

1-4. 歩行支援機

1-4-1 ヘルシーワン (Fig. 1.3)

歩行支援機を定量的に評価するに当たり、歩行支援機の1つである、ヘルシーワン（印象ベイビー社）を用いた。このデバイスの特徴は、縦×横×高さが、740mm×740mm×770mmであり、重さが3.8kgである。また、手を置く部分の形状としては、手持ちタイプであり、ごく標準型といえる。歩行中は、この部分に力が加わる。

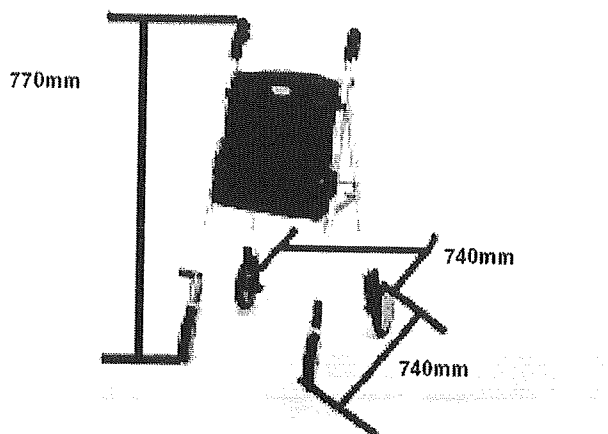


Fig. 1.3 ヘルシーワン

1-4-2 KQ (Fig. 1.4)

2つ目のデバイスとしては、KQ（パラマウントベット社）を検討した。このデバイスの特

徴としては、縦×横×高さが、550mm×700mm×890mmであり、重さが11kgである。ヘルシーワンと比較すると、重さが3倍近くあり、ずっしりと安定感がある。また、手持ち部分の形状は肘掛タイプとなっており、肘を置いての実験となった。

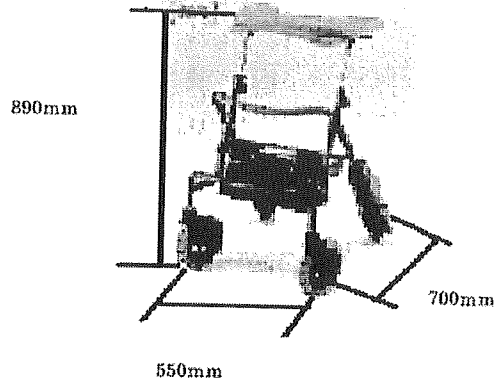


Fig. 1.4 KQ

2. 方法

2-1 実験装置

計測には、1枚の床反力計（Kistler 社製）と2台の高解像度カメラ（社製）で構成される。このカメラは60Hzであり、光を反射するマーカの軌跡を捉えて、計測する。また、カメラと床反力計の同期をとるために、自作したフットスイッチを用いた。なお、床反力計はサンプリング周波数900Hzで計測した。実験システム全体図をFig. 2.1に示す。

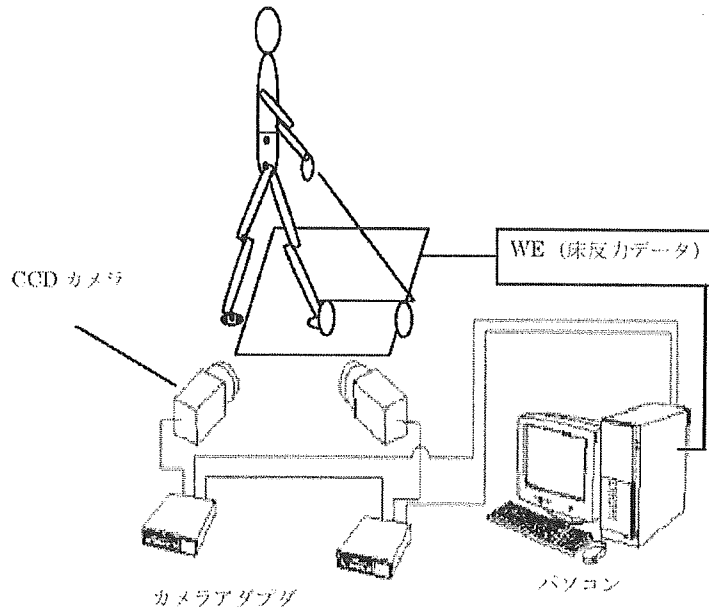


Fig. 2.1 実験システム構成図

3次元動作解析では、光を反射させるマーカを両面テープで、対表面に5個とりつけた (Table 2.1, Fig. 2.2). このマーカにライトで光を当て反射させ、その光をカメラでとらえ、そのカメラからの情報を元にマーカが設置された部位をお3次元座標として獲得できる。

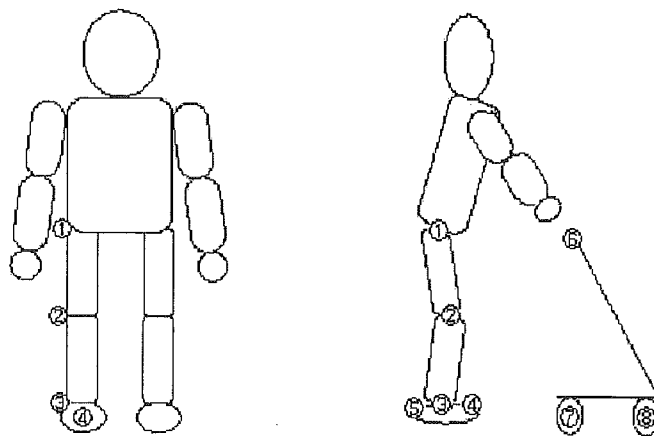


Fig. 2.2 マーカ位置

Table 2.1 マーカ位置

マーカ位置	番号
大転子	1
大腿骨外側顆	2
外果	3
つま先	4
踵	5
歩行支援機手持 ち	6
歩行支援機後輪	7
歩行支援機前輪	8

・3次元動作解析装置

メーカー名 : Ditect社

キャプチャーカード : SAG-1050 (PCI Bus Card)

取り込み能力 : 60fps

チャンネル数 : 3ch (モノクロ) / 1ch (RGBカラー)

運動解析ソフトウェア : DippMotionXD

・床反力計, 9286A

メーカー名 : Kistler社

測定範囲 : F_x , F_y -2.5~2.5KN

: F_z 0~10KN

過負荷 : F_x , F_y -3/3KN

: F_z 0/12KN

寸法 : 600mm×400mm×30mm

重量 : 18Kg

基本固有振動数 : 350Hz

使用温度範囲 : 0~60°C

・CCD カメラ

撮影速度 : 60Hz

照明 : 可視光照明

電源 : AC100V 50Hz/60Hz

・WE7000

メーカー名 : 横河電機株式会社

定格電源電圧 : 100V~120VAC

周波数変動許容範囲 : 48Hz~63Hz

電源 : 50Hz/60Hz

・パーソナルコンピュータ

メーカー名 : DELL

OS : WindowsXP

電源 : AC100V 50Hz/60Hz

・チャージアンプ 9286A

メーカ : Kistler

入力チャンネル数 : 8ch

レンジ切り替え : 任意多段

外部電圧 : ± 12 VDC

電圧 : AC100V 50Hz/60Hz

・フットスイッチ

メーカー名 : 自作

出力 : 約1.5V

電源 : AC100V 50Hz

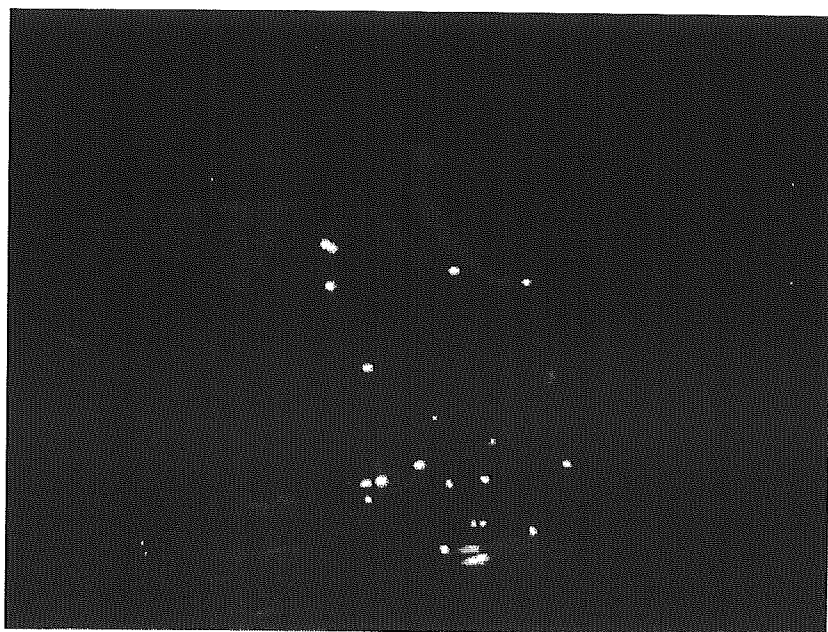


Fig. 2.3 実験風景図

2-2 データ処理と評価法

2-2-1 関節角度の算出

下肢の3つの角度の計算は以下の図の様に考えた。それぞれのマーカから出された空間位置座標は、6Hz以下のノイズカットを施した。足関節角度は、マーカ付けした、つま先、外果、大腿骨外側顆の3点から、余弦定理を用いて、算出し、膝角度の計算も同様に、大転子、大腿骨外側顆、外果の3点から余弦定理を使い、計算した。次は、股関節モーメントであるが、大腿骨外側顆と大転子のそれぞれ、位置座標を差し引きし、その値からtanをだし、アークタンジェントをし、計算した。関節角度は屈曲、背屈方向を正、伸展、底屈方向を負とした、また、通常歩行と、歩行支援機使用時の関節角度を比較するために、ピーク値と、関節可動域Range of motion を抽出した。(Fig. 2.4) 横軸は1歩行周期を100%とする、100%サイクル、縦軸は関節角度変位を表している。

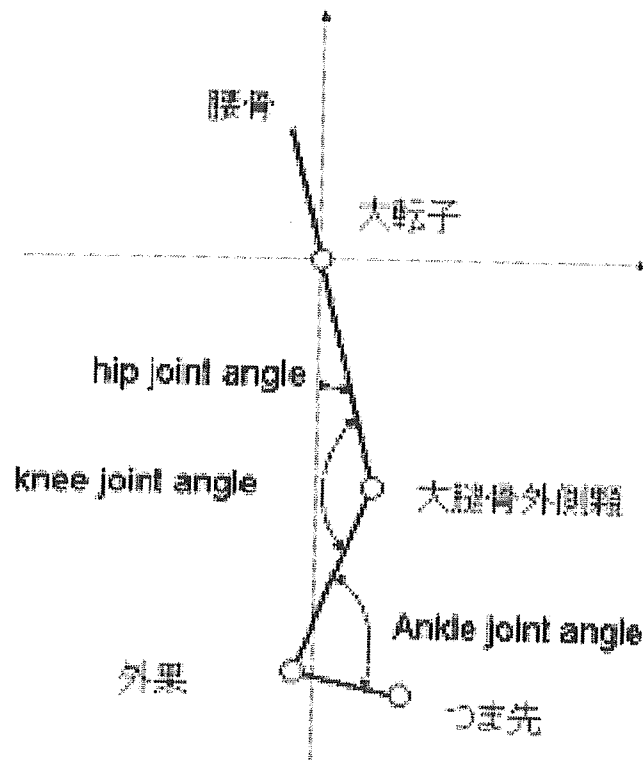


Fig. 2.4 関節角度

以下の様にpeakを算出し、それぞれのpeakからの差し引きによって、range of motionを算出した。これは、足関節、膝関節、股関節の角度の可動域を示している。

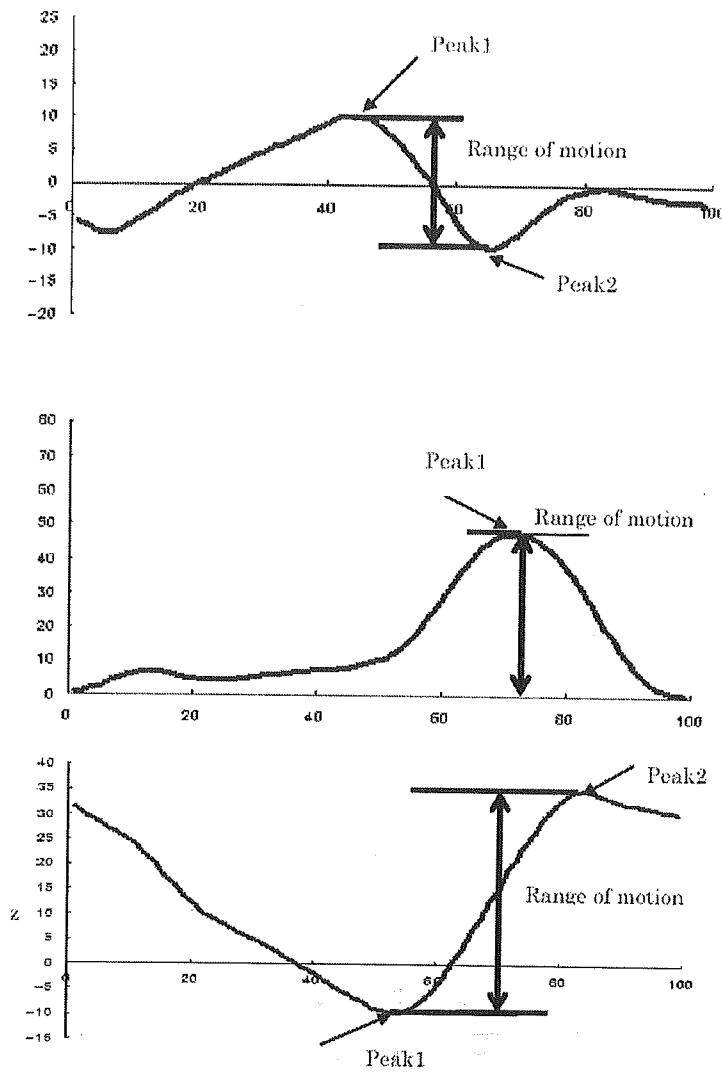


Fig. 2.5 関節可動域とピーク

2-2-2 パラメータの算出

X 軸周りの慣性モーメント: I_{gx}

X 軸回りの慣性半径比: k_x

セグメント質量: M

セグメント長: L

被検者質量: BM

質量比: m

として,

$$I_{gx} = M \times (k_x \times L)^2$$

$$M = BM \times m$$

となり,

上式より, 足関節, 膝関節, 股関節の慣性モーメントを算出した.

Table 2.2 パラメータ

Segment	Segment Weight/Total Body Weight	Center of gravity/Segment Length		Radius of Gyration/Segment Length			Density
		Proximal	Distal	C of G	Proximal	Distal	
Foot	0.0145M	0.500	0.500P	0.475	0.600	0.690P	1.10
Leg	0.0465M	0.433	0.567P	0.302	0.528	0.643M	1.09
Thigh	0.100M	0.433	0.567P	0.323	0.540	0.653M	1.05

2-2-3 関節モーメント

本研究では、フリーダイアグラムを基礎として、2次元解析を行う。また、必要なパラメータ(セグメントの体重、重心)はtable 2.2を基に計算した。また慣性モーメントは持丸らによってまとめられた方法を使用した。

a) 足関節モーメント

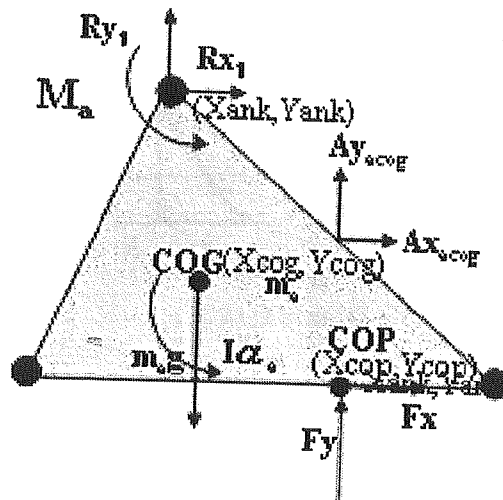


Fig. 2.6 足部に働く力ベクトル

M_a : 足関節モーメント

g : 重力加速度

α_a : 角加速度

m_a : 足部質量

I_a : 足部慣性モーメント

F_x : 水平方向床反力

F_y : 鉛直方向床反力

R_{x1} : 水平方向足部関節間力

R_{y1} : 鉛直方向足部関節間力

(X_{acog}, Y_{acog}) : 足部重心位置

(A_{xcog}, A_{ycog}) : 足部重心加速度

(X_{acop}, Y_{acop}) : 床反力作用点

(X_{ank}, Y_{ank}) : 足関節座標

x 軸, y 軸方向の運動に対しては, ニュートンの運動方程式より,

$$Rx_1 + Fx = m_a Ax_{cog}$$

$$\therefore Rx_1 = m_a Ax_{cog} - Fx$$

$$Ry_1 + Fy = m_a (Ay_{cog} + g)$$

$$\therefore Ry_1 = m_a (Ay_{cog} + g) - Fy$$

また, 足部重心を軸としての回転の方程式は,

$$I\alpha_a = (Yacog - Yacop)Fx - (Yank - Yacog)Rx_1 + (Xacop - Xacog)Fy - (Xacog - Xank)Ry_1 + M_a$$

$$M_a = (Yank - Yacog)Rx_1 - (Yacog - Yacop)Fx + (Xacog - Xank)Ry_1 - (Xacop - Xacog)Fy - I\alpha_a$$

となる.

b) 膝関節モーメント

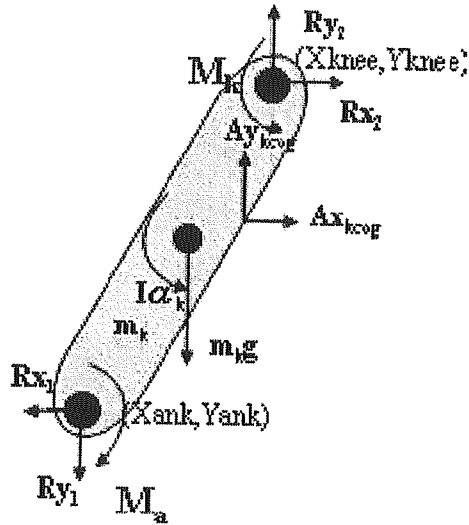


Fig. 2.7 下腿部に働く力ベクトル

M_{knee} : 膝関節モーメント

M_a : 足関節モーメント

g : 重力加速度

α_k : 角加速度

m_k : 下腿部質量

I_k : 下腿部慣性モーメント

Rx_1 : 水平方向足部関節間力

Ry_1 : 鉛直方向足部関節間力

Rx_2 : 水平方向膝部関節間力

Ry_2 : 鉛直方向膝部関節間力

(X_{kcog}, Y_{kcog}) : 下腿部重心位置

(A_{xkcog}, A_{ykcog}) : 下腿部重心加速度

(X_{kcop}, Y_{kcop}) : 膝関節座標

(X_{ank}, Y_{ank}) : 足関節座標

x 軸, y 軸方向の運動に対しては, ニュートンの運動方程式より,

$$Rx_1 - Rx_2 = m_k Ax_{knee}$$

$$\therefore Rx_2 = m_k Ax_{knee} + Rx_1$$

$$Ry_1 - Ry_2 = m_k (Ay_{knee} + g)$$

$$\therefore Ry_2 = m_k (Ay_{knee} + g) + Ry_1$$

また、下腿部重心を軸としての回転の方程式は、

$$I_k \alpha_k = -(Y_{kcog} - Y_{ank}) R_{x_1} - (Y_{knee} - Y_{kcog}) R_{x_2} + (X_{kcog} - X_{ank}) R_{y_1} + (X_{knee} - X_{kcog}) R_{y_2} + M_a + M_u$$

$$\therefore M_k = -M_a + (Y_{kcog} - Y_{ank}) + (Y_{knee} - Y_{kcog}) R_{x_2} - (X_{kcog} - X_{ank}) R_{y_1} - (X_{knee} - X_{kcog}) R_{y_2} - I \alpha_k$$

となる。

c) 股関節モーメント

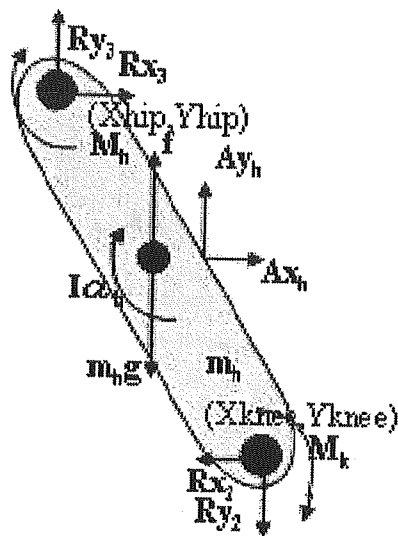


Fig. 2.8 上腿部に働く力ベクトル

M_{hip} : 股関節モーメント

M_{knee} : 膝関節モーメント

g : 重力加速度

α_h : 角加速度

m_h : 上腿部質量

I_h : 上腿部慣性モーメント

R_{x_2} : 水平方向膝部関節間力

R_{y_2} : 鉛直方向膝部関節間力

R_{x_3} : 水平方向股部関節間力

R_{y_3} : 鉛直方向股部関節間力

(X_{hcog}, Y_{hcog}) : 上腿部重心位置

(A_{xhcog}, A_{yhcog}) : 上腿部重心加速度

(X_{hip}, Y_{hip}) : 膝関節座標

(X_{knee}, Y_{knee}) : 足関節座標

x 軸, y 軸方向の運動に対しては、ニュートンの運動方程式より、

$$R_{x_3} - R_{x_2} = m_h A_{x_{hip}} \quad \therefore R_{x_3} = m_h A_{x_{hip}} + R_{x_2}$$

$$R_{y_3} - R_{y_2} = m_h (A_{y_{hip}} + g) \quad \therefore R_{y_3} = m_h (A_{y_{hip}} + g) + R_{y_2}$$

また、上腿部重心を軸としての回転の方程式は、

$$I_h \alpha_h = -(Y_{knee} - X_{hcop})Ry_2 - (X_{hcop} - X_{hip})Ry_3 - (Y_{hcop} - Y_{hip})Rx_2 \\ - (Y_{hip} - Y_{hcop})Rx_3 + M_h - M_k$$

$$\therefore M_h = M_k + (Y_{knee} - X_{hcop})Ry_2 + (X_{hcop} - X_{hip})Ry_3 \\ + (Y_{hcop} - Y_{hip})Rx_2 + (Y_{hip} - Y_{hcop})Rx_3 - I_h \alpha_h + M_k$$

となる。

2-2-4 モーメントの処理法

モーメントの算出方法は床反力から計測されたデータを個人の体重の比に計算した値で正規化した。また、モーメントを比較するために、体重と下腿部のセグメント長をかけた値で正規化した。

3. 結果と考察

3-1 実験1：既存歩行支援機を用いた歩行計測実験

3-1-1 実験目的

2種類の歩行支援機は形状が異なる。特にヘルシーワンは手持ち方タイプであり、KQは肘掛タイプである。この形状の違いから歩行に関して差異が出ると予測される。そのため、形状に対してどのような変化が出るかを比較しそれぞれのデバイスを評価する事が目的である。

3-1-2 方法

3-1-2-1 歩行課題

被験者には歩行開始から5歩目の右足が床反力計上にのるように指示した。また、通常歩行、ヘルシーワン、KQを用いた歩行をそれぞれ、5試行してもらった。歩行速度は制限がなく、自分にとって違和感のない、すなわち、通常のを意識してもらい、実験を行った。

3-1-2-2 被検者

被検者は過去から現在にかけて、神経性の疾患、および、機能障害などを誘発した事がなく、かつ、怪我や、手術がない成人男性の健常者5名に同意を得て行った。

Table 3.1 被検者データ

被験者	年齢	身長	体重
sub.1	23	168	62
sub.2	25	180	72
sub.3	24	168	78
sub.4	25	170	68
sub.5	22	169	65

3-1-3 実験1結果

3-1-3-1 下肢関節角度

それぞれの結果は、被検者の数だけの加算平均を出した値である。Fig3.4の通りにpeak1, peak2を定義した。Range of motionは通常歩行を100%とした時のそれぞれのデバイス間の角度比である。また、それぞれの総和（積分値）は $y = 0$ を境に絶対値をした値を1周期分を積分した値である。この実験結果はそれぞれのデバイス間の相違を見るために行った。

a) 足関節角度

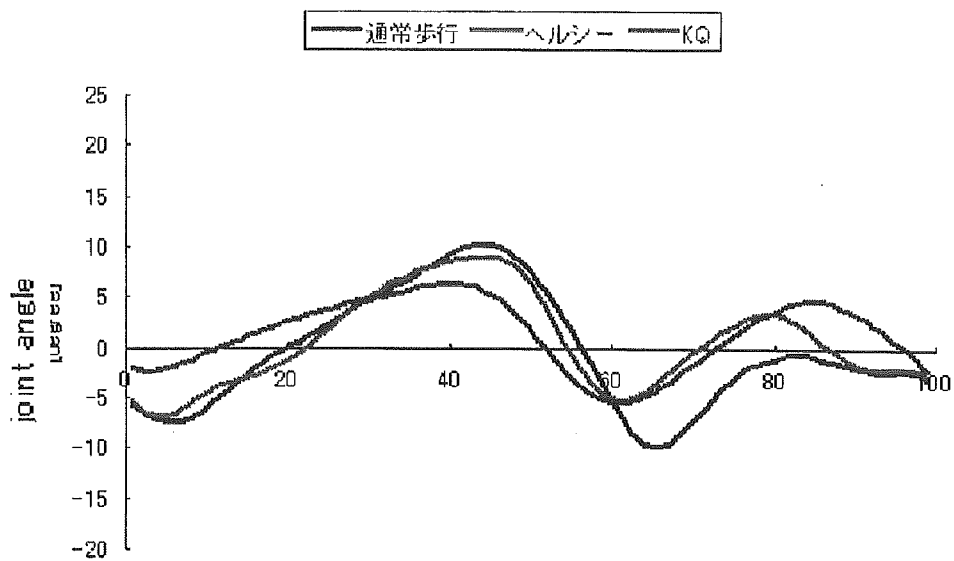


Fig. 3.1 足関節角度

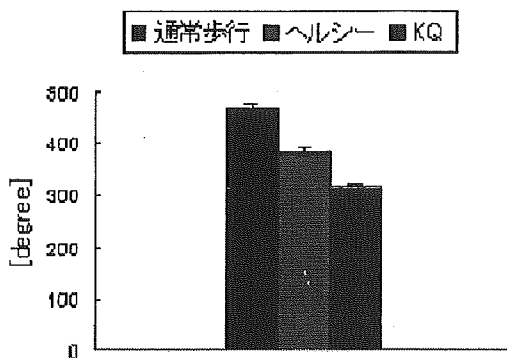


Fig. 3.2 足関節角度総和

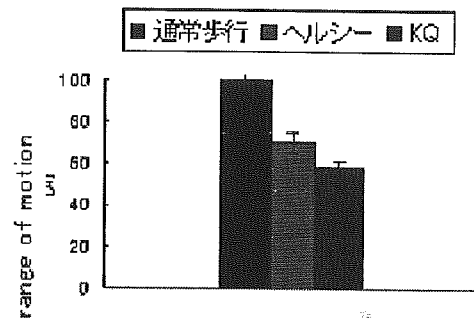


Fig. 3.3 足関節可動域

Fig. 3.1 はそれぞれのデバイス間での足関節角度である。また、Fig. 3.2 は足関節角度を積分し、Fig. 3.3 では、可動域を示した。デバイス間で、ピークが減少する傾向がでた。また、デバイス間で、関節角度が減っていく傾向があり、有意な差が認められた。

b) 膝関節角度

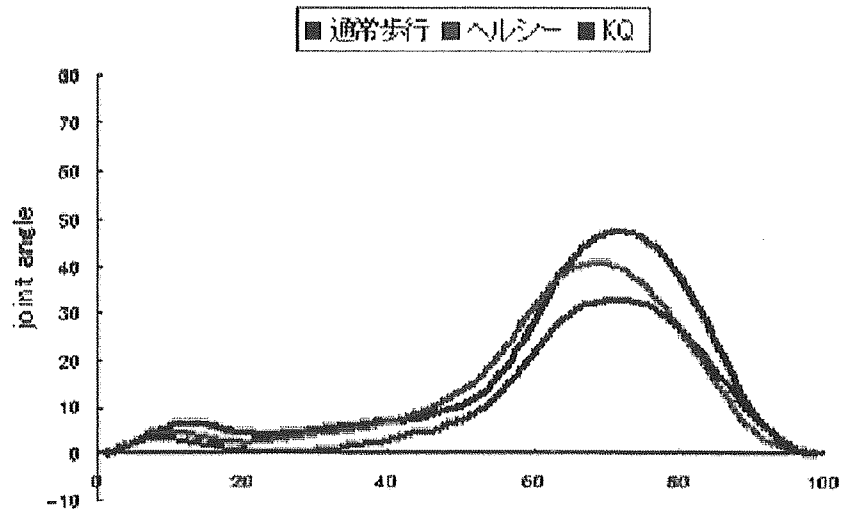


Fig. 3.4 膝関節角度

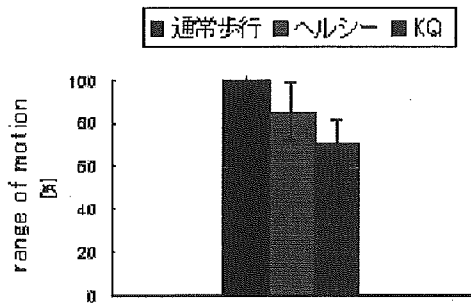


Fig. 3.5 膝関節角度総和

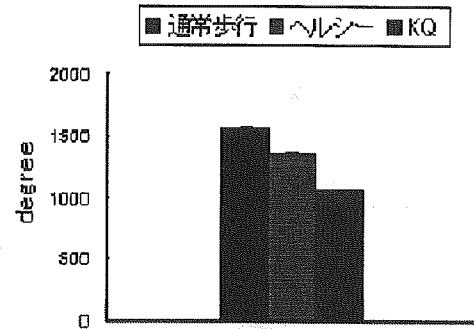


Fig. 3.6 膝関節角度可動域

Fig. 3.4はそれぞれのデバイス間での膝関節角度である。また、Fig. 3.5は膝関節角度を積分し、Fig. 3.6では、可動域を示した。デバイス間で、ピークが減少する傾向がでた。また、デバイス間で、関節角度が減っていく傾向があり、有意な差が認められた。

c) 股関節角度

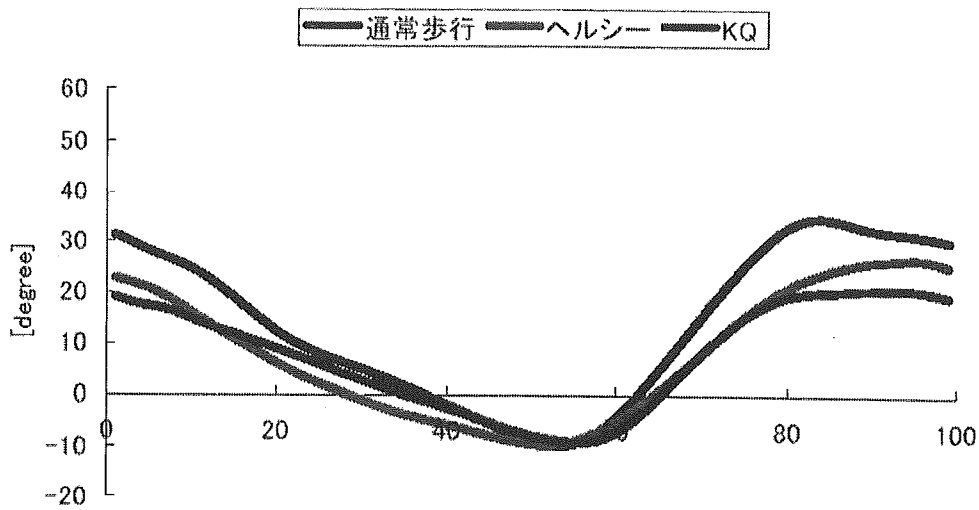


Fig. 3.7 股関節角度

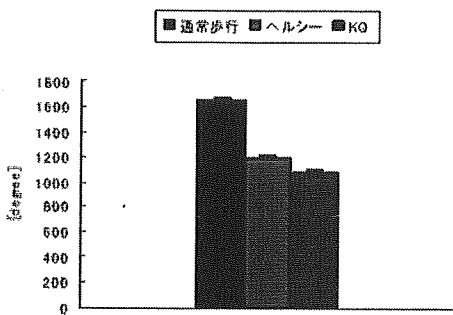


Fig. 3.8 股関節角度総和

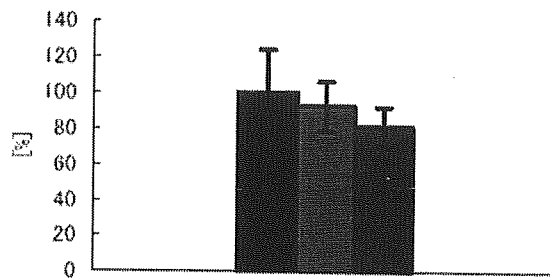


Fig. 3.9 股関節可動域

Fig. 3.7はそれぞれのデバイス間での股関節角度である。また、Fig. 3.8は股関節角度を積分し、Fig. 3.9では、可動域を示した。デバイス間で、ピークが減少する傾向がでた。また、デバイス間で、関節角度が減っていく傾向があり、有意な差が認められた。

3-1-3-2 下肢関節モーメント

それぞれの結果は、被検者の数だけの加算平均を出した値である。また、それぞれの総和(積分値)は $y = 0$ を境に絶対値をした値を1周期分を積分した値である。下肢関節モーメントでは、足、膝、股関節のモーメントにおいて、正の向きに最大のピークの値をグラフにした。

a) 足関節モーメント

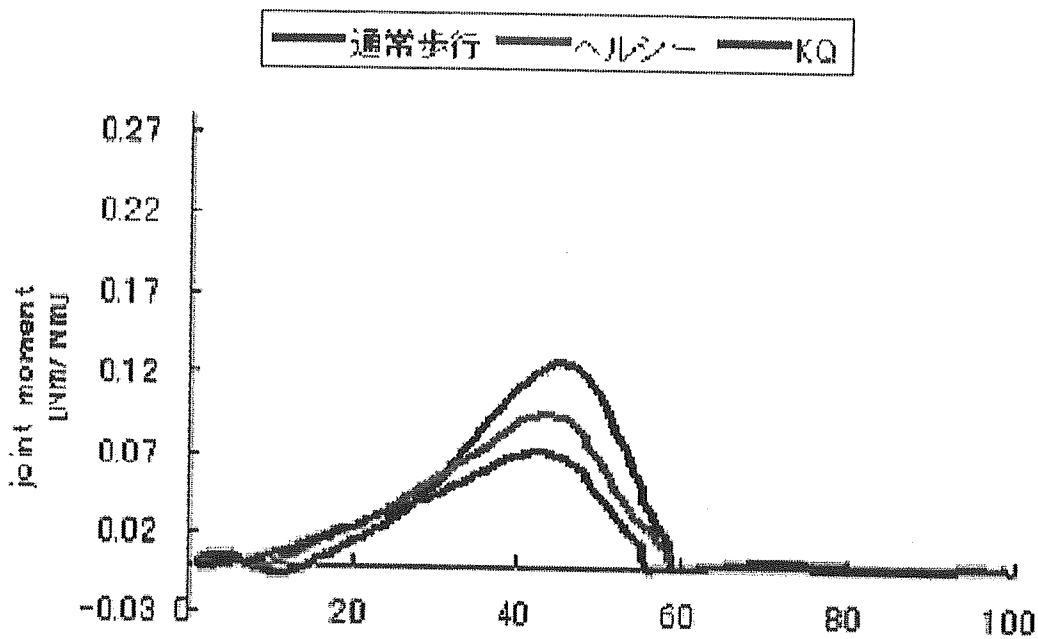


Fig. 3.10 足関節モーメント

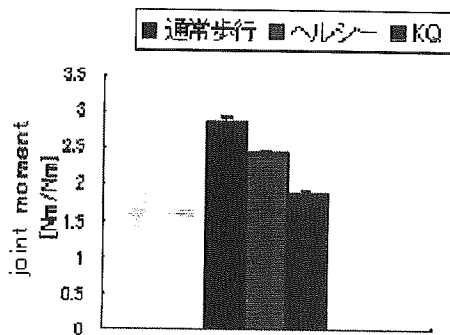


Fig. 3.11 足関節モーメント総和

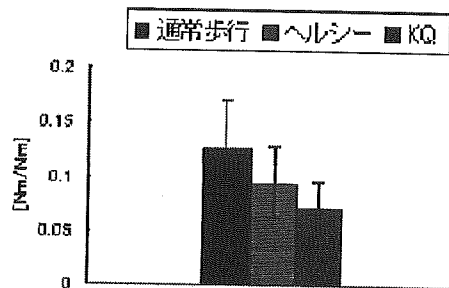


Fig. 3.12 足関節モーメントピーク値

Fig. 3.10 はそれぞれのデバイス間での足関節モーメントである。また、Fig. 3.11は足関節モーメントを積分し、Fig. 3.12では、足関節モーメントのピーク値をデバイスごとにグラフにした。積分値、ピーク値ともにデバイス間での違いが有意に確認された。また、ピーク値では、ばらつきが目立った。

b) 膝関節モーメント

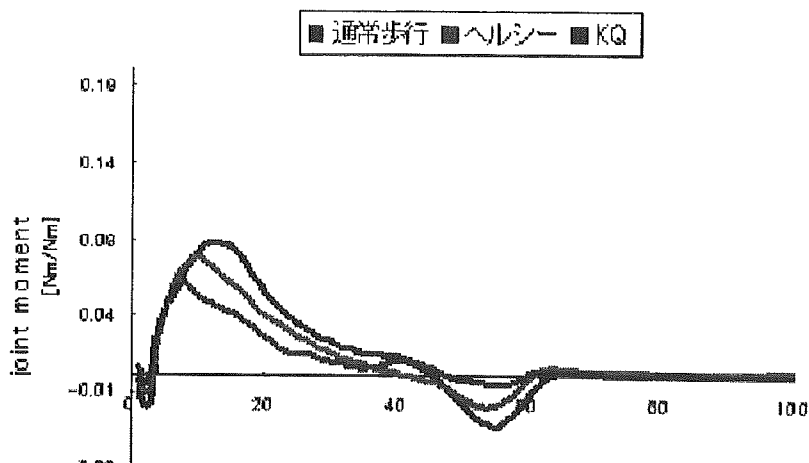


Fig. 3.13 膝関節モーメント

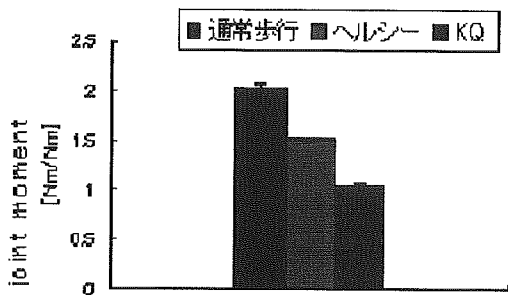


Fig. 3.14 膝関節モーメント総和

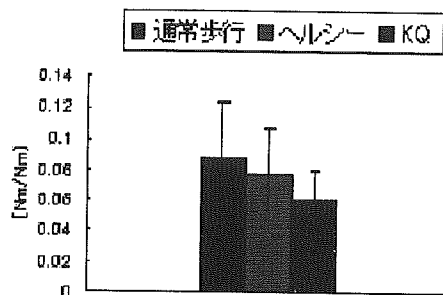


Fig. 3.15 膝関節モーメントピーク値

Fig. 3.13 はそれぞれのデバイス間での膝関節モーメントである。また、Fig. 3.14は膝関節モーメントを積分し、Fig. 3.15 では、膝関節モーメントのピーク値をデバイスごとにグラフにした。積分値、ピーク値ともにデバイス間での違いが有意に確認された。また、ピーク値では、ばらつきが目立った。

c) 股関節モーメント

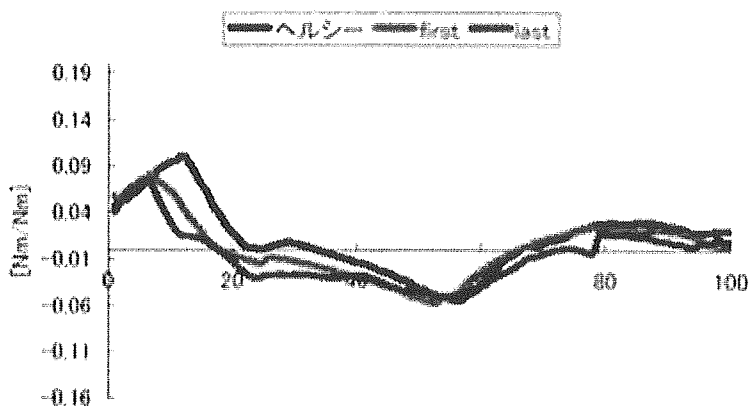


Fig. 3.16 股関節モーメント

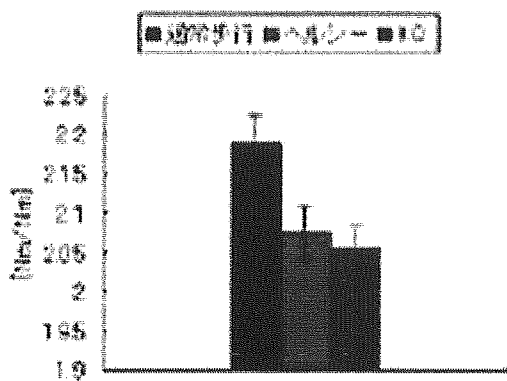


Fig. 3.17 股関節モーメント総和

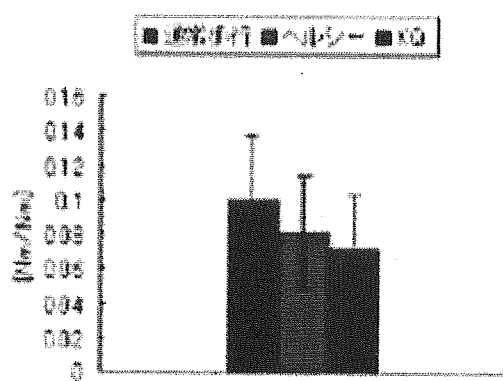


Fig. 3.18 股関節モーメントピーク値

Fig. 3.16はそれぞれのデバイス間での股関節モーメントである。また、Fig. 3.17は股関節モーメントを積分し、Fig. 3.18では、股関節モーメントのピーク値をデバイスごとにグラフにした。積分値、ピーク値ともにデバイス間での違いが有意に確認された。

3-1-4 実験1 考察

3-1-4-1 歩行支援機による相違

足関節，膝関節，股関節角度可動域は，通常歩行と比べて，ヘルシーワン，KQが小さくなっている (Fig. 3.1~Fig. 3.9). これは，通常歩行に対して，ヘルシーワン，KQ が歩行支援機を持つ事によって，運動が制限されるからだと考えられる．つまり，ヒトは歩行支援機を持つ事によって，歩行運動が変化することが明らかになった．また，ヘルシーワンとKQ の角度の相違 (ヘルシー>KQ) は，手持ちタイプ (ヘルシーワン) と肘掛タイプ (KQ) という持ち方による違いが影響していると考えられる．

足関節，膝関節，股関節のそれぞれの角度は，デバイス間で異なることが示唆されたが，関節モーメントもそれぞれのデバイス間で異なっている．実際に確認してみると，角度の時と同様な傾向があり，通常歩行>ヘルシーワン>KQ という順で大きさが異なっていた．つまり，角度変化が大きいほど，関節にかかるモーメントが大きいことが示唆される．

3-2 実験2：歩行局面における歩行支援機による歩行の解析

3-2-1 実験目的

歩行は通常3つのタイプに分ける事ができる。それは、歩き始め、歩き開始5歩目以降の歩行周期、そして、歩き終わりである。この実験では、ヘルシーワンを用いて、歩きの開始から、終了までの3点での一歩行周期を計測し、定量的に評価する事を目的とした。

3-2-2 方法

3-2-2-1 歩行課題

被検者には、ヘルシーワンを持ってもらい、歩行開始一歩目、5歩目、歩行停止1歩前の3つの状態で、床反力計の上に右足がのっかる様に指示を与えた。また、それぞれの試行数は5回であり、歩行速度は、それぞれの被検者が違和感を感じない通常の状態での歩行を心がけてもらった。

3-2-2-2 被検者

被検者は過去から現在にかけて、神経性の疾患、および、機能障害などを誘発した事がなく、かつ、怪我や手術がない成人男性の健常者5名に同意を得て行った。

Table 3.2 被検者データ

被験者	年齢	身長	体重
sub.1	23	168	62
sub.2	25	180	72
sub.3	24	168	78
sub.4	25	170	68
sub.5	22	169	65

3-2-3 実験2結果

3-2-3-1 下肢関節角度

それぞれの結果は、被検者の数だけの加算平均を出した値である。Fig. 2.5のように peak1, peak2 を定義し Range of motion を通常歩行を100%とし、正規化した。また、それぞれの総和（積分値）は $y = 0$ を境に絶対値をした値を1周期分を積分した値である。この実験では、ヘルシーワンを使用し、歩き始めの1歩 (firststep)、停止直前の一歩 (last step)、歩行周期中（歩き始め5歩）の3つを比較検討した。