(10)

腱機構を用いた機械式下肢パワーアシスト装置

中山学之^{1†}, 荒木洋輔¹, 杉本幸夫¹, 藤本英雄¹

¹名古屋工業大学

要旨 脚に運動疾患を持つ患者のリハビリトレーニングにおいては、転倒を防止するとともに脚にかかる負担を軽減するための装置として、患者自身の自重を任意の姿勢で完全に補償することのできる自重補償装置の開発が強く望まれている。このような装置として従来から、天井吊り下げ型のものや、動力を用いたパワーアシスト装置によって自重を完全に補償する装置はいくつか開発されてきたが、将来的な在宅での長期リハビリテーションへの応用を考えた場合には、より軽量でかつメンテナンスが容易な、バネのみから構成されるリハビリ装置の開発が望まれる。そこで本研究では、バネの復元力のみで駆動されるコンパクトな機械式自重補償装置と、特定の姿勢を維持することを容易にする機械式線形スティッフネス呈示装置を開発し、これらを組み合わせることで、重度の筋力低下を伴う患者でも安心して使用することのできる下肢リハビリ装置を開発することを試みた。そして、簡単な試験により、開発したシステムが自重補償装置および線形スティッフネス呈示装置として正常に動作することを確認した。

キーワード: リハビリ支援装置, 自重補償, 腱機構, ウェアラブルシステム

1. はじめに

近年の社会の高齢化に伴い、脚に運動疾患を有する患者の数は年々増加している。そのため、関節周辺の骨の変形により歩行が困難になった患者の歩行を再建するための人工関節置換術の開発や、低下した筋力を補うためのパワーアシスト装置の開発、脳卒中等による片側もしくは両側麻痺患者のためのリハビリ歩行訓練システムの開発が盛んに行われている。

これらの脚の運動疾患からのリハビリテーションにおいては、患者の筋力が低下しているため、まず、自重を補償し、転倒することを回避することが必要不可欠になる。そのため、これまでに患者の自

重を補償する装置の開発が盛んに行われてきた。

例えば、Lokomat¹⁾は天井吊り下げ式のもので、患者の自重を支え、転倒を防止しながら、歩行訓練を行うことを可能にしたものである。しかし、このような吊り下げ式の自重補償装置は装置自体が大きく、用途も病院内での使用に限られてしまい、また可能な運動タスクも単調なものになってしまうため、長期のリハビリテーションを必要とする重度の患者には大きな精神的なストレスを与えてしまい、継続的なリハビリ治療を困難にしようという危険性があった。

これに対して、ウェアラブルなパワーアシスト装置によって患者の自重を完全に補償することで、屋外での使用を可能にした歩行支援装置の開発も多く行われている^{2,3)}。しかし、これらの装置では駆動

系としてモータが使用されているため、長期連続使用ができない、重量が重い、メンテナンスが困難といった問題があり、長期にわたるリハビリテーションに適したものとは言えなかった。

そこで、これらの問題を克服するため、モータ等の動力を使用せずに自重を補償することのできる機械式自重補償装置の開発が近年盛んに行われている。森田ら⁴⁾は電気スタンドのアームの機構を改良することで、任意の姿勢で正確に自重補償を行うことのできる機構を開発した。また、Herder ら⁵⁾は森田らの機構と同様の機構を用いて、車椅子に装着型の自重補償装置 ARMON を開発した。ARMON では装置の安全性、操作感の向上への工夫も図られ、臨床でも使用可能なレベルの自重補償機構となっている。これらの装置では、補償することのできる自重を変更する際に装置内のばねを交換する必要があるという問題があったが、この問題に対して、Wisse ら⁶⁾は、ばね復元力の作用線の変えることで、仮想的に弾性係数を変化させる機構を考案し、補償できる重量を任意に調節可能な自重補償装置を開発している。

一方、下肢のリハビリテーションへの応用を目指したものとして、Banala ら⁷⁾は、膝部にパラレルリンクを配したユニークな構造の自重補償機構を考案し、この機構をローラ付の台車に取り付けることにより、下肢の重量に煩わされずに歩行訓練を行うことができる下肢リハビリテーション装置を開発している。

しかし、これらの装置では、関節を跨いでバネをリンク間に張る構造が採用されていたため、ウェアラブル装置として使用するには、関節とワイヤ間に指を挟む危険がある等の安全面での問題があった。そこで、本研究では、関節を跨いでワイヤを張る必要の無い、新しいタイプの自重補償装置を開発するとともに、特定の姿勢を維持することを補助するバネ機構の開発を行うことで、筋力の著しい低下を有する患者でも安心してリハビリトレーニングを行うことのできる下肢リハビリ支援装置を開発することを目指す。

2. リンク内蔵型自重補償装置

本章では、関節を跨いでバネを張る必要の無い、リンク内に内蔵可能な自重補償装置を構成する。図1に開発した自重補償装置の概略図を示す。

本装置は、ギヤ比1:2のギヤと交叉するワイヤで結合されたプーリと線形バネから構成される。本装置では、図1のようにリンクを角度 θ だけ転倒させると、ベースに固定されたギヤ1の周りにギヤ2が角度 $\theta/2$ だけ回転する。これにより、ギヤ2に固着されているプーリ1と、プーリ1とワイヤを介して接続されるプーリ2がそれぞれ、角度 $\theta/2$ だけ互いに外向きに回転し、その結果、プーリ間に張られたバネが、

$$2h \sin(\theta/2)$$

だけ引き伸ばされることになる。ここで h は各プーリの軸からバネ取り付け位置までの距離である。このとき、バネのばね定数を K とすると、バネ両端には復元力

$$F = -2hK \sin(\theta/2)$$

が発生することになるので、両プーリにはそれぞれ逆方向の復元トルク：

$$\tau_p = \pm 2hK \sin(\theta/2) \cdot h \cos(\theta/2)$$

が働くことになる。これらのトルクはワイヤを介して合力としてギヤに伝えられ、さらにギヤ比倍(1/2

図1 リンク内蔵型自重補償装置

倍)されて関節に伝えられる。その結果、関節周りには、復元トルク

$$\begin{aligned}\tau &= -2hK \sin(\theta/2) \cdot h \cos(\theta/2) \\ &= -h^2 K \sin \theta\end{aligned}\quad (1)$$

が発生することになる。これより、ばね定数 K を

$$K = \frac{mgl}{h^2} \quad (2)$$

にとることで、関節周りに、自重による転倒トルクを完全に打ち消すトルク

$$\tau = -mgl \sin \theta$$

が生成されることになる。

ここで、線形バネのばね定数はバネの線径、自由長、および巻き数を変更することで任意に設計することが可能であるので、ばね定数が正確に(2)式の値となるようなバネを容易に作成することができることに注意する。ただし、使用中に補償重量を変更したい場合には、従来の自重装置と同様にバネ自体を交換する必要がある。

以上は1リンク系に対する自重補償機構の構成法であったが、本装置は、文献[4]と同様に、タイミングプーリを使うことで、多リンク系の自重補償装置に拡張することができる。図2に2リンク系に対する自重補償装置の概略図を示す。

図2 2リンク系の自重補償装置

図2の装置ではタイミングプーリを用いて、第1関節の回転角が第2関節に伝えられ、第1リンクが θ_1 傾いたときに、第2リンク内のプーリは $\theta_1/2$ だけ回転する。そして、さらに第2リンクを第1リンクに対して θ_2 だけ回転させると、第2リンク内のプーリが $(\theta_1 + \theta_2)/2$ だけ回転することになる。これより、上と同じ議論から、第2関節周りに、復元トルク

$$\tau_2 = -h^2 K_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (3)$$

が発生することが言える。ここで、 K_2 は第2リンクに取り付けた自重補償装置内のバネのばね係数である。一方、第1リンクに対しては、図1と同様の自重補償器が取り付けられているので、

$$\tau_1 = -h^2 K_1 \sin \theta_1 \quad (4)$$

のトルクが発生する。従って、上体(第2リンクの先端)に質量 m の負荷がかけられた場合、第1リンク、第2リンクに取り付けられた自重補償器のばね定数をそれぞれ、

$$K_1 = \frac{mgl_1}{h^2}, \quad K_2 = \frac{mgl_2}{h^2} \quad (5)$$

にとることで、2リンク系に対する自重補償トルク：

$$\tau_1 = -mg(l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2))$$

$$\tau_2 = -mgl_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)$$

を生成することが可能になる。

a) 1リンク用自重補償装置

b) 2リンク用自重補償装置

図3 試作した自重補償装置

本原理の有効性を確認するため、図3に示すような自重補償装置を実際に製作した。

ただし、図3の装置では2つのプーリを交叉するワイヤで繋ぐのではなく、両プーリをギヤを介してタイミングベルトで繋ぐことで、同等の性能を得ている。図4・図5に本装置の先端部分に500[g]の錘を乗せて行った自重補償実験の結果を示す。

図4に、本装置の先端に500[g]の錘を乗せた場

図4 自重補償機構の動作検証実験

合の動作を示す。図では代表的な3つの姿勢に対してのみを例示したが、本装置によって、自重によって生じる重力トルクがバネの復元力により完全に補償され、いかなる支えも必要とせずに起立姿勢が保たれていることが確認される。

図5に各姿勢において、装置に乗せる荷重を徐々に変化させた場合に、装置が倒れ始める荷重と装置が起き上がり始める荷重を測定した結果を示す。図5aでは関節2の角度を60[deg]に固定し、第2リンク先端に荷重400[g]を乗せた状態で、関節1の角度を関節可動域である40[deg]～70[deg]の範囲内で10[deg]おきに変化させ、それぞれの姿勢において、第1リンク先端にかかる荷重を徐々に変化させた場合に、装置が倒れ始める最小の荷重と装置が起き上がり始める最大の荷重を測定した。図中、白の点がそれぞれの姿勢において、装置が倒れ始める最小の荷重、黒の点が起き上がり始める最大の荷重をそれぞれ示す。図中、自重補償が達成される領域を斜線で示すが、装置のゆがみ、摩擦の異方性に

a) 関節 2 を固定して関節 1 の角度を変えた場合

b) 関節 1 を固定して関節 2 の角度を変えた場合

図 5 自重補償性能の定量的な評価

より、多少の誤差はあるが、おおよそ 300[g] 前後の荷重に対して、関節可動域内で自重補償が実現されていることが確認される。

図 5b に、関節 1 を 60[deg] に固定し、第 1 リンク先端に荷重 300[g] を乗せた状態で、関節 2 の角度を関節可動域である 30[deg]～70[deg] の範囲内で 10[deg] おきに変化させ、それぞれの姿勢において、第 2 リンク先端にかける荷重を徐々に変化させた場合に、装置が倒れ始める最小の荷重と装置が起き上がり始める最大の荷重を測定した結果を示す。図中、斜線で示したように、おおよそ 430[g] 周辺の荷重で自重補償が実現されていることが確認される。ただし、40[deg] 付近で装置が起き上がり始める最大の荷重が高い値になっているために、斜線の自重補償領域が狭くなっている。これは装置内

のシャフトの僅かな偏心およびギヤのバックラッシュによる僅かなガタにより、40[deg] 傾けた姿勢で荷重を軽くした場合に、すぐに 40.5[deg] 付近に角度変化が起きてしまうことに起因する。しかし、そのずれは僅かであり、また変位後の姿勢は安定に保持されるので、自重補償機能自体が 40[deg] 付近で失われているわけではないことに注意する。なお、本実験では第 1 リンク、第 2 リンクに取りつけたバネのばね定数をそれぞれ、リンク 1: 7.95[N/mm]、リンク 2: 15.90[N/mm] にとった。

以上の実験結果より、開発した自重補償装置によって任意の姿勢で自重補償が実現されることが確認される。

また、従来の自重補償装置ではいずれも鉛直方向の支柱からリンクにバネが張られる構造がとられていたのに対して、本装置の自重補償機構ではリンク間にバネを張ることなく、自重補償を行うことができるため、図 4 からも明らかなように、任意の姿勢においてバネやワイヤ等がリンクの外に出ることはなく、コンパクトでかつ安全な自重補償機構が実現されていることが確認される。

3. 補償力増型型自重補償装置

2 章で構成した自重補償装置により、任意の姿勢において、自重によって生じる重力トルクをバネの復元力で完全に補償することが可能であることが示されたが、この装置で大きな自重を支えることを考えると式 (1) より、ばね定数 K を大きくとるか、 h を大きくとる必要がある。一般にばね定数を大きくするにはバネの線径を太くする必要があり、これは装置自体の大きさ及び重量を大きくしてしまうことにつながる。一方、 h を大きくするには、プーリ径を大きくする必要があり、これも装置を大きくしてしまうことになる。ウェアラブルシステムでは装着感の劣化を防ぐことが重要であるから、可能な限り、装置はコンパクトであることが望まれる。そこで、本章では、コンパクトな装置でありながら、人のように大きな自重を支えることのできる自重補償機構を構築することを考える。

図6 力倍増型自重補償装置

人の足に装着する場合、装着感を向上させるため、横幅は可能な限り短く設定する必要があるが、長さ方向に関しては、リンク長 350[mm] までの領域を使用することが可能である。そこで、ばね定数 K や h を大きくする代わりに、バネのストロークを長くする方法を考える。これを実現するため、本論文では、ギヤを途中にかますことにより、バネの伸張量を単純にギヤ比倍する方法を採用することにする。

図6に開発した力倍増型自重補償装置の概略図を示す。本装置はフリージョイントで繋がれたリンク機構とリニアスライダ、ギヤ、線形バネから構成される。まず、関節が θ 回転すると、ギヤによりリンク1が $\theta/2$ 逆向きに回転する。このとき、リニアスライダ1によりリンク2の端点の縦方向の動きが拘束されているため、リンク2はリンク1と線対称に角度 $\theta/2$ だけ回転することになる。これにより、リニアスライダ1は

$$2h \sin(\theta/2)$$

だけ右方向に移動することになる。今、リニアスライダ1とリニアスライダ2はギヤ比 $r_1:r_2$ のギヤを介して接続されているので、このとき、リニアスライダ2は

$$2h \frac{r_2}{r_1} \sin(\theta/2)$$

だけ左方向に移動することになる。したがって、リニアスライダ2にはバネによる復元力

$$2hK \frac{r_2}{r_1} \sin(\theta/2)$$

が右方向に働くことになり、これはさらにギヤ比倍されてリニアスライダ1に伝えられ、リニアスライ

図7 試作した力倍増型自重補償装置

ダ1には左方向に

$$2hK \frac{r_2^2}{r_1} \sin(\theta/2)$$

の復元力がかかることになる。今、リンク1とリンク2および、リンク2とリニアスライダ1はそれぞれフリージョイントで接続されているので、これらのジョイント周りにトルクが発生しないことに注意すると、リンク1には、並進力によってギヤの回転軸周りに生成されるトルク：

$$4K \frac{h^2 r_2^2}{r_1} \sin(\theta/2) \cos(\theta/2)$$

のみが働くことになる。従って、関節周りには

$$\tau = -\frac{h^2 r_2^2}{r_1} K \sin \theta \quad (6)$$

の復元トルクが発生することになり、

$$K = \frac{r_1^2 m g l}{h^2 r_2^2} \quad (7)$$

とすることで自重補償を実現することができることになる。

ここで、式(1)と式(6)を比較すると、式(6)では、ギヤ比 r_2/r_1 を大きくすることで任意に大きな補償力を発生させることができるようになっていることがわかる。

以上は1リンク系に対する自重補償装置であったが、図6の力倍増装置に対しても、2章と同様の方法で多リンク系の自重補償機構を構成することが可能である。図7に本装置の原理に基づいて試作した力倍増型自重補償装置の写真を示す。

図8 力倍増型自重補償装置の動作検証実験

本装置を用いて大きな自重補償力を生成する場合には、大きなトルクがリンク1にかかるため、それを受け止める形になるリニアスライダ1とリンク2の接合点には下向きの非常に大きな力がかかることになる。そのため、たとえば装置内にリニアスライダをしっかりと固定していても、荷重をかけるにつれ

図9 2リンク系に対する自重補償装置

てリニアスライダが僅かに傾き、ギヤとラックがはずれてしまうという問題が生じることになる。そこで、図7の装置では、この問題を解消するためにリニアスライダの背側にローラを設置し、リニアスライダが傾くのを防止するという構造を採用している。

本図より、装置の自重2.08[kg]と錘1.2[kg]に対して、自重補償が実現され、任意の姿勢で起立姿勢が保持されることが分かる。図9にこの力倍増型自重補償装置を2リンク系に対して拡張した装置の写真を示す。図10に2リンク系に対する自重補償装置の動作試験を行った際の写真を示すが、2リンク系に対してもほぼ正確な自重補償が実現され、任意の姿勢で起立姿勢が保たれていることが確認できる。

図11に試作した力倍増型自重補償装置の自重補償性能を2章と同様の方法で検証した実験結果を示す。ここでは、関節2を固定した状態で、関節1を35[deg]～80[deg]まで変化させ、各姿勢における、装置が倒れ始める最小の荷重と装置が起き上がり始める最大の荷重を測定した。図中、斜線で示したように、おおよそ2200[g]周辺の荷重で自重補償が実現されていることが確認される。ただし、本装置では、ギヤとラック部分のたわみによる静止摩擦が大きく、姿勢を変化させるのに10[N]以上の力をかける必要があるという問題がある。また、ギヤとラックはそれ自体の自重も大きいため、これらの力伝達機構をいかにコンパクト化するかが今後の大き

図 10 2リンク系に対する自重補償装置

図 11 力倍増型自重補償装置の自重補償性能に関する定量的な評価

な課題になると思われる。

4. 機械式スティッフネス呈示装置

3章までに構築した自重補償装置によって重力モーメントを補償することができるため、筋力低下に

よって生じるリハビリ患者の転倒を防ぐことは可能になるが、本装置のみでは特定の姿勢を安定に維持することはできない。そのため、本装置を装着したとしても、筋力の著しく低下した患者では立位を維持することができず、安心してリハビリトレーニングを行うことができないものと推察される。

そこで、本章では、特定の姿勢において、腰関節周りに線形のパネ特性を生成することのできる装置の開発を行う。このような装置があれば、患者は仮想的に椅子に座ったような感覚でトレーニングを行うことが可能になり、効率の良いリハビリテーションシステムが構築できるものと期待される。

そこでまず、線形のパネ特性を生成する中心の位置を (x_0, y_0) と書き、これに対応する関節の角度を $(\theta_{10}, \theta_{20})$ とする。このとき、関節角度が (θ_1, θ_2) に変化し、腰の位置が (x, y) に移動したときに、腰関節周りに復元力 $f = -k(x - x_0, y - y_0)$ が生じるように補助力発生機構を設計することを考える。

これをパネ要素のみで実現するには、パネをうまく配置して、姿勢 (θ_1, θ_2) でパネが蓄える弾性エネルギーが、ちょうど

$$U = \frac{1}{2} k \{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2\}$$

となるように設計すれば良いことになる。そこで、この弾性エネルギー U を関節座標で書き直すと、これは、

$$\begin{aligned} U &= \frac{1}{2} k \{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2\} \\ &= k \left\{ 2l_1^2 \sin^2 \left(\frac{\theta_1 - \theta_{10}}{2} \right) \right. \\ &\quad + 2l_2^2 \sin^2 \left(\frac{\theta_1 + \theta_2 - \theta_{10} - \theta_{20}}{2} \right) \\ &\quad + 2l_1 l_2 \left[\cos^2 \left(\frac{\theta_2}{2} \right) + \sin^2 \left(\frac{\theta_1 + \theta_2 - \theta_{20}}{2} \right) \right] \\ &\quad \left. + 2l_1 l_2 \left[\sin^2 \left(\frac{\theta_{10} + \theta_1 - \theta_2}{2} \right) + \cos^2 \left(\frac{\theta_{20}}{2} \right) - 2 \right] \right\} \end{aligned}$$

と変形される。ここで最後の2項は定数であるので、結局、姿勢 (θ_1, θ_2) になったときに、パネの伸張量がそれぞれ、

図12 クラッチ機構

$$\begin{aligned} &\sin \left(\frac{\theta_1 - \theta_{10}}{2} \right), \sin \left(\frac{\theta_1 + \theta_2 - \theta_{10} - \theta_{20}}{2} \right), \\ &\cos \left(\frac{\theta_2}{2} \right), \sin \left(\frac{\theta_1 + \theta_2 - \theta_{20}}{2} \right), \\ &\sin \left(\frac{\theta_{10} - \theta_1 - \theta_2}{2} \right) \end{aligned}$$

に比例するような機構を設計することができれば、腰の位置 (x_0, y_0) の周りに線形のパネ特性を生成することができることになる。

そこで、まず、伸張量が

$$\sin \left(\frac{\theta_1 - \theta_{10}}{2} \right)$$

に比例するようにパネを配置する機構について考える。これは前章までに構成した1リンク系の自重補償装置に、図12に示すようなクラッチ機構を追加することで実現することができる。

実際、線形のパネ特性を生成する中心の姿勢 θ_{10} になるまでは関節と自重補償機構をはずしておいて、関節角度が θ_{10} になったときに、クラッチをつなぎ、自重補償機構を関節に接合させることで、自重補償機構内部のパネを

$$\sin \left(\frac{\theta_1 - \theta_{10}}{2} \right)$$

に比例する長さだけ伸張させることができる。同様に、

$$\sin \left(\frac{\theta_1 + \theta_2 - \theta_{10} - \theta_{20}}{2} \right), \sin \left(\frac{\theta_1 + \theta_2 - \theta_{20}}{2} \right),$$

$$\sin \left(\frac{\theta_{10} - \theta_1 - \theta_2}{2} \right)$$

に伸張量が比例するようなパネの配置は、前章までに構成した2リンク系の自重補償装置に、図12のクラッチ機構を組み込むことで実現できる。例えば、第1リンクに関しては、関節角度が θ_{10} になっ

a) クラッチ機構 b) 装置全体図

図 13 機械式スティッフネス呈示装置

a) x 方向のスティッフネス特性

b) y 方向のスティッフネス特性

図 14 機械式スティッフネス呈示装置によって生成される先端スティッフネス特性

たときにクラッチを連結させ、第2リンクに関しては、関節角度が θ_{20} になったときにクラッチを連結させるようにすることで、図 3b と全く同じ構造の装置によって $\sin((\theta_1 + \theta_2 - \theta_{10} - \theta_{20})/2)$ に比例したばね伸張量を生成することができる。また、 $\cos$

a) 下股リハビリ装置全体図

b) 装着イメージ

図 15 試作した下股リハビリ装置

($\theta_2/2$) に比例するばね伸張量は、第2リンクに図 3a の1リンク用自重補償装置を取り付け、初期状態で $\theta_2 = 180[\text{deg}]$ 分だけバネを引き伸ばしておくことで生成することができる。

以上の機構を並列に組み合わせることで、腰関節周りに線形のパネ特性を生成することができる。図 13 に試作したスティッフネス呈示装置を示す。

本装置により、ほぼ線形のスティッフネスが装置先端部を実現されることを確認するため、装置先端を変形させたときに、変形方向に生じる復元力を計測した。結果を図 14 に示す。図中の実線はデータの線形回帰曲線である。線形回帰解析によって求めた x 方向、y 方向のパネ係数はそれぞれ、 $9.87[\text{N/m}]$ 、 $10.83[\text{N/m}]$ であり、設計目標であった $10[\text{N/m}]$ に近い、等方的なスティッフネスを呈示することができていることが分かる。

5. 自重補償装置とスティッフネス呈示装置を組み合わせた下股リハビリ支援装置

重度の筋力低下を伴う患者の下股リハビリテーションシステムにおいては、患者の自重を補償するとともに、指定の姿勢を維持することのできるパワーアシスト装置の開発が必要である。そこで、3章で構成した力倍増型自重補償装置と4章で構成したスティッフネス呈示装置を組み合わせることで、より転倒する危険性の少ない下股リハビリ支援装置を試作した。

図 15 に試作した下股リハビリシステムの写真と装着使用例を示す。本装置を装着することにより、3章で示したように自重が完全に補償され、さらに

4章で示したように腰関節周りに線形のバネ特性が生成される。ただし、図15からも明らかなようにシステム自体が大きく、自重もあるため、現段階では下肢リハビリシステムとして有効なものにはなっていない。装置の軽量化・コンパクト化は今後の重要な課題である。

6. おわりに

本論文では、人の体重を支えることのできる力倍増型自重補償機構と、任意の姿勢において目標のスティッフネスを呈示することのできる機械式スティッフネス呈示装置を開発し、それらを結合することで、新しい下肢リハビリテーションシステムを考案した。そして、自重補償装置が任意の姿勢において自重による重力トルクをほぼ正確に補償することができること、およびスティッフネス呈示装置によって目標のスティッフネスを装置先端部に呈示することができることを実験により確認した。しかし、現行の試作機は、装置全体が大きく、装置の重量も非常に大きいという問題がある。より有効性の高いリハビリ装置の実現に向けて、装置のコンパクト化・軽量化をいかに図るかが今後の課題である。

参考文献

- 1) Wicke A.D., Brunsch T., Lunenburger L. and Riener R.: Adaptive Support for Patient-Cooperative Gait Rehabilitation with the Lokomat, *Proceedings of the 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (2008).
- 2) 鈴木亨, 才藤栄一, 村岡慶裕: 対麻痺者の歩行再建 - 歩行補助ロボット WPAL 開発, 日本生活支援工学会誌, 8 (2), 23-26, (2008).
- 3) Blaya J.A. and Herr H., Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12(1), 24-31, (2004).
- 4) Morita T., Kuribara F., Shiozawa Y. and Sugano S., A Novel Mechanism Design for Gravity Compensation in Three Dimensional Space, *Proceedings of the 2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, 163-168, (2003).
- 5) Herder J.L.: Development of a Statically Balanced Arm Support: ARMON, *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 281-286, (2005).
- 6) Wisse B.M., van Dorsser W.D., Barents R., and Herder J.L.: Energy-Free Adjustment of Gravity Equilibrators Using the Virtual Spring Concept, *Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 742-750, (2007).
- 7) Banala S.K., Fattah A.A., Krishnamoorthy V., Hsu W., Scholz J. and Rudolph K., Gravity-Balancing Leg Orthosis and Its Performance Evaluation, *IEEE Transactions on Robotics*, 22(6), 1228-1239, (2006).

Mechanical Power Assist Equipment Using Springs for Lower Limb Rehabilitation

Takayuki NAKAYAMA^{1†}, Yosuke ARAKI¹, Yukio SUGIMOTO, Hideo FUJIMOTO¹

¹Nagoya Institute of Technology

Abstract In this paper, we describe a passive power assist system for the lower limb rehabilitation. The proposed system is composed of a mechanical gravity compensation system and a mechanical stiffness control system. By employing the clutch mechanisms, the proposed mechanical stiffness control system can present the desired stiffness around the tip of the system for arbitral postures. On the other hand, the gravity compensation system in the proposed system can produce the large gravity compensation force by amplifying the restoring force of the spring by a gear with high gear ratio. The system is safer than the previous ones because the total system is embedded within the link bodies. Thus, it will be preferable for wearable rehabilitation systems. The good performance of the proposed system as a gravity compensation system and a linear stiffness presentation system were verified through some experiments.

Key Words: Rehabilitation system, Gravity compensation, Spring mechanism, Wearable system

[†]Nagoya Institute of Technology, Showa-ku, Gokiso, Nagoya, 466-8555 Japan, Tel:052-735-7493, Fax:052-735-3550, E-mail: nakayama.takayuki@nitech.ac.jp