■ 권혜민, 김수현¹, 김현진², 오석¹, 최지호¹, 김태열³

호인병원 물리치료실, ¹동신대학교 대학원 물리치료학과, ²서남대학교 대학원 물리치료학과, ³동신대학교 보건복지대학 물리치료학과

The Effect of Balance Control and Vestibular Function by an Aquatic Rotation Control and the Obstacle Avoidance Underwater with Hemiplegia Patients

Hye-min Kwon, PT; Su-Hyun Kim, PT¹; Hyun-Jin Kim, PT, MS²; Seok Oh, PT¹; Ji-Ho Choi, PT¹; Tae-Youl Kim, PT, PhD³

Department of Physical Therapy, Hyoin Hospital; ¹Department of Physical Therapy, Graduate School, Dongshin University; ²Department of Physical Therapy, Seonam University; ³Department of Physical Therapy, Health & Welfare College, Dongshin University

Purpose : The objective of this study is to effect of an aquatic rotation control and obstacle avoidance when conducted underwater on hemiplegia patient's balance ability and vestibular function.

Methods : Twelve hemiplegia patients participated and were randomly assigned to a control group(I) with standard physical therapy and an aquatic group(II) with an aquatic rotation control, obstacle avoidance and standard physical therapy as well. The aquatic group trained using a Halliwick rotation control and obstacle avoidance through 3 times per week over 6 weeks.

For all subjects, vestibular function, their balance, the change of electrooculogram (EOG), the change of accelerometer axis and torsionmeter according to visual sense, vestibular sense with galvanic vestibular stimulation (GVS) or not during leg close stance were measured.

Results : The EOG in the vertical and horizontal ($p<0.05$) were both significantly lowered. The change was significantly lower in the trajectory range of motion of trunk and spine with torsionmeter when leg close stand ($p<0.01$) and leg close stand with GVS ($p<0.01$). The centre of gravity accelerated, there were reduced significantly difference X and Y axis of accelerometer during the closing of the leg without vision ($p<0.05$). There were reduced significantly difference X and Z axis of accelerometer during the closing of the leg with GVS ($p<0.05$). There were reduced significantly difference X and Z axis of accelerometer during the closing of the leg and close eyes with GVS ($p<0.05$).

Conclusion : The balance ability, vestibular system and postural control is improved.

Key words : Halliwick, electrooculogram, accelerometer, torsionmeter

논문접수일 : 2010년 5월 11일

수정접수일 : 2010년 6월 4일

게재승인일 : 2010년 6월 10일

교신저자 : 김태열, ptcep@hanmail.net

I. 서론

수중물리치료는 물의 다양한 유체역학적 특성에 의해 지상에서 일 어날 수 없는 움직임을 두려움 없이 수행할 수 있는 장점을 가지고 적용하는 치료적 중재라고 하였고,¹ 이것은 수중환경에서의 치료

를 결정하는데 상당히 중요한 점으로 신체의 움직임을 유지하는 수단이고, 균형능력 효과를 가지고 있다.² 특히 수중물리치료 중 할리윅 수중치료(Halliwick aquatic therapy) 회전훈련이 균형 조절 및 자세동요조절에 긍정적인 영향을 준다고 보고되었다.^{3,4} 수중에서의 회전조절훈련은 지상과 달리 삼차원적 회전이 가능하

기 때문에 전정기관에 다양한 자극이 가능하다. Fitzpatrick와 Day⁵는 전정기관에 자극을 주어 머리의 움직임이 신체의 운동 조절에 효과가 나타났다고 보고되었다. 이러한 전정기관은 자세유지에 관여하는 망상척수과와 균형유지에 관여하는 전정척수과에 정보를 반영하고,⁶ 전정안료반사와 전정척수반사를 유발하여 공간에서의 위치감각이나 평형 및 자세의 조절에서 중요한 역할을 한다.^{7,8}

전정안료반사는 전정수용기의 정보가 전정신경을 통해 전정신경핵으로 전달된 후 내측 종속핵을 통하여 안구운동신경핵에 도달한 신호가 외안근을 수축시킴으로서 머리가 움직이는 동안 전방에 위치한 물체의 상을 망막에 일정하게 고정하여 자세조절에 관여한다.⁹ 걷거나 뛰는 도중에 머리의 움직임은 반구관을 자극하고, 반구관에 의해 감지되는 머리의 움직임은 전정안료반사(vestibulo-ocular reflex, VOR)에 의해 시각속도가 발생한다.¹⁰ 이러한 원리로 안전도 검사는 시각운동성 안구진탕증과 안구 움직임을 이끌어 내 전정안 검사를 조사하기 위해서 사용되어진다.¹¹ 안전도 신호는 안구 운동 시 발생하는 생체신호로서 눈 주위에 전극을 부착하여 발생하는 전위차를 기록하며, 눈을 감은 상태에서 측정이 가능하고 전정안료반사의 정량적인 측정이 가능하다.⁷

전정척수반사는 머리의 움직임에 의한 전정수용기의 정보가 전정신경핵에 도달한 후 내측과 외측 전정척수신경로를 경유하여 척수전운동뉴론으로 전달되어 골격근의 수축을 초래하여 반사적 자세조절에 관여한다.⁹ Inglis 등¹²은 전정계로부터의 구심성 정보는 자세동요 시 사지의 진폭을 조절하여 미세하게 신체의 재 정렬을 수행하고, 시각 및 고유수용감각 등과 함께 반사적인 자세나 운동의 조절에 있어 중요한 기능을 수행한다고 보고하였다. 시각은 선 자세에서, 신체부분의 움직임과 자세에 대하여 신체부분들 간의 정보와 외부 환경과 관련된 정보를 중추신경계로 제공하여 기립균형을 조절하는 중요한 기능을 수행한다.^{13,14} 전정척수반사(vestibulo-spinal reflex, VSR)를 평가하는 검사로는 기립균형능력을 보기위한검사로서 Romberg 검사, 불안정한 지지면에서의 자세동요검사, 한발서기검사 등이 있다.^{15,16}

전정기관의 기능을 향상시키고 평형 및 자세에 관련된 기능적인 보행이나 균형을 강화하기 위한 방법 중에 여러 가지 다양한 걷기 환경들로 구성된 장애물을 두고 걷기 훈련이 있다.¹⁷ Lu 등¹⁸은 편마비 환자에서의 장애물 훈련은 균형과 이동에 긍정적인 영향을 미치며 환자의 마비측 뿐만 아니라 비마비측에도 영향을 준다고 하였다. 그러나 편마비 환자에게 장애물 통과 훈련은 낙상의 위험이 따르므로 치료 시 주의해야 한다.¹⁹ 수중에서의 훈련은 충격이나 부상 없이 수행할 수 있으므로,¹ 수중에서의 장애물 통과 학습은 지상보다는 안전하다는 장점이 있다.

그러나 수중치료가 이러한 장점을 가지고 있음에도 불구하고 그동안 뇌졸중 후 편마비 환자의 균형훈련은 주로 지상에서의 근력강화와 같은 전통적인 기능적 접근방법이나 브룬스트롬 접근방법, 보바스 접근방법등과 같은 신경촉진모델이 주로 사용되어 왔으며,^{20,21} 이에 대한 연구도 거의 지상에서 이루어지는 전통적인 치료에 집중되어 있다.²²⁻²⁴ 따라서 수중에서 적용되는 회전조절 훈련이나 장애물 통과 학습의 임상연구는 매우 미흡한 상태이다.

이 연구는 지상에서 적용되고 있는 균형훈련의 한계성을 보완하고, 향후 임상에서 뇌졸중과 같은 중추신경계 병변을 가진 환자나 균형능력이 현저히 저하된 노인의 자세조절이나 낙상예방 등에 적용할 수 있는 수중물리치료의 중재기법을 개발하는데 필요한 임상 기초자료를 제공하는데 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

연구대상은 국내 소재 M병원에 입원중인 환자로 뇌졸중으로 인해 편마비로 진단을 받고 최소한 보조도구 등을 이용한 독립적보행이 가능한 환자를 대상으로 한정하였다. 대상자들에게 실험내용에 대해 충분한 설명을 한 후 자발적으로 동의하고 실험동의서를 작성한 12명을 대상으로 6주간 표준물리치료만 실시한 대조군과 표준물리치료와 수중물리치료를 병행하여 실시한 수중치료군으로 나누고 무작위로 각 그룹에 6명씩 배치하였다(표 1).

표 1. 연구 대상자의 일반적인 특성

	대조군(n=6)	수중치료군(n=6)	t	p
나이(세)	53.33 ± 15.64	54.67 ± 11.88	-0.166	0.871
신장(cm)	70.00 ± 11.70	70.50 ± 8.78	-0.084	0.935
몸무게(kg)	166.17 ± 14.25	167.50 ± 5.75	-0.213	0.836

평균±표준편차

2. 실험방법

1) 훈련 방법

치료물의 물 온도는 32~33℃ 사이로 유지하였으며, 물의 높이는 110cm 위치에서 할리워 회전조절과 장애물훈련을 실시하였다. 수중에서의 장애물 훈련도구로는 평균대(6cm × 200cm)와 25cm 높이의 곡선형 균형판(40cm × 50cm), 높이가 다른 장애물(15cm, 23cm, 30cm) 그리고 180cm 높이의 뽕기 훈련 과제도구를 이용하여 실시하였다. 평균대에서는 걷기훈련, 균형판에서는 균형유지훈련, 높이가 다른 장애물에서는 보행 시 넘어가는 훈련 그리고 뽕기 훈련 과제도구는 고리끼우기 훈련을 실시하였다. 대

조군은 표준물리치료만 적용하였으며, 표준물리치료의 프로토콜은 주 3회 30분간 마비측 상·하지의 관절운동, 체중부하훈련, 자전거타기 등으로 구성되어 있다.

2) 측정방법

(1) 안전도의 측정

정전안료반사(vestibuloorbicular reflex, VOR)를 측정하기 위하여 안전도(electrooculogram, EOG)를 이용하였다. 안전위 측정은 MP 150 system (Biopac, 미국)과 안전도 증폭기(EOG 100C, Biopac, 미국)를 사용하였다. 안전위의 측정을 위해 눈 주위의 피부를 70% 알코올 솜으로 닦고 건조시킨 후 Ag/AgCl 안전도 전극을 부착하였다. 전극의 부착방법은 수직 안전위(vertical EOG)를 측정하기 위해 오른쪽 눈썹 위의 전두근과 눈 아래 부위의 안륜근에 부착하였으며, 수평 안전위(horizontal EOG)를 측정하기 위해 양쪽 눈 가장자리에 부위인 좌측과 우측 외안각주름(epicanthus lateralis)에 부착하였다.¹¹ 안전위의 유발방법은 눈을 감고 앉은 자세에서 자가회전법을 이용하여 전정계를 yaw, roll, pitch 순으로 자극하였으며,²⁵ 각 회전 시 10회의 회전을 실시하도록 하였다.^{11,26} 자가회전이 끝나면 50초 동안 눈을 감은 상태에서 정면을 주시하게 하여 측정하였다. 신호분석은 Acqknowledge 3.8.1 software program (Biopac, 미국)을 이용하였고, 안전도 증폭기를 통해 기록된 안전도 신호는 분석 프로그램을 이용하여 안전위의 정점-정점진폭(peak-to-peak amplitude)의 변화를 분석하였다.

(2) 자세동요의 측정

정전척수반사(vestibulospinal reflex, VSR) 기능을 평가하는 방법으로 자세동요측정이 주로 활용된다. 또한 체간부의 흔들림을 보기 위해서 척추의 운동범위를 측정하여 분석하였다. 그리고 동요의 가속도를 분석하였는데, 이는 동요속도가 느리면 안정적인 것이고, 빠르면 불안정적인 것이므로 이에 대한 중력중심의 가속도를 분석하였다.

측정 자세는 양 발을 모은 상태로 바르게 선 자세이며, 자세동요를 유도하기 위해서 시각 개폐와 평류전정자극을 적용하여 시각교란과 전정각 교란이 일어나게 하였다.

자세동요와 연관된 척추분절의 염전각을 측정하기 위하여 염전계(torsiometer)를 이용하였다. 척추분절의 염전각은 MP 150 system (Biopac, 미국)과 염전계 증폭기(DA100C, Biopac, 미국)를 사용하였다. 염전계의 센서(TSD130D, Biopac, 미국)를 사용하여 척추분절의 염전운동의 변화에 대한 신호를 획득하였는데, 센서는 운동범위가 많은 요추부위를 기준으로 부착하였다.²⁷

또한 자세동요 시 중력중심(centre of gravity, COG)의 운동속

도를 측정하여 자세동요 시 안정도를 평가하기 위하여 가속도계(accelerometer)를 이용하였다.²⁸ 척추분절의 가속도는 MP 150 system (Biopac, 미국)과 가속도 증폭기(HLT100C, Biopac, 미국)를 사용하였다. 가속도의 센서(TSD109C, Biopac, 미국)를 사용하여 중력중심에서 운동 가속도의 변화에 대한 신호를 획득하였고, 센서는 천골부와 요추부 사이에 부착하였다. 가속도의 분석은 Acqknowledge 3.8.1 software programme (Biopac, 미국)을 이용하였다. 측정 시작하기 전에 가속도 값을 영(zero)으로 설정을 하였으며, 가속도에 대한 전위의 신호는 측정 시작 후 5초부터 측정 종료 전 5초 사이의 10초 간 신호를 분석하여 가속도 전위의 정점-정점진폭(peak-to-peak amplitude)의 변화를 분석하였다.

3. 자료분석

수중에서 회전조절과 장애물 훈련이 전정기능과 균형조절에 미치는 영향을 알아보기로 측정항목의 실험 전·후 변화에 대한 군 간 비교를 공분산분석(ANCOVA)으로 실시하였으며, 유의수준 α 는 0.05로 하였다. 모든 통계는 윈도우즈용 SPSS 12.0 프로그램을 이용하여 분석하였다.

III. 결과

1. 정전안료반사의 변화

1) 안전위의 변화

안구의 움직임을 통한 전정기능 측정으로 수직 및 수평 안전위 변화에 대한 군 간 비교에서 공분산분석(ANCOVA)을 이용한 결과는 다음과 같다(표 2, 3). 대조군과 수중치료군 모두에서 감소되는 경향을 나타내었지만, 수직 안전위는 수중치료군에서 치료 전 $0.77 \pm 0.47 \mu V$ 에서 치료 후 $0.37 \pm 0.21 \mu V$ 로 유의하게 감소되었고, 수평 안전위는 수중치료군에서 치료 전 $0.55 \pm 0.35 \mu V$ 에서 치료 후 $0.26 \pm 0.13 \mu V$ 로 유의하게 감소되었다($p < 0.05$)(표 2, 3).

표 2. 적용 전·후의 수직 안전위의 변화

(단위: μV)

그룹	치료 전	치료 후	F	p
대조군	0.71 ± 0.39	0.61 ± 0.31	6.341	0.036
수중치료군	0.77 ± 0.47	0.37 ± 0.21		

평균±표준편차

표 3. 적용 전·후의 수평 안전위의 변화(단위: μV)

그룹	치료 전	치료 후	F	p
대조군	0.55 $\pm$ 0.27	0.49 $\pm$ 0.19	5.551	0.043
수중치료군	0.55 $\pm$ 0.35	0.26 $\pm$ 0.13		

평균 $\pm$ 표준편차**2. 자세동요에 따른 중력중심의 가속도와 척추의 염전범위 변화****1) 눈을 뜬 상태에서 자세동요의 변화**

다리를 모으고 서있는 자세에서 중력중심의 전·후 운동축의 가속도 변화에 대한 군 간 비교에서 공분산 분석을 이용한 결과 대조군과 수중치료군에서 유의한 차이는 없었고, 중력중심의 좌·우 운동축의 가속도 변화도 유의한 차이는 없었지만 대조군에서 치료 전 0.018 $\pm$ 0.004 μV 에서 치료 후 0.018 $\pm$ 0.004 μV 수중치료군에서는 치료 전 0.018 $\pm$ 0.009 μV 에서 치료 후 0.015 $\pm$ 0.001 μV 로 감소되는 경향을 나타냈다. 중력중심의 상·하 운동축의 가속도 변화도 유의한 차이는 없었다. 그러나 척추 염전범위의 변화는 대조군에서 치료 전 3.561 $\pm$ 1.037 μV 에서 치료 후 2.807 $\pm$ 0.819 μV 로 수중치료군에서는 치료 전 4.182 $\pm$ 2.460 μV 에서 치료 후 1.752 $\pm$ 0.433 μV 로 유의한 차이를 나타냈다($p<0.01$)(표 4).

표 4. 눈을 뜬 상태에서 중력중심의 가속도와 척추의 염전범위의 변화(단위: μV)

항목	그룹	치료 전	치료 후	F	p
가속도계 전·후 운동축의 변화	대조군	0.017 $\pm$ 0.003	0.018 $\pm$ 0.004	4.029	0.076
	수중치료군	0.016 $\pm$ 0.002	0.014 $\pm$ 0.002		
가속도계 좌·우 운동축의 변화	대조군	0.018 $\pm$ 0.004	0.018 $\pm$ 0.004	3.289	0.103
	수중치료군	0.018 $\pm$ 0.009	0.015 $\pm$ 0.001		
가속도계 상·하 운동축의 변화	대조군	0.017 $\pm$ 0.01	0.016 $\pm$ 0.018	0.242	0.634
	수중치료군	0.02 $\pm$ 0.008	0.011 $\pm$ 0.006		
척추염전범위의 변화	대조군	3.561 $\pm$ 1.037	2.807 $\pm$ 0.819	11.004	0.009
	수중치료군	4.182 $\pm$ 2.460	1.752 $\pm$ 0.433		

평균 $\pm$ 표준편차**2) 눈을 감은 상태에서 자세동요의 변화**

눈을 감고 다리를 모으고 서있는 자세에서 중력중심의 전·후 운동축의 가속도 변화에 대한 군 간 비교에서 공분산 분석을 이용한 결과 대조군에서 치료 전 0.019 $\pm$ 0.003 μV 에서 치료 후 0.021 $\pm$ 0.006 μV 로 가속도가 증가한 반면, 수중치료군에서는 치료 전 0.018 $\pm$ 0.003 μV 에서 치료 후 0.016 $\pm$ 0.002 μV 로 유의하게 감소되었고($p<0.05$), 중력중심의 좌·우 운동축의 가속도 변화도 대조

군에서 치료 전 0.022 $\pm$ 0.007 μV 에서 치료 후 0.026 $\pm$ 0.008 μV 로 증가한 반면, 수중치료군에서는 치료 전 0.019 $\pm$ 0.004 μV 에서 치료 후 0.017 $\pm$ 0.003 μV 로 유의하게 감소되었다($p<0.05$). 중력중심의 상·하 운동축의 가속도 변화는 유의한 차이는 없었고, 척추 염전범위의 변화는 대조군에서 치료 전 4.239 $\pm$ 1.312 μV 에서 치료 후 3.636 $\pm$ 1.736 μV 로 수중치료군에서는 치료 전 3.033 $\pm$ 1.68 μV 에서 치료 후 2.073 $\pm$ 0.706 μV 로 두 군 모두에서 감소되는 경향을 나타내었지만, 유의한 차이는 없었다(표 5).

표 5. 눈을 감은 상태에서 중력중심의 가속도와 척추의 염전범위의 변화(단위: μV)

항목	그룹	치료 전	치료 후	F	p
가속도계 전·후 운동축의 변화	대조군	0.019 $\pm$ 0.003	0.021 $\pm$ 0.006	5.336	0.046
	수중치료군	0.018 $\pm$ 0.003	0.016 $\pm$ 0.002		
가속도계 좌·우 운동축의 변화	대조군	0.022 $\pm$ 0.007	0.026 $\pm$ 0.008	7.023	0.026
	수중치료군	0.019 $\pm$ 0.004	0.017 $\pm$ 0.003		
가속도계 상·하 운동축의 변화	대조군	0.024 $\pm$ 0.008	0.092 $\pm$ 0.163	1.013	0.341
	수중치료군	0.02 $\pm$ 0.007	0.016 $\pm$ 0.005		
척추염전범위의 변화	대조군	4.239 $\pm$ 1.312	3.636 $\pm$ 1.736	1.713	0.223
	수중치료군	3.033 $\pm$ 1.68	2.073 $\pm$ 0.706		

평균 $\pm$ 표준편차**3) 눈을 뜬 상태에서 평류전정자극에 따른 자세동요의 변화**

다리를 모으고 서있는 자세에서 평류전정자극에 따른 중력중심의 전·후 운동축의 가속도 변화에 대한 군 간 비교에서 공분산 분석을 이용한 결과 대조군에서 치료 전 0.02 $\pm$ 0.006 μV 에서 치료 후 0.021 $\pm$ 0.007 μV 로 가속도가 증가한 반면, 수중치료군에서는 치료 전 0.022 $\pm$ 0.004 μV 에서 치료 후 0.018 $\pm$ 0.003로 유의하게 감소되었다($p<0.05$). 중력중심의 좌·우 운동축의 가속도 변화는 대조군과 수중치료군에서 유의한 차이는 없었지만, 대조군에서 치료 전 0.02 $\pm$ 0.003 μV 에서 치료 후 0.02 $\pm$ 0.005 μV 로 변화가 없었지만, 수중치료군에서는 치료 전 0.018 $\pm$ 0.003 μV 에서 치료 후 0.016 $\pm$ 0.002 μV 로 감소되었다. 중력중심의 상·하 운동축의 가속도 변화는 대조군에서 치료 전 0.027 $\pm$ 0.008 μV 에서 치료 후 0.029 $\pm$ 0.008 μV 로 상·하 가속도가 증가한 반면, 수중치료군에서는 치료 전 0.024 $\pm$ 0.005 μV 에서 치료 후 0.019 $\pm$ 0.006 μV 로 유의하게 감소되었다($p<0.05$). 척추 염전범위의 변화는 대조군에서 치료 전 3.918 $\pm$ 1.202 μV 에서 치료 후 4.126 $\pm$ 1.497 μV 로 수중치료군에서는 치료 전 4.408 $\pm$ 1.81 μV 에서 치료 후 2.298 $\pm$ 0.57 μV 로 유의하게 감소되었다($p<0.01$)(표 6).

표 6. 눈을 뜬 상태에서 평류전정자극에 따른 중력중심의 가속도와 척추의 염전범위의 변화(단위: μV)

항목	그룹	치료 전	치료 후	F	p
가속도계 전·후 운동축의 변화	대조군	0.02±0.006	0.021±0.007	5.846	0.039
	수중치료군	0.022±0.004	0.018±0.003		
가속도계 좌·우 운동축의 변화	대조군	0.02±0.003	0.02±0.005	1.085	0.325
	수중치료군	0.018±0.003	0.016±0.002		
가속도계 상·하 운동축의 변화	대조군	0.027±0.008	0.029±0.008	5.620	0.042
	수중치료군	0.024±0.005	0.019±0.006		
척추염전범위의 변화	대조군	3.918±1.202	4.126±1.497	14.105	0.005
	수중치료군	4.408±1.81	2.298±0.57		

평균±표준편차

4) 눈을 감은 상태에서 평류전정자극에 따른 자세동요의 변화

눈을 감고 다리를 모으고 서있는 자세에서 평류전정자극에 따른 중력중심의 전·후 운동축의 가속도변화에 대한 군 간 비교에서 공분산 분석을 이용한 결과 대조군에서 치료 전 $0.023\pm0.008\mu V$ 에서 치료 후 $0.027\pm0.014\mu V$ 로 가속도가 증가한 반면, 수중치료군에서는 치료 전 $0.023\pm0.003\mu V$ 에서 치료 후 $0.021\pm0.002\mu V$ 로 유의하게 감소되었다($p<0.05$). 중력중심의 좌·우 운동축의 가속도 변화는 대조군과 수중치료군에서 유의한 차이는 없었지만, 대조군에서 치료 전 $0.024\pm0.009\mu V$ 에서 치료 후 $0.026\pm0.011\mu V$ 로 증가한 반면, 수중치료군에서는 치료 전 $0.023\pm0.007\mu V$ 에서 치료 후 $0.018\pm0.002\mu V$ 로 감소되었다. 중력중심의 상·하 운동축의 가속도 변화는 대조군에서 치료 전 $0.026\pm0.012\mu V$ 에서 치료 후 $0.026\pm0.004\mu V$ 로 상·하 가속도가 증가한 반면, 수중치료군에서는 치료 전 $0.025\pm0.004\mu V$ 에서 치료 후 $0.019\pm0.006\mu V$ 로 유의하게 감소되었다($p<0.05$). 척추 염전범위의 변화는 대조군과 수중치료군에서 유의한 차이는 없었지만, 대조군에서 치료 전 $5.350\pm2.260\mu V$ 에서 치료 후 $5.387\pm2.699\mu V$ 로 척추 염전범위가 증가한 반면, 수중치료군에서는 치료 전 $4.917\pm1.815\mu V$ 에서 치료 $3.598\pm0.859\mu V$ 로 척추 염전범위가 감소되었다(표 7).

표 7. 눈을 감은 상태에서 평류전정자극에 따른 중력중심의 가속도와 척추의 염전범위의 변화(단위: μV)

항목	그룹	치료 전	치료 후	F	p
가속도계 전·후 운동축의 변화	대조군	0.023±0.008	0.027±0.014	8.303	0.018
	수중치료군	0.023±0.003	0.021±0.002		
가속도계 좌·우 운동축의 변화	대조군	0.024±0.009	0.026±0.011	2.894	0.123
	수중치료군	0.023±0.007	0.018±0.002		
가속도계 상·하 운동축의 변화	대조군	0.026±0.012	0.026±0.004	6.221	0.034
	수중치료군	0.025±0.004	0.019±0.006		
척추염전범위의 변화	대조군	5.350±2.260	5.387±2.699	2.544	0.145
	수중치료군	4.917±1.815	3.598±0.859		

평균±표준편차

IV. 고찰

수중에서는 인체의 많은 피부감각이 자극되어지고 두려움 없이 움직임이 가능해져서 자유롭게 근육이 활성화 되고, 이러한 수중에서의 움직임은 전정각의 축진을 가져온다고 보고하였다.² 전정계로부터의 구심성 정보는 머리와 체간의 정렬을 바르게 하고, 신체 균형을 유지한다. 이러한 평형감각은 일상생활에서의 자세변화에 대한 신체의 무게중심이 이동하였을 때 자세의 불균형을 방지하기 위한 기능을 가지고 있다.²⁹ 특히, 편마비 환자는 일상생활에서의 장애물을 넘는 기능에 제한이 있어, 장애물을 넘어가거나 피해갈 때 낙상의 비율이 높아진다.³⁰ 또한, 이러한 환자들은 장애물 극복 능력 감소가 낙상에 영향을 미친다고 보고되었다.^{31,32} 결국 평형감각은 환자에게 자세조절이나 치료적 측면에서도 중요한 의미를 갖는다. 따라서 이 연구는 전정계의 훈련이 될 수 있는 신체의 움직임이 지상보다 수중에서 더 용이하고 쉽게 움직임이 가능하므로 편마비 환자에게 수중에서의 회전조절과 장애물 훈련 프로그램을 적용하여 전정기능과 균형능력의 향상의 변화를 보여주었다.

전정기능을 측정하기 위한 안전도 신호는 안구운동 시 발생하는 생체신호로서 눈 주위에 전극을 부착하여 발생하는 전위차를 기록하게 된다.^{11,26} 여러 연구자들이 안전도를 이용하여 간접적으로 전정기능을 평가하였다.³³⁻³⁵ 김윤지³⁶는 6명의 여자 기계체조선수를 대상으로 평균대 위에서 공중회전훈련시 안구의 움직임을 수직과 수평 안전위 측정한 결과 안구의 움직임이 동적자세조절에 크게 영향을 미치는 것으로 보고하였다. 이는 지상에서 회전훈련이 전정기관에 영향을 주고 있음을 연구한 보고이다. 서삼기³는 20대의 정상인 10명을 대상으로 주 3회 6주간 수중에서 회전조절 훈련 후 안전도에서 유의한 감소를 나타내었다. 이는 수중에서 회전훈련이 지상에서와 마찬가지로 전정기관에 영향을 주고 있음을 연구한 보

고이다. 따라서 이 연구에서는 수중에서 회전조절과 장애물 훈련 프로그램을 적용하여 자가두부회전으로 전정반사를 유도한 후 안전도(EOG)를 측정할 결과 치료 전 수직안전위와 수평안전위에서 수중물리치료군이 대조군보다 급격한 감소를 보여 유의한 차이를 나타내었다. 이러한 결과는 수중에서 회전훈련과 장애물 훈련이 전정기능에 영향을 주고 있음을 알 수 있다.

Welgampola와 Colebatch⁶는 70명의 정상인을 대상으로 전정기관에 평류전정자극을 이용하여 자세동요의 반응을 분석하였으며, 황태연 등³⁷은 당뇨병 신경증 환자 15명에게 평류전정자극과 시각 개폐에 따른 자세동요의 변화를 보고하였다. Fitzpatrick와 Day⁵는 평류전정자극을 이용한 전정각 교란은 다리를 벌리고 서 있을 때보다 다리를 모은 상태에서의 자세동요가 증가됨을 보고하였다. 이러한 보고와 같이 이 연구에서도 다리를 모은 상태에서 시각 정보의 개폐와 평류전정자극을 이용하여 전정각의 교란을 적용할 때, 전정각과 시각정보를 동시에 차단했을 때 자세의 동요를 알아보았다. O'Brien 등³⁸은 낙상경험이 있는 여성노인 13명을 대상으로 체간의 각도를 측정할 수 있는 각도계로 척추의 각도를 측정하여 인체정렬과 균형과의 상관관계를 연구하였고, Legnani 등³⁹의 연구에서는 가속도계를 이용하여 불안정한 지지면에서 시각 개폐에 따른 체간의 자세동요를 측정하여 시각 폐쇄 시 운동축의 변화가 증가되었다고 보고하였다. 이러한 보고와 같이 이 연구에서도 시각을 개방하고 다리를 모아 서있는 자세에서 척추 염전범위의 변화는 수중물리치료군에서 유의하게 감소하였고, 시각을 폐쇄하고 다리를 모아 서있는 자세에서 중력중심의 전·후와 좌·우 운동축의 가속도 변화도 유의하게 감소되었다. 또한 시각을 개방하고 평류전정자극을 적용하면서 다리를 모아 서있는 자세에서는 중력중심의 전·후, 상·하 운동축의 가속도와 척추 염전범위의 변화 및 눈을 폐쇄하고 평류전정자극을 적용하면서 다리를 모아 서있는 자세에서는 중력중심의 전·후와 상·하 운동축의 가속도 변화도 유의하게 감소되었다. 이러한 결과는 편마비 환자를 대상으로 한 수중에서 회전조절과 장애물 훈련이 전정안료반사 기능을 향상시켜 균형조절의 주요 감각인자인 전정기능이 현저하게 향상 시킴에 따라 기능적으로 수중치료 적용 전에 비하여 자세동요가 안정적으로 이루어지는 것으로 생각된다. 이 연구의 제한점으로는 각 군 당 대상자의 수가 적으며 독립보행이 가능한 환자들로 한정하였으므로, 이러한 결과를 기능적으로 다양한 상태의 환자들로 확대 해석하는 것은 어렵다고 판단되며, 향후에는 좀 더 많은 대상자들과 또한 기능적으로 다양한 상태의 환자들을 대상으로 한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결론

이 연구결과 수중에서의 회전조절과 장애물 훈련이 편마비 환자에게 안전위와 자세동요의 감소는 균형능력 향상과 전정기능에 도움이 된 것으로 나타났다. 따라서 정전안료반사계와 전정척수반사계의 생리적 변화는 자세조절, 균형조절, 보행조절이 원활하게 이루어지도록 도움을 주기 때문에 뇌졸중과 같은 중추신경계 병변이나 고령화에 따른 균형과 보행능력이 저하된 노인들의 기능향상에 임상적인 활용도가 높을 것으로 기대된다. 특히, 수중물리치료는 수중에서 삼차원적으로 자유로운 움직임이 가능하고, 치료 중 상해나 낙상의 부담 없이 과제를 수행할 수 있는 치료적 중재이므로 수중에서 회전조절과 장애물훈련이 편마비 환자에게 지상보다는 수월하고 안전하게 전정기능의 향상과 균형과 보행기능 회복에 긍정적으로 작용할 수 있을 것으로 생각되며, 임상에서 자세조절훈련이나 균형훈련에 중요한 물리치료 중재로 활용 될 것으로 생각된다.

Acknowledgement

본 논문은 권혜민의 석사학위 논문 일부를 출판하였음.

참고문헌

1. 김태열, 김계엽, Lambeck J. 류마티스 관절염의 수중치료. 대한물리치료학회지. 2000;12(3):407-414.
2. Douris P, Southard V, Varga C et al. The effect of land and aquatic exercise on balance scores in older adults. J Geriatr Phys Ther. 2003;26:3-6.
3. 서삼기. 수중회전조절 프로그램이 정상성인의 균형능력과 전정기능에 미치는 영향. 서남대학교. 박사학위논문. 2009
4. Noh DK, Lim JY, Shin HI et al. The effect of aquatic therapy on postural balance and muscle strength in stroke survivors: a randomized controlled pilot trial. Clin Rehabil. 2008;22(10-11):966-976.
5. Fitzpatrick RC, Day BL. Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. J Appl Physiol. 2004;96(6):2301-2316.
6. Welgampola MS, Colebatch JG. Selective effects of ageing on vestibular-dependent lower limb responses following galvanic stimulation. Clin Neurophysiol. 2002;113(4):528-534.
7. Brandt T, Strupp M. General vestibular testing. Clin Neurophysiol. 2005;116(2):406-426.

8. Schubert MC, Minor LB. Vestibulo-ocular physiology underlying vestibular hypofunction. *Phys Ther.* 2004;84(4):373-385.
9. Guyton AC, Hall JE. Text book of medical physiology. 10th ed. Philadelphia, W B Saunders Company. 2002.
10. Moore ST, Hirasaki E, Cohen B et al. Effect of viewing distance on the generation of vertical eye movements during locomotion. *Exp Brain Res.* 1999;129(3):347-361.
11. Helmchen C, Hagenow A, Miesner J et al. Eye movement abnormalities in essential tremor may indicate cerebellar dysfunction. *Brain.* 2003;126(6):1319-1332.
12. Inglis JT, Macpherson JM. Bilateral labyrinthectomy in the cat: effects on the postural response to translation. *J Neurophysiol.* 1995;73(3):1181-1191.
13. Scinicariello AP, Eaton K, Inglis JT et al. Enhancing human balance control with galvanic vestibular stimulation. *Biol Cybern.* 2001;84(6):475-480.
14. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a "dynamometric map" for human balance control. *Neuroreport.* 1998;9(14):3247-3252.
15. Amiridis IG, Hatzitaki V, Arabatzi F. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neurosci Lett.* 2003;350(3):137-140.
16. 김재일. 전정 척수계: 균형과 자세. 대한평형의학회지. 2002;1(2):215-219.
17. Carr JH, Shepherd RB. Neurological rehabilitation: Optimizing motor performance. London, Butterworth-Heinemann. 1998.
18. Lu TW, Yen HC, Chen HL. Comparisons of the inter-joint coordination between leading and trailing limbs when crossing obstacles of different heights. *Gait Posture.* 2008;27:309-315.
19. Said CM, Goldie PA, Patla AE et al. Effect of stroke on step characteristics of obstacle crossing. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(12):1712-1719.
20. Jette DU, Latham NK, Smout RJ et al. Physical therapy interventions for patients with stroke in inpatient rehabilitation facilities. *Phys Ther.* 2005;85(3):238-248.
21. 김명진, 이정호. 체중지지 트레드밀훈련이 편마비 환자의 보행과 서기균형에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지. 2003;10(1):29-35.
22. Dean CM, Rissel C, Sharkey M et al. Exercise intervention to prevent falls and enhance mobility in community dwellers after stroke: a protocol for a randomised controlled trial. *BMC Neurol.* 2009;9:38.
23. Pohl M, Mehrholz J, Ritschel C et al. Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients: a randomized controlled trial. *Stroke.* 2002;33(2):553-558.
24. Weiss A, Suzuki T, Bean J et al. High intensity strength training improves strength and functional performance after stroke. *Am J Phys Med Rehabil.* 2000;79(4):369-376.
25. Migliaccio AA, Schubert MC, Clendaniel RA et al. Axis of eye rotation changes with head-pitch orientation during head impulses about earth-vertical. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2006;7(2):140-150.
26. Fife TD, Tusa RJ, Furman JM et al. Assessment: vestibular testing techniques in adults and children: Report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the American academy of neurology. *Neurology.* 2000;55(10):1431-1441.
27. Jack RJ, Oliver M, Cation S et al. Tri-planar trunk motion in northern ontario skidder operators. *International Journal on Industrial Risks Engineering.* 2008;1(1):1-20.
28. Adkin AL, Bloem BR, Allum JH. Trunk sway measurements during stance and gait tasks in Parkinson's disease. *Gait Posture.* 2005;22(3):240-249.
29. Kennedy PM, Inglis JT. Modulation of the soleus H-reflex in prone human subjects using galvanic vestibular stimulation. *Clin Neurophysiol.* 2001;112(11):2159-2163.

30. Forster A, Young J. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *BMJ*. 1995;311:83-86.
31. Yang YR, Tsai MP, Chuang TY et al. Virtual reality-based training improves community ambulation in individuals with stroke: A randomized controlled trial. *Gait Posture*. 2008;28(2):201-206.
32. Bassile CC, Dean C, Bernadett BA et al. Obstacle training programme for individuals post stroke: feasibility study. *Clin Rehabil*. 2003;17(2):130-136.
33. Waterston J. Chronic migrainous vertigo. *J Clin Neurosci*. 2004;11(4):384-388.
34. Della Santina CC, Cremer PD, Carey JP et al. Comparison of head thrust test with head autorotation test reveals that the vestibulo-ocular reflex is enhanced during voluntary head movements. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2002;128(9):1044-1054.
35. Okada T, Grunfeld E, Shallo-Hoffmann J et al. Vestibular perception of angular velocity in normal subjects and in patients with congenital nystagmus. *Brain*. 1999;122(7):1293-303.
36. 김윤지. 평균대 턴 동작의 동적 자세 조절에 미치는 안구 움직임 분석. 건국대학교 박사학위논문. 2008
37. 황태연, 김용남, 김태열 등. 평류전정자극에 의한 당뇨병 신경증 환자의 자세동요 변화. 대한임상전기생리학회지. 2005;3(1):71-84.
38. O'Brien K, Culham E, Pickles B. Balance and skeletal alignment in a group of elderly female fallers and nonfallers. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1997;52(4):B221-B226.
39. Legnani G, Zappa B, Casolo F et al. A model of an electro-goniometer and its calibration for biomechanical applications. *Med Eng Phys*. 2000;22(10):711-722.