), 594-602. doi:10.1115/1.2746384
- Cole, G. K., Nigg, B. M., van den Bogert, A. J., & Gerritsen, K. G. M. (1996). Lower extremity joint loading during impact in running. *Clinical Biomechanics*, 11(4), 181-193.
doi:https://doi.org/10.1016/0268-0033(96)00008-3
- Cournoyer, Janie, & Hoshizaki, T. Blaine. (2019). Head dynamic response and brain tissue deformation for boxing punches with and without loss of consciousness. *Clinical Biomechanics*, 67, 96-101.
doi:https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.05.003
- Derrick, TIMOTHY R, Hamill, JOSEPH, & CALDWELL, GRAHAM E. (1998). Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(1), 128-135.
- Edwards, W Brent, Derrick, Timothy R, & Hamill, Joseph. (2012). Musculoskeletal attenuation of impact shock in response to knee angle manipulation. *Journal of applied biomechanics*, 28(5), 502-510.
- Flanagan, Sean P. (2014). Biomechanics: a case-based approach: *Jones & Bartlett Publishers*.

- Fogarty, Alexandra E, Guay, Christian S, Simoneau, Gabrielle, Colorado, Berdale, Segal, Ross G, Werner, Kent, & Ellenbogen, Jeffery M. (2019). Head Motion Predicts Transient Loss of Consciousness in Human Head Trauma: Insights From Mixed Martial Arts: 1512: Board# 274 May 30 10: 30 AM-12: 00 PM. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 51(6), 414-415.
- Gruber, Allison H., Boyer, Katherine A., Derrick, Timothy R., & Hamill, Joseph. (2014). Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 113-121. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004>
- Hamill, Joseph, Derrick, Timothy R, & Holt, Kenneth G. (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, 14(1), 45-60.
- Kang, Hyun Bae, Kim, GiHun, Kim, HyunJoong, Han, Sa Rang, Chae, Dong Jin, Song, Hee-Jung, & Kim, Dong Woon. (2013). Cerebrolysin Attenuates Astrocyte Activation Following Repetitive Mild Traumatic Brain Injury. **생명과학회지**, 23(9), 1096-1103.
- Lake, MJ, & Greenhalgh, A. (2005). Impact shock measurements during running correction for angular velocity of the shank is necessary. Paper presented at the Proceedings of the 7th Symposium on Footwear Biomechanics. Cleveland, OH. Available online: <http://www.footwearbiomechanics.org>.
- Lee, Jae Seok, Hur, Seung Eun, Park, Seong Han, Moon, Hwang Woon, & Koo, Bon Ho. (2017). Comparative Analysis of Peak Impact Acceleration and Impact Shock Frequency Components According to the Type of Treadmill for Treadmill-running. **한국운동역학회지**, 27(4), 263-268.
- Leeds, Daniel D, D' Lauro, Christopher, & Johnson, Brian R. (2019). Predictive Power of Head Impact Intensity Measures for Recognition Memory Performance. *Military Medicine*, 184(Supplement_1), 206-217.

doi:10.1093/milmed/usy415

- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2000). Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clinical Biomechanics*, 15(1), 15-20.
doi:[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00033-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00033-9)
- Neidecker, John, Sethi, Nitin K., Taylor, Randolph, Monsell, Raymond, Muzzi, Don, Spizler, Bruce, . . . Inalsingh, Calvin. (2019). Concussion management in combat sports: consensus statement from the Association of Ringside Physicians. *British Journal of Sports Medicine*, 53(6), 328.
doi:10.1136/bjsports-2017-098799
- Post, Andrew, Blaine Hoshizaki, T., Gilchrist, Michael D., & Cusimano, Michael D. (2017). Peak linear and rotational acceleration magnitude and duration effects on maximum principal strain in the corpus callosum for sport impacts. *Journal of Biomechanics*, 61, 183-192.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.07.013>
- Potvin, Brigitte M., Aguiar, Olivia M. G., Komisar, Vicki, Sidhu, Amerdeep, Elabd, Karam, & Robinovitch, Stephen N. (2019). A comparison of the magnitude and duration of linear and rotational head accelerations generated during hand-, elbow- and shoulder-to-head checks delivered by hockey players. *Journal of Biomechanics*, 91, 43-50.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.05.002>
- Ratcliffe, Robert J., & Holt, Kenneth G. (1997). Low frequency shock absorption in human walking. *Gait & Posture*, 5(2), 93-100.
doi:[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01077-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01077-6)
- Sheerin, Kelly R., Reid, Duncan, & Besier, Thor F. (2019). The measurement of tibial acceleration in runners—A review of the factors that can affect tibial acceleration during running and evidence-based guidelines for its use. *Gait & Posture*, 67, 12-24.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.09.017>
- Sinclair, Jonathan, Greenhalgh, Andrew, Brooks, Darrell, Edmundson, Christopher

- James, & Hobbs, Sarah Jane. (2013). The influence of barefoot and barefoot-inspired footwear on the kinetics and kinematics of running in comparison to conventional running shoes. *Footwear Science*, 5(1), 45-53.
- Winslow, Darcy S., & Shorten, Martyn R. (1989). Spectral analysis of impact shock during running. *Journal of Biomechanics*, 22(10), 1099. doi:[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90511-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90511-3)

ABSTRACT

Spectral Analysis of Shock Frequency Components During Taekwondo Momtong-Jireugi

Koo, Bon-Ho(Kyung Hee Univ.) • Jo, Im-Hyung(Yong-In Univ.)

The purpose of this study was to analyze the peak acceleration and shock frequency components spectrum delivered to the head during taekwondo momtong-jiruegi and to provide basic data for subsequent studies. Nine elite male poomsae players, who are currently enrolled in the Taekwondo Department at K University, were collected by stratified sampling. The acceleration sensor that measured the vibration and shock of the head was Kistler Type 8766A which has $\pm 50g$ capacity for 3-axis. Sampling rate was 6250Hz. Data collected for analysis ranged from the moment the right fist moved to the moment of completion of the movement. The result of peak acceleration of mediolateral axis (+) direction: 3.35 ± 1.779 , (-) direction: -3.75 ± 2.317 , anteroposterior axis (+) direction: 1.54 ± 0.417 , (-) direction: -1.05 ± 0.374 , longitudinal axis (+) direction: 4.30 ± 1.238 , (-) direction: -4.42 ± 1.272 , and resultant: 5.75 ± 1.719 . The result of Integral size of signal power (g^2/Hz) for high frequency range (10-20Hz) of mediolateral axis: 0.453 ± 0.3519 , anteroposterior axis: 0.045 ± 0.0220 , longitudinal axis: 0.591 ± 0.2576 , and resultant: 0.160 ± 0.0928 . The result of Frequency component where maximum power occurs in high frequency range (Hz) of mediolateral axis: 13.5 ± 3.26 , anteroposterior axis: 13.8 ± 3.44 , longitudinal axis: 16.9 ± 2.08 , and resultant: 23.6 ± 13.05 .

Key words: Taekwondo, Momtong-Jireugi, Shock, Acceleration, Frequency, Power Spectral Density

논문투고일 : 2019.12.31.

심사일 : 2020.01.11.

심사완료일 : 2020.01.31.