

ALT UZUVLARIN REHABİLİTASYONU İÇİN GELİŞTİRİLEN BİR ROBOT KOLUNUN KONTROLÜ

Erhan AKDOĞAN¹
M. Arif ADLI²

¹Marmara Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, ekdogan@marmara.edu.tr

²Marmara Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü, adli@eng.marmara.edu.tr

ÖZET: Günümüzde fiziksel tıp ve rehabilitasyon alanında, elektriksel stimülasyon, hidroterapi, el ile yapılan egzersizler ve çeşitli terapatik cihazlar kullanılmaktadır. Ancak burada terapatik cihazların yanısıra robotların kullanımı da gün geçtikçe artmaktadır. Terapatik cihazlar ve el ile yapılan egzersizlerde hasta ve konunun uzmanları için çeşitli problemler mevcuttur. Kullanılan terapatik cihazlar pasif çalışmakta ve hastadan gelen tepkilere cevap verememektedir. Ayrıca serbestlik dereceleri düşük olduğundan kısıtlı kullanıma sahiptirler. El ile yapılan egzersizlerde ise hasta ve terapist için çeşitli problemler mevcuttur. Bu tedavi süreci uzun, zahmetli ve maliyet gerektiren bir süreçtir. Bir terapist aynı anda ancak bir hastayı tedavi edebilmektedir. Bu problemlerden yola çıkarak aktif çalışan, hasta tepkilerine cevap verebilen ve bu tepkilere göre terapistin yaptığı gibi tedavi sürecinde değişikliğe gidebilen bir cihaza ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla tasarlanan üç serbestlik dereceli bir robot kolu tanıtılacaktır.

Anahtar kelimeler: Rehabilitasyon robotları, Zeki kontrol, Fizyoterapi, Terapatik Cihazlar

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İnsan hareketlerinin temel öğeleri olan kol ve bacak gibi gövdeye bağlı uzuvlarla ilgili şikayetler her zaman karşılaşılan problemlerdendir. Bu şikayetlerin ortaya çıkma nedenlerinden bazıları yaşlılık nedeniyle oluşan kas zayıflaması, trafik, iş kazaları, savaşlar nedeniyle uzuvların zarar görmesi gibi durumlardır. Kasların kuvvetlendirilmesi işlemi uzun süre ve emek gerektirdiğinden sabır isteyen zahmetli bir işlemdir ve tedavi sürecinin maliyeti yüksektir. Hastanın fizyoterapistle ulaşma zorlukları ve gerektiğinde fizyoterapistin hastaya gitmek zorunda kalması gibi diğer etkenler, söz konusu maliyetleri daha da artırmaktadır. Genel olarak fizyoterapistin hastaya uyguladığı hareketler belli periyotlarda ve sıklıkla tekrarlanması gereken rutin, ancak hastadan hastaya ve şikayet durumuna göre farklılıklar gösteren hareketlerdir. Ayrıca terapi esnasındaki hareketler çok serbestlik derecelidir. Bu tür rutin ve çok serbestlik dereceli hareketleri fizyoterapistte çok fazla ihtiyaç duymadan yapabilecek, fakat hastadan hastaya ortaya çıkan farklılıkları da dikkate alabilecek bir cihazın varlığı büyük kolaylıklar sağlayacaktır.

Günümüzde CPM (Continuous Passive Motions) adı verilen cihazlar bazı gelişmiş merkezlerde tedavi amaçlı olarak kullanılmaktadır. CPM ilk olarak 1970' lerde kullanılmaya başlanmıştır. (Salter & Simmonds 1980). Fakat bu cihazlar sadece belli tip hareketleri yapmaya yönelik tasarlanmış, herhangi bir tahrik elemanı içermeyen pasif elemanlardan oluşan cihazlardır; dolayısıyla, herhangi bir geri bildirim yada öğrenme özellikleri bulunmamaktadır.

Krebs vd. (1998) MIT-MANUS adı verilen üst uzuvların rehabilitasyonuna yönelik bir robot geliştirmişlerdir. Bu cihaz çok serbestlik dereceli,

ancak aktif olarak kontrol edilemediği için hasta tepkilerine cevap verememektedir.

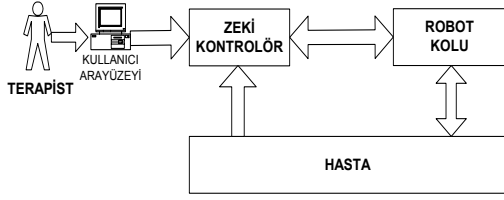
Rehabilitasyon amaçlı robotlarla ilgili değişik çalışmalar mevcuttur (Lum, et. al, 1993; MIT Krebs, et. al, 1999; VA Palo Alto HCS Lum, et. al, 1997; Lum, et. al, 1999; Taylor, 1999; Matsuoaka ve Miller, 1999). Ancak bu çalışmaların büyük bir kısmı üst ekstremite (yani kol) rehabilitasyonuna yöneliktir. Ancak alt eklem rehabilitasyonuna yönelik çalışmaların sayısı ise sınırlıdır. Bu çalışmalardan birisi TEM (Therapeutic Exercise Machine) adı verilen üç serbestlik dereceli bir robot sistemidir (Sakaki et. al, 1999). Ayrıca Homma vd. (2002, 2003, 2004) yatağa monte şekilde çalışan bir mekanizma geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri bu mekanizmanın dezavantajı hantal ve büyük olmasıdır.

Özellikle terapi veya rehabilitasyon amaçlı robotlar tüm dünyada gelişme aşamasındadır. Kontrol teknolojisindeki gelişmeler ve yapay zeka tekniklerinin uygulamada kullanılmaya başlanması bu alandaki çalışmalara ivme kazandırmıştır.

Bu çalışmada, alt eklem rehabilitasyonuna yönelik bir robot kolu ve bununla ilgili öngörülen kontrol yöntemi tanıtılacaktır.

2. SİSTEM YAPISI

Geliştirilen rehabilitasyon amaçlı robot sistemi dört temel elemandan oluşmaktadır. Bunlar, terapist, zeki kontrolör, robot kolu ve hastadır. Sistemin blok diyagramı şekil 1' de verilmiştir.



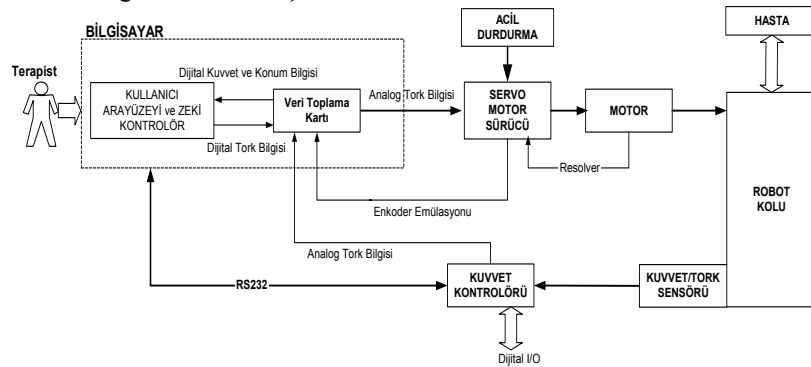
Şekil 1. Sistemin blok diyagramı

2.1 Sistem Elemanları:

Terapist: Sistemde terapist kullanıcı ara yüzeyini kullanarak çalışma modunu seçer. İki tür çalışma modu mevcuttur; öğrenme ve uygulama. Terapist öğrenme modunu seçtiğinde hangi tür egzersizi öğreteceğini belirlemiş olur ve o egzersiz türüne ilişkin hareketleri hastaya yaptırır. Uygulama modunu seçtiğinde ise hangi tip egzersizin yaptırılacağını, egzersiz süresini, hareket tekrar sayısını da kullanıcı ara yüzeyi yolu ile belirler.

Zeki Kontrolör: Sistemin yönetimi zeki kontrolör tarafından gerçekleştirilir. (Sistem iki ayrı safhada çalışmaktadır. Bu safhalar öğrenme ve uygulama (terapi) safhalarıdır.) Öğrenme modunda rehabilite edilecek uzvu uygulanan kuvvet, pozisyon ve süre bilgileri, eğer rehabilite esnasında hastadan gelen tepkiler varsa bu tepkilere terapistin nasıl yanıtlar verdiği algılayıcılar yolu ile zeki kontrolöre aktarılır ve gerekli veri tabanı oluşturulur. Böylelikle zeki kontrolör rehabilite edilecek uzvu uygulayacağı kuvvetlere, pozisyona ve süreye karar verebilecektir. Uygulama modunda robot koluna rehabilite edilecek uzuv bağlanır, uzuvdan herhangi bir tepki geldiğinde bu tepki geri besleme yoluyla zeki kontrolöre aktarılır, rehabilite sürecinde zeki kontrolör terapistin yaptığı gibi değişikliğe gidebilir.

Robot Kolu: Üç serbestlik dereceli ve alt uzuvların rehabilitasyonuna yöneliktir. Kalça için adduksiyon, abduksiyon, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini; diz için fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini gerçekleştirebilmektedir. Sağ ve sol bacak için

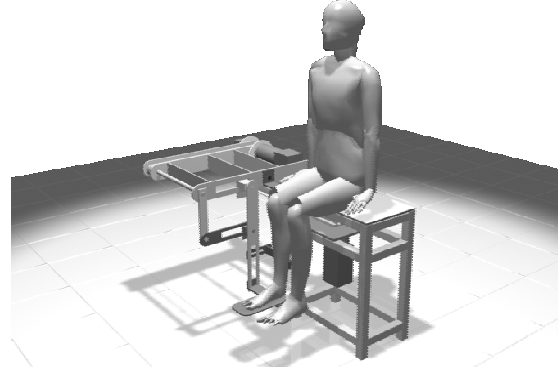


Şekil 4. Sistemin Donanım Yapısı

Terapist bir kullanıcı ara yüzeyinden öğrenme veya uygulama moduna ilişkin bilgileri girer. Bu bilgiler ışığında kontrolör robot kolunu tahrik edecek motorun sürücülerine gerekli kuvvet bilgisini gönderir. Motorlarda tork kontrolü gerçekleştirileceğinden dijital bilgiler veri toplama

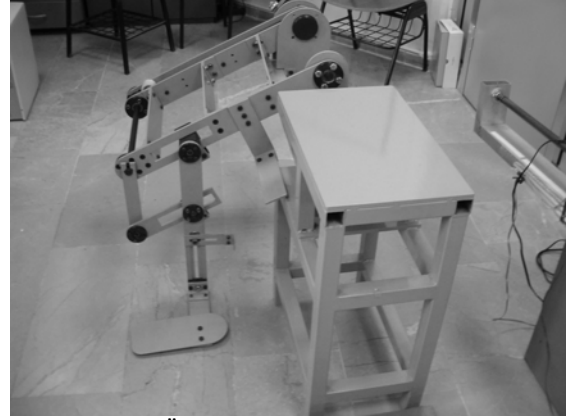
kullanılabilmekte ve uzuv boyutuna göre ayarlanabilmektedir.

Tasarlanan rehabilitasyon robotu şekil 2’ de görülmektedir.



Şekil 2. Tasarlanan Rehabilitasyon Robotu

Tasarlanan rehabilitasyon robotu üretilerek kontrolre hazır hale getirilmiştir. Üretilen mekanizma şekil 3’ te görülmektedir.



Şekil 3. Üretilen Rehabilitasyon Robotu

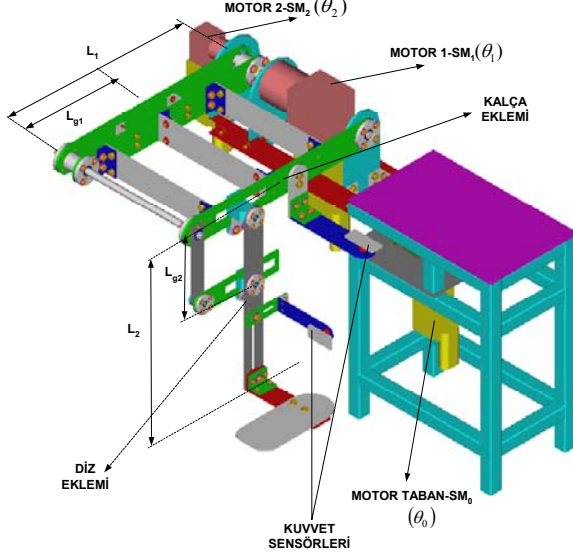
3. SİSTEM DONANIMI

Sistem donanımının blok diyagramı şekil 4’ te verilmiştir.

kartları ile analog bilgilere dönüştürülür. Konum kontrolü, sürücünden gelen enkoder emulasyonunun enkoder kartları yolu ile zeki kontrolöre aktarılması ile gerçekleştirilir. Kuvvet geri besleme bilgisi kuvvet algılayıcı ile alınacaktır.

4. MEKANİZMA

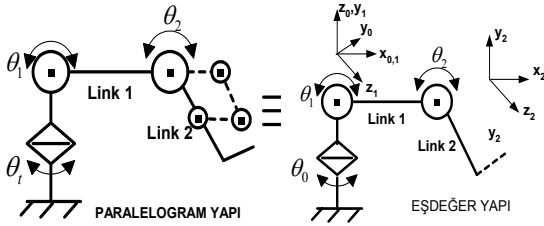
Tasarlanan mekanizma paralelogram prensibine göre çalışan üç serbestlik dereceli bir robot koludur. Robot kolunun üç motoru da tabana yerleştirilerek motor ağırlıklarının robot dinamiğine etkileri azaltılmıştır. Bu nedenle dinamik eşitlikler basitleşmiştir. Ayrıca seri sürülen tipteki robot kollarına göre link1 ile link2 arasındaki hareket bağımlılığı paralel yapıda daha azdır. Böylece motorların diğer motorlar üzerine olabilecek etkileri yok edilmiştir. Mekanizma ile ilgili detaylar şekil 4'te gösterilmiştir.



Şekil 5. Tasarlanan Mekanizma

Robot kolunun özellikleri şunlardır:

- Üç serbestlik dereceli
- Pantograf yapı
- Uzunluğuna göre ayarlanabilir
- Her iki bacak için terapi gerçekleştirilebilir
- Alt eklem hareketlerini gerçekleştirebilecek özelliklere sahiptir. Yani diz için fleksiyon-ekstansiyon, kalça için abduksiyon-adduksiyon ve fleksiyon-ekstansiyon yapabilir.



Şekil 6. Robot Kolunun link ve eksenleri

Mekanizmanın link ve eksenleri şekil 6 da verilmiştir. Paralelogram yapı antropomorfik bir yapı gibi düşünülebilir. Robot kolunun link parametreleri Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Robot Kolunun Link Parametreleri

i	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i	θ
1	0	0	0	θ_0
2	$\pi/2$	0	0	θ_1
3	0	L_1	0	θ_2
4	0	L_2	0	0

Robot kolunun transformasyon matrisi ise şu şekilde oluşturulur:

$${}^0T_3 = \begin{bmatrix} c_{12}c_0 & -s_{12}c_0 & s_0 & c_0(c_1c_2L_2 + c_1L_1 - s_1s_2L_2) \\ c_{12}s_0 & -s_{12}s_0 & -c_0 & s_0(c_1c_2L_2 + c_1L_1 - s_1s_2L_2) \\ s_{12} & c_{12} & 0 & (s_1c_2L_2 + s_1L_1 + c_1s_2L_2) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$c_{12} = c_1c_2 - s_1s_2$$

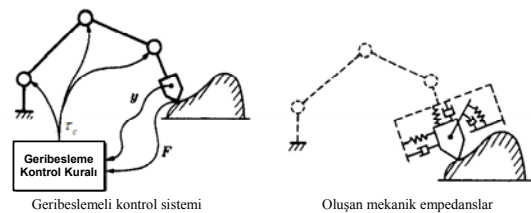
$$s_{12} = c_1s_2 + s_1c_2 \quad (1)$$

5. ROBOT KONTROL SİSTEMİ

Robot kolunun arzu edilen hareketleri gerçekleştirmesini ve hastadan gelecek tepkilere duyarlı olmasını sağlayacak bir kontrol yöntemi seçmek gerekmektedir. Bunun için en uygun yöntem Hogan tarafından geliştirilen ve fizyoterapi için en uygun kontrol yöntemi olan **empedans kontrol** (Hogan 1985) yöntemidir. Mekanik empedansın ayarlanması yolu ile kuvvet ve konum kontrolünün gerçekleştirilmesi esasına dayanır. Arzulanan kuvvet ve konum kütle, esneklik ve sönüm karakteristikleri ile doğrudan ilişkilidir. Bu kontrol yöntemi ile çeşitli prototip fizyoterapi robotları geliştirilmiştir (Krebs, 1998; Noritsugu ve Yamanaka, 1996; Richardson, et. al, 2000).

5.1 Empedans Kontrol:

Mekanik empedansın ayarlanması yolu ile kuvvet ve konum kontrolünün gerçekleştirilmesi esasına dayanır. Bu mekanik empedans, robot kolunun çevresi ile olan teması sonucu ortaya çıkan harici kuvvetler ile robot uç noktası arasındaki ilişkiyi belirler. Mekanik empedans, uygulanan harici kuvvete karşı mekanizmanın esnekliğinin davranışdır. Pasif ve aktif empedans olmak üzere iki ayrı yöntemi mevcuttur. **Pasif empedans yönteminde**, istenen mekanik empedans sadece mekanik elemanlar (yaylar ve sönümleyiciler) tarafından oluşturulur. **Aktif Empedans yönteminde** (şekil 7) ise arzu edilen robot uç noktası mekanik empedansı, robot uç noktasının konum, hız, temas kuvveti gibi parametrelerinin geri besleme yapılması ve böylece eklem aktüatörlerinin kontrol edilmesi ile oluşturulur.



Şekil 7. Aktif Empedans Yöntemi (Yoshikawa, 1990)

Bu yöntemde temas kuvveti arzu edilen empedans parametreleri cinsinden şu şekilde ifade edilir:

$$M_d \ddot{y} + D_d \dot{y}_e + K_d y_e = F \quad (2)$$

Burada,

y : robot kolunun konum vektörü

y_d : arzu edilen konum vektörü

y_e : y ile y_d arasındaki fark

F : Robot uç noktasına etkiyen harici kuvvet

$M_d \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$: arzu edilen atalet matrisi

$D_d \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$: arzu edilen sönüm katsayısı matrisi

$K_d \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$: arzu edilen esneklik katsayısı matrisi

Çevresi ile temas halinde olan robot kolunun eklem uzayında tanımlanan dinamik denklemi şu şekilde ifade edilir:

$$M(q) \ddot{q} + h_N(q, \dot{q}) = \tau + J^T(q) F \quad (3)$$

Burada,

$M(q) \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$: atalet matrisi

$h_N(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$: Coriolis+merkezkaç kuvvet vd. etkiler

$q \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$: eklem açıları matrisi, $q^T = [\theta_0 \ \theta_1 \ \theta_2]$

$J(q) \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$: Jakobiye vektörü

$\tau \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$: eklem tork matrisi

Asıl önemli olan robot kolunun çevresi ile olan ilişkisi olduğundan eklem uzayında tarif edilmiş olan denklem 3' ü eylem uzayında tanımlamak gerekir:

$$M_y(q) \ddot{y} + h_y(q, \dot{q}) = J_y^{-T}(q) \tau + F \quad (4)$$

$M_y(q) \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$: atalet matrisi

$h_y(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$: Coriolis, merkezkaç kuvvet vd. etkiler

$J_y(q) \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$: Jakobiye vektörü

$$y = f_y(q) \quad (5)$$

$$\dot{y} = J_y(q) \dot{q} \quad (6)$$

$$\ddot{y} = \dot{J}_y \dot{q} + J_y \ddot{q} \quad (7)$$

Eylem uzayındaki atalet matrisi $M_y(q)$ ve lineer olmayan terimlerden oluşan $h_y(q, \dot{q})$ vektörünü eklem uzayındaki $M(q)$ ve $h(q, \dot{q})$ cinsinden ifade etmek mümkündür.

$$M_y(q) = J_y^{-T} M(q) J_y^{-1}(q) \quad (8)$$

$$h_y(q, \dot{q}) = J_y^{-T} h_N(q, \dot{q}) - M_y(q) \dot{J}_y(q) \dot{q} \quad (9)$$

4, 8 ve 9 nolu denklemleri kullanarak arzu edilen empedans parametreleri M_d , D_d ve K_d yi elde edebilmek için gerekli mafsal torkları şu şekilde yazılabilir:

$$\begin{aligned} \tau = & h_N(q, \dot{q}) - M(q) J_y^{-1}(q) \dot{J}_y(q) \dot{q} \\ & - M(q) J_y^{-1}(q) M_d^{-1} (D_d \dot{y}_e + K_d y_e) \\ & + [M(q) J_y^{-1}(q) M_d^{-1} - J_y^T(q)] F \end{aligned} \quad (10)$$

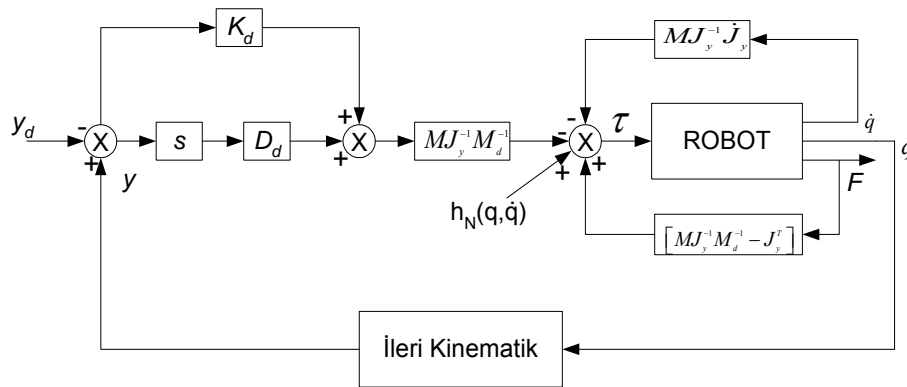
Geliştirilen robot kolunun Jakobiye matrisi şu şekilde ifade edilir:

$$J_y(q) = \frac{\partial p}{\partial q^T}$$

$$p \in \mathbb{R}^{3 \times 1}: \text{Konum vektörü, } p^T = [p_x \ p_y \ p_z]$$

$$J_y = \begin{bmatrix} c_{12}L_2 + c_1L_1 & c_0(-s_{12}L_2 + L_1) & c_0(c_{12}L_2) \\ c_{12}L_2 + c_1L_1 & s_0(-s_{12}L_2 + L_1) & s_0c_{12}L_2 \\ 0 & c_{12}L_2 + L_1 & L_2c_{12} \end{bmatrix} \quad (11)$$

Empedans kontrolün blok diyagramı şekil 8' de verilmiştir.



Şekil 8. Empedans Kontrol Blok Diyagramı

6. SONUÇLAR

Bu çalışmada diz ve kalça rehabilitasyonuna yönelik olarak tasarlanan, öğrenme özelliği olan üç serbestlik dereceli robot kolu tanıtılmıştır. Tasarlanan robot kolu, uzuv boyutuna göre ayarlanabilmekte, sağ ve sol bacak için kullanılabilir. Mekanizma yapısı itibarı ile tahrik elemanı olan motorların hepsi tabana yerleştirilerek motor ağırlıklarının dinamiklere etkisi yok edilmiştir. Fizyoterapi için en

uygun kontrol yöntemi olan empedans kontrol yöntemi seçilmiştir.

TEŞEKKÜR

Bu çalışma TÜBİTAK MİSAG-272 no' lu proje kapsamında desteklenmektedir.

REFERANSLAR

Hogan N. (1985), Impedance Control: An approach to manipulation. Part I, II, III, *Journal of Dynamic systems, Measurements and Control*, Vol.107/1.

Homma K., Fukuda O., Nagata Y. (2002), Study of a Wire-Driven Leg Rehabilitation System. *Proceeding of Sixth Int. Conf. On Int. Robots and Systems*: 1451-1456.

Homma K, Fukuda O., Mariko U., Sugawara J., Nagata Y. (2003), A Wire Driven leg Rehabilitation System: Development of a 4-DOF Experimental System. *Proceeding of the 2003 IEEE/ASME Int. Conf on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2003)*, 908-913.

Homma K, Fukuda O., Mariko U., Nagata Y. (2004), Study of A Wire Driven Leg Rehabilitation System: Human Subject Experiments using a 4-DOF Experimental System. *Proceeding of 2004 IEEE/RSJ Int. Conf on Intelligent Robots and Systems Sendai-Japan*, 1668-1673.

Krebs H.I., Hogan N., Aisen M.L., Volpe B.T. (1998), Robot Aided Neurorehabilitation. *IEEE Trans. On Rehabilitation Engineering Vol:6, No:1*, 75-87.

Krebs H.I., Hogan N., Hening W., Adamovich S., Poizner H. (1999). *Proc Int. Conf. On Rehabilitation Robotics*: 27-33

Lum P.S., Reinkensmeyer D.J., Lehman S.L. (1993). *IEEE Trans. Rehab. Eng. 1*: 185-191.

Lum P.S., Burgar C.G., Van der Loos H.F.M. (1997), *Proc Int. Conf. On Rehabilitation Robotics*: 107-220

Lum P.S., Burgar C.G., Van der Loos H.F.M. (1999), *Proc Int. Conf. On rehabilitation Robotics*: 235-239

Matsuoka Y., Miller L.C. (1999), *Proc. Int. Conf on Rehabilitation Robotics*: 177-182

Noritsugu T., Yamanaka T.(1996), Application of Rubber Artificial Muscle Manipulator as a Rehabilitation Robot. *Proc 5th IEEE Int Workshop Robot and Human Communication*: 112-117.

Richardson R., Brown M., Plummer A.R. (2000), Pneumatic Impedance Control for Physiotherapy. *Proceedings of the EUREL Int. Conf. Robotics* , Vol. 2.

Sakaki T., Okada S., Okajima Y., Tanaka N., Kimura A., Uchida S., Taki M., Tomita Y., Horiuchi T. (1999), TEM:Therapeutic Exercise Machine for Hip and Knee Joints of Spastic Patients. *Proceeding of Sixth Int. Conf. On rehabilitation Robotics*: 183-186.

Salter R., Simmonds B. W. (1980), The Biological Effect of Continuous Passive Motion on the Healing of Full Thickness Defects in Articular Cartilage: An

Experimental Investigation in The Rabbit. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 62-A: 1232-1251.

Taylor A.J. (1999), *Proc Int. Conf. On Rehabilitation Robotics*: 39-42.

Yoshikawa T. (1990). *Foundations of Robotics-Analysis and Control*.The MIT Pres.