装着型下肢用パワーアシストシステムによる 振り運動での仮想インピーダンス調整に関する研究*

李 秀 雄^{*1}, 山海 嘉 之^{*2}

Minimizing the Physical Stress by Virtual Impedance of Exoskeletal Robot in Swinging Motion with Power Assist System for Lower Limb

Suwoong LEE^{*3} and Yoshiyuki SANKAI

^{*3} Intelligent Systems Institute, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology,
Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba,
1-1-1 Umezono, Tsukuba-shi, Ibaraki, 305 8568 Japan

The objective in this paper is to suggest the method to examine the relationship between impedance of exoskeletal robot and physical stress of the operator in order to minimize the operator's physical stress in swinging motion. The exoskeletal robot, "HAL-3" which we developed for assisting the motor function of lower limb was used for experiments in this research. To accomplish the objective, first, the physical parameters around joint of HAL 3 were identified, secondly, the relationships between virtual impedance values and physical stress of operator were examined through experiments for swinging motions. The physical stress was evaluated with myoelectricity, joint torque, and operator's feelings during the experimental motion. As the results, we found the physical stress tended to decline with the decrease of virtual inertia and coulomb friction, and to increase slightly with the decrease of gravitational torque. The decrease of virtual viscous friction coefficient made the physical stress increase gradually after it declined to trough at the positive virtual viscous friction. We could establish the criteria to adjust the virtual impedances for minimizing the operator's physical stress in swinging motion based on these examined results.

Key Words: virtual impedance, physical stress, HAL-3, parameter identification, swinging motion

1. は じ め に

工場での作業支援や高齢者の動作補助等を目的とした装着型の外骨格パワーアシストシステムは、人間の運動を補助する上で望ましい形態を持っていると考えられ、今後、製造業等の労働集約的な産業や医療-福祉分野等で大いに活躍すると期待されている^{(1)~(3)}。

外骨格パワーアシストシステムが人間と協調し、効率よく運動を補助する為には、力やトルクの増幅だけではなく、系全体の安定性や操作性の向上を考慮した機械インピーダンスの適切な設定が必要である。これに関連した従来の研究では、ランダムな目標入力に対するロボットと人間の機械インピーダンス変化⁽⁵⁾や、位置決め作業におけるロボットの仮想機械インピーダンス調整法⁽⁶⁾等、主に与えられた目標値に従って運動した時のロボットと人間のインピーダンス特性を扱っていた。しかし、人間の運動は常に随意的とは限らず、図 1 に示した脚や腕の振り運動のように、不随意的

で反復的な場合もあり、これらは日常で起こりうる動作の中でも頻繁に実施される。従って、外骨格パワーアシストシステムによって装着者の様々な運動を円滑に補助する為には、不随意的な振り運動におけるインピーダンス特性も考慮しなくてはならない。しかし、パワーアシストシステムに関連して、上肢や下肢の振り運動における機械インピーダンス特性を解析した研究は未だ行われていない。上肢や下肢の振り運動では床面等の外部環境から拘束が無く、慣性モーメントや重力が巧みに利用され、非常に小さな力により実行される⁽⁸⁾。従って、外骨格型パワーアシストシステムを用いて振り運動を効率よく補助する為には、外骨格の慣性モーメントや粘性摩擦等の各インピーダンスが運動に及ぼす影響を解析し、この解析を基に各インピーダンスの調整基準を設ける必要がある。そこで本論文では、下肢用外骨格パワーアシストシステムを用いた実験により、外骨格のインピーダンスによる負荷を最小にし、振り運動を効率的に実現する為には仮想インピーダンスがどのように調整されるべきかという基準の設定方法を提案する。

* 原稿受付 2004 年 4 月 12 日。

^{*1} 正員、産業技術総合研究所知能システム研究部門 (〒305-8568 つくば梅園 1-1-1)。

^{*2} 筑波大学大学院システム情報工学研究科。

E-mail: lee_sirg@aist.go.jp

Fig. 1 Operators Putting on Exoskeletal Robots in Swinging Motion

2. HAL (Hybrid Assistive Limb) -3

2.1 HAL-3 のハードウェア構成 本研究で行われる実験には、下肢運動機能補助用装着型パワーアシストシステム HAL (Hybrid Assistive Limb) -3 を用いた^{(9)~(11)}。図 2 に HAL-3 を装着した被験者を示す。

HAL-3 には、装着者の運動に関する情報を計測する為の各種センサが備えられている。今回の実験では独自に開発した表面筋電位センサにより装着者の膝関節伸筋（大腿直筋）と屈筋（大腿二頭筋）の二箇所の筋活動を、外骨格の膝関節内側に設置されたポテンショメータにより膝関節の動作角度を計測した。また下腿部を固定するフレームに設けられた力センサにより、外骨格に作用する装着者の力を計測した。これらのセンサから計測されたデータは計測・制御用小型コンピュータに取り込まれ処理される。

DC サーボモータとギアによって構成されるアクチュエータは、計測・制御用コンピュータから算出された指令信号に従ってトルク制御で駆動される。また、アクチュエータは外骨格の各関節中心を基準としてフレームに取り付けられており、これによって、関節回りの運動における慣性モーメントの影響を最小化している。膝関節以下下腿部の外骨格フレームは被験者によって 0.47[m]~0.5[m] の範囲で長さを調整した。

2.2 逐次最小自乗法を用いた下腿部外骨格系のパラメータ同定 本研究では予備実験として、仮想インピーダンス調整の基本となる外骨格系の慣性モーメント、粘性摩擦等の動力学パラメータを逐次最小二乗法を用いて同定した⁽¹¹⁾⁽¹³⁾。先ず、膝関節回りの外骨格系を式 (1) のように表す。

$$I_h \frac{d^2\theta(t)}{dt^2} + D_h \frac{d\theta(t)}{dt} + M_h g l_h \sin\theta(t) + C_a \text{sign}\left(\frac{d\theta(t)}{dt}\right) = \tau_a(t) \quad (1)$$

Fig. 2 Exoskeletal structure of HAL-3

ここで I_h , D_h , M_h , C_a はそれぞれ外骨格系膝関節回りの慣性モーメント、粘性摩擦係数、質量、クーロン摩擦である。また g は重力加速度、 l_h は外骨格の関節中心から重心までの距離、 $\theta(t)$ は鉛直方向を基準とした角度、 $\text{sign}\left(\frac{d\theta(t)}{dt}\right)$ は角速度の符号、 $\tau_a(t)$ はアクチュエータにより発生されるトルクである。パラメータ同定アルゴリズムを適用する為、式 (1) を式 (2) のようにまとめる。

$$\Omega(t)X = \tau_a(t) \quad (2)$$

ここで

$$\Omega(t) = \left[\frac{d^2\theta(t)}{dt^2} \frac{d\theta(t)}{dt} \sin\theta(t) \text{sign}\left(\frac{d\theta(t)}{dt}\right) \right] \quad (3)$$

$$X = [I_h \ D_h \ M_h g l_h \ C_a]^T \quad (4)$$

同定するパラメータと計測トルク・推定トルクの誤差をそれぞれ $\hat{X}(t)$ と ε と定義した場合、アクチュエータのトルク $\tau_a(t)$ は式 (5) のように示すことが出来る。

$$\tau_a(t) = \Omega(t)\hat{X}(t) + \varepsilon = \hat{\tau}_a(t) + \varepsilon \quad (5)$$

従って、式 (5) に基づいた二次の評価関数 $J(t)$ を最小にする条件

$$J(t) = \varepsilon^2 = (\tau_a(t) - \Omega(t)\hat{X}(t))^2 \quad (6)$$

$$\frac{\partial J(t)}{\partial \hat{X}(t)} = 0 \quad (7)$$

からパラメータは式 (8) のように算出される。

$$\hat{X}(t) = (\Omega(t)^T \Omega(t))^{-1} (\Omega(t)^T \tau_a(t)) \quad (8)$$

角速度、角加速度データは角度信号を平滑化微分して算出し、トルクデータは計測された駆動電流から求めた。同定実験時に採用したアクチュエータのトルクパ

Table 1 Identified parameters of exoskeleton

Parameter	Identified value	S.D.
Inertia moment [kg·m ²]	0.17	±0.001
Viscous coeff. [N·m/(rad/sec)]	3.13	± 0.08
Gravitational torque [N·m]	3.31	± 0.004
Coulomb friction [N·m]	0.57	± 0.02

ターンは同定演算の精度や実験時の伝達系の振動を考慮して、周波数 0.33, 0.67, 1.33[Hz] の正弦波とした。実験回数は 10 回とし、パラメータ同定の結果は平均値によって決定する。求められた各インピーダンスを表 1 に示す。

3. 実験

本研究では、下腿部の振り運動による実験を通じて 1) 仮想慣性モーメント、仮想粘性摩擦等の各仮想インピーダンスを個々に変化させた場合と、2) 1) の実験結果に基づいて、全 4 種類の仮想インピーダンスを適切な値に調整した場合における負荷の変化を解析した。

3.1 実験方法

3.1.1 装着者と HAL による人間-ロボット系の構成

HAL-3 の外骨格系を含んだ装着者の下腿部は式 (9) のように表すことが出来る。

$$(I_s + I_h) \frac{d^2\theta(t)}{dt^2} + (D_s(u(t)) + D_h) \frac{d\theta(t)}{dt} + (M_s l_s + M_h l_h) g \sin\theta(t) + C_a \operatorname{sgn}\left(\frac{d\theta(t)}{dt}\right) = \tau_a(t) + \tau_m(t) \quad (9)$$

但し I_s , D_s , M_s , l_s はそれぞれ装着者の膝関節回りの慣性モーメント、粘性摩擦係数、質量、関節から重心までの距離である。 $u(t)$ は筋の活性度、 $\tau_m(t)$ は装着者の筋によって発生されるトルクである。式 (9) で外骨格の動力学パラメータ I_h , D_h , $M_h g l_h$ および C_a は Table.1 の値であり、装着者の膝関節筋骨格系回りの弾性は無視する。補償する慣性モーメント、粘性摩擦係数、重力モーメント、クーロン摩擦をそれぞれ $I_h - I_v$, $D_h - D_v$, $(M_h - M_v) g l_h$, $C_a - C_v$ とし、アクチュエータにより式 (10) の様な補償トルク

$$\tau_a(t) = (I_h - I_v) \frac{d^2\theta(t)}{dt^2} + (D_h - D_v) \frac{d\theta(t)}{dt} + (M_h - M_v) g l_h \sin\theta + (C_a - C_v) \operatorname{sgn}\left(\frac{d\theta(t)}{dt}\right) \quad (10)$$

Table 2 Setting condition of virtual impedance

Virtual impedance	Set value	Tolerance
I_v [kg·m ²]	0.170 ~ -0.020	-0.020
D_v [N·m/(rad/sec)]	3.128 ~ -0.782	-0.391
$M_h g l_h$ [N·m]	3.310 ~ -0.828	-0.414
C_v [N·m]	0.560 ~ -0.140	-0.070

を発生させた場合、式 (11)

$$(I_s + I_v) \frac{d^2\theta(t)}{dt^2} + (D_s(u(t)) + D_v) \frac{d\theta(t)}{dt} + (M_s l_s + M_v l_h) g \sin\theta + C_v \operatorname{sgn}\left(\frac{d\theta(t)}{dt}\right) = \tau_m(t) \quad (11)$$

のように実験中の動作は行われる。ここで I_v , D_v , $M_v g l_h$ および C_v はそれぞれ任意に設定可能な仮想インピーダンスである。

図 3 に実験系全体の構成を示す。まず、長時間の実験による負担を掛けず安定に下腿部の振り運動を行わせる為に、装着者を一定の高さ以上の頑丈な台に着席させた。実験中の角度と表面筋電位の計測は 1[msec] の周期で、アクチュエータによる補償トルクの制御は 5[msec] の周期で行われた。表面筋電位は計測前に 2 次のアナログローパスフィルタ (カットオフ周波数: 500[Hz]) を用いて処理されている。計測されたデータは HAL-3 側の計測・制御用コンピュータに保存されると共に、実験者側のコンピュータを通じてリアルタイムでモニタリングされる。

3.1.2 実験条件の設定

実験動作として行う振り運動を、異なる種類、変化の仮想インピーダンスに対して評価する為に、同一の角度目標値、周波数に従って行った。但し、角度目標値の設定は、正確な位置決め動作を行う事を目的としない事に注意する。今回の実験では角度目標値を ± 0.5 [rad]、運動周波数は 1[Hz] と設定した⁽⁸⁾⁽¹²⁾。図 4 に実験中に計測された屈筋・伸筋での表面筋電位の絶対値 (この図では伸筋における表面筋電位を負で示す)、力センサの情報から算出された負荷トルク、および角度データを示す。

実験は、2 種類に分けて行われた。まず基礎実験として、表 2 のように各仮想インピーダンスを 10 段階で調整し、振り動作を行った。この時、1 回の動作における試行時間は 10 秒とした。一連の調整が終わったところで 1 セットとし、各仮想インピーダンスに対して 5 セット動作実験を行った。次に応用実験として、基礎実験結果に基づき、4 種類の仮想インピーダンスをそれぞれ適切に調整し、同一動作により実験を行った。この実験のインピーダンス設定条件等は基礎実験

Fig. 3 Experimental setup

Fig. 4 Data of experimental motion

結果によって構成する。なお、各セットの間には十分な休憩時間を挟んで実験を行い、疲労の影響が表面筋電位や装着者の運動に表れないように配慮した。被験者は20代の健康な成人男性3人とした。

3.1.3 実験動作の評価 運動の評価指標は力センサを基に算出された負荷トルクの平均値

$$J_{\tau_m}(i) = \frac{1}{t_f} \int_0^{t_f} |\tau_m(t, i)| dt \quad (12)$$

と膝関節伸筋（内側広筋）と屈筋（大腿二頭筋）での表面筋電位の積分値を実験中の最大値で正規化した値、

$$J_{m_f}(i) = J_f(i) / J_{f_{max}} \quad (13)$$

$$J_{m_e}(i) = J_e(i) / J_{e_{max}} \quad (14)$$

$$J_f(i) = \int_0^{t_f} |m_f(t, i)| dt \quad (15)$$

$$J_e(i) = \int_0^{t_f} |m_e(t, i)| dt \quad (16)$$

$$J_{f_{max}} = \max\{J_f(1), \dots, J_f(n)\} \quad (17)$$

$$J_{e_{max}} = \max\{J_e(1), \dots, J_e(n)\} \quad (18)$$

および運動終了後の主観的な評価として、操作感および抵抗感を用いる。ここで n は一人の被験者に対する実験の全試行回数、 t_f は試行時間、 $\tau_m(t, i)$ は負荷トルクの計測値、 $J_{\tau_m}(i)$ は負荷トルクの平均値、 $m_f(t, i)$ 、 $m_e(t, i)$ 、 $J_{m_f}(i)$ 、 $J_{m_e}(i)$ はそれぞれ伸筋・屈筋の表面筋電位およびその正規化した値、 $J_f(i)$ 、 $J_e(i)$ 、 $J_{f_{max}}$ 、 $J_{e_{max}}$ はそれぞれ伸筋・屈筋の表面筋電位の積分値およびその n 個データ中の最大値である。主観による評価は表3のように、操作感と抵抗感それぞれの項目に対して7段階で行った⁽⁶⁾⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾。ここで操作感は「意図通りに脚を振る事が出来る」といった感覚、また抵抗感は動作における「軽い」あるいは「重い」といった感覚と定義した。各被験者がこれらの感覚を十分理解出来るように、実験開始前に数回リハーサルを行った。主観による評価の尺度として、外骨格からアクチュエータを取り外し、関節回りの慣性モーメントおよび摩擦が極めて少ない状態で運動を行った場合の操作感と抵抗感の値をそれぞれ0に、アクチュエータを取り付け仮想インピーダンスが調整されていない状態で運動を行った場合の操作感と抵抗感をそれぞれ2と-3に設定した。

運動評価は主に負荷トルクと主観による評価によって行い、表面筋電位は伸屈筋が拮抗した状態等、運動と直接関係の無い筋活動も反映される為、補助的な評価指標として用いる。

Fig. 5 Experimental results of musculoskeletal moment.

Table 3 Evaluation of operability and stress

mark	-3	-2	-1	0	1	2	3
opera	very	bad	little	-	little	good	very
-tion	bad		bad		good		good
stress	very	high	little	-	little	low	very
level	high		high		low		low

3.2 実験結果

3.2.1 各インピーダンス別調整に対する運動の変化

図5, 6, 7に負荷トルク, 屈筋の表面筋電位の平均値, 伸筋の表面筋電位の平均値を示した。(a), (b), (c), (d)はそれぞれ仮想慣性モーメント, 仮想クーロン摩擦, 仮想重力モーメント, 仮想粘性摩擦係数の調整に対するデータを示す。実験データは被験者一人当たり220回, 合計660回動作を実行した結果として得られたも

のである。仮想慣性モーメントおよび仮想クーロン摩擦では, その値が正の値である場合, これらの軽減と共に装着者への負荷トルクおよび伸筋・屈筋の表面筋電位が徐々に低下する傾向を示した。特に被験者A, Bでは負荷トルクの値にその変化が著しく表れている。これに対して仮想慣性モーメントと仮想クーロン摩擦が負の値である場合, 負荷トルクが減少する傾向はほぼ一定に維持, あるいは僅かに上昇しており, 外骨格の仮想インピーダンスが不安定になる事で運動の負担が徐々に増している事を示唆している。

仮想重力モーメントを補償した場合には被験者A, B, C共に負荷トルクが僅かに増加した。また表面筋電位の値は被験者によって伸屈筋共に徐々に増加する場合と僅かに増減を繰り返す場合に分かれた。このデータからは装着者が振り運動時に外骨格の質量を負荷と

Fig. 6 Experimental results of myoelectricity at flexor muscle.

していない事が判り、質量による重力モーメントをむしろ巧みに利用する事で運動を効率よく行っている可能性が示された。

仮想粘性摩擦を調整した場合には、被験者 A と被験者 B, C で、運動データでの変化が分かれた。前者の場合、仮想粘性摩擦を補償した直後に負荷トルク、屈筋の表面筋電位共に増加しており、他被験者のデータに比べ負荷トルクの変化が不規則的で全体的にデータの上下の変化が大きい特徴を示した。これにより被験者 A は被験者 B, C に比べ、筋を積極的に使って仮想粘性摩擦の変化に対処しているが、安定かつ適切に対応出来ていないと考えられる。後者の場合では仮想粘性摩擦係数の変化と共に負荷トルクと屈筋の表面筋電位が減少していたが、仮想粘性摩擦係数が 0 に至る前に増加へと変化した。伸筋の表面筋電位の変化は 3 人の被験者共に、ある時期一定レベルを維持した後、急

激に増加した。これにより 3 人の装着者の運動に対して、外骨格の理想的な仮想粘性摩擦は 0 ではない事が判明した。この原因としては軽減された仮想粘性摩擦に対して慣性モーメントが比較的大きい事と HAL を装着した被験者達が粘性摩擦の変化に敏感に反応し、伸筋・屈筋により関節回りのインピーダンスを徐々に高めている事が考えられる。

3.2.2 全仮想インピーダンス調整に対する運動の変化 次に仮想慣性モーメント、仮想粘性摩擦、仮想重力モーメントおよび仮想クーロン摩擦といった全ての仮想インピーダンスを調整し実験を行った。試行回数は前述の実験と同様、一人当たり 220 回とした。この実験では前節の結果に基づき、仮想慣性モーメントおよび仮想クーロン摩擦は 0 に設定した。また装着者は外骨格の質量による重力モーメントを巧みに利用していると判断し、仮想重力モーメントの調整は行わな

Fig. 7 Experimental results of myoelectricity at extensor muscle.

かった。仮想粘性摩擦に関しては仮想慣性モーメントの調整が影響すると考え、前章の実験と同様に条件を設定し、仮想粘性摩擦の変化と運動データの傾向に着目して再び結果を考察する事にした。

実験結果を図 8 に示す。(a), (b), (c) はそれぞれ被験者 A, B, C データである。各データは上から負荷トルク、装着者の主観による評価、屈筋、伸筋の表面筋電位の順になっており、表面筋電位と負荷トルクに関しては薄い印で仮想粘性摩擦のみ補償した場合のデータを併記した。また負荷トルクの最小値が表れた仮想粘性摩擦係数ではデータに縦線を表示させた。

(a), (b), (c) の全体的な傾向としては、粘性摩擦のみ補償した実験結果と比べ負荷トルクと伸筋での表面筋電位が低下しており、屈筋の表面筋電位に関しても部分的に値が減少している。これにより、仮想クーロン摩擦の補償による直接的な負荷の軽減と共に、仮想

慣性モーメントを 0 と設定する事で、仮想粘性摩擦の減少に伴って生じる慣性による負担も軽減されたと考えられる。しかし仮想粘性摩擦が比較的低い値で負荷トルクと表面筋電位が増加する傾向は依然と表れており、これによって慣性モーメントの補償とは関係無く、被験者は軽減された粘性摩擦に対応して自ら関節回りインピーダンスを高めている可能性があるかと判断できる。

装着者の主観による評価では、仮想粘性摩擦の減少と共に操作感は悪化、抵抗感は減少する傾向を示した。ここで負荷トルクの最小値と主観による評価との対応関係を解析したところ、被験者 B, C に関しては負荷トルクの最小値で操作感および抵抗感が 0 近辺、つまりアクチュエータを取り外した状態で運動した感覚に近くなっているのに対し、被験者 A では被験者 B, C に比べて、操作感は僅かに悪く (-1)、抵抗感は僅か

Fig. 8 Experiment for adjusting inertia moment, viscous friction, gravitational torque, coulomb friction

に重く (-1) 表れた。しかし被験者 A, B, C に共通している特徴は、仮想粘性摩擦 $1.56[\text{N}\cdot\text{m}/(\text{rad}/\text{sec})]$ で負荷トルク最小値になっていることである。負荷トルクが最小になり、操作感と抵抗感が共に 0 である時の運動が最も理想的であると考えた場合、負荷トルクによる評価基準と被験者の主観による評価基準を同時に満たす為には仮想粘性摩擦 $1.56[\text{N}\cdot\text{m}/(\text{rad}/\text{sec})]$ を中心として仮想粘性摩擦を調整すればよいと考えられる。

従って、これらの実験結果をまとめると、振り運動における外骨格型パワーアシストシステムの各インピーダンスを設定する基準は、(1) 仮想慣性モーメントと仮想クーロン摩擦は 0 に近い値に設定する事、(2) 仮想重力モーメントは調整しない事、(3) 仮想粘性摩擦は $1.56[\text{N}\cdot\text{m}/(\text{rad}/\text{sec})]$ を中心として設定する事と決められる。

4. 考 察

ここで被験者 A は被験者 B, C に比べ高い仮想粘性摩擦で負荷トルクの最小値が表れていることから、被験者 A は低い仮想粘性摩擦に対して被験者 B, C より敏感に関節回りのインピーダンスを高めている事が確認出来た。また被験者 A では負荷トルクが最小になった仮想粘性摩擦で操作感は被験者 B, C と同様に表れたが、抵抗感は多少高く表れた。これらの原因として、同様の運動に対する被験者 A と被験者 B, C の感覚の違いや実験に対する熟達度の違いが考えられる。その後のアンケートの結果、被験者 A は過去 10 年間スポーツの経験が無く、被験者 B, C は最近までスポーツの経験がある被験者である事が分かった。直接的な原因であるかを明らかにする為に、今後スポーツの経験や運動神経の発達具合と関連させて検証する必要があると考えられる。

実験結果では仮想粘性摩擦補償による装着者の操作感改善は見られなかった。これにより HAL-3 に現在採用しているアクチュエータの粘性摩擦は、負荷としての“抵抗感”に影響を与えているが、操作感を適度に高める効果もある事が分かった。

5. お わ り に

本論文では装着型の下肢運動機能補助用パワーアシストシステムを用いて、振り運動でのインピーダンス基準設定方法を提案した。HAL-3 を用いて外骨格系の仮想慣性モーメント、粘性摩擦等の仮想インピーダンス特性変化と装着者の操作感、負荷トルク及び筋の活動との関係を示し、これに基づき、外骨格系の影響を最小化した振り運動を実現する為の仮想インピーダンス調整基準を設定する事が出来た。今後、これらの結

果を外骨格パワーアシストシステムの制御に適用する事で、歩行動作等振り運動が頻繁に行われる動作のパワーアシストを効率的に行う事が出来ると考えられる。

文 献

- (1) H. Kazerooni, S. L. Mahoney, "Dynamics and Control of Robotic Systems Worn by Humans" *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 113, (1991-9), pp.379-387
- (2) J. Rosen, M. Brand, M.B. Fushs, M. Arcan, "A Myosignal-Based Powered Exoskeleton System" *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans*, vol. 31-No. 3, (2001-5), pp.210-222
- (3) 木口 量夫, 刈谷 臣吾, 渡辺 桂吾, 福田 敏男 "外骨格型ロボットによる人間動作補助の研究 (第 2 報, 複数のファジィ・ニューロ制御器を用いた人間肘運動補助用外骨格型ロボットの制御)" *日本機械学会論文集 (C 編)*, 68 巻-668 号, (2002-4), pp. 189-196
- (4) 小菅一弘, 藤澤佳生, 福田 敏男 "仮想ツールダイナミクスに基づくマン・マシン系の制御" *日本機械学会論文集 (C 編)*, 60 巻-572 号, (1994-4), pp. 211-217
- (5) 辻 敏夫, 加藤 荘志, 金子 真, "人間-ロボット系の追従制御特性", *日本ロボット学会誌*, Vol.18-No. 2, (2000-3), pp. 285-291.
- (6) 山田 陽滋, 鴻巣 仁司, 森園 哲也, 梅谷 陽二 "自動車組立工程における搭載作業のためのスキルアシストの提案" *日本機械学会論文集 (C 編)*, 68 巻-666 号, (2002-2), pp. 509-516
- (7) Harry Dankowicz, Jesper Adolfsson, Arne B. Nordmark, "Repetitive Gait of Passive Bipedal Mechanism in a Three-Dimensional Environment", *Journal of Biomechanical Engineering, ASME*, Vol.123-No, (2001), pp. 40-46.
- (8) 山本澄子, "第 1 部, 第 3 章, 歩行時の関節モーメントと筋活動" *関節モーメントによる歩行分析*, 医歯薬出版株式会社, (1999), pp. 19
- (9) J. Okamura, H. Tanaka, Y. Sankai, "EMG-based Prototype Powered Assistive System for Walking Aid," *Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics (ASIR'99)*, Bangkok, Thailand, pp.229-234, 1999.
- (10) T. Nakai, S. Lee, H. Kawamoto, Y. Sankai, "Development of Power Assistive Leg for Walking Aid using myoelectricity and Linux," *Asian Symposium Industrial Automation and Robotics*, (2001-6), pp.1295-1310.
- (11) S. Lee, Y. Sankai, "Power Assist Control for Walking Aid with HAL-3 Based on EMG and Impedance Adjustment around Knee Joint" *Proc. of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (2002-9), pp.1499-1504.
- (12) S. Lee, Y. Sankai, "Natural Frequency-Based Power Assist Control for Lower Body with HAL-3" *Proc. of 2003 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, (2003-10), pp. 1642-1647.
- (13) 大谷 孝司, 柿崎 隆夫, 中川 三男, "多関節マニピュレータの動力学パラメータ同定に関する実験的検討", *日本ロボット学会誌*, 11 巻-7 号, (1993-10), pp. 1083-1092

- (14) Mohamed Sahbi BEN-LAMINE, Satoru SHIBATA, Kanya TANAKA, Akira SHIMIZU "Impedance Characteristics of Robots Considering Human Emotions" *JSME International Journals (Series C)* , Vol.40-No. 2, (1997), pp. 309-315
 - (15) H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen, B. T. Volpe, "Robot-Aided Neurorehabilitaion" *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* , vol. 6-No. 1, (1998-3), pp.75-86
-