



**The Journal of the International Society
for Prosthetics and Orthotics**

Prosthetics and Orthotics International

April 2004, Vol. 28, No. 1

Automatisches Gelenksystem für Beinorthesen

Eine technische Betrachtung

Kurztitel: Automatisches Gelenkgelenk

Autoren:

J.S. Rietman, MD ^{1,2}

J. Goudsmit, CPO ³

D.Meulemans, CPO ³

J.P.K. Halbertsma, PhD ^{1,2}

J.H.B. Geertzen, MD, PhD ^{1,2}

Von der Rehabilitationsabteilung der Universitätsklinik Groningen (1) und dem Northern Centre for Healthcare Research an der Universität Groningen (2) sowie dem Basko HealthCare Amsterdam (3) in den Niederlanden.

Fragen an die Autoren und Anforderungen für Nachdrucke sind zu richten an:

Jan HB Geertzen, MD, PhD

Department of Rehabilitation

University Hospital Groningen

Hanzeplein 1, Postfach 30.001

Groningen, Niederlande

Tel +31 50 3613638

Fax +31 50 3611708

E-mail J.H.B.Geertzen@rev.azg.nl

Ein automatisches Gelenkgelenk für Beinorthesen.

J.S. Rietman */**, J. Goudsmit***, D.Meulemans***, J.P.K. Halbertsma***,

and J.H.B. Geertzen,*/**

* *Rehabilitationsabteilung der Universitätsklinik Groningen, Niederlande*

** *Northern Centre for Healthcare Research an der Universität Groningen, Niederlande*

*** *Basko Healthcare Amsterdam, Niederlande*

Zusammenfassung

Dieser Beitrag beschreibt ein neues automatisches Gelenkgelenk für Beinorthesen, das Kniestabilität in der Standbeinphase bietet und die Kniebeugung beim Ausschwingen erlaubt. Eine Indikation für das Gelenkgelenk ist Parese oder Lähmung der Quadrizeps-muskulatur. Bei drei Patienten, die dieses Gelenkgelenk in einer Knieorthese trugen, wurde eine instrumentelle Ganganalyse durchgeführt. Es zeigt sich, dass die Orthese die Patienten insofern zufrieden stellt, als sie damit ohne Knee-Lock - System gehen können.

Einleitung

Eine Orthese ist definitionsgemäß ein technisches Hilfsmittel, das an einem vorhandenen Körperteil befestigt wird und dessen Funktion verbessert, die Beweglichkeit der Gelenke erhöht oder sperrt, und / oder ein Körperglied unterstützend beeinflusst. Orthesen für die unteren Gliedmaßen sind beispielsweise zur Schmerzlinderung indiziert und werden ebenfalls verwendet, um der Verschlimmerung einer Deformität entgegenzuwirken, um die Belastung durch das Gewicht zu verringern, oder – wie im Fall dieser Studie – den Gangstil zu verbessern beziehungsweise die Bewegung zu steuern. Die meisten Orthesen sind nicht in der Lage, die Schwungphase und die Standbeinphase so zu unterstützen, dass sich der Patient dabei sicher fühlt; allerdings können die meisten Orthesen das natürliche Erscheinungsbild eines ordentlichen Gangstils nicht imitieren. Dieses neue Kniegelenk ist speziell und ausschließlich für Patienten mit einer Parese oder Lähmung der Quadrizepsmuskulatur konzipiert. Die medizinischen Indikationen Beinhalten beispielsweise Femoralnerven schäden, Post-Polio-Syndrome, multiple Sklerose, zerebrale Gefäßunfälle usw. Kontraindikationen für dieses Kniegelenk beinhalten Flexionskontrakturen des Knies von über 10 Grad, Spasmen der Knie-muskulatur sowie Hüftkontrakturen. In diesem Beitrag möchten die Autoren ein neuartiges Kniegelenk vorstellen, das Kniestabilität in der Standbeinphase bietet und das

**Beugen des Knies beim Ausschwingen erlaubt.
Dieses Gerät wurde durch eine instrumentelle
Ganganalyse bei drei Patienten ausgewertet.**

Kniegelenk

Das neue - schwunghasengesteuerte - Kniegelenk für Orthesen verdankt seinen Namen (Swing Phase Lock – SPL) dem Zeitpunkt, zu dem das Gelenk beim Gehen einrastet. Die Besonderheit dieses Geräts liegt darin, dass sich dieses Kniegelenk nach der mittleren Standbeinphase (Mittelstand, *middle stance*) automatisch entriegelt, die Kniebeugung in der späten Standbeinphase (Terminalstand, *terminal stance*) und Schwunghase ermöglicht, und dass es sich gerade vor dem Initialkontakt (dem Aufsetzen der Ferse auf den Boden) verriegelt. Hierbei handelt es sich somit um ein in der Standbeinphase steifes Kniegelenk, das sich bereits verriegelt, bevor der Benutzer es belastet. Ein zweiter Vorteil des SPL – Gelenks liegt darin, dass die Bewegung nur dann freigegeben werden kann, wenn keine Flexionsbewegung erfolgt und das Gelenk keiner Beugekraft ausgesetzt wird. Das SPL-System zeichnet sich insbesondere dadurch aus, dass es sich zur Verwendung in Knieorthesen eignet und somit die Erkennung des Verriegelungs- und Entriegelungsmoments weder vom Fußteil / Abschnitt noch vom Axialdruck abhängig ist, dem die Orthese ausgesetzt wird.



Abb. 1 SPL System; SPC (rechts), Satellite (mitten) SPL (links)

Automatisches Gelenksystem

Das SPL - Gelenk ist so konzipiert, dass es sich für den Einbau in ein KO, KAFO oder HKAFO seitlich am Knie eignet, in Kombination mit einem frei beweglichen Kniegelenk oder einer Swing Phase Control (SPC), d.h. einer Schwungphasensteuerung für die mediale Seite. Die Gelenke besitzen einen Standardanschluss für 19 mm breite Schienen und können daher in einer Vielzahl verschiedener Orthesenkonzepte zum Einsatz gelangen. Dies ermöglicht es ebenfalls, das Gelenk in bereits bestehenden Vorrichtungen mit nur wenigen Anpassungen zu prüfen.

Der Mechanismus des Gelenk

Im Gegensatz zu anderen Systemen wird der Verriegelungs- / Entriegelungszeitpunkt beim SPL von einem kleinen internen Gewicht erkannt, das auf die Winkeländerungen des Gelenks im Sagittalfeld reagiert. Dieses kleine Gewicht kann zwei Positionen einnehmen und ist mit einem umgekehrten Pendel vergleichbar. Die Position des Pendels gibt den Zeitpunkt vor, zu dem das Gelenk verriegelt beziehungsweise die Bewegung wieder freigegeben wird. Dieser Mechanismus stützt sich auf die einfache Tatsache, dass sich das Bein – von der Hüfte aus gesehen - kurz vor dem ersten (Fersen-) Kontakt in einem Anteversionswinkel befindet und nach der mittleren Standbeinphase einen Retroversionswinkel aufweist. Für ein Pendel ist diese Position einfach zu erkennen. Das Gelenk wird bei gebeugter Hüfte und gestrecktem Kniegelenk - kurz vor dem Erstkontakt - gesperrt. Während der Sperrung wird das Pendel, das gleichzeitig als Sperrelement fungiert, von der auf das Gelenk wirkenden Flexionskraft an Ort und Stelle festgehalten. Es kann nur dann in die andere Position zurückkehren, wenn ein Streckmoment auf das Gelenk ausgeübt wird. Dies ist der Zeitpunkt nach der mittleren Standbeinphase, wo das gestreckte Knie hinter der 'Drucklinie' zurückbleibt. In der Praxis bedeutet das, dass zwei Bedingungen erfüllt sein müssen, bevor das Gelenk entriegelt werden kann. Erstens muss die Hüfte gestreckt sein und zweitens darf das Knie keine gewichtsbelastete Flexionsbewegung (Beugung) vollziehen.

Die Swing Phase Control (SPC) – Einheit auf der medialen Seite des Knies schützt das Kniegelenk vor dem Einknicken beim Ausschwingen und verlangsamt die Flexionsbewegung.

Die Funktion der Satellitensteuerung

Im Gegensatz zu den meisten Steuerelementen für Kniegelenke besitzt das SPL-System ein Steuerelement, das über ein Kabel mit dem Gelenk verbunden ist. Dieser Satellit kann entweder an der Schiene befestigt oder auch über den Gürtel geschoben werden. Das hat den Vorteil, dass man für die Steuerung nicht bis zum Knie hinunter reichen muss; im Falle einer Funktionsstörung der Finger oder der Hand an der Seite der Orthese kann der Satellit auch von der anderen Seite aus gesteuert / verwendet werden.

Der Satellit dominiert die Funktion des Pendels und kann das Gelenk in dreierlei Stellungen positionieren:

- 1) Vollsperrung in allen Positionen,
- 2) Entriegelung, um das Knie mit der Hüfte im Anteversionswinkel beugen zu können,
- 3) Automatische Verriegelung / Entriegelung.

Patienten (Fallbeispiele)

Der erste Patient ist männlich (Alter 36 Jahre), mit lokaler Tumorsektion in der Quadrizepsmuskulatur des linken Beins. Während der Operation wurden Teile der Quadrizepsmuskulatur und des Psoasmuskels reseziert und der Femoralnerv musste geopfert werden. Aufgrund der geringen Tumoraktivität war keine zusätzliche Behandlung erforderlich. Postoperativ wurde die verbleibende Quadrizepsmuskulatur aufgrund der Resektion des Femoralnervs paralytisch (MRC Grad 0) (Kendall et al., 1971; Medical Research Council, 1975).

Der zweite Patient, ein 40-jähriger Mann mit bestehender Muskeldystrophie (Becker-Syndrom), die im Alter von 33 Jahren diagnostiziert und typisiert worden war. Der Patient erhielt ein SPL-System aufgrund beidseitiger Parese der Quadrizepsmuskulatur (MRC Grad 2). Zudem litt er an einer Parese der Hüftbeuger (MRC Grad 4) und der Hüftstrecker (MRC Grad 4). Ohne Orthese betrug seine maximale Gehdistanz nur 500 Meter.

An dieser Stelle sollte erscheinen Abbildung

Der dritte Patient ist ein 48 Jahre alter Mann, dessen Status zwei Resektionen

beinhaltet; dabei wurden aufgrund eines Liposarkoms Teile der

Quadrizepsmuskulatur (auf der rechten Seite) entfernt. Dabei wurde der Femoralnerv

geopfert, mit resultierender Lähmung der Quadrizepsmuskulatur. Danach erfolgte eine Strahlentherapie.

Alle drei Patienten erhielten eine Knieorthese mit SPL-System. Die SPC – Einheit war noch nicht verfügbar, daher wurde zusätzlich zum SPL-System ein frei bewegliches Kniegelenk verwendet.

Instrumentelle Ganganalysen

Zur Messung und Analyse des Gangstils wurde ein “the Walk” - Ganganalysensystem mit PC und 133 MHz – Prozessor verwendet, wobei die Messungen bei 100Hz aufgenommen wurden. Das “the Walk” – System ist ein Softwareprogramm zur Steuerung der Gangmessung. Entsprechende Fußschalter an der Fersen- und Zehenseite ermöglichen die Differenzierung zwischen Standbein- und Schwungphase. An beiden Knien wurden Elektro-Goniometer (Novotechnik, P4101) angebracht, um die Winkelverschiebung in einer Sagittalebene messen zu können. Das Stehen mit geraden Beinen war die Position, in der 0° Flexion gemessen und als Bezugswert vorgegeben wurde. Auf die entsprechenden Muskeln wurden bipolare EMG - Oberflächenelektroden (Red Dot; 3M) aufgesetzt. Die Elektroden wurden gemäß den Empfehlungen von Perotto (1994) positioniert. Der Software konnten international validierte Normwerte für das Gehen, die Winkel und die EMG - Aktivität (Winter 1991; Hof et al., 1999; Hof et al., 2002) entnommen werden.

Die Patienten legten eine 7 Meter lange gerade Strecke mehrmals gehend zurück, wobei sie sich so schnell bewegten, wie es ihnen am besten gefiel; dabei trugen sie ihre normalen Schuhe. Die Analyse des Gangmusters erfolgt durch Betrachten der aufeinander folgenden Projektionen der Kniebeugung und der EMG – Aktivität bei

jedem Schritt. Die Ergebnisse des aufgezeichneten Gangmusters konnten dann mit den verfügbaren Normalwerten verglichen werden.

Instrumentelle Ganganalyse bei den Patienten

Patient 1:

Beim Gehen ohne die Orthese mit SPL-System wurde ein deutlich asymmetrischer Gang mit einer relativ kürzeren Standbeinphase auf der linken Seite (betroffenes Bein) und eine verlängerte Standbeinphase auf der gesunden Seite (L/R - Verhältnis: 0,78) beobachtet. Mit SPL-System ist die Asymmetrie geringer (L/R - Verhältnis: 0,86). Die goniometrischen Daten ergaben eine persistente Hyperextension des linken Kniegelenks während der Belastungsantwort (loading response) und in der mittleren Standbeinphase sowie eine verringerte Kniebeugung (30°) in der Schwungphase. Zudem zeigte der linke Unterschenkel kein aktives Abstoßen in der terminalen Standbeinphase. Beim Tragen der Orthese konnte keine Hyperextension des linken Kniegelenks während der Belastungsantwort festgestellt werden, und es zeigte sich eine normale Kniebeugung (57°) während der Schwungphase. Das SPL-System schützte jedoch vor der normalerweise vorhandenen Kniebeugung während der Belastungsantwort. Auf der gesunden Seite wurden keine Veränderungen konstatiert.

Die EMG – Daten der Hüftstrecker ergaben keine signifikanten Unterschiede zwischen dem Schritt mit SPL-Orthese im Vergleich zum Gang ohne dieses Gerät.

Patient 2:

Der zweite Patient zeigte keinen asymmetrischen Gang. Die Muskeländerungen im Zusammenhang mit der Dystrophie hatten beide Beine in ähnlicher Weise beeinträchtigt. Zur Stabilisierung beim Initialkontakt (*inital contact*) und in der frühen Standbeinphase (*inital stance*) wurden beide Kniegelenke in der terminalen

Schwungphase (*terminal swing*) im Hyperextensionszustand gesperrt (8-11°). Die beidseitige Hyperextension verblieb bis zum Präschwung (*pre-swing*), wobei die Hüftbeugung und die Kniebeugung den Schwung in Gang setzten. Während der Schwungphase ergab sich ebenfalls eine leicht verringerte Kniebeugung auf beiden Seiten (links: 42°, rechts: 47°). Beim Tragen der Orthese auf der linken Seite zeigte sich keine Hyperextension (0°) in der späten Schwungphase und der Standbeinphase (Abbildung 3). Das rechte Bein (ohne Orthese) zeigte ebenfalls eine verringerte Hyperextension (3-5°). Hinzu kommt ein beidseitig fließender Beginn der Kniebeugung beim Präschwung; und in der Schwungphase war die Kniebeugung beidseitig bis auf Normwerte verstärkt (links: 64°, rechts: 57°). Die EMG – Daten für beide Seiten der Kniestrecker und Kniebeuger / Hüftstrecker ergaben keine signifikanten Unterschiede zwischen dem Schritt mit Orthese im Vergleich zum Gang ohne dieses Gerät.

An dieser Stelle sollte erscheinen Abbildung 3.

Patient 3:

Trotz der Lähmung der Quadrizepsmuskulatur des rechten Beins zeigt dieser Patient auf Basis der temporalen Daten keinen deutlich asymmetrischen Gangstil. Das links / rechts – Verhältnis der Standbeinphasendauer beträgt 1,03. Beim Tragen der Orthese entstand eine leichte Asymmetrie; die Dauer der Standbeinphase auf der Orthesenseite wurde länger (L/R - Verhältnis: 0,92). Bei diesem Patienten schützte die Orthese ebenfalls vor Hyperextension in der frühen Standbeinphase auf der betroffenen Seite. Zudem war ein weicher Übergang von der Standbeinphase zur Präschwungphase zur Schwungphase zu verzeichnen. Ohne Orthese zeigten die EMG – Daten auf der rechten Seite eine verstärkte Kontraktionsaktivität des Musculus semitendinosus und des Musculus biceps femoris zur Verriegelung des

Kniegelenks in der Streckung in der frühen Standbeinphase. Mit der SPL - Orthese verringerte sich die Kontraktionsaktivität der beiden Muskeln um etwa 50%. Die EMG – Daten anderer Muskeln (Musculus vastus medialis und Musculus lateralis beidseitig sowie Musculus semitendinosus und Musculus biceps femoris) ergaben keine signifikanten Unterschiede.

Diskussion

Alle drei Patienten zeigten sich zufrieden mit der SPL - Orthese. Sie waren ausnahmslos in der Lage, mit dieser neuen Orthese zu gehen, wobei eine freie Kniebeugung während der Schwungphase ermöglicht wurde. Die instrumentelle Ganganalyse zeigte eine Verbesserung des Gangstils. Beim Tragen der Orthese erfolgte bei keinem der drei Patienten eine Hyperextension, weder in der späten Schwungphase noch in der Standbeinphase. Dies ist klinisch relevant, weil viele Patienten den Kompensationsmechanismus der Hyperextension für die Stabilität im Stand verwenden; die Prognose zeigt jedoch, dass solche Patienten nach mehreren Jahren Kniegelenksprobleme entwickeln werden. (Ein kumulatives rekurrendes Mikrotrauma schädigt den artikulären Knorpel, den Subchondralknochen sowie die hinteren Kapsel- und Ligamentgewebe, was letztlich zu einer chronischen Instabilität des Kniegelenks führt (McCarty, 1985)). Das Kniegelenk bot Schutz vor diesem Kompensationsmechanismus sowie vor der unerwünschten Kniebeugung in der frühen Standbeinphase. Die Stabilität in der frühen Standbeinphase wurde durch den Sperrmechanismus des SPL-Systems erzielt. Eine verlässliche Streckung der Orthese am Ende der Schwungphase ist unerlässlich, um diese Gelenksperre zu aktivieren. Daher ist es so wichtig, dass man den Patienten beibringt, das Knie in der späten Schwungphase ganz zu strecken. Die freie Beugung des Knies in der späten Standbeinphase und der Schwungphase wurde durch die automatische Freigabe des

SPL-Systems ermöglicht. Dieser Entriegelungsmechanismus funktioniert nur bei hinreichender Hüftstreckung und gewichtsentslastetem Kniebeugemoment. Das war für die Patienten am schwersten zu erlernen. Anfänglich erfolgte eine unerwünschte persistente Verriegelung des Kniegelenks in der späten Standbeinphase und der Präschwungphase. Dies erforderte einige Trainingssitzungen zur selbständigen Gebrauchsschulung, um sich an die neue Situation (beim Tragen der Orthese) gewöhnen zu können. Alle drei Patienten erlernten den sicheren Schritt mit der SPL - Orthese.

In diesem Beitrag wird ein neuer Gelenkmechanismus vorgestellt. Das Swing Phase Lock – System (das schwungphasengesteuerte Kniegelenk) ermöglicht die freie Kniebeugung in der Schwungphase und gewährleistet die sichere Verriegelung während der Standbeinphase. Zu den medizinischen Indikationen zählen Syndrome mit Parese oder Lähmung der Quadrizepsmuskulatur. Die wesentlichsten Kontraindikationen umfassen eingreifende Beugekontrakturen der Hüfte und / oder des Knies. Dieses neue Gerät hält, was der Name verspricht.

Nachtrag

Das Swing Phase Lock - Kniegelenk ist gemäß der CE-Richtlinie für Medizinische Geräte NEN-EN 1441 (Risikoanalyse) und NEN-EN 12523 (externe Gliedmaßenprothesen und externe Orthesen) geprüft worden. Die Prototypen wurden an Patienten in einer unbedenklichen, patientensicheren Umgebung getestet. Das Produkt wird ständig einer Failure Mode Effect - Analyse unterzogen, um ein etwaiges Versagen in der Zukunft zu vermeiden.

Literatur

Hof AL, Grimmius W, Elzinga H, Halbertsma JPK (1999). Quantification of non-standard

EMG patterns. [*Quantifizierung nicht-standardmäßiger EMG-Muster*]. Gait & Posture **10**, 78 - 79

Hof AL, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma JPK (2002) . Speed dependence of averaged

EMG profiles in walking. [*Geschwindigkeitsabhängigkeit durchschnittlicher EMG-Profile beim Gehen*]. Gait & Posture **16**, 78-86

Kendall HG, Kendall FP, Wadsworth GE (1971). Testing und function. [*Test und Funktion*]. Williams und Williams. Baltimore, USA.

McCarty DJ. Arthritis und allied conditions. [*Arthritis und ähnliche Erkrankungen*]. Philadelphia: Lea & Febiger, 1985.

Medical Research Council (1975). Aids to the investigation of the peripheral nervous system. [*Hilfen zur Untersuchung des peripheren Nervensystems*].

Her Majesty's Stationary Office. London, UK.

Perotto A. Anatomical guide für the electromyographer (1994). The limbs und the trunk. [*Anatomischer Führer für die Elektromyographie*].

3. Ausgabe. Thomas, Springfield.

Winter DA. The biomechanics und motor control of human gait: normal, elderly und Pathological. [*Die Biomechanik und motorische Steuerung der Gangmechanik beim Menschen: normale, ältliche und pathologische Personen*].

2. Ausgabe. Waterloo, Canada: University of Waterloo Press (1991)