

1 역도 인상 수행 시 손상 관련 요인 및 동작에 관한 생체역학적 평가

2
3 문영진 (한국스포츠개발원)

4
5 **The evaluation of biomechanical movements and injury risk factors in weight lifting (Snatch)**

6
7 Young-Jin Moon (Korea Institute of Sport Science)

8
9 **ABSTRACT**

10
11 **Objective:** The purpose of this study was to investigate the possibility of injuries and the types of
12 movement related to damage by body parts and to prepare for injuries prevention and the development
13 of training program.

14 **Method:** For this task, the experiment was progressed s levels of 60 percentages (ST) and 85
15 percentages (MA) with 10 subjects of Korean elite national team of weightlifting. Furthermore, it was
16 conducted the analysis of joint moment and muscle activation pattern with 3D video analysis, the
17 analysis of ground reaction force and EMG analysis to measure the factors related to injuries and the
18 motion.

19 **Results:**

20 First, it is considered that there is a high possibility of knee re-injury such as ACL damage by deteriorating
21 control ability for the forward movement function of the tibia based on the femur of the biceps femoris
22 when powerful Rectus femoris is activated with last pull movement. In particular it is required that
23 athletes with experienced or being injured have to perceive a careful contiguity about the ratio of biceps
24 femoris. Second, it shows that there is one athlete who exerts five times greater than the injury
25 threshold in contrast to the inversion moment of the ankle, which is actively performed for a strong last
26 pull motion and is positively considered in terms of active scab. Third it is aroused excessive adduction
27 and internal rotation moment to avoid excessive abduction and external rotation of knee at lock out
28 motion. It is considered that there is an injury risk at muscles and ligaments causing large adduction
29 moment and internal rotation moment at knee.

30 Fourth, It is shown that the adduction moment in the elbow joint increased to the over level of the injury
31 threshold at ST (the level of 60%) at lock out phase. For this reason, all athletes are indicated a high
32 injury possibility of elbow adductor muscle. Fifth, lock out motion is similar to the 'High Five' posture, and
33 repetitive training in this motion increases the likelihood of injuries because of occurrence of strong
34 internal rotation and adduction of shoulder. It is concluded that the training volume of lock out motion
35 have to be considered in developing its program.

36 **Conclusion :** It is considered as important factors related to injury at snatch that are B/R rate, muscles
37 to arouse adduction moment and internal rotation moment at elbow joint in lock out phase and
38 muscles to arouse internal rotation moment at shoulder joint in lock out phase.

39
40 *Keywords:* Ratio between biceps femoris and rectus femoris, Moment, Snatch, Injury

41 **Introduction**

42
43 현재 세계 제일의 역도강국은 중국이다. 유럽세가 강했던 역도 계에서 최고의 강국이 되기까지 중국은
44 22 개의 성과 4 개의 직할시, 5 개의 자치구 마다 마치 한 나라에서 역도대표팀을 키워 운영하는 것처럼 꿈나무

45 선발, 훈련 및 성 대표 체제를 만들어 왔으며, 체계적인 기술정립과 함께 좋은 자질의 많은 선수 층을 확보하고,
 46 경쟁을 통해 최선의 선수들을 선정하여 훈련해 오고 있기 때문에 이루어낸 결실이라고 판단된다. 그러나 중국을
 47 제외한 일반국가들은 역도인구가 점차 줄어들고 한정된 선수 인프라와 적은 선수 층으로 국가대표팀을 운영할
 48 수밖에 없는 상황에 처해있다. 대한민국 역도 국가대표팀의 경우 올림픽 메달가능선수는 고작 1-2 명에 불과하며,
 49 또한, 부상에 따른 고통은 크지만 참으면서 훈련을 계속하는 선수들이 대다수를 차지하고 있는 상황이다. 역도는
 50 부상이 많이 발생하는 종목중의 하나다. 이러한 이유는 다른 종목에 비하여 무거운 무게를 머리위로 들어 올리는
 51 종목으로 다소 잘못된 동작을 수행하게 되면 관절 및 인대에 직접적으로 무리를 가져오게 되어 부상과 밀접하게
 52 연계되기 때문이다. Mundt (1993)가 역도운동은 가벼운 근조직의 상처뿐만 아니라 척추분리증(spondylolysis)
 53 및 반월연골의 상해(meniscal injuries) 등 큰 부상을 일으킬 수 있다고 보고한 바와 같이 크고 작은 상해와
 54 밀접한 관계가 있다. 역도에서의 상해에 대한 연구로 Stone (1994)은 역도에서의 상해의 대부분은 무릎(knee),
 55 어깨(shoulder), 허리(low back) 순으로 일어난다고 보고하였고, 무릎상해 중 무릎건염(knee tendinitis), 특히
 56 슬개건염(patellar tendinitis)이 가장 많다고 보고하였다(DeHaven, 1986). 또한, Calhoon 와 Fry (1999)은
 57 역도 엘리트 선수들의 전형적인 상해는 과사용상해(overuse injuries)라고도 보고하였다. Siewe(1999)는
 58 역도선수들의 상해 중 발목이 6.5%이라 하였고, Fong(2012)은 대부분의 발목상해는 내번(inversion) 상해라고
 59 하였으며, Moon(1995)은 바벨을 최대로 든 다음 하강할 때 일어나는 동작에 의해 발목상해가 발생한다고
 60 보고하였다. Kulund (1978)은 인상동작 앉아받기 시 바벨을 뒤로 떨어뜨리는 동작은 어깨관절의 과도한
 61 회외(extreme external rotation)와 굴곡(flection)이 발생되어 어깨상해를 발생시킬 수 있다고 보고하였다.
 62 Gregg (1999)은 역도에서의 대부분의 상해는 허리, 무릎, 어깨부위에서 발생하였으며, 염좌(strains)와
 63 건염(tendinitis)이 68.9%, 급성상해가 59.6%, 만성상해가 30.4%로 보고하였다. 이 밖에도 역도종목
 64 상해관련 많은 연구가 수행되었으나 이러한 연구들은 상해부위에 대한 한정된 조사연구나 단지 모멘트 수치의
 65 통계적 비교 등 세부적이지 못하고 단편적인 연구에 그치고 있고, 인상동작과 연계하여 부상원인 및 부상역치
 66 수준과 연계된 정보를 제공해 주지 못하고 있는 실정이다. 따라서 본 연구는 인상동작 수행 시 동작의 진행에
 67 따라 신체부위별 부상가능성과 부상관련 동작유형이 무엇인지를 밝혀 부상예방 및 수정 훈련프로그램의 개발
 68 등을 마련하는데 중요한 정보를 제공하고자 하였다.

69

70 **Method**

71

72 인상동작 수행에 따른 신체부위별 부상가능성과 부상관련 동작유형이 무엇인지를 파악하기 위하여
 73 국가대표 역도 선수들을 대상(역도 남자선수 7명, 여자선수 3명)으로 인상동작에 대한 기술 분석 및 힘 분석을
 74 실시 하였다 <Table 1>.

75

76 Table 1. The characteristics of the subjects

Subject	Age(y)	Sex	Height(cm)	Body weight(kg)	Carrier(y)	Injury experience
S1	24	M	157	64	10	-
S2	34	M	155	56	21	-
S3	26	M	182	125	10	R. knee
S4	20	M	160	71	7	-
S5	33	M	189	144	19	R. knee
S6	18	M	183	131	10	Scaphoid fracture
S7	30	M	168	82	18	-
S8	20	W	158	71	5	-
S9	18	W	170	99	5	R. knee
S10	21	W	171	109	10	R. shoulder R. knee
Mean±SD	24.4±6.1	-	169.3±12.1	95.2±30.9	11.5±5.8	-

77 M : man, W : woman , R : right

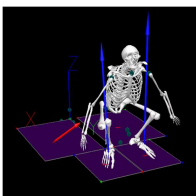
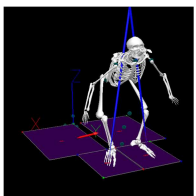
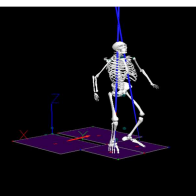
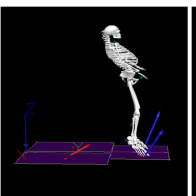
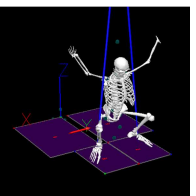
78

79 부상동작 및 부상관련 요인을 도출하기 위하여 3 차원 영상분석과 지면반력분석, 근전위활성도(EMG) 분석,
 80 Visual 3D 분석 프로그램을 통한 관절모멘트(Joint Moment), 관절 힘(Joint Force)을 산출 하였다(Moon,
 81 2013). 선수 별 실험은 Motion Analysis 사의 적외선 실시간 동작분석기를 사용하여 3 차원 동작 분석 (120Hz
 82 sampling rate)을 실시 하였으며, 지면반력분석은 키슬러사의 지면반력기로 1200 sampling rate 을 통해
 83 데이터를 습득하였다. EMG 분석은 1000 sampling rate 로 하지 좌·우측의 주동 근과 길항근인 대퇴이두근,
 84 대퇴직근의 EMG 활동양상을 분석하였다(Moon, 2006). 선수 개인별 최고기록의 60 %수준에서 가장 좋은
 85 동작(무게가 적절히 존재한 상태에서 가장 잘 수행된 인상동작으로 선수, 코치가 선정한 동작: ST) 1 회를
 86 획득하고, 실험 시 몸 컨디션 상태에서의 95 % 수준내외(최고기록의 85 % 수준: MA)에서 5 회 반복 측정 후
 87 선수, 감독이 선정한 가장 좋은 동작을 선택하였다. EMG 분석은 원 자료의 정류화를 실시한 후, 각각의
 88 시도(trial)에서의 평균값을 100%로 간주하고 데이터를 표준화 하였고, 관절모멘트(Mx, My, Mz) 값은 측정된
 89 자료 값을 체중으로 표준화 하였다. 부상역치에 대한 조사 및 부상가능성 진단 방법은 일반적으로 역학적
 90 측면에서 부상진단을 위하여 관절모멘트 데이터를 토대로 부상가능성에 대한 진단을 수행하였으며, 통계적 분석
 91 보다는 개인별 동작 및 특성에 맞추어 분석 및 논의를 진행하였다. 세부적으로는 발목 부상역치는 Parenteau,
 92 Viano and Petit (1998)가 보고한 inversion torque 로 34.1 ± 14.5 Nm 및 Begeman, Balakrishnan and King
 93 (1993) 가 보고한 inversion torque : 35.1 ± 15.6 Nm 이다. 무릎부상 모멘트 역치는 Piziali (1982) 가 보고한
 94 internal/external rotation torque 로 35~80 Nm 및 abduction/adduction torque 로 125~210 Nm 이다.
 95 팔꿈치의 경우 Fleisig (1995)가 보고한 internal rotation torque 로 67 Nm 및 varus torque 는 64
 96 Nm(64~120) 이다. 세분화하여 분석하고자 이벤트 및 구간은 <Figure 1>과 같이 정의 하였다. 이 연구의
 97 제한점으로 2 국면부터 4 국면에 한해 모멘트 분석이 실시되었다.

98

99

Table 2. Definition of events and phase

Event 1	Event 2	Event 3	Event 4	Event 5
				
Start	Barbell knee position	Barbell hip position	Maximal heel lift	lock out position
Phase 1		Phase 3		
Phase 2			Phase 4	

100

101 **Results**

102

103 1. EMG 분석을 통한 대퇴이두/대퇴직근의 비율(B/R rate) 분석

104 B/R Rate(ratio between biceps femoris and rectus femoris, 대퇴이두/대퇴직근 비율)에 대하여, 1국면에서는
 105 S1은 ST(60 %수준에서 가장 좋은 수행동작)시 1국면(P1) 에서 239 % 을 보였는데 이는 MA(최대기록의 85 %
 106 수준, 실험 시 몸 컨디션이 95 % 이상수준에서 동작수행)시 51% 보다 큰 차이를 보였다. S7 선수는 S1선수와 비
 107 슷하게 ST시 좌측이 180 %, 우측이 181 % 인데 비해 MA시 좌측이 19 %, 우측이 54%로 바벨무게가 많이 나갈
 108 때 대퇴이두근의 활용이 작아지는 현상을 보였다. 이러한 유형의 현상은 S2, S3에게도 나타났다. 반면, S9, S10 선
 109 수들은 반대로 바벨무게가 큰 MA 시 1국면에서 더 큰 값을 보였다. 3국면(P3)에서는 S1선수는 ST시 247 %로
 110 MA시 23 % 보다 큰 차이의 비율 값을 보였다. 특이한 점은 S6는 구간3 왼쪽에서 ST시 528 %, MA시 384 %로

111 대퇴이두근의 활성이 대퇴직근에 비해 월등하게 커지는 것을 확인할 수 있다. 한편, 오른 무릎부상을 경험하고 있는
 112 선수로 S3, S10은 B/R Rate 에서 MA의 3국면시 오른쪽에서 27 %, 55 %로 상대적으로 대퇴이두근이 작은 활성
 113 도를 보였다.

114
 115

Table 3. ratio between biceps femoris and rectus femoris (unit : %)

Subjects		ST				MA			
		P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4
S1	R	154.	122	115	53	101	106	24	131
	L	239	130	247	58	51	148	23	75
S2	R	132	135	233	54	111	88	74	14
	L	105	113	85	50	74	205	186	39
S3	R	111	105	188	102	50	81	27	161
	L	92	68	157	526	67	85	76	50
S4	R	90	152	67	185	79	52	70	142
	L	173	120	79	106	127	73	221	109
S5	R	39	24	34	281	92	66	215	62
	L	48	41	45	197	70	30	70	55
S6	R	273	207	51	92	112	29	265	143
	L	89	146	528	108	86	68	384	133
S7	R	181	141	78	75	54	118	81	82
	L	180	84	98	65	19	166	95	74
S8	R	105	157	69	80	131	62	51	148
	L	96	187	77	132	124	88	48	122
S9	R	97	53	156	146	135	104	103	109
	L	90	86	270	132	448	104	220	81
S10	R	89	152	78	91	232	61	55	60
	L	65	68	84	233	234	74	63	97
Mean(SD)	R	127(64)	125(52)	107(65)	116(70)	110(51)	77(27)	97(80)	105(48)
	L	118(59)	104(43)	167(147)	161(141)	130(126)	104(52)	139(112)	84(31)

116 R : right, L : left

117

118 2. 관절에서 발생하는 모멘트 분석

119

120 3 국면 (P3)에서, 발목의 내번모멘트는 S4의 경우 ST 좌측이 128 %(91 Nm), 우측이 235%(167 Nm)로
 121 MA 시 좌측이 174 %(123 Nm), 우측이 217%(154 Nm)으로 큰 내번모멘트 값이 나타났다. 반면 S1은 ST 시
 122 좌측이 1 %(1 Nm), 우측이 28 %(18 Nm)로, MA 시 좌측이 4 %(2.66 Nm), 우측이 3 %(2.06 Nm)으로
 123 아주 작은 내번모멘트를 보이고 있어 발목활용에 있어서 다른 선수에 비해 적은 것으로 나타났다. 한편,
 124 평균값에서 보면 ST와 MA 사이에서는 큰 차이가 나지 않고 있으나 좌우 발에서의 차이가 많이 나는 선수들이
 125 있다. 4 국면 (P4)에서, 발목내전모멘트는 ST 시 S4 선수 같은 경우 왼발에서 191 %(135 Nm)로 가장 크게
 126 발현하고 있고 S2는 0.2 %(0.11 Nm), S10은 0.03 %(0.03 Nm)로 작게 발현되고 있어 선수 별 동작수행에
 127 따라 큰 차이가 났다. 발목 내전모멘트에서는 다른 선수들은 대체로 작은 값을 나타내고 있으나 ST의 왼발의
 128 경우 S1은 112 %(72 Nm), S2는 180 %(100 Nm)로 큰 내전모멘트가 일어나고 있다. 즉, S1, S2 선수는
 129 앉아받기 시 외전 동작이 과하게 일어나는 것을 방지하기 위해 다른 선수들 보다 더 큰 내전모멘트를 발생시키는
 130 것으로 나타났다. 무릎 내전 모멘트에서는 ST의 좌측 평균이 77 %(75 Nm)이고, MA 좌측 평균이 135 %(132
 131 Nm), 우측 평균이 166%(144 Nm). MA 우측평균이 217 % (201 Nm)으로 바벨 무게가 증가할수록 더 크게

132 나타났다. 또한 S2는 ST의 우측 시 401% (224 Nm)로 큰 무릎 내전모멘트 값을 보이고 있다. 어깨의 내전
 133 모멘트에서는 ST 시 왼쪽 어깨에서는 214% (199 Nm), 오른쪽어깨에서는 181%(168 Nm)로 MA 시
 134 왼쪽어깨에서 281% (270 Nm), 오른쪽어깨에서 273% (261 Nm)로 무릎증가에 따라 내전 모멘트가 더 큰
 135 값을 보였다. 그러나 좌우어깨에 대한 차이가 ST에서 보다 적게 나타났다. 팔꿈치 내 회전 모멘트에서 S2 선수는
 136 ST의 오른쪽에서 328% (184 Nm), S9 선수는 MA 왼쪽에서 203% (201 Nm)로 다른 선수들 보다 크게
 137 나타났다. 평균적으로 ST의 좌측 시 79% (78 Nm), 우측 시 106% (96 Nm), MA의 좌측 시 152% (149 Nm),
 138 우측 시 111% (109 Nm)로 바벨무릎증가에 따라 더 큰 팔꿈치 내 회전(회내) 모멘트가 발생하고 있는 것으로
 139 나타났다.

140

141 Table 4. Maximal moment at phase3, 4
 142 (unit : %(Nm))

Variables		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	Mean (SD)			
P 3	A*I	ST	L	1	25	89	128	54	90	17	119	93	107	72(44)	
			R	(1)	(14)	(112)	(91)	(78)	(118)	(14)	(85)	(92)	(116)	72(45)	
		Ma	L	28	283	150	235	178	145	32	119	124	52	135(83)	
			R	(18)	(158)	(187)	(167)	(256)	(190)	(26)	(84)	(122)	(57)	127(78)	
		Ma	L	4	19	99	174	139	107	32	7	121	83	78(59)	
			R	(2)	(11)	(124)	(123)	(200)	(140)	(26)	(5)	(120)	(91)	84(68)	
	P 4	A*E	ST	L	3	194	191	217	212	171	38	159	171	100	146(74)
				R	(2)	(109)	(239)	(154)	(306)	(224)	(31)	(112)	(170)	(110)	146(93)
			A*E	L	167	0	82	191	171	61	115	136	79	0	100(68)
				R	(107)	(0)	(102)	(136)	(246)	(80)	(94)	(97)	(78)	(0)	93(69)
			Ma	L	55	0	47	130	100	53	107	61	18	0	57(44)
				R	(35)	(0)	(58)	(93)	(144)	(69)	(87)	(43)	(18)	(0)	54(45)
A*Ad		ST	L	288	189	109	323	179	185	122	417	166	44	202(110)	
			R	(184)	(106)	(136)	(229)	(258)	(242)	(100)	(296)	(164)	(48)	176(79)	
		Ma	L	47	146	88	166	151	133	111	156	150	12	115(51)	
			R	(30)	(82)	(110)	(118)	(218)	(174)	(91)	(110)	(148)	(13)	109(61)	
		A*Ad	L	113	180	16	57	40	22	14	15	42	34	53(53)	
			R	(72)	(101)	(20)	(40)	(58)	(29)	(12)	(10)	(42)	(37)	42(28)	
K*Ad	ST	L	142	328	26	1	6	17	1	31	20	31	60(102)		
		R	(91)	(91)	(33)	(0)	(9)	(22)	(1)	(22)	(20)	(34)	32(33)		
	Ma	L	121	25	45	66	58	39	14	8	54	13	44(33)		
		R	(77)	(14)	(56)	(47)	(84)	(51)	(11)	(6)	(54)	(15)	41(28)		
	K*Ad	L	118	209	61	69	53	122	16	105	66	48	86(54)		
		R	(76)	(117)	(76)	(49)	(77)	(160)	(13)	(75)	(66)	(53)	76(39)		
K*Ad	ST	L	44	55	35	29	109	30	92	105	115	160	77(44)		
		R	(28)	(31)	(44)	(20)	(157)	(40)	(75)	(75)	(114)	(174)	75(55)		
	Ma	L	222	401	42	154	200	136	117	160	69	162	166(98)		
		R	(142)	(225)	(53)	(109)	(287)	(178)	(96)	(113)	(68)	(176)	144(72)		
	K*Ad	L	151	50	129	93	153	145	120	190	216	107	135(47)		
		R	(97)	(28)	(161)	(66)	(220)	(190)	(98)	(135)	(214)	(116)	132(63)		
K*Ad	L	302	298	107	204	263	248	145	217	252	138	217(68)			
	R	(193)	(167)	(134)	(145)	(379)	(324)	(119)	(154)	(249)	(150)	201(88)			

ST	L	232	287	246	360	264	113	220	34	293	93	214(102)
		(148)	(161)	(308)	(255)	(380)	(148)	(180)	(24)	(290)	(101)	199(107)
S*Ad	R	280	284	137	228	274	129	129	42	208	101	181(85)
		(179)	(159)	(171)	(162)	(394)	(169)	(105)	(30)	(206)	(110)	168(93)
Ma	L	193	322	298	464	388	195	230	112	447	163	281(122)
		(123)	(180)	(373)	(329)	(559)	(255)	(188)	(80)	(442)	(178)	270(152)
E*IR	R	270	333	165	359	424	217	301	120	320	227	273(92)
		(173)	(187)	(206)	(255)	(610)	(284)	(247)	(85)	(317)	(248)	261(138)
ST	L	36	91	84	111	105	121	105	32	65	40	79(33)
		(23)	(51)	(104)	(78)	(151)	(159)	(86)	(23)	(65)	(43)	78(48)
Ma	R	30	329	154	98	92	91	93	37	116	25	106(87)
		(19)	(184)	(192)	(69)	(132)	(119)	(76)	(27)	(114)	(27)	96(63)
E*IR	L	60	199	202	170	195	190	106	145	203	51	152(59)
		(39)	(111)	(252)	(121)	(280)	(249)	(87)	(103)	(201)	(55)	142(88)
Ma	R	79	139	152	125	117	157	68	109	97	76	111(31)
		(51)	(78)	(190)	(89)	(169)	(206)	(56)	(77)	(96)	(83)	109(56)

Note. A*I: 발목 내번 모멘트(Ankle Inversion) A*E : 발목 신전 모멘트 (Ankle Extension), A*Ad(발목 내전 모멘트 (Ankle Adduction moment) K*Ad : 최대 무릎 내번 모멘트 (Max Knee Inversion moment), S*Ad : 어깨 내전 모멘트 (Shoulder Adduction moment), E*IR : 팔꿈치 내회전 모멘트 (Elbow Internal Rotation moment)

143

144 Discussion

145

146

147

148

149

150

151

152

153

154

155

156

157

158

159

160

161

162

163

164

165

166

B/R Rate(대퇴이두/대퇴직근 비율)에 대해, 1 국면에서 S1, S7 선수들은 ST 가 MA 보다 상대적으로 큰 값을 보였고, 2 국면에서는 반대로 MA에서 더 큰 값을 보여 바벨무게가 클 때 대퇴이두근의 활용이 작아지는 현상을 보였다. 이는 가장 무겁게 바벨을 들어 올리는 시기인 스타트 시 무게가 더 무거워짐에 따라 주동근인 대퇴직근이나 비복근의 비율이 길항근의 역할을 하는 대퇴이두근에 비해 커지는 결과로서 길항근인 대퇴이두근의 부상 발생 원인이 될 수 있는 것으로 사료된다. 실제 현장에서 스타트 시 대퇴이두근의 파열이 발생하는 것을 자주 경험할 수 있는데 이러한 이유가 대퇴이두근이 대퇴직근의 근활성에 비례하여 활성화되지 못하거나 약함으로 인해 발생하는 것으로 예측된다. 3 국면에서는 S2가 좌측에서 바벨무게가 커지면서 MA에서 ST보다 B/R의 비율이 커지고 우측 발은 비율이 작아지는 현상을 보이고 있고, 반대로 S6은 좌측발의 비율이 작아지고 우측 발은 커지는 등 좌우 발에서 주동근과 길항근의 비율이 엇박자를 보이거나 큰 차이를 보이는 선수들이 있어 균형 있는 동작수행이나 근 비율을 맞추도록 주의를 기울여야 할 것이다. 특이한 점으로 오른 무릎부상을 경험하고 있는 선수인 S3, S10 선수들에게서 바벨무게가 큰 MA시 3 국면에서 S3는 27%, S10의 경우 55%으로 아주 낮은 비율 값을 보이고 있다. 따라서 이 선수들은 대퇴이두가 상대적으로 약해져 있음으로 인해 Barry P. Boden (2000)이 언급한 바와 같이 역도수행 시 대퇴를 기준으로 하퇴가 전방으로 이동되는 것을 제어할 능력이 떨어지거나 3국면에서 진행되는 라스트풀과 같이 무릎 과신전을 일으킬 수 있는 동작의 제어서 ACL 상해가 재발될 가능성을 내포할 수 있을 것으로 사료된다. 또한, Ostering (1986)은 정상적인 대퇴관절에 대한 슬관절의 비율이 60 % 라고 보고하고, 50 % 이하면 부상가능성이 커진다는 내용을 토대로 볼 때 특히, 길항근인 대퇴이두근의 강화가 필요한 것으로 판단된다. 결과적으로 큰 무게감을 느끼고 바벨을 들어 올려야 하는 출발시와 최대한 폭발적으로 바벨을 머리위로 들어 올려야 하는 라스트풀 시 작은 값의 B/R Rate는 장·단기 적으로 부상과 밀접한 관계가 있을 것으로 판단되므로 하지 굴곡/신전을 일으키는 근육들의 균형성에 주의를 기울여야 할 것으로 사료된다. 또한 D. G. Behm (1993)이 주동근에 상대적인 길항근 강화 훈련은 부상방어 메커니즘 기능으로 요구되는 중요한 요인이라고 보고한 바와 같이 역도 선수에게 있어서 하지 신전근에서 B/R Rate가 낮은 선수들은 길항근 훈련에 초점을 두어야 할 것으로 판단된다.

167 관절모멘트 분석결과에 대해, 2 국면시 무릎 최대 회외 모멘트는 무게증가에 따라 좌우측 불균형이 대부분의
 168 선수들에게서 나타났다. 이는 좌우 동작의 불균형에 의해 발생하는 것으로 판단되며, 동작의 균형을 증대시키기
 169 위해 가벼운 무게에서부터 다시 조정훈련이 수행될 필요가 있다고 사료된다. 특히, 피험자 S4는 Piziali (1982)이 제
 170 시한 부상역치 35-80 Nm에 비해 20~120 Nm 가 더 큰 무릎 회외모멘트가 나타났다. 선행연구에서 제시된 역치
 171 수준은 사체연구를 통해 제시된 자료임에 비해 많은 훈련을 통해 근육이나 기타 신체조직들이 강화된 역도선수들이
 172 기 때문에 부상역치수준을 넘어선 값을 보이는 것으로 판단된다. 그러나 제시된 부상역치 수준을 넘은 것은 2 국면
 173 에서 무릎 회외모멘트를 일으키는 근육군의 부상 개연성이 있다는 것으로 주의롭게 살펴야 할 부분이다. 3 국면에
 174 서는 라스트풀을 수행하기 위해서 강한 발목신전, 내번운동 및 무릎신전운동을 수행하게 된다. S4의 경우 발목의
 175 내번모멘트에서 ST시 좌측이 128%(91 Nm), 우측이 235%(167 N m), MA시 좌측이 174%(123 Nm), 우측이
 176 217%(154 Nm) 로 큰 내번모멘트값을 나타내었다. 이러한 수치는 Begeman (1993)이 제시한 부상역치 35.1±1
 177 5.6 Nm에 비해 5 배 정도 큰 수치이다. 더 큰 값이 발생하지 않도록 주의해 야 할 부분이다. 내번모멘트는 일반인
 178 보다 강한 근력을 지닌 역도선수가 능동적 동작수행에 의해 발현된 수치이므로 라스트 풀을 강하게 하기 위해서 큰
 179 모멘트를 발현시켰다는 측면에서 부상발생 원인이라기 보다는 긍정적 측면으로 판단된다. 4 국면에서는 라스트 풀
 180 을 지나 바벨이 최대로 들린 후 낙하하면서 앉아받기 초반에 급격히 부하가 집중되어 바벨 받기 동작이 수행되는데
 181 이때 바벨이 수직으로 떨어지는 부하를 견디기 위해 발목신전모멘트, 무릎신전모멘트가 크게 발현하게 된다. S4 선
 182 수 같은 경우 발목신전모멘트가 가장 크게 발현하고 있고 S2, S10의 선수의 경우 작게 발현되고 있다. 이러한 현상
 183 은 선수 개개인별 동작수행의 특성으로 인해 발생하는 차이일 수 있는데 라스트 풀 동작이후 적절한 수직 바벨높이
 184 와 자세가 조화를 통해 바벨을 부드럽게 앉아 받는 경우가 있고 바벨의 수직높이와 앉아받기 자세와의 조화가 좋지
 185 않아 큰 값을 갖게 되는 경우도 발생할 수 있기 때문이다. 무릎 내전 모멘트에서 S2는 ST의 우측시 401%(224 N
 186 m)로 큰 무릎 내전모멘트를 보이고 있는데 Piziali (1982)가 보고한 무릎내외전 부상역치 수준인 125~210 Nm 보
 187 다 큰 값을 보였다. 또한, S1의 왼쪽 무릎회내외모멘트가 ST시 138%(88 Nm), MA에서 291%(186 Nm)을 보였다.
 188 Piziali (1982) 가 보고한 무릎 회내외모멘트의 역치수준인 35.80 Nm를 넘는 값이다. 이러한 현상은 라스트 풀 이
 189 후에 떨어지는 바벨을 받는 상황에서의 근발현이라 수동적(passive) 인 성격이 크고 바벨무게에 의해 수동적으로
 190 발이 과외전, 과외회 되는 동작을 제어하기 위해 발현되는 무릎 내전모멘트 및 내회전 모멘트이므로 4국면 앉아받
 191 기 자세를 취하면서 무릎 내전모멘트를 발생시키는 근육군의 부상가능성이 클 것으로 판단되며, 이러한 부하가 한
 192 쪽으로 치우쳐 발생되지 않도록 안정되고 균형있는 앉아받기 자세를 취하는 훈련이 보다 더 요구된다. 특히, 회내
 193 모멘트는 외반슬(Valgus)과 결합되어 전방십자인대 (ACL) 상해나 후방십자인대(PCL)상해와 같은 무릎상해의 주
 194 원인으로 보고(Kanamori 등 (2002)) 되고 있으므로 주의를 가지고 관찰되어야 할 것으로 사료된다. 어깨 관절부
 195 위 내회전 모멘트에서 ST시 왼쪽 어깨의 내회전 모멘트는 186%(179 Nm) 인 반면 MA시 왼쪽 어깨는 251%(24
 196 0 Nm) 이 나타났고, ST시 오른쪽 내회전 모멘트는 181%(177 Nm) 에 비해 MA시 오른쪽 어깨는 270%(265 N
 197 m)로 더 큰 모멘트가 발생하였다. 이러한 현상은 앉아받기시 바벨이 약간이라도 후방으로 더 치우치게 되면 바벨무
 198 계에 의해 선수들의 어깨에서는 외회전이 크게 일어나게 되고, 이를 억제하여 동작을 잡기 위해서는 회내 모멘트를
 199 크게 일으킬 수 밖에 없기 때문이다. 더불어 어깨관절의 큰 유동성은 이러한 현상을 더 증가시킬 수 있다. Gross (1
 200 993)은 어깨에서 'High five Position 즉, 어깨가 외전되고 외회전이 동시에 일어나는 자세에서 근력운동시 부상발
 201 행이 크다고 보고된 내용과 연계해 볼 때 역도 인상동작의 앉아받기 자세는 High Five 동작과 비슷하고 발생하는 어
 202 깨 내전, 내회전 모멘트의 크기도 크기 때문에 부상발생 가능성이 클 것으로 판단되며, 앉아받기 자세의 반복적인
 203 수행은 부상과 연계될 가능성이 크므로 앉아받기 동작에 대한 훈련양에 대한 설정측면에서도 고려되어야 할 것으
 204 로 판단된다. 4국면 팔꿈치 모멘트에서는 Fleisig(1995)가 팔꿈치 내전모멘트의 부상역치는 64-120 Nm 정도로
 205 보고 하였는데, S2선수는 ST시 오른쪽에 177%(99 Nm)로 가장 큰 값을 보였고, 이 값은 부상역치 수준을 크게 넘
 206 는 값이다. 이는 역도선수들의 부상 중 팔꿈치 부상의 원인으로 과 외전동작을 제어하기 위해 지나치게 큰 내전근이
 207 발현되기 쉬우며, 2012년 런던올림픽에서도 한국 국가대표 선수에게서 발생된 팔꿈치 부상과 일치하는 동작으로
 208 주의 깊게 고려되어야 할 손상요인이다. 한편, 이 값이 ST 수준에서 나타났다는 것이다. 따라서 선수들은 팔꿈치에
 209 서의 과외전 동작을 억제하기 위한 내전근 부상위험성이 다른 요인들 보다 크게 가지고 있을 것으로 판단해 보강훈
 210 련이나 안정한 앉아받기 동작으로의 동작수정 훈련을 수행할 필요가 있다. 팔꿈치 내측 회전모멘트에서는 앉아받

211 기 시 후방으로 움직이는 바벨을 제어하기 위해 팔꿈치의 외전동작과 더불어 회외 동작이 일어나게 된다. 따라서 이
212 러한 동작의 과운동을 저지하고 안정화를 시키기 위해 팔꿈치 회내모멘트를 발생하게 되는데 S2선수는 ST의 오른
213 쪽에서 328%(184 Nm), S9선수는 MA 왼쪽에서 203%(201 Nm)으로 Fleisig (1995)가 제시한 회내모멘트 부상
214 역치 67 Nm 보다도 더 큰 값을 보이고 있어 주의가 요구된다.

215

216 Conclusion

217

218 본 연구는 인상동작 진행에 따라 신체부위별 부상가능성과 부상관련 동작유형이 무엇인지를 밝혀 부상예방 및
219 수정 훈련프로그램의 개발 등을 마련하는데 중요한 정보를 제공하고자 수행하였다. 본 연구를 통해 산출된 결론은
220 다음과 같다. 1. 무릎부상 경험이 있는 S3, S10 선수는 B/R Rate(대퇴이두근/대퇴직근 비율)이 3국면에서 작은 값
221 을 보였고, 이러한 결과는 라스트풀을 수행하면서 강한 대퇴직근이 발현될 때 대퇴이두근이 대퇴를 기준으로 하퇴
222 를 전방으로 이동되는 것을 제어하는 능력이 저하됨으로써 ACL 상해와 같은 무릎 재부상을 일으킬 가능성이 큰 것
223 으로 사료된다. 따라서 특히, 무릎부상의 경험이 있거나 손상중인 선수들은 대퇴이두근/대퇴직근의 비율에 대한 주
224 의가 요구된다. 2. 모멘트 분석을 통해 나타난 부상관련 동작 및 요인은 다음과 같다. 가. 2 국면시 무릎관절에서의
225 바벨무게를 견디고 올릴 때 회내동작을 억제하기 위한 회외모멘트에서 부상역치 수준을 넘고 있어 회외모멘트를 일
226 으키는 근육들의 부상가능성이 제기되고, 더불어 강화훈련이 요구된다. 나. 강한 라스트풀 동작을 위해 능동적으로
227 수행되는 발목의 내반모멘트는 부상역치 보다 5 배 큰 값을 보이고 있는 선수가 있으며, 능동적 근힘 발현측면에서
228 긍정적으로 평가된다. 다. 앉아받기 직후 무릎의 외전동작 치 외회전 동작이 과하게 발생되지 않도록 큰 내전모멘트
229 및 내회전 모멘트가 발생 되는데 이로 인해 내전모멘트 및 내회전 모멘트를 일으키는 근육군의 부상가능성이 높은
230 것으로 나타났다. 라. 앉아받기 구간시 팔꿈치 관절에서 과외전 동작을 제어하기 위한 내전모멘트가 60 % 수준인
231 ST 에서도 부상역치 수준까지 크게 나타나 모든 선수에게서 팔꿈치 내전근 부상 가능성이 큰 것으로 나타났다. 마.
232 역도 앉아받기 자세는 ‘ High Five’ 자세와 비슷하고, 어깨에서의 내전, 내회전 모멘트가 크게 발생하여, 이러한 자
233 세로의 반복적인 훈련은 부상가능성을 크게 할 수 있으므로 훈련프로그램 개발시 앉아받기 동작의 훈련양이 고려되
234 어야 할 것으로 판단된다.

235

236 Reference

237

- 238 Begeman, P., Balakrishnan, P., & King, A. I. (1993). Dynamic human ankle response to inversion and eversion. *Symposiu*
239 *m Proceeding-Centers for Disease Control*, 121-132.
- 240 Calhoon G, Fry AC. (1999). Injury rates and profiles of elite competitive weightlifters. *J Athl Train.* 34(3):232-8.
- 241 DeHaven KD, Lintner DM. (1986). Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. *Am J Sports Med.* 14:218-224.
- 242 Fong, D. T. P., Ha, S. C. W., Mok, K. M., Chan, C. W. L., & Chan, K. M. (2012). Kinematics Analysis of Ankle
243 Inversion Ligamentous Sprain Injuries in Sports Five Cases From Televised Tennis Competitions. *The American*
244 *journal of sports medicine*, 40(11), 2627-2632.
- 245 Gregg Calhoon, Andrew C. (1999). Injury Rate and Profiles of Elite Competitive Weightlifters. *Journal of Athletic Training.*
246 34(3):232-238
- 247 Gross, ML, Brenner, SL, Esformes, I, and Sonzogni, JJ (1993). Anterior shoulder instability in weight lifters. *American Journ*
248 *al of Medicine* 21 : 599-603.
- 249 Kanamori, A, Zeminski J, Rudy, T.W., et al.(2002). The effect of axial tivial torque on the function of the arterial cruciate l
250 igament : a biomechanical study of a simulated pivot shift test. *Arthroscopy.* 18(4), 394-398.
- 251 Kulund DN, Dewy JB, Brubaker CE. (1978). Olympic weightlifting injuries Physician Sportsmed. 8(11):111-119
- 252 Mirela Toth-Tascau, Oana Pasca, Cosmina Vigaru and Lucian Rusu(2013). Assessment of Gait Symmetry for Talus Valgus
253 Children based on Experimental Kinematic Analysis. *11th International Conference of Numerical Analysis and Applied*

254 *Mathematics*. AIP conf, Proc. 1558, 1652-1655.

255 Moon, Y. J. & Jung, Chung, C. S. (1995). Output of muscle moment occurred in each joint during the snatch technique.

256 *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 5(1). pp. 3~18 1995,

257 Moon, Y. J., Lee, S. H. & Lim, B. O. (2006). The research on EMG tendency following increasing record in snatch

258 weightlifting, *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(4), 1-12.

259 Moon, J. H. & Chun, Y. J. (2013). Biomechanical analysis of the effect that various loads has on the lower limbs while

260 descending stairs. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 23(3), 245-252

261 Mundt DJ, Kelsey JL, Golden AL, Panjabi MM, Pastides H, Berg AT, Sklar J, Hosea T. (1933). An epidemiologic study of s

262 ports and weight lifting as passive risk factors for herniated lumbar and cervical discs: the Northeast Collaborative Grou

263 p on Low back Pain. *Am J sports Med*. 21:854-860

264 Ostering LR.(1986) Isokinetic fynamometry : Implications for muscle testing and rehabilitation. *Exercise and Sports Scienc*

265 *es Reviews*. : 45-81.

266 Parenteau, C. S., Viano, D. C. and Petit, P. Y.(1998). Biomechanical properties of human cadaveric ankle-subtalar joint in q

267 uasi-static loading. *Journal of Biomechanical Engineering*, February, Vol. 120. 105-111.

268 Piziali, R. L., Nagel, D. A., Koogle, T., & Whalen, R. (1982). Knee and tibia strength in snow skiing. In R. J. Johnson, W. Ha

269 user, & M. Magi (Eds.). *In Ski Trauma and Skiing Safety IV* (pp. 24-31). Munich: TUV Publication Series

270 Siewe, J., Rudat, J., Röllinghoff, M., Schlegel, U. J., Eysel, P., & Michael, J. P. (2011). Injuries and overuse Sy n

271 dromes in powerlifting. *International journal of sports medicine*, 32(09), 703-711.

272 Stergiou N. (2003). Innovative Analyses of Human Movement. *Human Kinetics*, 1st ed.

273 Stone MH, Fry AC, Ritchie M, Stoessel-Ross L, Marsit JL. (1994). Injury potential and safety aspects of weightlifting

274 movements, *Strength & Conditioning*. 19; 15-21..