한국산업정보학회논문지 제14권 제4호(2009. 12)

3자유도 구형관절 재활운동기기의 기구학 및 동역학 해석†

(Kinematic and dynamic analysis of a spherical three degree of freedom joint rehabilitation exercise equipment)

김 선 필*
(Seon-Pil Kim)

요 약 노인의 평형성 향상과 근력강화 운동을 병행할 수 있는 운동기기 개발을 위해 병렬형 구형관절 모듈을 채택하였다. 병렬형 구형관절 모듈은 링크 2개, 회전관절 3개의 조합으로 된 다이애드 3조가 병렬로 설치되어 있고 모든 회전축은 모듈의 중간 위치에 교차하여 3자유도 회전운동이 가능하다. 본 연구에서는 구형관절 모듈의 기구학 및 동역학 해석을 실시하였으며 제어프로그램을 위한 순방향 및 역방향 위치해석에 대한 수학적 해석해를 도출하였다. 속도 및 가속도해석에서는 임의의 다이애드 내의 관절속도 및 가속도에 대한 상판 속도 및 가속도의 관계식을 유도하였다. 본 연구에서는 재활운동기구로서 사용하기위해서 50대 이상 한국인 표준 남성에 대한 모델을 선정하여 동역학 모델 시뮬레이션을 통하여 이러한 결과의 유효성을 검증하였다.

핵심주제어 : 재활운동기구, 3자유도 구형 병렬 로봇

Abstract This paper investigates the kinematic and dynamic analysis of a spherical three degree of freedom parallel joint module, which is used in the exercise equipment for balance and leg-strength improvement of aged people. The joint module has three dyads which consist of two links and three revolute joints, and their all joints intersect at the global point located at the module's center. The paper shows the explicit mathematical procedure for deriving the closed form solutions in the inverse and forward position analysis of this parallel joint module. In velocity and acceleration analysis, we derived relations for joint velocities and accelerations of dyads and rotational velocity and acceleration of the top plate. For applying this module to rehabilitation exercise, we determined the dynamic model of the Korean males in their 50s and examined the model's results by dynamic model simulation.

Key Words : Rehabilitation Exercise Equipment, 3DOF Spherical Parallel Robot

1. 서 론

낙상은 일상생활에서 가장 흔히 발생하는 상해 사고 중의 하나이다. 낙상의 위험성은 다리의 근력이 약해져 걸음걸이가 불안정하며 다리를 끌고 걷는 경우, 운동신경 감각이 저하되어 있는 경우, 반사 반응 속도가 느린 경우, 근육 약화로 인해 균형 유지 기능이 약화되어 있는 경우에는 더욱

† 이 논문은 2008학년도 경주대학교 학술연구비에 의해 연구되었음.
* 경주대학교 전기에너지전자공학과

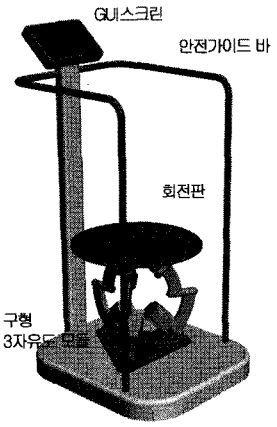
높아진다. 노인의 경우 이로 인하여 심각한 상해를 초래할 수 있다. 미국에서는 65세 이상의 노인 중 30-50%는 적어도 매년 1회 이상의 경험을 가지며[1][2], 우리나라의 경우에서도 65세 이상의 노인의 45.5%가 1년에 1회 이상의 낙상을 경험하고 있다. 질병관리본부에 의하면 병원에 입원한 65세 이상의 외상환자 중 62%가 낙상으로 인한 것으로 보고하고 있다[3][4][5].

많은 선행연구에서 노인의 낙상 예방을 위해서는 하지의 근력 강화 운동과 함께 신체 균형을 안정적으로 유지시키는 지속적인 평형성 운동을 병행하는 것이 효과적이며 이를 위해 다양한 기구를 이용한 균형성 향상 및 체력강화 프로그램이 사용되었다. 국내 연구에서도 탄력밴드와 쿠션 패드를 이용한 지속적 운동 프로그램과 율동적 운동이 피험자의 근력을 강화하며 평형성 향상에 유효한 효과를 보였다[6][7][8].

또한 재활치료용 운동기구로서 롤러(roller) 혹은 반구의 피봇을 가진 불평형 원판을 인체의 중심 이동과 균형 유지 능력을 향상시키는 운동에 사용하고 있다[9][10]. 원판 위에 서 있는 자세로 컴퓨터 인터페이스를 통하여 프로그램된 궤적을 따라 인체의 평형성을 유지하도록 하여 발목관절, 대퇴, 고관절 및 골반의 동작범위와 속도를 조절하는 고유수용성 감각 기능을 향상시킨다.

대부분 현재까지 개발된 회전운동기구는 구형관절(ball joint) 위에 균형 원판을 설치하여 구형관절 자체가 능동적으로 동작하지 못하는 구조이거나 단순한 회전운동만이 가능한 메커니즘으로 되어 있다. 이러한 재활운동 기구들은 운동패턴이 단순하고 지루하여 반복 연습하기 적당하지 않으며 원격재활능력과 정량적 평가기능이 부족하여 재활의사나 물리치료사에게 운동기능 향상의 유효한 정보를 제공하지 못한다[11][12][13].

최근 햅틱기구로서 사용되는 병렬 로봇의 6자유도 스튜어트 플랫폼(Stewart platform)을 컴퓨터 게임용 프로그램과 접목한 재활운동 기구가 연구 개발되고 있다. Deutsch et al.은 Rutger's ankle로 불리는 6개의 공압식 선형 액추에이터를 사용한 스튜어트 플랫폼을 제작하여 뇌졸증의 후유증으로 발목관절에 장애를 가진 환자의 재활치료를 위한 운동기구로 연구하였다[14][15][16]. 컴퓨터와 인터페이스를 통하여 다양한 운동패턴의



<그림 1> 3자유도 회전 운동기구

반복연습과 비행조종 시뮬레이션과 같은 컴퓨터 게임을 활용하여 근력과 지구력에 효과적인 임상결과를 보였다. 국내에서도 컴퓨터 게임과 스튜어트 플랫폼 기구를 이용하여 발목관절의 재활치료용 기구로 연구하고 있다[17].

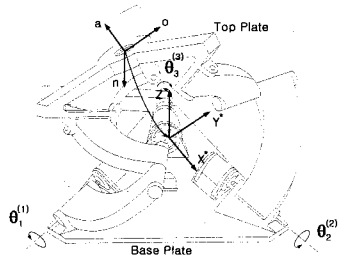
스튜어트 플랫폼은 3방향의 직선운동과 3방향의 회전운동의 6자유도 운동을 하지만 플랫폼의 직선운동은 하지의 근력향상과 근육의 조절 기능에 큰 영향을 미치지 않는다. 인체 관절은 1자유도 내지는 2자유도의 제한된 회전운동을 하며 특히 발목관절은 족저굴곡(plantarflexion)-족배굴곡(dorsiflexion)과 외반(eversion)-내반(inversion)의 2자유도 운동으로 재한된다. 양측 발을 이용하였을 때는 인체 전후방(anterior-posterior), 내외측(medial-lateral), 상하방(superior-inferior)의 3방향의 회전운동을 할 수가 있다. 또한 스튜어트 플랫폼은 인체의 무게에 의해 수직방향으로 선형 액추에이터가 작용을 해야 하며 작동초기에는 항상 영점교정(zero-out of passive weight)이 필요하다. 따라서 사용자가 바뀌든지 운동형태에 따라 동작 중 플랫폼이 지지해야 하는 무게가 변동하면 재교정을 해야 하는 문제를 가진다[16].

이러한 운동기구와 달리 컴팩트하고 구조적으로 강건하여 인체의 무게를 지탱할 수 있으며 무게에 의한 변위가 회전운동에 영향을 미치지 않으면서 임의의 방향으로 회전동작이 가능하고, 평형성 운동과 하지 근력 강화운동을 함께 할 수 있는 운동기구의 개발이 요구된다. 또한 컴퓨터와 인터페이스를 통하여 고령자의 낙상예방과 관

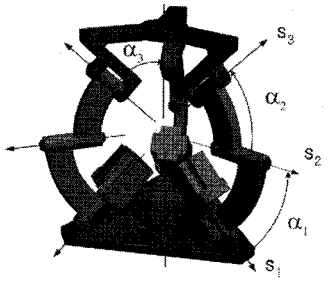
절의 재활치료를 위한 다양한 운동처방 프로그램이 실행될 수 있으며 재활치료의 정량적 평가가 가능한 특성을 가져야 한다.

본 연구에서는 재활용 운동기구로서 3개의 다이애드와 회전관절을 이용한 3자유도 병렬형 구형관절 모듈을 선정하였다. 구형관절 모듈은 롤(roll), 피치(pitch), 요(yaw)의 3자유도 회전 운동을 할 수 있으며 모터에 의해 임의의 회전 방향으로 능동적으로 동작이 가능하여 인체의 평형성 운동과 관절의 유연성 운동을 실행할 수 있다. 또한 모터에 제동저항을 발생시키거나 비틀림 댐퍼를 사용하여 부하운동이 가능하도록 하여 하지 근력 강화운동을 병행하여 할 수 있다. 컴퓨터인터페이스를 통해 다양한 종류의 재활프로그램을 접목할 수 있으며 자세균형유지능력의 정량적 평가도 가능하게 할 수 있다.

본 연구에서는 이러한 운동기구의 개발을 위해서 먼저 병렬형 구형관절 모듈의 구조에 대한 기구학 및 동역학 해석을 하였다. 운동처방 프로그램의 정확한 제어 알고리즘을 구현하기위해서 요구되는 구형관절 모듈의 입력 회전각과 운동기구의 운동 방위(orientation)에 대한 수학적 해석해(closed form solution)를 체계적으로 유도하였으며 본 모듈의 적용시 발생할 수 있는 관절의 부하토크 및 모듈의 토크와 일률의 변화를 검토하였다.



(a) 모듈의 좌표계



(b) 모듈의 링크 파라미터

<그림 2> 구형 3자유도 모듈 개략도

<표 1> 구형 3자유도 모듈의 링크 파라미터

	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i	θ_i
Base	0	0	0	$\gamma^{(m)}*$
	$\pi-\alpha_0$	0	0	0
1	0	0	0	$\theta_1+\pi$
2	α_1	0	0	θ_2
3	α_2	0	0	θ_3
Top	α_3	0	0	$\pi-\gamma$

- *첨자(m)는 다이애드를 표시하며 각각의 다이애드는 $\gamma^{(1)}=0$, $\gamma^{(2)}=2\pi/3$, $\gamma^{(3)}=4\pi/3$ 의 각도로 균등하게 배치된다. 개별 다이애드의 링크 파라미터는 동일하다.

2. 연구 방법

2.1 3자유도 구형관절 운동기기의 구조

3자유도 회전운동은 직렬형 구조(serial structure)로 구현할 수 있으나 구조적으로 외팔보 형태여서 처짐과 관성모멘트가 크게 발생하는 취약점을 가지고 있다. 이에 반하여 병렬형 구조(parallel structure)는 운동영역(workspace)이 제한되지만 여러 개의 다이애드(dyad)에 의해서 높은 강성을 유지할 수 있으며, 모터를 지면 가까이에 배치할 수 있어 관성을 크게 줄일 수 있다. 본 연구의 운동기기는 구조적으로 높은 강성을 유지하여야 하며 회전운동의 범위가 20° 이내로 비교적 크지 않기 때문에 병렬형 구조를 가지는 것이 유리하다[18].

본 연구에서는 Cox & Tesar가 제안한 구형 3자유도 병렬모듈(spherical 3-DOF parallel module)을 채택하였다[19][20]. 모듈은 밑판(base plate) 및 상판(top plate)과 두 판을 연결하는 3개의 다이애드로 구성되어 있다. 각각의 다이애

드는 2개의 링크를 세 개의 회전관절로 밑판과 상판에 연결된다. 링크에 연결된 전체 9개의 회전관절의 축은 모두 한 점(common point)에 교차된다. 따라서 상판은 구형관절(spherical joint 혹은 ball and socket joint)과 동일하게 교차점을 기준으로 3자유도 구형 운동(spherical motion)을 하게 된다. 본 연구에서는 다이애드와 밑판을 연결하는 3개의 회전관절을 입력 회전축으로 하여 입력 관절각($\theta_1^{(1)}, \theta_1^{(2)}, \theta_1^{(3)}$)에 따라 상판의 운동 방위를 결정한다. 구형관절 모듈의 링크 파라미터는 <표 1>에서 보여주고 있다. 모듈의 기준좌표계($X-Y-Z$, Global reference frame)는 <그림 2>에서와 같이 고정인 밑판의 윗방향을 Z축으로 하고, (1)번 다이애드의 입력 회전축($s_1^{(1)}$)과 이루는 면의 수직축을 X축($Z\times s_1^{(1)}$)으로 한다. 기준좌표계의 원점은 모듈의 모든 관절의 교차점으로 선정하였다.

2.2 구형관절 모듈의 위치 해석

상판의 좌표계($n-o-a$)는 상판의 윗방향을 a축, (1)번 다이애드의 상판 연결 회전축($s_3^{(1)}$)과 이루는 면의 수직축($a\times s_3^{(1)}$)을 n축으로 하며 상판 좌표계의 원점의 위치를 기준좌표계와 동일하게 하였다. 따라서 상판의 운동은 다음과 같이 방위만을 표현하는 회전행렬로서 표현할 수 있다.

$$\left[{}^{G}R_t\right]=\left[\bar{n}\ \ \bar{o}\ \ \bar{a}\right]=\begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x \\ n_y & o_y & a_y \\ n_z & o_z & a_z \end{bmatrix} \tag{1}$$

또한 이러한 상판의 방위를 상판의 좌표계($n-o-a$)의 구형 회전운동을 오일러 각(Euler angle), 오일러 파라미터(Euler parameters), 등가축-각도(equivalent axis-angle) 등으로 나타낼 수 있다[21].

구형관절 모듈은 3개의 다이애드가 병렬로 연결되어 있는 구조의 특성으로 상판의 방위를 표시하는 회전행렬을 밑판으로부터 각각의 다이애드에서 관절각에 의한 회전행렬의 곱셈으로 표현할 수 있다.

$$\left[{}^{G}R_t\right]=\left[{}^{G}R_b^{(m)}\right]\left[{}^{b}R_1^{(m)}\right]\left[{}^{1}R_2^{(m)}\right]\left[{}^{2}R_3^{(m)}\right]\left[{}^{3}R_t^{(m)}\right] \tag{2}$$

여기에서 회전행렬 $\left[{}^{a}R_b^{(m)}\right]$은 다이애드($m$)에서 링크 좌표계 $\{b\}$을 좌표계 $\{a\}$에 대한 변환행렬이다.

2.2.1 역방향 위치해석

역방향 위치해석은 상판의 방위가 주어지며 이로부터 상판의 회전행렬$\left[{}^{G}R_t\right]$이 결정된다. 먼저 상판에 연결되는 회전축 $s_3^{(m)}$을 $\left[{}^{G}R_t\right]\left[{}^{3}R_t^{(m)}\right]^T$으로부터 유도하며, 회전축을 각각의 다이애드에 대해 밑판의 좌표계 $\{b\}$로 표현할 수 있다.

$$\left[{}^{b}R_1^{(m)}\right]^T\left[{}^{G}R_b^{(m)}\right]^T\left[{}^{G}R_t\right]\left[{}^{3}R_t^{(m)}\right]^T = \left[{}^{1}R_2^{(m)}\right]\left[{}^{2}R_3^{(m)}\right] \tag{3}$$

$$\begin{aligned} {}^{b}s_3^{(m)} &= \left[{}^{G}R_b^{(m)}\right]^T\left[{}^{G}R_t\right]\left[{}^{3}R_t^{(m)}\right]^T\begin{pmatrix}0\\0\\1\end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} z_{3x}^{(m)} \\ z_{3y}^{(m)} \\ z_{3z}^{(m)} \end{pmatrix} \end{aligned} \tag{4}$$

식(4)의 회전축 벡터 $s_3^{(m)}$을 다이애드의 좌표계 $\{1\}$로 변환하면

$$\begin{aligned} {}^{1}s_3^{(m)} &= \left[{}^{b}R_1^{(m)}\right]^T\begin{pmatrix} z_{3x}^{(m)} \\ z_{3y}^{(m)} \\ z_{3z}^{(m)} \end{pmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} -c\theta_1^{(m)} & -s\theta_1^{(m)} & 0 \\ s\theta_1^{(m)} & -c\theta_1^{(m)} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}\begin{pmatrix} z_{3x}^{(m)} \\ z_{3y}^{(m)} \\ z_{3z}^{(m)} \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} -c\theta_1^{(m)}z_{3x}^{(m)} - s\theta_1^{(m)}z_{3y}^{(m)} \\ s\theta_1^{(m)}z_{3x}^{(m)} - c\theta_1^{(m)}z_{3y}^{(m)} \\ z_{3z}^{(m)} \end{pmatrix} \end{aligned} \tag{5}$$

여기서 행렬표현을 단순화하기위해 $\cos\theta$, $\sin\theta$을 $c\theta$, $s\theta$로 표현한다. 식(3)의 우변 $\left[{}^{1}R_2^{(m)}\right]\left[{}^{2}R_3^{(m)}\right]$으로부터 다음과 같이 ${}^{1}s_3^{(m)}$ 벡터를 유도할 수 있다.

$$
{}^{1}s_3^{(m)} = \left[{}^{1}R_2^{(m)}\right]\left[{}^{2}R_3^{(m)}\right]\begin{pmatrix}0\\0\\1\end{pmatrix}
= \begin{pmatrix} s\alpha_2 s\theta_2^{(m)} \\ -c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2^{(m)} - s\alpha_1 c\alpha_2 \\ -s\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2^{(m)} + c\alpha_1 c\alpha_2 \end{pmatrix} \quad (6)
$$

여기서 $\cos\alpha = c\alpha$, $\sin\alpha = s\alpha$이다. 식(5)과 식(6)에서 $\cos\theta_2^{(m)}$을 소거하면 다음과 같이 입력회전축의 관절각도 θ_1의 삼각함수를 포함하는 방정식으로 표현할 수 있다.

$$
s\alpha_1 z_{3x}^{(m)} s\theta_1^{(m)} - s\alpha_1 z_{3y}^{(m)} c\theta_1^{(m)} - c\alpha_1 z_{3z}^{(m)} + c\alpha_2 = 0 \quad (7)
$$

식(7)에서 관절각도 θ_1을 구하기위해서는 $\sin\theta_1$, $\cos\theta_1$을 tan함수로 치환하여 식(7)을 2차방정식의 형태로 정리하면 2차방정식 근의 공식으로부터 2개의 입력축의 관절각도 θ_1을 얻을 수 있다.

$$
\theta_1^{(m)} = 2\tan^{-1}\left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - AC}}{A}\right) \quad (8)
$$

여기서

$$
A = \left(s\alpha_1 z_{3y}^{(m)} - c\alpha_1 z_{3z}^{(m)} + c\alpha_2\right)
$$

$$
B = s\alpha_1 z_{3x}^{(m)}
$$

$$
C = -s\alpha_1 z_{3y}^{(m)} - c\alpha_1 z_{3z}^{(m)} + c\alpha_2
$$

다이애드에서 두 번째 회전축의 관절각도 θ_2는 식(5), 식(6)의 1열과 3열로부터 결정할 수 있다.

$$
s\theta_2^{(m)} = \frac{-c\theta_1^{(m)} z_{3x}^{(m)} - s\theta_1^{(m)} z_{3y}^{(m)}}{s\alpha_2}
$$

$$
c\theta_2^{(m)} = \frac{z_{3z}^{(m)} - c\alpha_1 c\alpha_2}{-s\alpha_1 s\alpha_2}
$$

따라서

$$
\theta_2^{(m)} = Atan2(s\theta_2^{(m)}, c\theta_2^{(m)}) \quad (9)
$$

식(2) 및 식(3)의 회전행렬의 곱으로부터 다음과 같은 변환을 유도할 수 있다.

$$
\left[{}^{b}R_1^{(m)}\right]\left[{}^{1}R_2^{(m)}\right]\left[{}^{2}R_3^{(m)}\right] = \left[{}^{G}R_b^{(m)}\right]^T\left[{}^{G}R_t\right]\left[{}^{3}R_t^{(m)}\right]^T
$$

여기서 좌변의 $\left[{}^{b}R_1^{(m)}\right]\left[{}^{1}R_2^{(m)}\right]$는 이미 얻어진 관절각 $\theta_1^{(m)}$, $\theta_2^{(m)}$로부터 계산할 수 있으며 전개의 편리를 위해 $[r_{ij}]$ 행렬로 표현하였다. 우변은 식(4)을 이용하여 상판의 방위로부터 얻을 수 있다.

$$
\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}\begin{bmatrix} c\theta_3^{(m)} & -s\theta_3^{(m)} & 0 \\ c\alpha_2 s\theta_3^{(m)} & c\alpha_2 c\theta_3^{(m)} & -s\alpha_2 \\ s\alpha_2 s\theta_3^{(m)} & s\alpha_2 c\theta_3^{(m)} & c\alpha_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{3x}^{(m)} & y_{3x}^{(m)} & z_{3x}^{(m)} \\ x_{3y}^{(m)} & y_{3y}^{(m)} & z_{3y}^{(m)} \\ x_{3z}^{(m)} & y_{3z}^{(m)} & z_{3z}^{(m)} \end{bmatrix}
$$

위식에서 좌·우변 행렬의 1열로부터 상판과 연결된 회전축 $s_3^{(m)}$에서의 관절 각도를 결정할 수 있다.

$$
\begin{pmatrix} r_{11}c\theta_3^{(m)} + r_{12}c\alpha_2 s\theta_3^{(m)} + r_{13}s\alpha_2 s\theta_3^{(m)} \\ r_{21}c\theta_3^{(m)} + r_{22}c\alpha_2 s\theta_3^{(m)} + r_{23}s\alpha_2 s\theta_3^{(m)} \\ r_{31}c\theta_3^{(m)} + r_{32}c\alpha_2 s\theta_3^{(m)} + r_{33}s\alpha_2 s\theta_3^{(m)} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{3x}^{(m)} \\ x_{3y}^{(m)} \\ x_{3z}^{(m)} \end{pmatrix} \quad (10)
$$

따라서

$$
\theta_3^{(m)} = Atan2(s\theta_3^{(m)}, c\theta_3^{(m)}) \quad (11)
$$

2.2.2 순방향 위치해석

순방향 위치해석은 상판의 방위를 3개의 다이애드에서 입력 회전축의 관절각도 $\theta_1^{(1)}$, $\theta_1^{(2)}$, $\theta_1^{(3)}$에 따라 계산하는 것이다. 입력 회전축의 관절각도가 주어지면 식(2)의 회전행렬 변환에 따라 다이애드의 회전축 $s_1^{(m)}$, $s_2^{(m)}$에 대한 위치가 결정된다. 다이애드의 중간회전축인 $s_2^{(m)}$에서의 관절각도 $\theta_2^{(m)}$가 아직 미정이므로 상판에 연결되어 있는 회전축 $s_3^{(m)}$의 좌표를 직접 회전행렬 변환에 의해서 구할 수가 없다. 그러나 회전축 $s_3^{(m)}$는 상판에 연결되기 때문에 이러한 기계적 구속조건을 이용하여 결정할 수가 있다[22].

먼저 회전축 $s_3^{(m)}$는 다이애드의 지역좌표계{1}에 대하여 표현하면 다음과 같이 $\theta_2^{(m)}$을 포함하는 벡터 형태가 되며(식(6) 참조), 회전행렬 $\left[{}^{G}R_1^{(m)}\right]$을 적용하여 $s_3^{(m)}$을 기준좌표계로 나타낼 수 있다. 여기서 $\left[{}^{G}R_1^{(m)}\right]$는 입력회전축의 관절각도 $\theta_1^{(m)}$에 의해 정해지며 전개를 위해 $[p_{ij}]$의 행렬로 표현하였다.

$$
\begin{aligned}
{}^{G}s_3^{(m)} &= \left[{}^{G}R_1^{(m)}\right]\left({}^{1}s_3^{(m)}\right) \\
&= \begin{bmatrix} p_{11}\,p_{12}\,p_{13} \\ p_{21}\,p_{22}\,p_{23} \\ p_{31}\,p_{32}\,p_{33} \end{bmatrix}
\begin{pmatrix} s\alpha_2 s\theta_2^{(m)} \\ -c\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2^{(m)} - s\alpha_1 c\alpha_2 \\ -s\alpha_1 s\alpha_2 c\theta_2^{(m)} + c\alpha_1 c\alpha_2 \end{pmatrix} \\
&= \begin{pmatrix} p_{11}s\alpha_2 s\theta_2^{(m)} - \left(p_{12}c\alpha_1 s\alpha_2 + p_{13}s\alpha_1 s\alpha_2\right)c\theta_2^{(m)} \\ -\left(p_{12}s\alpha_1 c\alpha_2 - p_{13}c\alpha_1 c\alpha_2\right) \\ p_{21}s\alpha_2 s\theta_2^{(m)} - \left(p_{22}c\alpha_1 s\alpha_2 + p_{23}s\alpha_1 s\alpha_2\right)c\theta_2^{(m)} \\ -\left(p_{22}s\alpha_1 c\alpha_2 - p_{23}c\alpha_1 c\alpha_2\right) \\ p_{31}s\alpha_2 s\theta_2^{(m)} - \left(p_{32}c\alpha_1 s\alpha_2 + p_{33}s\alpha_1 s\alpha_2\right)c\theta_2^{(m)} \\ -\left(p_{32}s\alpha_1 c\alpha_2 - p_{33}c\alpha_1 c\alpha_2\right) \end{pmatrix} \\
&= \begin{pmatrix} A_x^{(m)}s\theta_2^{(m)} + B_x^{(m)}c\theta_2^{(m)} + C_x^{(m)} \\ A_y^{(m)}s\theta_2^{(m)} + B_y^{(m)}c\theta_2^{(m)} + C_y^{(m)} \\ A_z^{(m)}s\theta_2^{(m)} + B_z^{(m)}c\theta_2^{(m)} + C_z^{(m)} \end{pmatrix} \qquad (12)
\end{aligned}
$$

상판을 연결하는 회전축이 구조적으로 구면관절을 이루기 위해서는 사면체의 형태로 서로 일정하게 교차해야한다는 식(13)의 구속조건을 선정하여 $\theta_2^{(1)}$, $\theta_2^{(2)}$, $\theta_2^{(3)}$의 삼각함수에 대한 연립방정식을 풀어야한다.

$$
\begin{cases}
s_3^{(1)} \cdot s_3^{(2)} = s_3^{(1)} \cdot s_3^{(3)} \\
\quad = s_3^{(2)} \cdot s_3^{(3)} = -\dfrac{1}{2}sin^2\alpha_3 + \cos^2\alpha_3\,, \\
\left(s_3^{(1)} \times s_3^{(2)}\right) \cdot s_3^{(3)} \\
\quad = \dfrac{\sqrt{27}}{2}sin^2\alpha_3\cos\alpha_3
\end{cases} \qquad (13)
$$

연립방정식의 삼각함수를 tan함수로 치환하여 구속조건에 적용하면 3변수의 2차 연립방정식으로 되고 이는 풀이과정에 8차 다항식의 형태를 가지게 된다. 따라서 수학적인 해석해(closed form solution)는 존재하지 않으며 수치해석에 의한 근사해로만 구할 수가 있다.

회전기구의 특성상 외부 센서에 의해 상판의 방위를 직접 얻는 것보다는 다이애드의 관절각도에서 상판의 방위를 결정하는 것이 필요하며 이를 위해서는 수학적 해석해가 요구된다. 본 연구에서는 $\theta_1^{(1)}$, $\theta_1^{(2)}$, $\theta_1^{(3)}$의 입력 회전축 대신 다이애드의 중간관절 1개를 교체하여 다이애드(1)와 (2)의 입력회전축과 다이애드(2)의 중간축의 관절각도 $\theta_1^{(1)}$, $\theta_1^{(2)}$, $\theta_2^{(2)}$에 대한 순방향 해석을 수행하였다.

다이애드(2)의 상판 연결 회전축인 $s_3^{(2)}$의 좌표를 $\theta_1^{(2)}$, $\theta_2^{(2)}$로부터 계산할 수 있다.

$$
{}^{G}s_3^{(2)} = \left[{}^{G}R_2^{(2)}\right]\begin{pmatrix} 0 \\ -s\alpha_2 \\ c\alpha_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} z_{3x}^{(2)} \\ z_{3y}^{(2)} \\ z_{3z}^{(2)} \end{pmatrix} \qquad (14)
$$

다이애드(1)의 상판 연결 회전축 $s_3^{(1)}$는 식(13)과 같이 $\theta_2^{(2)}$을 포함하는 식으로 유도할 수 있다. 두 연결 회전축의 기계적 구속조건인 식(14)을 적용하면 중간관절의 관절각 $\theta_2^{(1)}$을 구할 수 있다.

$$
\begin{aligned}
s_3^{(1)} \cdot s_3^{(2)} = &\left(z_{3x}^{(2)}A_x^{(1)} + z_{3y}^{(2)}A_y^{(1)} + z_{3z}^{(2)}A_z^{(1)}\right)s\theta_2^{(1)} \\
&+\left(z_{3x}^{(2)}B_x^{(1)} + z_{3y}^{(2)}B_y^{(1)} + z_{3z}^{(2)}B_z^{(1)}\right)c\theta_2^{(1)} \\
&+\left(z_{3x}^{(2)}C_x^{(1)} + z_{3y}^{(2)}C_y^{(1)} + z_{3z}^{(2)}C_z^{(1)}\right) \\
= &-\frac{1}{2}s^2\alpha_3 + c^2\alpha_3
\end{aligned} \qquad (15)
$$

여기에서 앞 절과 동일하게 $\sin\theta_2$, $\cos\theta_2$을 tan함수를 이용하여 치환하면 식(15)은 다음과 같은 2차방정식으로 정리된다. 2차 방정식의 근을 구하는 공식에 의해 다이애드(1)의 중간 회전축의 관절각 $\theta_2^{(1)}$을 구할 수 있다.

$$
\theta_2^{(1)} = 2\tan^{-1}\left(\frac{-A \pm \sqrt{A^2+B^2-C^2}}{C-B}\right) \qquad (16)
$$

여기에서

$$
\begin{aligned}
A &= z_{3x}^{(2)}A_x^{(1)} + z_{3y}^{(2)}A_y^{(1)} + z_{3z}^{(2)}A_z^{(1)} \\
B &= z_{3x}^{(2)}B_x^{(1)} + z_{3y}^{(2)}B_y^{(1)} + z_{3z}^{(2)}B_z^{(1)} \\
C &= z_{3x}^{(2)}C_x^{(1)} + z_{3y}^{(2)}C_y^{(1)} + z_{3z}^{(2)}C_z^{(1)} + \frac{1}{2}s^2\alpha_3 - c^2\alpha_3
\end{aligned}
$$

다이애드의 관절각 $\theta_1^{(1)}$, $\theta_1^{(2)}$으로부터 상판 연결 회전축 $s_3^{(1)}$을 계산할 수 있으며 $s_3^{(1)}$, $s_3^{(2)}$, $s_3^{(3)}$의 구속조건 식(14)을 적용하여 다이애드(3)의 회전축 $s_3^{(3)}$을 유도할 수 있다. 다음 단계는 결정된 회전축 $s_3^{(1)}$, $s_3^{(2)}$, $s_3^{(3)}$로부터 상판 방위의 좌표행렬$\left[{}^{G}R_t\right]$을 계산하는 것이다. 상판의 방위로부터 회전행렬$\left[{}^{3}R_t^{(m)}\right]^T$을 이용하여 다음과 같이 $s_3^{(m)}$을 유도할 수 있다.

$$
{}^{G}s_3^{(m)} = \begin{bmatrix} n_x\,o_x\,a_x \\ n_y\,o_y\,a_y \\ n_z\,o_z\,a_z \end{bmatrix}
\begin{bmatrix} -c\gamma^{(m)} & c\alpha_3 s\gamma^{(m)} & s\alpha_3 s\gamma^{(m)} \\ -s\gamma^{(m)} & -c\alpha_3 c\gamma^{(m)} & -s\alpha_3 c\gamma^{(m)} \\ 0 & -s\alpha_3 & c\alpha_3 \end{bmatrix}
\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}
$$

$$= \begin{pmatrix} n_x s\alpha_3 s\gamma^{(m)} - o_x s\alpha_3 c\gamma^{(m)} + a_x c\alpha_3 \\ n_y s\alpha_3 s\gamma^{(m)} - o_y s\alpha_3 c\gamma^{(m)} + a_y c\alpha_3 \\ n_z s\alpha_3 s\gamma^{(m)} - o_z s\alpha_3 c\gamma^{(m)} + a_z c\alpha_3 \end{pmatrix} \quad (17)$$

식(17)과 이미 다이애드로부터 계산된 상판 연결 회전축의 위치를 이용하여 상판 방위의 회전 행렬을 결정할 수 있다.

$$\begin{pmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \dfrac{z_{3x}^{(2)} - z_{3x}^{(3)}}{\sqrt{3}\, s\alpha_3} \\ \dfrac{z_{3y}^{(2)} - z_{3y}^{(3)}}{\sqrt{3}\, s\alpha_3} \\ \dfrac{z_{3z}^{(2)} - z_{3z}^{(3)}}{\sqrt{3}\, s\alpha_3} \end{pmatrix}, \quad \begin{pmatrix} o_x \\ o_y \\ o_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \dfrac{2z_{3x}^{(1)} - z_{3x}^{(2)} - z_{3x}^{(3)}}{-3s\alpha_3} \\ \dfrac{2z_{3y}^{(1)} - z_{3y}^{(2)} - z_{3y}^{(3)}}{-3s\alpha_3} \\ \dfrac{2z_{3z}^{(1)} - z_{3z}^{(2)} - z_{3z}^{(3)}}{-3s\alpha_3} \end{pmatrix},$$

$$\begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \dfrac{z_{3x}^{(1)} + z_{3x}^{(2)} + z_{3x}^{(3)}}{3c\alpha_3} \\ \dfrac{z_{3y}^{(1)} + z_{3y}^{(2)} + z_{3y}^{(3)}}{3c\alpha_3} \\ \dfrac{z_{3z}^{(1)} + z_{3z}^{(2)} + z_{3z}^{(3)}}{3c\alpha_3} \end{pmatrix} \quad (18)$$

상판 방위의 좌표행렬의 식(18)으로부터 오일러 각, 오일러 파라미터, 혹은 등각 축-각도 등을 계산할 수 있다[21].

2.3 구형관절 모듈의 속도 및 가속도 해석

상판의 각속도 ($\dot{u}$)로부터 상판과 다이애드의 연결하는 관절축 $s_3^{(m)}$의 속도는 다음과 같이 유도된다.

$$\dot{s}_3^{(m)} = \dot{u} \times s_3^{(m)} \quad (19)$$

다이애드 연결축 $s_2^{(m)}$, $s_3^{(m)}$의 내적은 일정하기 때문에 $\dot{s}_2^{(m)}$, $\dot{s}_3^{(m)}$의 관계는 미분에 의해 다음과 같이 표현되다.

$$\dot{s}_2^{(m)} \cdot s_3^{(m)} + s_2^{(m)} \cdot \dot{s}_3^{(m)} = 0 \quad (20)$$

여기서 연결축 $s_2^{(m)}$의 속도는 입력축의 각속도로 부터 결정되며

$$\dot{s}_2^{(m)} = \dot{\theta}_1^{(m)} s_1^{(m)} \times s_2^{(m)} \quad (21)$$

식(19)-(21)를 정리하면 상판의 각속도 ($\dot{u}$)와 각각의 다이애드 회전축의 관절 각속도($\dot{\theta}$)의 선형 관계식을 유도할 수 있다.

$$\dot{\theta} = \left[G_u^\theta \right] \dot{u} \quad (22)$$

여기에서

$$\dot{u} = \begin{pmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{pmatrix}, \qquad \dot{\theta} = \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1^{(1)} \\ \dot{\theta}_1^{(2)} \\ \dot{\theta}_1^{(3)} \end{pmatrix},$$

$$\left[G_u^\theta \right] = \begin{bmatrix} \dfrac{\left(s_2^{(1)} \times s_3^{(1)} \right)^T}{\left(s_1^{(1)} \times s_2^{(1)} \right) \cdot s_3^{(1)}} \\ \dfrac{\left(s_2^{(2)} \times s_3^{(2)} \right)^T}{\left(s_1^{(2)} \times s_2^{(2)} \right) \cdot s_3^{(2)}} \\ \dfrac{\left(s_2^{(3)} \times s_3^{(3)} \right)^T}{\left(s_1^{(3)} \times s_2^{(3)} \right) \cdot s_3^{(3)}} \end{bmatrix} \quad (23)$$

$\left[G_u^\theta \right]$는 3×3 행렬의 자코비안(Jacobian)으로 전체 다이애드의 회전축 $s_1^{(m)}$, $s_2^{(m)}$, $s_3^{(m)}$의 위치에 따라 결정된다. $\left[G_u^\theta \right]$의 행렬식이 0이 아니면 역행렬이 존재하고 다이애드의 각속도에 대한 상판 각속도를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\dot{u} = \left[G_u^\theta \right]^{-1} \dot{\theta} = \left[G_\theta^u \right] \dot{\theta} \quad (24)$$

상판과 다이애드 입력축의 가속도 관계식은 속도 관계식(22)의 미분에 의해 유도할 수 있다.

$$\ddot{\theta} = \left[G_u^\theta \right] \ddot{u} + \begin{pmatrix} \dot{u}^T \left[H_{uu}^{\theta^{(1)}} \right] \dot{u} \\ \dot{u}^T \left[H_{uu}^{\theta^{(2)}} \right] \dot{u} \\ \dot{u}^T \left[H_{uu}^{\theta^{(3)}} \right] \dot{u} \end{pmatrix} \quad (25)$$

여기에서 $\left[H_{uu}^{\theta^{(m)}} \right]$은 다이애드(m)에 대한 3×3 행렬을 나타낸다.

$$\left[H_{uu}^{\theta^{(m)}} \right] = \left[\frac{s_2^{(m)} \circ \left(s_1^{(m)} \times s_2^{(m)} \right)}{\left(s_1^{(m)} \times s_2^{(m)} \right) \cdot s_3^{(m)}} \right] \quad (26)$$

행렬내의 ($\circ$)은 s_2와 $s_1 \times s_2$가 만든 벡터의 텐서곱(tensor product)을 말하며 $s_2(s_1 \times s_2)^T$이다.

2.4 운동기기 모델의 동역학 해석

운동기기의 특성상 상판 위에 인체가 서 있는 경우대부분의 상판과 인체가 일체로 동작한다고 가정할 수가 있다.

상판과 인체를 가속시키는 관성 토크(T_{in})와 모듈 및 외부에서 가해지는 토크의 평형 방정식은 다음과 같이 정리할 수 있다.

$$T_{in} = T_{act} + T_{ext} + T_f + T_{grav} \tag{27}$$

여기에서 T_{act}는 구형관절 모듈에 의해 발휘하는 입력 토크, T_{grav}는 상판과 인체의 무게에 의해 발생하는 토크, T_f는 모듈의 다이애드 연결축에서 마찰토크, T_{ext}는 인체에 의해 상판에 가해지는 토크이며 이러한 토크는 상판의 이동좌표계나 밑판의 기준좌표계로 표현할 수가 있다.

관성에 의한 토크(T_{in})는 뉴턴-오일러 방정식에 따라 상판의 각속도($\dot{u}$)와 각가속도($\ddot{u}$)로부터 다음과 같이 표현된다.

$$T_{in} = [I]\ddot{u} + \dot{u} \times [I]\dot{u} \tag{28}$$

여기에서 $[I]$는 모듈과 상판 위 인체의 관성모멘트이며, 모듈 상판의 입력토크와 다이애드 입력축의 토크는 다음의 자코비안 관계를 가진다.

$$T_{act} = \left[G_u^\theta\right]^T T_\theta \tag{29}$$

여기에서 T_θ는 다이애드의 입력축 3개의 회전 토크를 나타낸다. 따라서 입력축의 토크(T_θ)는 다음과 같이 정리할 수 있다.

$$T_\theta = \left[G_u^\theta\right]^{-T}(T_{in} - T_{ext} - T_f - T_{grav}) \tag{30}$$

3. 시뮬레이션 결과 및 고찰

구형 3자유도 병렬 모듈에 대해서 속도 자코비안을 이용한 작업영역내의 등방성지수(condition number), 전달비(transmission ratio), 조작성(manipulability) 등을 고려하여 최적의 비틀림각을 설계할 수가 있다. 본 연구에서는 모듈 제작과 해석의 용이성을 위해 밑판과 상판의 비틀림각 $\alpha_0 = \alpha_3 = \pi/4$, 다이애드 링크사이의 비틀림각 $\alpha_1 = \alpha_2 = \pi/2$인 구형관절 모델을 사용하여 동역학 해석을 수행하였다.

운동기구의 사용자는 50대 이상의 노인층을 대상으로 하였다. 한국 성인남자의 50대 표준체형에 대한 전체 관성모멘트와 질량중심을 Hanavan의 인체모델을 이용하여 <표 2>에서와 같이 선정하였다[23][24]. 본 연구에서는 운동기기의 구조에 따라 결정되는 모듈의 좌표원점에서 상판까지의 거리는 무시하였다.

<표 2> 50대 한국 성인남자의 관성모멘트

키*	몸무게**	질량중심*	I_{xx}***	I_{yy}	I_{zz}
166.1	68.4	90.3	9.63	10.13	0.86

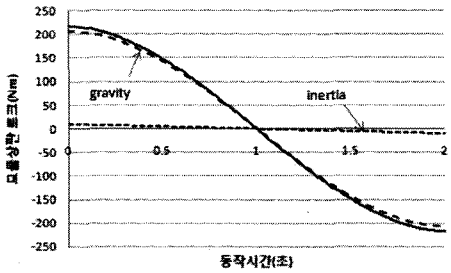
(단위: * cm, ** kg, *** kg-m^2)

재활치료용으로 기존 연구 검토된 대부분의 시스템의 운동 특성은 다음 두가지 형태의 시험으로 구분된다. 다양한 운동궤적을 따라 불안정한 위치에서 몸의 균형을 유지하여 인체의 감각운동기능을 향상시키도록 하는 평형성유지 운동(balance test)과 피험자가 모듈의 상판을 동작시켜 미리 주어진 상판의 궤적을 추적함으로 자세유지를 위한 근력조절기능을 평가하고 모듈의 제동저항을 부가하여 근력의 부하운동(load test)이 되도록 하고 있다.

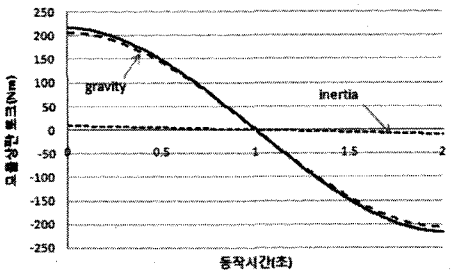
본 연구에서는 설계된 3자유도 병렬 운동기기에 대하여 특정 운동 궤적계획(trajectory planning)을 따라서 피험자 모델의 평형성 유지시험과 부하시험을 해석하였다.

3.1 평형성유지 시험

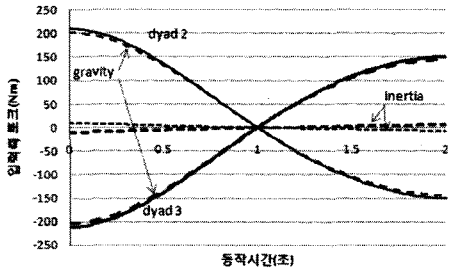
평형성유지 시험은 피험자가 미리 프로그램된 특정궤적을 따라서 몸의 균형을 유지하도록 반복



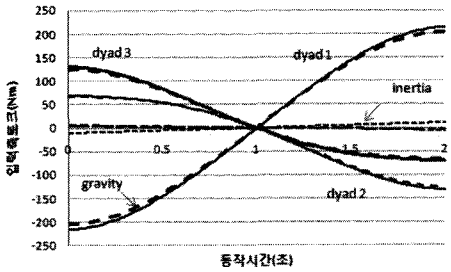
<그림 3> 상판의 피치운동 (n축 기준 -20~20도 회전)에서 상판에 부가되는 피험자 모델의 관성과 몸무게에 의한 토크 영향



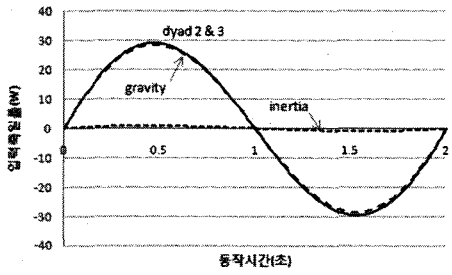
<그림 6> 상판의 롤운동 (o축 기준 -20~20도 회전)에서 상판에 부가되는 피험자 모델의 관성과 몸무게에 의한 토크 영향



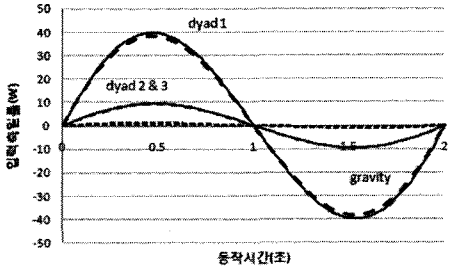
<그림 4> 상판의 피치운동 (n축 기준 -20~20도 회전)에 대한 입력회전축의 토크



<그림 7> 상판의 롤운동 (o축 기준 -20~20도 회전)에 대한 입력회전축의 토크



<그림 5> 상판의 피치운동 (n축 기준 -20~20도 회전)에 대한 입력회전축의 일률



<그림 8> 상판의 롤운동 (o축 기준 -20~20도 회전)에 대한 입력회전축의 일률

운동함으로 신체의 자세 유지 기능을 향상시킨다. 본 연구에서는 대표적으로 인체 내외측 축(n축, X축)을 중심으로 회전하는 피치(pitch) 동작과 전후방 축(o축, Y축) 중심의 롤(roll)회전 동작을 실행하였다. 운동패턴은 3차 다항식을 이용하여 회전축을 중심으로 -20~20도 범위를 2초 동안에 동작하는 궤적계획으로 부터 모듈 상판의 각속도와 각가속도를 계산하였다. 피험자는 운동기기의 상판에 고정되어 있는 것으로 간주하였으며 식(30)을 이용하여 모듈 입력축의 토크와 일률을 계산하였다.

<그림 3>은 인체 내외측 축(n축)을 중심으로 회전하는 피치 동작에서 인체를 감가속하는 관성과 체중에 의해 모듈 상판에 부가되는 토크(217.2~-217.2Nm)의 변화를 보여주고 있으며 인체의 무게를 지탱하기위한 토크(T_{grav})의 영향이 매우 크다는 것을 알 수가 있다. 따라서 실제 실험에서는 인체의 중심을 변화시켜 가능한 토크를 줄이는 경향을 보인다[9].

<그림 4>은 식(30)을 통하여 계산된 모듈 입력축의 토크 변화를 보여주고 있다. 피치 운동을 위해 다이애드(2)와(3)의 입력축은 서로 반대 방향으

로 동작을 하며 다이애드(1)는 일정 위치를 유지하고만 있다. 비교적 빠른 운동임에도 관성에 의한 토크(T_{in}, 다이애드(2): 9.8~-7.0Nm, 다이애드(3): -9.8~7.0Nm)보다는 대부분 인체의 무게를 유지하기위한 토크(T_{grav}, 다이애드(2): 201.9~-144.0 Nm, 다이애드(3): -201.9~144.0Nm)의 영향이 더 크다는 것을 보여주고 있다.

다이애드(2)와(3)의 입력축은 서로 상반된 토크 패턴을 가지지만 일률은 <그림 5>에서와 같이 29.4W의 최대 진폭을 가진 sine 패턴을 보여주고 있다. 피치운동의 궤적계획에 따라 초반에는 상판과 피험자를 가속시키고 후반에는 운동을 억제하기위해 제동하는 형태를 보여주고 있다. <그림 6>은 전후방 축(축)의 기준으로 2초에 -20~20도 범위를 동작하는 롤 운동으로서 피치운동과 유사하게 모듈상판에 217.8~-217.8Nm토크가 작용하며 관성보다는 체중을 지탱하기위한 토크의 영향이 매우 크다는 것을 보여준다.

<그림 7>은 롤 운동을 위해 모듈의 다이애드 입력축에 요구되는 토크의 변화로서 관성에 의한 토크(다이애드(1): -10.5~10.5Nm, 다이애드(2): 3.4~-6.4Nm, 다이애드(3): 6.4~-3.4Nm)보다는 인체 무게를 유지하기위한 토크(다이애드(1): 204.5~-204.5Nm, 다이애드(2): 66.5~-124.4Nm, 다이애드(3): -124.4~66.4Nm)의 영향이 더 크며 또한 다이애드(1)의 토크의 변화가 더 심하다는 것을 보여주고 있다.

<그림 8>의 입력축에서 일률은 다이애드(1)의 경우 최대진폭 87.6W, 다이애드(2)와(3)에서는 21.4W의 sine 패턴을 보여주고 있다.

이러한 평형성유지 시험에서는 회전축을 중심으로 -20~20도 범위를 2초 동안에 동작하는 비교적 빠른 운동임에도 관성에 의한 토크보다는 대부분 인체의 무게를 유지하기위한 토크의 영향이 더 크다는 것을 보여주었다. 또한 운동 범위에 따라 모델상판에 가해지는 토크의 변동 폭도 매우 크며 유사한 크기의 토크가 피험자의 발목관절에도 작용하기 때문에 실제 운동에서의 피험자는 인체 중심을 변화시켜 가능한 토크를 줄이는 경향을 보인다.

3.2 부하 시험

모듈의 입력 회전축에 액추에이터대신 비틀림 댐퍼를 설치하여 입력관절축의 각속도에 따라 점성저항 토크가 발생하도록 하였다.

피험자가 일정한 궤적으로 상판을 동작하면 상판속도에 따라 다이애드 관절 축에 각속도에 상응하는 점성토크가 발생하여 상판 운동을 저항한다. 피험자는 운동을 지속하기위해서는 좌우 발의 하중이동과 발목에서의 회전력에 의해 상판에 외부 토크(T_{ext})를 발휘하게 되어 하지의 근력운동이 되도록 하였다.

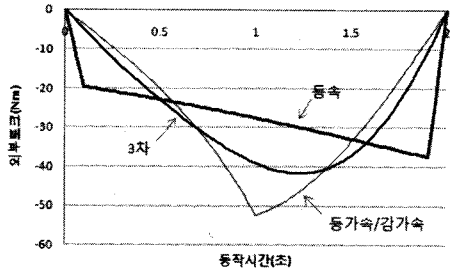
이러한 경우와 같은 부하시험에서는 피험자는 인체의 무게 중심을 모듈의 기준좌표의 Z축으로 이동시켜 가능한 무게에 의한 토크 발생을 제한하고 발의 전후 혹은 좌우 하중분포를 변화시켜 모듈에 최대토크가 발생하도록 한다. 따라서 부하시험에서는 관성과 중력에 의한 영향을 무시하고 댐퍼에 가해지는 각속도로 인하여 발생하는 점성마찰토크만을 고려하였다. 본 연구에서는 점성감쇠계수를 100$Nm/rad/s$로 정하였다.

본 연구에서는 피험자가 특정 동작 범위에 따라 등가속/감가속 운동, 일정한 등속운동, 3차 다항식에 의한 운동에 대하여 검토하였다.

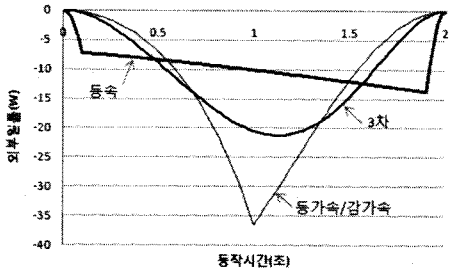
<그림 9> 및 <그림 10>은 n축 기준의 피치운동으로 -20~20도 범위를 2초 동안에 동작시키기 위하여 피험자가 발휘하여야 하는 토크 변화를 보여주고 있다. 등가속/감가속 운동에서는 급격한 증가와 감소의 패턴 변화를 보이며 동작시간 1초(피치 0도 위치)에서 최대 -52.4Nm의 토크를 x축 방향으로 가해야 하며 최대 -36.6W의 일률이 요구된다. 3차다항식의 운동에서는 최대 -41.8 Nm의 토크와 최대 21.3W의 일률이 요구되며 최대값의 위치가 중간(피치 0도)이 아닌 최대토크 피치 4.4도, 최대일률 피치 2.4도의 약간 치우친 위치에서 발생한다.

등속도 운동에서 초기 동작시작과 최종위치에서 급격한 변화는 등속도에 도달하기위해 0.1초 동안 등가속도운동이 요구되는 구간이다. 등속도 구간 초기에 -19.4Nm의 토크에서 (-)방향으로 선형적으로 증가하여 -37.4Nm에 도달하며 일률은 -7.2W에서 점차 증가하여 최대 -13.8W로 변한다.

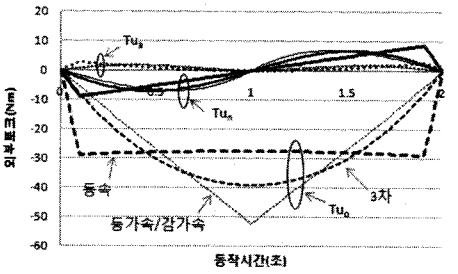
<그림 11>과 <그림 12>은 롤 운동으로 o축을 기준으로 -20~20도 범위를 2초 동안에 동작할



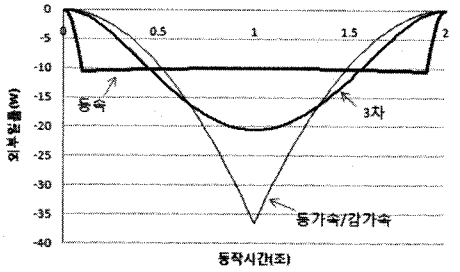
<그림 9> 상판의 피치운동 (n축 기준 -20-20도 회전)을 위해 피험자 모델이 상판에 부가해야 하는 토크



<그림 10> 상판의 피치운동 (n축 기준 -20-20도 회전)을 위해 피험자 모델이 상판에 부가해야 하는 일률



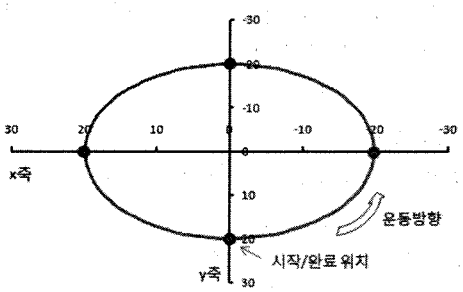
<그림 11> 상판의 롤운동 (o축 기준 -20-20도 회전)을 위해 피험자 모델이 상판에 부가해야 하는 토크



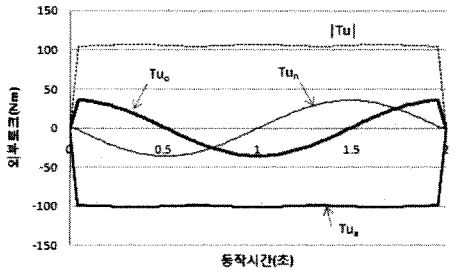
<그림 12> 상판의 롤운동 (o축 기준 -20-20도 회전)을 위해 피험자 모델이 상판에 부가해야 하는 일률

때 요구되는 피험자의 토크와 일률의 변화이다.

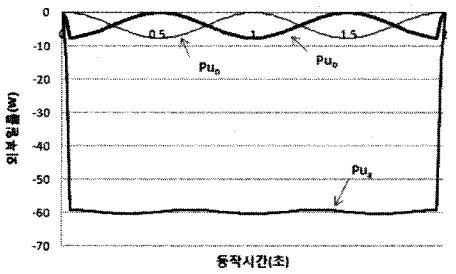
등가속/감가속에서는 o축 방향으로 최대 -52.4 Nm의 토크가 필요하며 부가적으로 n축과 a축방



<그림 13> 상판의 운동궤적 (X축 기준 -20-20도 변동, Y축 기준 -20-20도 변동), 회전축은 Z방향



<그림 14> 상판의 운동궤적 (X축 기준 -20-20도 변동, Y축 기준 -20-20도 변동), 회전축 Z방향을 위해 피험자 모델이 상판에 부가해야 하는 토크



<그림 15> 상판의 운동궤적 (X축 기준 -20-20도 변동, Y축 기준 -20-20도 변동), 회전축 Z방향을 위해 피험자 모델이 상판에 부가해야 하는 일률

향의 토크(n축: -6.9~6.9Nm, a축: 0~1.8Nm)가 수반되었다. 유사한 패턴으로 3차 다항식 운동에서도 o축으로 -39.3Nm의 최대토크와 n축과 a축방향의 토크(n축: -7.0~7.0Nm, a축: 0~2.0 Nm)가 요구된다. 등속도 운동에서는 초기와 최종의 등가속도 구간을 제외한 등속도 구간에서 o축 방향으로 거의 일정한 토크(-27.6~-28.9Nm)를 n축과 a축방향의 토크 (n축: -8.9~8.9Nm, a축: 0~3.0Nm)는 다소 변동하는 것을 보여주고 있다.

롤 운동에서는 o축 뿐만 아니라 다른 두 축 방

향의 토크가 요구된다. 일률에서는 다른 두 축의 각속도가 없기 때문에 o축만이 존재하며 등가속/감가속에서는 급격히 변화하여 최대 -36.6 W, 3차 다항식에서는 -20.6 W로 동작시간 1초(피치 0도)에서 발생한다. 이에 반해 등속운동에서는 등속도 구간에서 -10.6~-10.1 W의 일정한 일률의 크기를 보이고 있다.

<그림 13>은 초기에 X축을 기준으로 -20도 회전된 위치에서 피험자가 Z축을 기준으로 10초 동안에 0~360도 등속 회전운동을 하도록 한다. 따라서 모듈상판의 이동좌표계 a축이 20도 편심되어 원형궤적으로 동작하게 된다. <그림 14>는 피험자가 발휘해야 되는 토크의 변화를 보여주고 있다. a축 방향 토크는 -98.2~-100.4 Nm로 거의 일정한 값을 유지하나 n축과 o축으로는 -35.1~35.1 Nm로 토크를 변동하여야 된다. 따라서 일률에서도 <그림 15>에서 보는 바와 같이 대부분의 일률의 소모는 n축 방향으로 -59.2~-60.5 W로 거의 일정한 값을 유지하며 n축과 o축으로는 0.0~-7.7 W의 일률이 소모된다.

부하시험의 피치운동에서 피험자는 등가속/감가속 운동궤적에서 등속운동궤적보다 1.4배 더 큰 토크를 n축을 중심으로 상판에 작용해야 한다. 롤운동에서는 등가속/감가속 운동궤적의 토크가 등속도 운동보다 1.8배 더 큰 토크가 o방향으로 가해져야 하며 부가해서 3종류 운동 모두 n축과 a축방향의 토크가 수반되어야 한다. 특히 등속도 롤운동 궤적에서는 y방향 토크의 0.3배인 7.0 Nm의 n방향 토크, 0.1배인 3.0 Nm의 a방향 토크가 작용한다.

모듈상판의 이동좌표계 a축이 20도 편심되어서 원형궤적으로 동작하는 등속 회전운동에서는 a방향(요운동, 인체 수직상하 축을 기준으로한 스핀운동) 토크의 0.35배되는 피치 및 롤 운동 토크가 요구된다. 따라서 인체 중심을 유지하면서 발목 및 좌우측 발의 부하운동이 가능하게 된다.

4. 결 론

본 연구에서는 노인의 평형성과 하지근력 운동을 병행할 수 있는 운동기기로서 선정된 3자유도 병렬형 구형관절 모듈의 기구학 및 동역학 해석을 하였다.

재활프로그램의 정량적 평가와 기존의 다양한 운동처방 프로그램을 접목하기 위해서는 모듈의 상판과 다이애드내의 회전축 사이의 회전운동에 대한 위치 및 속도해석이 필요하며 수치해석에 의한 근사값이 아닌 수학적 해석해(closed form solution)를 유도하였다.

먼저 모듈 상판의 방위에 대하여 다이애드내의 모든 회전축의 관절각을 결정하는 역방향 위치해석을 실행하여 상판 연결 회전축 $s_3^{(m)}$의 구속조건으로부터 다이애드 입력회전축 $s_1^{(m)}$에서 2종류의 관절각을 결정할 수 있었다. $s_1^{(m)}$의 관절각과 함께 동일한 구속조건을 이용하여 회전축 $s_2^{(m)}$, $s_3^{(m)}$에 대한 관절각을 유도할 수 있었다.

입력회전축 $s_1^{(m)}$의 관절각에 대한 상판의 방위를 결정하는 순방향 위치해석에서는 상판과 연결되어 있는 다이애드 회전축 $s_3^{(m)}$의 기구학적 구조로 발생하는 구속조건으로부터 중간 회전축 $s_2^{(m)}$의 관절각을 결정할 수 있다. 그러나 구속조건이 삼각함수를 포함하는 고차 다항식으로 변환되어 수학적 해석해를 직접 구할 수가 없었다. 따라서 본 연구에서는 $\theta_1^{(1)}$, $\theta_1^{(2)}$, $\theta_1^{(3)}$의 입력 회전축 대신 다이애드의 중간관절 1개를 입력 값으로 교체하여 다이애드(1)와 (2)의 입력회전축과 다이애드(2)의 중간축의 관절각 $\theta_1^{(1)}$, $\theta_1^{(2)}$, $\theta_2^{(2)}$에 대한 순방향 해석을 수행하였고 구속조건을 적용한 결과 2차방정식으로 변환되어 수학적 해석해가 가능한 결과를 얻었다.

속도 및 가속도 해석에서는 입력 회전축과 상판의 회전 각속도의 선형관계를 보여주는 역 자코비안을 검토하였으며 임의의 3개 회전축을 입력축으로 선정함에 따라 다양한 역 자코비안을 구할 수가 있다.

동역학 해석에서는 기존 발표된 실험적 연구를 참조하여 50대 이상 한국인 표준 남성의 피험자 모델을 선정하였으며, 평형성 운동과 부하운동에 대한 동역학 시뮬레이션을 통하여 재활운동기기로서의 유효성을 검증하였다.

본 연구에서의 구형관절 모듈은 다이애드 구조에 의해 회전 3자유도 운동만이 가능하다. 따라서 모듈 상판에서 지지하는 피험자의 무게에 따

른 수직방향의 부하는 다이애드 구조에 의해 지지되고 단지 회전운동에 대응하는 부하만이 다이애드 입력축에 요구됨으로 선행연구에서 언급된 'passive weight'의 'zero out'구조를 만족시켰다.

노인들의 낙상은 일상적인 생활에서 흔히 발생되는 상해사고중의 하나로 노령화에 따라 사회적 문제로 인식되고 있으며 국내외적으로 다양한 연구가 진행되고 있다. 현재 이러한 연구의 결과로 하지근력의 강화와 아울러 신체의 평형성을 향상시키는 평형성 운동이 낙상예방을 위해서는 필요하다고 알려져 있으나 아직 탄성밴드나 등장성 운동기구를 이용한 근력 강화 운동 외에는 스포츠 기기 산업에서 하지근력 강화와 평형성 운동을 함께 할 수 있는 재활운동기구가 전무한 실정이다. 본 연구에서 개발하는 장비는 국내외에서 처음으로 시도되며, 시장 확대에 따른 수요 창출뿐 만 아니라 수출 가능성도 매우 높아서 국내 스포츠 기기 산업 발전에 크게 기여할 수 있다고 판단된다.

참 고 문 헌

[1] M. E Tinetti., M. Speechley and S. F. Ginter, "Risk factors for falls among elderly persons living in the community," The New England Journal of Medicine, 319(26), pp.1701-1707, 1988

[2] M. C. Nevitt and S. R. Cummings, "Type of fall and risk of hip and wrist fractures: the study of osteoporotic fracture," Journal of American Geriatric Society, 41(11) pp. 1226-1234, 1993

[3] 전미양, 정현철, 최명애, "낙상사고에 의한 골절로 입원한 노인환자에 대한 조사연구," 대한간호학회지, 31(3), pp. 443-453, 2001

[4] 유명숙, "낙상으로 입원한 노인의 관련요인에 대한 조사연구," 서울대학교 석사학위논문, 2006

[5] 질병관리본부, 손상감시정보 연보 1(6) pp. 1-5, 2005

[6] 임영미, "율동적 동작이 치매 노인의 신체적 기능 및 정서 상태에 미치는 효과," 한국노년학, 21(3), pp. 197-211, 2002

[7] 최상웅, 이재상, 이대택, "저항성 및 평형성 운동이 낙상 경험 여성 노인의 보행형태에 미치는 연구," 한국체육학회지, 44(1), pp. 287-295, 2005

[8] 황병준, 김차용, 이대연,. "상지의 탄력저항 운동이 낙상경험 노인의 보행과 균형 능력에 미치는 영향," 한국사회체육학회지, 28. pp. 407-416, 2006

[9] 박용군, 유미, 권대규, 홍철운, 김남균, "불안정판을 이용한 평형감각 훈련시스템 개발," 한국정밀공학회지 22(8) pp. 192-198, 2005

[10] 오유성, 박우영, 김기홍, 안근옥, 송상엽, "동적자세측정기를 이용한 노인과 청년의 평형전략 및 반응시간에 대한 연구," 한국체육과학회지 17(2), 2008 pp. 959-968

[11] Balance SystemTM. Biodex Medical Systems Inc.

[12] Huber/SpineforceTM. LPG Systems S.A.

[13] Pro-Kin SystemTM. TecnoBody Rehabilitation Systems.

[14] J. E. Deutsch, J. Latonio, G. C. Burdea, and R. Boian, "Post-stroke rehabilitation with the Rutgers ankle system: a case study," Presence: Teleoperators and Virtual Environments, MIT Press, Vol. 10(4), pp. 416-430, 2001

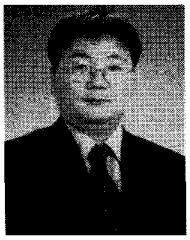
[15] R. F. Boian, J. E. Deutsch, C. S. Lee, G. C. Burdea, and J. Lewis, "Haptic effects for virtual reality-based post-stroke rehabilitation," Proceedings of the 11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (HAPTICS 2003), IEEE, 247-253, 2003

[16] M. Girone, G. Burdea, M. Bouzit, V. Popescu, and J. E. Deutsch, "Orthopedic rehabilitation using the 'Rutgers Ankle' interface," Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2000, IOS Press, 89-95, 2000

[17] H. Choi, J. Ryu, and C. Lee, "A kckball game for ankle rehabiliation by JAVA, JNI, and VRML," Proceedings of SPIE-vol. 5444, 439-444. 2004

[18] L. W. Tsai, Robot Analysis, John Wiley &

Sons, 1999
[19] D. J. Cox and D. Tesar, "The dynamic model of a three degree of freedom parallel robotic shoulder module," Proceedings of the 4th International Conference on Advanced Robotics, Columbus, OH, pp. 475-487, 1989
[20] W. M. Craver, Structural analysis and design of a three degree of freedom robotic shoulder module, Master thesis, the University of Texas at Austin, May, 1989
[21] J. J. Craig, Introduction to Robotics third ed. Pearson Prentice Hall, 2005
[22] D. Tesar and W. K. Kim, Architectural study of the design and operation of advanced force feedback manual controllers, University of Texas at Austin, Final Report to NASA Johnson Space Center under NASA Grant No. NAG 9-320, 1990
[23] E. P. Hanavan, A mathematical model of the human body, AMRL-TR-64-102, Wright-Patterson Air force Base, Ohio, U.S.A. 1964
[24] 지식경제부 기술표준원 Size Korea 한국인 인체치수조사



김 선 필 (Seon-Pil Kim)

- 1981년 울산대학교 기계공학과 공학사
- 1991년 미국 The University of Texas at Austin 기계공학과 석사
- 1996년 미국 The University of Texas at Austin 기계공학과 박사(Ph.D.)
- 1982년-1988년 국방과학연구소 연구원
- 1996년-1999년 삼성자동차 연구소 수석연구원
- 1999년-현재 경주대학교 전기에너지전자공학과 교수
- 관심분야 : 로봇공학, 생체역학, 센서계측

논문접수일 : 2009년 8월 18일
논문수정일 : 2009년 11월 4일
게재확정일 : 2009년 11월 12일