



## ■ ANNOTATION

# Dynamic orthoses in the management of joint contracture

S. E. Farmer,  
P. J. Woollam,  
J. H. Patrick,  
A. P. Roberts,  
W. Bromwich

*From The Robert Jones and Agnes Hunt Orthopaedic Hospital, Oswestry, England*

Joint contractures may occur following treatment in an intensive-care unit<sup>1</sup> after operations on the leg such as a knee replacement,<sup>2-4</sup> after bed-care in the elderly<sup>5</sup> or secondary to neurological,<sup>6-8</sup> neuromuscular<sup>9</sup> and arthritic conditions.<sup>10</sup> Clinical management is aimed at preventing contractures or limiting their progress. A number of methods such as passive stretching, splinting, the application of serial plasters, injection of botulinum toxin, electrical stimulation and surgery have been used to manage contractures. They tend to recur in neurological conditions after the application of serial plasters, injections of botulinum toxin or tenotomies.<sup>11</sup> This may be due to continuation of the central underlying cause. Distinction must be made between contractures resulting from gravitational and postural causes and those arising from disease processes. Either can produce impairment, which may interfere with effective treatment.

During healing after injury, scar tissue contracts and this may produce deformity.<sup>12</sup> In the case of neuromuscular disease, the view that it is only muscular imbalance or spasticity at a joint which causes contracture has been modified since changes in the soft tissues have now been recognised.<sup>13</sup>

Rehabilitation both within hospital and in the community can be inhibited by the presence of contractures. There are few studies on the incidence of contractures.<sup>1,3,5,6</sup> Treatment or prophylaxis is the more usual focus of clinical examination<sup>9,10,12,14,15</sup> because of the expense to patients and the health service due to the delays in rehabilitation. The Orthotic Research and Locomotor Assessment Unit (ORLAU) at the Robert Jones and Agnes Hunt Orthopaedic Hospital has introduced and patented<sup>16</sup> an orthotic treatment system<sup>17,18</sup> and while this was under development, other similar orthoses became available.

In this review we discuss the merits of these corrective dynamic orthoses in the treatment of joint contracture of whatever cause.

## Pathophysiological considerations of contracture

Contractures may develop as a result of muscle spasm limiting the position of the joint or by immobilisation of the joint in an inappropriate position. After trauma involving a joint, stiffness or limitation of movement may occur.<sup>4</sup> The varied aetiologies appear to cause similar pathophysiological changes with inter-relationships between immobilisation, muscle weakness and spasticity.<sup>11</sup> Contractures can be prevented or reduced by stretching, which has been shown to maintain or increase the numbers of muscle sarcomeres in series,<sup>19</sup> increase tendon length<sup>20</sup> and maintain the elasticity of the connective tissue.<sup>21</sup> The stretching effect on the anatomical structures at the joint is obvious, but the connective tissue enclosing the muscle cell or in the perimysium also alters.<sup>22</sup> It has also been recognised that there is an excessive amount of fibrous tissue present in spastic muscle in cerebral palsy.<sup>23</sup> Alter<sup>24</sup> observed that when connective tissue is held under tension at a constant length it gradually relaxes, resulting in loss of tension. Thus, any technique such as static splinting which holds the joint in a fixed position will lose its stretching effect after a short period. If connective tissue is held under constant tension it undergoes creep and lengthens. These effects are used by dynamic orthoses to stimulate continuous lengthening.

## Orthotic treatment of contracture

**Static or fixed-position orthoses.** Traditionally, contractures have been 'prevented' by using splints which hold the joint at the limit of its range of movement. Flowers and LaStayo<sup>25</sup> have shown that total end-of-range time is directly related to the increase in range of movement for patients with post-traumatic contractures of finger joints.

McClure, Blackburn and Dusold<sup>26</sup> described the use of splints in the treatment of joint stiffness and discussed the frequency, duration and intensity of treatment. Soft night

■ S. E. Farmer, MSc, MCSP,  
Superintendent  
Physiotherapist  
■ P. J. Woollam, IEng, MIIE,  
Rehabilitation Engineer  
■ J. H. Patrick, FRCS,  
Consultant Orthopaedic  
Surgeon and Medical  
Director  
■ A. P. Roberts, DM, FRCS,  
Consultant Orthopaedic  
Surgeon  
■ W. Bromwich, BSc, MCSP,  
Physiotherapist  
Orthotic Research and  
Locomotor Assessment Unit  
(ORLAU), Robert Jones and  
Agnes Hunt Orthopaedic and  
District Hospital NHS Trust,  
Oswestry, Shropshire SY10  
7AG, UK.

Correspondence should be  
sent to Mrs S. E. Farmer;  
e-mail:  
sybil.farmer@rjah.nhs.uk

©2005 British Editorial  
Society of Bone and  
Joint Surgery  
doi:10.1302/0301-620X.87B3.  
15445 \$2.00  
*J Bone Joint Surg [Br]*  
2005;87-B:291-5.

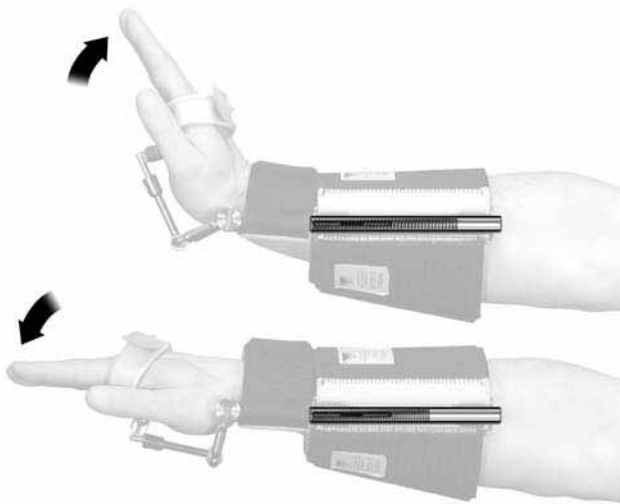


Fig. 1

Diagram of the Dynasplint which uses conventional coil springs.

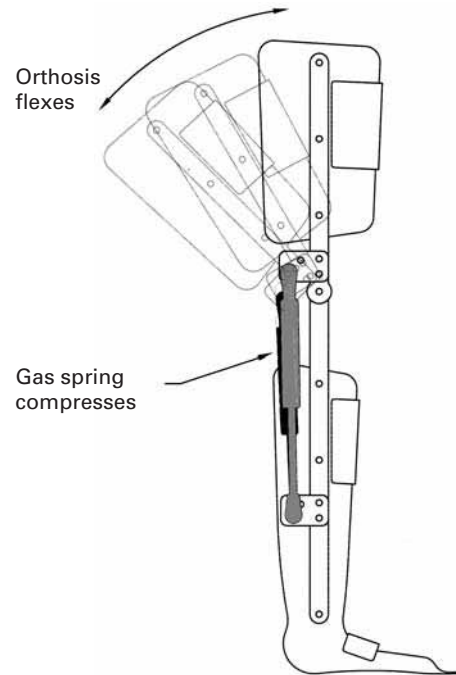


Fig. 2

Diagram of the gas-spring ORLAU CCD.

splinting was used by Anderson et al<sup>27</sup> to reduce severe flexion contractures of the knee in children with spastic quadriplegia. Passive stretching and night splinting were shown by Scott et al<sup>28</sup> to delay the development of contractures in the early stages of Duchenne muscular dystrophy. McDonald<sup>9</sup> agreed that splinting is an important means of delaying contractures in these patients.

Bonutti et al<sup>29</sup> treated post-traumatic contractures of the elbow using an orthosis which allowed an incremental displacement. Gelinas et al<sup>30</sup> used a turnbuckle splint and others have employed an adjustable ankle-foot orthosis to stretch equinus contractures in patients after traumatic cerebral injury or a stroke.<sup>31</sup>

**Dynamic orthoses.** The 'Dynasplint' (Dynasplint Systems Inc, Severna Park, Maryland) (Fig. 1), which uses a spring to generate a turning moment at the joint, has been developed and used in the treatment of contractures of the upper and lower limb. Hepburn<sup>32</sup> reported measured improvement in contractures in 13 patients in whom a splint was used for eight to 12 hours per day. Steffen and Mollinger<sup>33</sup> used corrective splints for three hours on five days per week for a period of five months, but found no demonstrable benefit from this regime.

Contractures in arthrogryposis have been managed by using a dynamic splinting system which incorporated a gas spring, as used to power a car tailgate.<sup>18</sup> A similar type of custom-made orthosis, the contracture correction device (CCD) (see Fig. 2), has been used to provide a continuous stretch.<sup>34-36</sup> Early experience in the treatment of children with contractures due to cerebral palsy indicated that some correction was achieved by using the orthosis for only one hour per day over a period of three months.<sup>16,37</sup> The Ultraflex system (Ultraflex Systems Inc, Downingtown, Pennsyl-

vania) has been used in a patient with a spinal cord injury at C5/6.<sup>38,39</sup> Nuismer, Ekes and Holm<sup>40</sup> treated 18 contractures (two wrists, 12 elbows and four knees) by stretching orthoses (9 Dynasplint, 8 Ultraflex and 1 turnbuckle) for a mean of 6.47 hours per day (1 to 12). Only two patients showed no improvement, with the remainder making gains of between 6° and 66° in range of movement after three months. Our experience of similar splinting techniques for one hour per day suggests that such treatment can be used for any type of contracture.

**Types of orthotic spring hinge.** There are three main types of spring used to provide the force in stretching orthoses.

*Coil spring* (Fig. 1). Conventional metal coil springs produce a linear force which is proportional to the change in length of the spring, although the force increases at a much higher rate than with gas springs. The Dynasplint uses this type of spring.

*Gas spring* (Fig. 2). The linear force produced by a gas spring depends on the gas pressure and usually rises by 30% at full compression. This type of spring is used in the ORLAU device.

*Clockwork (flat) spring* (Fig. 3). The turning moment, or torque, produced by the clockwork spring is almost constant throughout the functional range. Commercially, Ultraflex systems<sup>39</sup> and EMPI stock orthoses (EMPI, St. Paul, Minnesota)<sup>41</sup> use this method.

When these springs are incorporated into an orthosis the torque produced varies with the angle of the joint. The centre of the clockwork spring can be located over the centre of

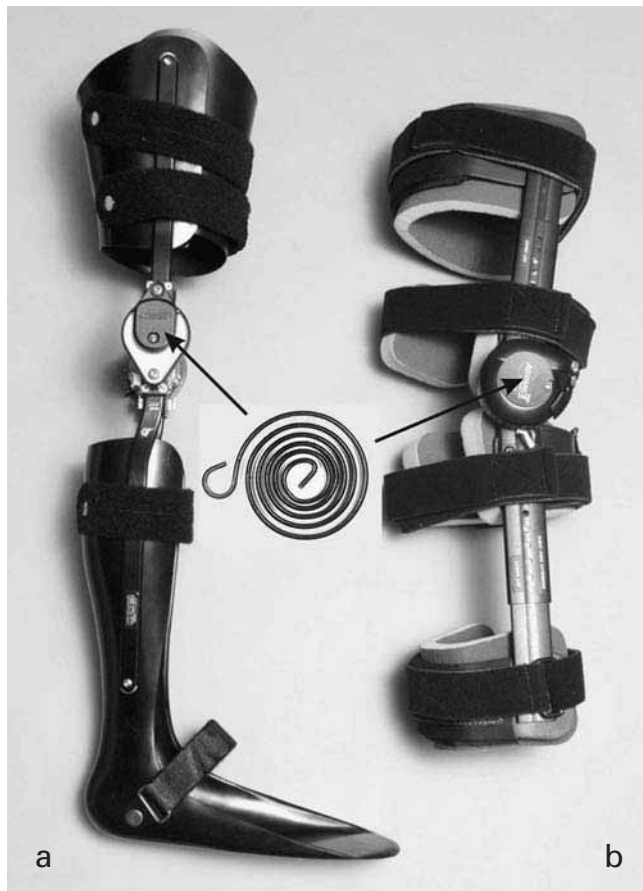


Fig. 3

Diagram of a) the Ultraflex and b) the EMPI system which use clock springs.

rotation of the joint so that the torque produced is directly related to the strength of the spring and the angle of the joint. Spiral springs and gas springs are attached to either side of the orthotic joint. Thus the torque relates not only to the characteristics of the spring but also to its varying distance from the centre of the joint and hence its moment arm.

**Torque adjustment provided by the splint.** The torque generated by the ORLAU CCD (Fig. 2) depends on the position of the gas springs, which can be fitted on either or both the lateral and medial aspects of the knee with a choice of three positions on each side. These deliver 4, 5 or 6 Nm of torque at full extension so that by using one or two springs, values of between 4 and 12 Nm can be selected. The assembly requires engineering tools which are easily available to change the position of the spring, and this discourages adjustment by the user.

The Dynasplint (Fig. 1) and Ultraflex (Fig. 3a) orthoses include a simple tool with every device sold, and the EMPI (Fig. 3b) brace incorporates a handle which is turned to provide adjustment and which folds away when not in use. Therapists can easily make adjustments and may choose to

instruct the user in adjusting the torque to ease application or to increase the stretch when this can be tolerated. The Ultraflex system offers a choice of spring units designed specifically for paediatric use and also a range of adult joints with low, medium and high ranges of spring strength. In each case, a scale from 0 to 7 (Ultraflex) or 0 to 10 (Dynasplint and EMPI) indicates the level of adjustment which is selected. The Ultraflex system provides graphs in a manual for clinicians which relate the points on the scale to a torque measured in conventional units, e.g. Newton metres (Nm) and inch pounds (in.lb).

**Joints treated.** The Ultraflex system also offers a reversible unit which can be used to give assistance in both flexion and extension. Most of the other systems are intended to assist extension only. It also includes the widest range of components with joints suitable for use with the knee, the ankle and a variety of upper-limb orthoses. Dynasplint orthoses are available for the knee, elbow and wrist.

**Clinical factors.** Spring mechanisms offer the advantage of an immediate dynamic response to physiological activity by applying a measurable and clinically controlled level of torque. Their tension can be set so that the user can overcome the stretching effect. If muscle spasm occurs the spring will give way but restore the limb to the stretched position once the spasm has passed.

**Interface design.** The force generated by these springs is transmitted to the limb by the orthosis. A large area of interface between the surface of the limb and the orthosis reduces the pressure on the skin and the risk of consequent tissue damage. This area of contact should extend as far distally as possible from the centre of rotation of the joint to be stretched, thereby taking advantage of the maximum lever arm. The interface can be of leather, fabric, neoprene or polypropylene. The orthotic structure is completed with metal side members.

**Custom-made or stock.** In choosing between custom-made and stock devices, the immediacy of the benefit from the provision of a stock is weighed against the intimate fit and intrasegmental alignment of the custom-made device. For instance, it is important when stretching triceps surae to maintain correct calcaneal alignment which is best controlled by an orthosis made from a cast.

**Ease of application.** An important factor for many patients is the ease of use of the orthosis. This is enhanced if there is a simple method of locking in mid-range to facilitate correct alignment between the centres of the orthosis and the joint during application and removal. The EMPI and Ultraflex joints are easily immobilised at a chosen position by the operation of a locking switch or insertion of a locking pin. The ORLAU CCD orthosis is held in a fixed flexed position by a Velcro strap.

**Availability/training requirements.** Table I summarises the factors to consider when choosing an orthosis. It indicates that the supply of the ORLAU and Ultraflex systems is authorised only for clinical teams, the staff of which has attended the training courses run by these organisations.

**Table I.** A summary of the various features of available orthoses

System	Stock or custom-made	Single/two-joint control	Uniform output	Measure of moment in Nm	Lock in flexion	Availability
Dynasplint	Stock	Single	No	No	No	Ex-stock
EMPI	Stock	Single	Yes	No	Yes	Ex-stock
ORLAU	Custom-made	Both	No	Yes	Yes	Through trained clinicians
Ultraflex	Custom-made and stock	Both	Yes	Yes	Yes	Through trained clinicians

The table does not include a comparison of the cost of purchase since this may vary significantly according to local commercial factors, import duties and taxes.

## Discussion

**Cerebral palsy/neurological conditions.** Contractures can be due to changes in the contractile or connective-tissue components of the muscle or to those of the capsule and intra-articular structures. In cerebral palsy and in neurological conditions the spasticity and shortening of muscles which cross two or more joints form a major component of many contractures. Hence, while stretching gastrocnemius it is necessary to control the knee as well as the position of the ankle. This is usually achieved by a knee-ankle-foot orthosis.

**Maintaining constant torque through the joint range.** Some of the available springs cannot provide a constant torque throughout the range. Thus, as the contracture decreases, the angle at which the orthosis is required to act is reduced. It therefore delivers a lower torque and so reduces the stretching effect as it moves into the inner range. These orthoses will need adjustment in order to maintain the level of torque and take advantage of the improvement in the range of movement.

**Measurement of torque.** Clinicians may wish to know the torque applied to the joint so that comparison can be made between the amount produced on different occasions, in different patients and by different orthoses. Although a simple dial setting is helpful for clinical use, the moment may be measured directly or a conversion chart used to relate the moment to the angle of action. This will assist in evaluating the relative merits of orthotic regimes.

**Length of treatment.** Although total end-range time is important,<sup>25</sup> there are other factors which need to be considered in recommending a regime of treatment. These include the level of comfort and the need to maintain activities of daily living, including work and educational pursuits, while reducing the restrictions caused by the use of the orthosis. Although the use of stretching orthoses as night splints may be effective, the interruption to sleep and independent personal hygiene may render this inappropriate for some users.

Beneficial effects can be achieved in some conditions by using a stretching orthosis for one hour per day.<sup>18,37</sup> This is likely to improve compliance as such use can be accommodated within a 'normal' lifestyle provided that the appliance is worn during sedentary activity. Williams<sup>19</sup> has shown

that counteracting immobilisation which causes loss of sarcomeres, can be achieved by stretching the limb to the extreme of its range for 30 minutes. It has been suggested that even stretching for 15 minutes is significantly better than none at all,<sup>42</sup> and that a low-load sustained stretch produces more increase in tendon length than a high-load stretch for five minutes.<sup>20</sup> The results of experiments on animal models<sup>19,20</sup> appear to agree with clinical experience<sup>37</sup> and that of Light et al.<sup>43</sup>

When there is continuous unopposed muscle activity it may be appropriate to gradually increase the use of a stretching orthosis for longer periods. An Ultraflex system can offer the opportunity to lock the joint so that periods of stretching may be interspersed with time in a fixed position short of the limit of the range.

**Joint surfaces.** In addition to affecting the structure of the muscle and connective tissue the application of a mechanically-generated load to the joint will generate pressure across its surface. Use of an orthosis may produce a relatively static compressive force whereas normal physiological activity will be dynamic with periodic unloading of pressure.<sup>44</sup> Li et al<sup>45</sup> have shown that static loading of 84 kPa for 24 hours inhibited the synthesis of glycosaminoglycans and DNA in cultured samples of cartilage. Akeson et al<sup>46</sup> noted thinning of cartilage after immobilisation for two weeks. Fukabayashi and Kurosawa<sup>47</sup> found that applying a load directly to knees in amputated limbs gave a peak value of 3 MPa when the knee was loaded at 1000 N. Park, Krebs and Mann<sup>48</sup> used an implanted prosthesis to measure the pressure on the acetabular cartilage in vivo, finding that maximum pressures during the stance phase of gait were in the order of 5 MPa. Hence, dynamically, the cartilage is instantly loaded at much higher levels than was observed by Li et al.<sup>45</sup> The orthoses which we have discussed generate much lower pressures than these values but still maintain static load. Prolonged use should be undertaken with caution to limit compressive loading and its effect on the maturation of the cartilage.

Many contractures may still need operative treatment but patients may also benefit from less invasive management. Dynamic orthoses complement and could supersede the current forms of conservative treatment. Each of the range of devices now available commercially has its own particular characteristics and the clinician must assess their various features before arriving at the device which is best suited. Successful treatment will depend on use of the appropriate device with a suitable regime of treatment.

Dynamic orthoses may be used in conjunction with antispastic medication or muscle-lengthening surgery. At present much of our understanding of muscle physiology in response to immobilisation and stretching is based on experiments on animals. While understanding of joint and muscle structure is improving,<sup>42,44,49,50</sup> more research into the biomechanics and efficiency of orthoses and of the responses of human muscle at a cellular level is needed to develop confidence in identifying the appropriate use of these appliances.

## References

1. Yarkony GM, Sahgal V. Contractures: a major complication of craniocerebral trauma. *Clin Orthop* 1987;219:93-6.
2. Shelbourne K, Patel DV, Martini DJ. Classification and management of arthrofibrosis of the knee after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1996;24:857-62.
3. DeHaven KE, Cosgarea AJ, Sebastianelli WJ. Arthrofibrosis of the knee following ligament surgery. *Instr Course Lect* 2003;52:369-81.
4. Christensen CP, Crawford JJ, Olin MD, Vail TP. Revision of the stiff total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2002;17:409-15.
5. Yip B, Stewart DA, Roberts MA. The prevalence of joint contractures in residents in NHS continuing care. *Health Bulletin* 1996;54:338-43.
6. Pandyan AD, Cameron M, Powell J, Stott DJ, Granat MH. Contractures in the post-stroke wrist: a pilot study of its time course of development and its association with upper limb recovery. *Clin Rehabil* 2003;17:89-95.
7. Hoffer MM, Knobel RT, Roberts R. Contractures in cerebral palsy. *Clin Orthop* 1987;219:70-7.
8. Dalyan M, Sherman A, Cardenas DD. Factors associated with contractures in acute spinal cord injuries. *Spinal Cord* 1998;36:405-8.
9. McDonald C. Limb contractures in progressive neuromuscular disease and the role of stretching, orthotics and surgery. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 1998;9:187-211.
10. Lu H, Mow CS, Lin J. Total knee arthroplasty in the presence of severe flexion contracture: a report of 37 cases. *J Arthroplasty* 1999;14:775-80.
11. Farmer SE, James M. Contractures in orthopaedic and neurological conditions: a review of causes and treatment. *Dis Rehabil* 2001;23:549-58.
12. Richard R, Miller S, Staley M, Johnson RM. Multimodal versus progressive treatment techniques to correct burn scar contractures. *J Burn Care Rehabil* 2000;21:506-12.
13. Gracies J-M. Pathophysiology of impairment in patients with spasticity and use of stretch as a treatment of spastic hypertonia. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2001;12:747-68.
14. Harvey LA, Herbert RD. Muscle stretching for treatment and prevention of contracture in people with spinal cord injury. *Spinal Cord* 2002;40:1-9.
15. Beals RK. Treatment of knee contracture in cerebral palsy by hamstring lengthening, posterior capsulotomy and quadriceps mechanism shortening. *Dev Med Child Neurol* 2001;43:802-5.
16. Stallard J, Major RE, Butler PB. *Orthopaedic device for the treatment of contracture*. British Patent 2216799, 1991.
17. Moore P, Major R, Stallard J, Butler PB. Contracture correction device for arthrogyposis. *Physiotherapy* 1990;76:303-5.
18. Farmer SE, James M. Contracture correction using mechanically applied torques: a report to the NHS Management Executive by Orthotic Research and Locomotor Assessment Unit, Oswestry, Shropshire and The Centre for Health Planning and Management, Keele University, Staffordshire 1997:23-7.
19. Williams PE. Use of intermittent stretch in the prevention of serial sarcomere loss in immobilised muscle. *Ann Rheum Dis* 1990;49:316-17.
20. Warren CG, Lehmann JF, Kohlanski N. Heat and stretch procedures: an evaluation using tail tendon. *Arch Phys Med Rehabil* 1976;57:122-6.
21. Williams PE, Catanese T, Lucey EG, Goldspink G. The importance of stretch and contractile activity in the prevention of connective tissue accumulation in muscle. *J Anat* 1988;158:109-14.
22. De Deyne PG, Meyer R, Paley D, Herzenberg JE. The adaptation of perimuscular connective tissue during distraction osteogenesis. *Clin Orthop* 2000;379:259-69.
23. Booth CM, Cortina-Borja MJF, Theologis TN. Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severe spasticity. *Dev Med Child Neurol* 2001;43:314-20.
24. Alter MJ. Connective tissue: a limiting factor of flexibility. In: *Science of flexibility*. Second ed. Leeds: Human Kinetics 1996:39-58.
25. Flowers KR, LaStayo P. Effect of total end range time on improving passive range of motion. *J Hand Ther* 1994;7:150-7.
26. McClure PW, Blackburn LG, Dusold C. The use of splints in the treatment of joint stiffness: biologic rationale and an algorithm for making clinical decisions. *Phys Ther* 1994;74:1101-7.
27. Anderson JP, Snow B, Dorey FJ, Kabo JM. Efficacy of soft splints in reducing severe knee flexion contractures. *Dev Med Child Neurol* 1988;30:502-8.
28. Scott OM, Hyde SA, Goddard C, Dubowitz V. Prevention of deformity in Duchene muscular dystrophy: a prospective study of passive stretching and splintage. *Physiotherapy* 1981;67:177-80.
29. Bonutti PM, Windau JE, Ables BA, Miller BG. Static progressive stretch to reestablish elbow range of motion. *Clin Orthop* 1994;303:128-34.
30. Gelinis JJ, Faber KJ, Patterson SD, King GJW. The effectiveness of turnbuckle splinting for elbow contracture. *J Bone Joint Surg [Br]* 2000;82-B:74-8.
31. Grissom SP, Blanton S. Treatment of upper motorneuron plantarflexion contractures by using an adjustable ankle foot orthosis. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:270-3.
32. Hepburn GR. Case studies: contracture and stiff joint management with dynasplint. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987;8:498-504.
33. Steffen TM, Mollinger LA. Low-load, prolonged stretch in the treatment of knee flexion contractures in nursing home residents. *Phys Ther* 1995;75:886-97.
34. Charlton P, Ferguson D, Peacock C, Stallard J. Preliminary clinical experience of a contracture correction device. *Prosthet Orthot Int* 1999;23:163-8.
35. Keeping P, Major R. Use of a gas spring contracture correction orthosis for the management of a fixed flexion contracture of the elbow. *Prosthet Orthot Int* 1999;23:82-4.
36. ORLAU Manual. *The contracture correction device for treatment of knees*. Oswestry, UK ORLAU Publishing Ltd, 2003.
37. Bromwich W, Farmer SE, Forward M, Roberts APR, Patrick JH. Mechanically applied stretch in the treatment of contractures: preliminary results [abstract]. *Physiotherapy* 2002;88:55.
38. DeHarde M. *Orthotic management of upper extremity deformity of a C5-C6 SCI spastic quadriplegia: a case report [abstract]*. ISPO ICh World Congress, Amsterdam, The Netherlands.
39. Ultraflex Europe. *Training manual*. Dirame Ortho. Brussels, Belgium: Ultraflex Systems Inc, 2000.
40. Nuismer BA, Ekes AM, Holm MB. The use of low-load prolonged stretch devices in rehabilitation programs in the pacific north west. *Am J Occup Ther* 1997;51:538-43.
41. EMPI. *Advance Dynamic ROM instruction for use manual*. St. Paul, Minnesota: Empi Inc, 1998.
42. Leiber R. *Skeletal muscle structure, function and plasticity: the physiological basis of rehabilitation*. Second ed. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins, 2002:179-84.
43. Light KE, Nuzik S, Personius W, Barstrom A. Low-load prolonged stretch vs. high-load brief stretch in treating knee contractures. *Phys Ther* 1984;64:330-3.
44. Wong M, Carter DR. Articular cartilage functional histomorphology and mechanobiology: a research perspective. *Bone* 2003;33:1-13.
45. Li KW, Williamson AK, Wang AS, Sah RL. Growth responses of cartilage to static and dynamic compression. *Clinical Orthop* 2001;391(Suppl):34-48.
46. Akeson WH, Amiel D, Abel MF, Garfin SR, Woo SL-Y. Effects of immobilisation on joints. *Clin Orthop* 1987;219:28-37.
47. Fukubayashi T, Kurosawa H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: a study of normal and osteoarthritic knee joints. *Acta Orthop Scand* 1980;51:871-9.
48. Park S, Krebs DE, Mann RW. Hip muscle co-contraction: evidence from concurrent in vivo pressure measurement and force estimation. *Gait Posture* 1999;10:211-22.
49. Grodzinsky AJ, Levenston ME, Jin M, Frank EH. Cartilage tissue remodelling in response to mechanical forces. *Ann Rev Biomed Eng* 2000;2:691-71.
50. Fry NR, Childs CR, Eve LC, et al. Accurate measurement of muscle belly length in the motion analysis laboratory: potential for the assessment of contracture. *Gait Posture* 2003;17:119-24.

# Dynamische Orthesen zur Behandlung von Gelenkskontrakturen

Gelenkskontrakturen können nach einer Behandlung in der Intensivstation, nach einer Operation am Bein, wie beispielsweise Knieersatz<sup>24</sup>, nach Bettlägerigkeit von älteren Menschen<sup>5</sup> oder als Nebenerscheinung von neurologischen<sup>68</sup>, neuromuskulären<sup>9</sup> und Arthroseerkrankungen<sup>10</sup> auftreten. Ziel der klinischen Maßnahmen ist es, Kontrakturen zu verhindern oder ihren Fortschritt einzuschränken. Zur Behandlung der Kontrakturen werden mehrere Verfahren verwendet, wie beispielsweise passive Dehnungen, Schienungen, Anwendungen von Pflasterreihen, Botulinumtoxin-Spritzen, elektrische Stimulierung und chirurgische Eingriffe. Nach der Anwendung von Pflasterreihen, Botulinumtoxin-Spritzen oder einer Tenotomie liegt die Tendenz eines Wiederauftretens bei neurologischen Beschwerden vor<sup>11</sup>. Das kann darauf zurück zu führen sein, dass die zugrunde liegende zentrale Ursache fortbesteht. Hier muss zwischen Kontrakturen unterschieden werden, die infolge von gravitationalen und Haltungsursachen entstehen, und jenen, die auf den Krankheitsverlauf zurück zu führen sind. Jede davon kann zu Störungen führen, die eine effektive Behandlung beeinträchtigen.

Während des Heilungsprozesses nach einer Verletzung zieht sich das Narbengewebe zusammen, was zu einer Verformung führen kann<sup>12</sup>. Bei Vorliegen einer neuromuskulären Krankheit hat sich die Ansicht verändert, dass die Ursache der Kontraktur ausschließlich bei einem muskulären Ungleichgewicht oder Spastizität an einem Gelenk zu suchen sei, da nun auch Weichteilveränderungen anerkannt wurden<sup>13</sup>.

Die Rehabilitation, sowohl in einem Krankenhaus als auch in der Gemeinschaft, kann durch das Vorliegen einer Kontraktur unterbunden werden. Es gibt nur wenige Studien zur Inzidenz der Kontrakturen<sup>1,3,5,6</sup>. Die Behandlung oder Prophylaxe stellen wegen der Aufwendungen seitens des Patienten und des Gesundheitssystems auf Grund der verzögerten Rehabilitation den üblichen Schwerpunkt der klinischen Untersuchungen dar<sup>9,10,12,14,15</sup>. Die Orthotic Research and Locomotor Assessment Unit (ORLAU; Abteilung für orthetische Forschung und lokomotorischen Beurteilung) des Robert Jones and Agnes Runt Orthopaedic Hospitals hat ein orthetisches Behandlungssystem<sup>17,18</sup> eingeführt und patentiert<sup>16</sup>. Während dies sich in der Entwicklung befand, sind allerdings auch andere Orthesen auf den Markt gekommen.

In diesem Überblick werden die Vorzüge dieser korrigierenden dynamischen Orthesen zur Behandlung von Gelenkskontrakturen jeglicher Ursachen diskutiert.

### **Pathophysiologische Betrachtungen der Kontraktur**

Kontrakturen können infolge eines Muskelspasmus, der die Position des Gelenks einschränkt, oder durch die Ruhigstellung des Gelenks in einer ungeeigneten Stellung auftreten. Nach einem Gelenkstrauma kann Steifheit oder eine Bewegungseinschränkung auftreten<sup>4</sup>. Die unterschiedlichen Ätiologien scheinen ähnliche pathophysiologische untereinander verbundene Veränderungen zwischen Immobilisierung, Muskelschwäche und Spastizität hervorzurufen<sup>11</sup>. Kontrakturen können durch Dehnungen verhindert oder gemindert werden. Es ist erwiesen, dass so die Anzahl der Muskelsarkomere in Serie<sup>19</sup> aufrecht erhalten bzw. erhöht wird, sich die Sehne verlängert<sup>20</sup> und die Elastizität des Bindegewebes aufrecht erhalten bleibt<sup>21</sup>. Die Auswirkung der Dehnung auf die anatomischen Strukturen am Gelenk sind offensichtlich, aber das den Muskelkern umschließende oder im Perimysium vorhandene Bindegewebe verändert sich ebenso<sup>22</sup>. Gleichfalls anerkannt ist, dass bei Zerebralparalyse in spastischen Muskeln eine zu große Menge an Fasergewebe vorhanden ist<sup>23</sup>. Alter<sup>24</sup> hat beobachtet, dass sich Bindegewebe, das in einer konstanten Länge unter Spannung gehalten wird, zunehmend entspannt und somit ein Spannungsverlust auftritt. Somit gehen bei allen Techniken, wie der statischen Schienung, bei der das Gelenk in einer festen Stellung gehalten wird, die Dehnwirkung nach kurzer Zeit verloren. Wird das Bindegewebe unter einer konstanten Spannung gehalten, beginnt es sich zu dehnen und zu verlängern. Diese Wirkung wird bei der dynamischen Orthese genutzt, um eine kontinuierliche Verlängerung zu stimulieren.

## **Orthetische Behandlung der Kontraktur**

**Statische oder Fest-Orthese.** Traditionell wurden Kontrakturen mithilfe von Schienen, die das Gelenk im äußersten Bewegungsbereich halten, „verhindert“. Flowers und LaStayo<sup>25</sup> haben belegt, dass bei Patienten mit posttraumatischen Kontrakturen an den Fingergelenken die Gesamtverweilzeit im Extreimbereich in direkter Beziehung zur Steigerung des Bewegungsbereichs steht.

McClure, Blackburn und Dusold<sup>26</sup> haben den Einsatz von Schienen zur Behandlung von Gelenkssteifheit und die Häufigkeit, Dauer und Intensität der Behandlung beschrieben. Weiche Nachtschienen wurden von Anderson et al.<sup>27</sup> eingesetzt, um bei Kindern mit spastischer Quadriplegie schwere Flexionskontrakturen am Knie zu mildern. Passive Dehnungen und Nachtschienen wurden von Scott et al.<sup>28</sup> verwendet, um das Auftreten von Kontrakturen in frühen Stadien der Duchenneschen Muskelatrophie zu verzögern. McDonald<sup>9</sup> besagt ebenso, dass die Schienung ein wichtiges Mittel zur Verzögerung der Kontrakturen bei diesen Patienten darstellt.

Bonutti et al.<sup>29</sup> behandelten posttraumatische Kontrakturen des Ellbogens mithilfe einer Orthese, die eine inkrementelle Verschiebung zuließ. Gelinas et al.<sup>13</sup> verwendeten eine Spannschlossschiene, andere hingegen setzten eine regulierbare Knöchel-Fuß-Orthese ein, um bei Patienten nach einer traumatischen Hirnverletzung oder einem Schlaganfall Equinus-Kontrakturen zu dehnen<sup>31</sup>.

**Dynamische Orthesen.** Die „Dyasplint“-Schiene (Dyasplint Systems Inc, Severna Park, Maryland) (Abb. 1), bei der eine Feder verwendet wird, um ein Drehmoment am Gelenk zu erzeugen, wurde entwickelt und zur Behandlung von Kontrakturen der oberen und unteren Extremitäten verwendet. Hephurn<sup>32</sup> berichtete von gemessenen Verbesserungen der Kontrakturen bei 13 Patienten, bei denen 12 Stunden am Tag eine Schiene angelegt wurde. Steffen und Mollinger<sup>33</sup> legten fünf Monate lang drei Stunden täglich an fünf Tagen pro Woche korrigierenden Schienen an, konnten aber keinen nachweislichen Nutzen bei dieser Behandlungsmethode feststellen.

Kontrakturen bei Arthrogrypose wurden mithilfe eines dynamischen Schienensystems behandelt, in dem sich eine Gasfeder befand, wie sie in Heckklappen von Fahrzeugen Anwendung finden<sup>18</sup>. Eine ähnliche Art der maßgeschneiderten Orthese, das Kontrakturkorrekturinstrument (CCD; Contracture Correction Device) (siehe Abb. 2) wurde zur kontinuierlichen Dehnung eingesetzt<sup>34-36</sup>. Frühzeitige Erfahrungen bei der Behandlung von Kindern mit Kontrakturen infolge einer Zerebralparese wiesen darauf hin, dass mit dem Einsatz der Orthese an nur einer Stunde pro Tag über drei Monate ein gewisse Korrektur erreicht wurde<sup>16,37</sup>. Das Ultraflex-System (Ultraflex Systems Inc, Dowington, Pennsylvania) wurde bei einem Patienten mit Rückenmarksverletzung bei C5/6 verwendet<sup>38,39</sup>. Nuismei Ekes und Holm<sup>40</sup> behandelten 18 Kontrakturen (zwei am Handgelenk, 12 am Ellbogen und vier an Knien) mit Dehnungs-Orthesen (9 Dyasplint, 8 Ultraflex und 1 Spannschlossschiene) an durchschnittlich 6,47 Stunden pro Tag (1 bis 12). Nur zwei Patienten zeigten keine Verbesserung, während der Rest nach drei Monaten eine Bewegungsbereichszunahme zwischen 6 und 66 Grad erreichte. Unsere Erfahrungen bei ähnlichen Schientechniken an einer Stunde pro Tag weisen darauf hin, dass solche Behandlung bei jeder Art von Kontraktur eingesetzt werden können.

**Arten des orthetischen Federscharniers.** Es gibt im Wesentlichen drei Arten von Federn, die bei Dehnungs-Orthesen für die Krafterzeugung eingesetzt werden.

**Sprungfeder** (Abb. 1). Herkömmliche Sprungfedern aus Metall erzeugen eine lineare Kraft, die proportional zur Längenänderung der Feder ist, obwohl die Kraft viel schneller zunimmt als bei Gasdruckfedern. Bei Dyasplint findet diese Federart Anwendung.

**Gasdruckfeder** (Abb. 2). Die von einer Gasdruckfeder erzeugte lineare Kraft hängt vom Gasdruck ab und nimmt bei vollständigem Zusammendrücken normalerweise um 30 % zu. Diese Art von Federn wird im ORLAU-Instrument eingesetzt.

**Uhrwerksfeder (Flachfeder)** (Abb. 3). Das von der Flachfeder erzeugte Dreh- bzw. Torsionsmoment bleibt über den gesamten Funktionsbereich praktisch konstant. Kommerziell verwenden Ultraflex-Systeme<sup>39</sup> und EMPI-Griff-Orthesen (EMPI, St. Paul, Minnesota)<sup>41</sup> diese Methode. Werden diese Federn in eine Orthese eingesetzt, ändert sich das Drehmoment mit dem Gelenkwinkel. Die Mitte der Flachfeder kann in der Mitte des Drehmittelpunkts des Gelenks liegen, so dass das

erzeugte Drehmoment direkt von der Stärke der Feder und dem Gelenkwinkel abhängt. Spiralfedern und Gasdruckfedern werden an beiden Seiten des orthostatischen Gelenks eingehängt. Somit hängt das Drehmoment nicht nur von den Federeigenschaften ab, sondern auch von dem sich ändernden Abstand zur der Gelenksmitte und somit ihrem Kraftarm.

Abbildung:

Darstellung a) eines Ultraflex- und b) eines EMPI-Systems, bei denen eine Uhrwerksfeder eingesetzt wird.

**Einstellung des Drehmoments der Schiene.** Das vom ORLAU-CCD (Abb. 2) erzeugte Drehmoment hängt von der Position der Gasdruckfedern ab, die an einer oder beiden lateralen und medialen Flächen des Knies angebracht werden können, mit der Möglichkeit, an jeder Seite unter jeweils drei Positionen zu wählen. Diese erzeugen bei voller Streckung ein Drehmoment von 4, 5 oder 6 Nm, so dass bei Einsatz von einer oder zwei Federn Werte zwischen 4 und 12 Nm erreicht werden können. Um die Position der Feder am Instrument zu verändern, sind leicht zu besorgende technische Werkzeuge erforderlich. Somit wird der Benutzer davon abgehalten, selbstständig Änderungen vorzunehmen.

Die Dynasplint- (Abb. 1) und Ultraflex-Orthesen (Abb. 3a) enthalten in jeder gelieferten Einheit ein einfaches Werkzeug, und im EMPI-Spreizer (Abb. 3b) ist für die Einstellung ein wegklappbarer Griff vorgesehen. Der behandelnde Arzt kann so die Einstellungen problemlos vornehmen oder den Anwender in der Einstellung des Drehmoments einweisen, um die Anwendung zu erleichtern oder die Dehnung zu erhöhen, wenn er es verträgt. Das Ultraflex-System bietet eine Reihe von zur Auswahl stehenden Federn, die spezifisch für pädiatrische Einsätze konzipiert sind, neben einer Serie von Erwachsenengelenken mit niedrigem, mittlerem und hohem Federstärkebereich. In allen Fällen zeigt eine Skala von 0 bis 7 (Ultraflex) bzw. von 0 bis 10 (Dynasplint und EMPI) die gewählte Einstellung an. Im Handbuch des Ultraflex-Systems für klinische Ärzte befinden sich Graphiken, die den Bezug der Punkte auf der Skala zu dem in herkömmlichen Instrumenten gemessenen Drehmoment herstellen, d. h. Newton-Metern (Nm) und Zoll-Pfund (in.lb).

**Behandelte Gelenke.** Das Ultraflex-System beinhaltet auch eine Umkehrinheit, die als Unterstützung sowohl für die Flexion als auch die Streckung verwendet werden kann. Die meisten anderen Systeme dienen ausschließlich der Unterstützung der Streckung. Es umfasst auch die größte Komponentenpalette mit Gelenken für das Knie, den Knöchel und mehrere Orthesen für die oberen Extremitäten. Die Dynasplint-Orthesen können für das Knie, den Ellbogen und das Handgelenk bezogen werden.

**Klinische Faktoren.** Die Federmechanismen bieten den Vorteil einer unmittelbaren dynamischen Reaktion auf die physiologische Aktivität in Form einer messbaren und klinisch kontrollierten Drehmomentstärke. Die Spannung kann so eingestellt werden, dass der Benutzer den Dehnungseffekt überwinden kann. Treten Muskelkrämpfe auf, gibt die Feder nach, bringt die Extremität aber nach Abklingen des Krampfs wieder in die gedehnte Stellung.

**Design der Aufliegeflächen.** Die von diesen Federn erzeugte Kraft wird von der Orthese auf die Extremität übertragen. Eine große Aufliegefläche zwischen der Extremität und der Orthese verringert den Druck auf die Haut und somit die Gefahr von dadurch entstehenden Gewebeschäden. Dieser Berührungsbereich muss distal so weit wie möglich vom Drehpunkt des zu dehnenden Gelenks entfernt liegen, sodass der Vorteil eines größt möglichen Hebelarms erreicht wird. Die Aufliegefläche kann aus Ledergewebe, Neopren oder Polypropylen sein. Die Orthetische Struktur wird mit seitlichen Metallgliedern ergänzt.

**Individuelle Anfertigung oder Fertigware.** Bei der Wahl zwischen individuell angefertigten oder Fertiginstrumenten sieht der Vorteil der unmittelbaren Verfügbarkeit der Fertigprodukte der engen Anpassung und Ausrichtung der Segmente eines individuell gefertigten Instruments gegenüber. Beispielsweise zum Dehnen des Triceps surae ist es wichtig, die korrekte Fersenbeinausrichtung zu halten, und das erreicht man am besten mit einer anhand eines Abdrucks hergestellten Orthese.



**Leichte Anwendung.** Ein für viele Patienten wichtiger Aspekt ist, dass die Orthese einfach anzuwenden sein muss. Dies ist besonders dann der Fall, wenn eine einfache Verriegelung im mittleren Bereich vorhanden ist, um die richtige Ausrichtung zwischen der Orthesemitte und dem Gelenk während der Anwendung und beim Ablegen vorhanden ist. Die EMPI- und Ultraflex-Gelenke lassen sich in einer bestimmten Stellung leicht fixieren, indem eine Verriegelung umgeschaltet bzw. ein Stift eingesetzt wird. Die ORLAU-CCD-Orthese wird mithilfe eines Klettverschlusses in einer fixen abgeboenen Stellung gehalten.

**Verfügbarkeit / Ausbildungsanforderungen.** In der Tabelle 1 befindet sich eine Zusammenfassung der Faktoren, die bei der Auswahl einer Orthese zu berücksichtigen sind. Daraus ist erkennbar, dass die Lieferung der ORLAU- und Ultraflex-Systeme nur an klinisches Personal erfolgen darf, das an Schulungen dieser Hersteller teilgenommen hat.

**Tabelle 1. Zusammenfassung der verschiedenen Leistungsmerkmale der verfügbaren Orthesen**

System	Fertigprodukt oder individuelle Anfertigung	Einfache / doppelte Gelenkssteuerung	Einheitlicher Output	Messung des Moments in Nm	Verriegelung in der Biegung	Verfügbarkeit
Dynasplint	Fertigprodukt	Einfach	Nein	Nein	Nein	Aus Bestand
EMPI	Fertigprodukt	Einfach	Ja	Nein	Ja	Aus Bestand
ORLAU	Individuelle Anfertigung	Beides	Nein	Ja	Ja	Über geschulte klinische Ärzte
Ultraflex	Individuelle Anfertigung und Fertigprodukt	Beides	Ja	Ja	Ja	Über geschulte klinische Ärzte

Die Tabelle enthält keinen Vergleich der Erwerbskosten, da diese je nach örtlichen kommerziellen Faktoren, Importabgaben und Steuern stark schwanken.

## Diskussion

**Zerebralparese / neurologische Krankheiten.** Kontrakturen können auf Veränderungen der kontraktilen oder Bindegewebebestandteile der Muskeln oder der Kapsel bzw. intraartikulären Strukturen zurück zu führen sein. Bei Zerebralparese und neurologischen Krankheiten stellen die Spastizität und Verkürzung der Muskeln, die zwei oder mehr Gelenke überqueren ein bedeutendes Element für zahlreiche Kontrakturen dar. Somit ist es beim Dehnen des Zwillingsmuskels notwendig, das Knie und die Position des Knöchels zu kontrollieren. Dazu wird im Allgemeinen eine Knie-Knöchel-Fuß-Orthese verwendet.

**Aufrechterhalten eines konstanten Drehmoments im gesamten Gelenksbereich.** Einige der zur Verfügung stehenden Federn sind nicht in der Lage im gesamten Bereich ein konstantes Drehmoment aufrecht zu erhalten. Dadurch wird mit abnehmender Kontraktur der Winkel, an dem die Orthese benötigt wird, verringert. Somit wird ein niedrigeres Drehmoment erzeugt und bei der Verlagerung in den inneren Bereich die Dehnwirkung verringert. Diese Orthesen müssen nachgestellt werden, um die Stärke des Drehmoments zu erhalten und die Verbesserung des Bewegungsbereichs zu nutzen.

**Messung des Drehmoments.** Der klinische Arzt muss gegebenenfalls das am Gelenk anliegende Drehmoment kennen, um die in verschiedenen Fällen, bei unterschiedlichen Patienten und mit unterschiedlichen Orthesen erreichten Werte zu vergleichen. Obgleich eine einfache Rundskala für die klinische Verwendung hilfreich sein kann, kann es sein, dass das Drehmoment direkt gemessen oder eine Umrechnungstabelle verwendet werden muss, um die Beziehung zwischen dem Drehmoment und dem Wirkungswinkel festzustellen. Das hilft bei der Beurteilung des relativen Nutzens der orthetischen Behandlung.

**Dauer der Behandlung.** Obgleich die Gesamtzeit bis zum Endbereich wichtig ist<sup>25</sup>, gibt es andere bei der Empfehlung einer Behandlungsmodalität zu berücksichtigende Faktoren. Dazu gehört der Tragekomfort und die Notwendigkeit, den Tätigkeiten des täglichen Lebens nachzugehen, darunter auch der Arbeit und Ausbildung, während die von der Orthese verursachten Einschränkungen verringert werden. Wenngleich der Einsatz von Dehnungs-Orthesen in Form von Nachtschienen wirkungsvoll sein kann, können diese auf Grund der Schlafunterbrechungen und unabhängigen Körperpflege für bestimmte Benutzer ungeeignet sein.

Bei einigen Krankheiten können positive Wirkungen mit dem Einsatz von Dehnungs-Orthesen eine Stunde pro Tag erreicht werden<sup>18,37</sup>. Dadurch wird die Behandlung wahrscheinlich verstärkt befolgt, da sich der Einsatz im Rahmen des „normalen Lebens“ einfügen kann, vorausgesetzt das Instrument wird bei sitzenden Tätigkeiten getragen. Williams<sup>19</sup> hat belegt, dass eine entgegen wirkende Immobilisierung, die zum Verlust von Sarkomeren führt, durch die 30-minütige Dehnung der Extremität bis in den Endbereich erreicht werden kann. Es gilt sogar, dass eine 15-minütige Dehnung deutlich besser ist als überhaupt keine<sup>42</sup> und dass eine nachhaltige Dehnung bei niedriger Belastung die Sehne stärker verlängert als eine fünfminütige Dehnung mit hoher Belastung<sup>20</sup>. Die Ergebnisse von Tierversuchen<sup>19,20</sup> scheinen mit der klinischen Erfahrung<sup>37</sup> und der von Light et al.<sup>43</sup> überein zu stimmen.

Bei kontinuierlicher Muskelaktivität ohne Widerstand kann es angebracht sein, den Einsatz einer DehnOrthese über längere Zeiträume zu steigern. Ein Ultraflex-System kann die Möglichkeit bieten, das Gelenk zu verriegeln, so dass Dehnungszeiten in die Dauer an einer fixen Position kurz vor der Bereichsgrenze eingelegt werden können.

**Gelenksflächen.** Neben den Auswirkungen auf die Muskel- und Bindegewebestruktur bedeutet die Anwendung einer mechanisch erzeugten Last am Gelenk einen Druck auf der Oberfläche. Die Verwendung einer Orthese kann zu einer relativ statischen Kompressionskraft führen, während die normale physiologische Tätigkeit dynamisch ist, mit Zeiten der Druckentlastung<sup>44</sup>. Li et al.<sup>45</sup> haben belegt, dass bei gezüchteten Knorpelproben eine statische Belastung mit 84 kPa über 24 Stunden die Glykosaminoglykan- und DNA-Synthese unterbindet. Akeson et al.<sup>46</sup> stellten fest, dass der Knorpel nach zwei Wochen Immobilisierung dünner geworden war. Fukabayashi und Kurosawa<sup>47</sup> fanden heraus, dass die Anwendung einer Belastung direkt auf die Knie bei einer amputierten Extremität einen Spitzenwert von 3 MPa erreichte, wenn das Knie mit 1 000 N belastet wurde. Park, Krebs und Mann<sup>48</sup> verwendeten eine implantierte Prothese, um den Druck auf den Azetabularknorpel *in vivo* zu messen. Dabei stellten sie fest, dass der höchste Druck während der Aufsetzphase beim Gehen um die 5 MPa betrug. Das bedeutet also dynamisch, dass der Knorpel deutlich höheren Belastungen ausgesetzt wird, als von Li et al.<sup>45</sup> festgestellt. Die hier diskutierten Orthesen erzeugen einen deutlich niedrigeren Druck als diese Werte, halten aber trotzdem eine statische Last aufrecht. Der lange andauernde Einsatz darf nur unter der Vorsichtsmaßnahme vorgenommen werden, dass die Kompressionslasten und deren Wirkungen auf die Knorpelreifung eingeschränkt werden.

Viele Kontrakturen müssen immer noch operativ behandelt werden, aber die Patienten können auch in den Vorzug der weniger invasiven Behandlungsmethoden kommen. Dynamische Orthesen ergänzen und können die gegenwärtigen Formen der erhaltenden Behandlungen ablösen. Jedes der im Handel gegenwärtig verfügbaren Instrumente hat eigene Eigenschaften. So muss der klinische Arzt die unterschiedlichen Leistungsmerkmale beurteilen, bevor er das am besten geeignete Instrument herausfindet. Die erfolgreiche Behandlung hängt von der Verwendung des geeigneten Instruments mit einer passenden Behandlungsmodalität ab.

Die dynamischen Orthesen können in Verbindung mit krampf lösenden Medikamenten oder einem chirurgischen Eingriff zur Muskelverlängerung angewandt werden. Gegenwärtig beruht ein Großteil unserer Kenntnisse der Muskelphysiologie als Reaktion auf die Immobilisierung und Dehnung auf Tierversuchen. Während sich das Verständnis der Gelenks- und Muskelstruktur verbessert<sup>42, 44, 49, 50</sup> sind weitere Forschungsarbeiten zur Biomechanik und Effizienz von Orthesen und die Reaktion des menschlichen Muskels auf Zellebene erforderlich, um mit Sicherheit bei der geeigneten Verwendung dieser Instrumente zu entwickeln.