dert der Schwerpunkt innerhalb der Unterstützungsfläche in Richtung der Füße.

• Einsetzen von Gewichten:

Bei der Rückneigung hängt sich das Gewicht der Beine flexorisch in den Hüftgelenken an das Becken und wirkt bremsend auf den Bewegungsablauf.

• Stabilisierung:

Damit sich die Abstände am Körper nicht verändern, muß sich die Wirbelsäule in ihrer Nullstellung dynamisch stabilisieren; bei der Vorneigung mit zunehmender Intensität der ökonomischen Aktivität extensorisch, bei der Rückneigung flexorisch.

In den Hüftgelenken stabilisieren die transversalen Ab- und Adduktoren den Abstand zwischen den Knien.

Bedingungen

Wenn die Reaktionen nicht in der gewünschten Form erfolgen, kann der Therapeut folgende Bedingungen stellen:

u	CI I	nerapeut loigende beumgungen stenen.			
0	gle	ichbleibende Abstände zwischen körpereigenen Punkten:			
	Ò	Bauchnabel/Symphyse,			
		Bauchnabel/Processus ensiformis,			
		(Incisura jugularis/Kinnspitze bei der Vorneigung),			
		rechte/linke Patella;			
•	räumliche Fixpunkte:				
		Füße/Boden,			
		Gesäß/Sitzfläche,			
		Blickrichtung nach vorn während der Rückneigung;			
•	Be	Bewegungstempo:			
		Eine Vor- und Rückneigung dauert etwa 2 Sekunden.			

6.3.3 Endstellung und zurück in die Ausgangsstellung

Die Körperlängsachse bewegt sich alternierend flexorisch und extensorisch in den Hüftgelenken. Das Bewegungsausmaß ist variabel.

7 Stabilität – eine vielfältige Aufgabe

Christine Hamilton, Carolyn Richardson

7.1 Einleitung

Der Erfolg einer physiotherapeutischen Behandlung hängt davon ab, wie geschickt und genau der Therapeut dem Patienten dazu verhelfen kann, sich wieder adäquat, sicher, wirksam und effizient zu bewegen. Viele Übungen und Techniken der Funktionellen Bewegungslehre versuchen daher, sich in gleichem Maß auf die nebeneinander bestehenden Notwendigkeiten einer effizienten Mobilität und einer adäquaten Stabilität zu beziehen. Die muskuläre Funktion ist in gewisser Weise gegensätzlich, insofern als neuromuskuläre Aktivität Bewegung sowohl in Gang setzt als auch einschränkt. Aber es ist die Beschränkung von Bewegungen, die Stabilität und Schutz der Gelenke im wesentlichen bestimmt (Hogan 1990; Dynamische Stabilisierung). Andererseits verursacht mangelnde Beschränkung von Bewegungen Instabilität, was allgemein als eine Ursache für chronische Schmerzen gilt (Panjabi 1992a). Dies ist besonders offensichtlich im Bereich der Lendenwirbelsäule, wo hohe Stabilitätsanforderungen bestehen (White u. Panjabi 1990) und wo es häufig zu Schmerzen kommt (Andersson 1981; Troup et al. 1981). Wirksame Methoden für Test und Behandlung einer Instabilität der Wirbelsäule sind daher für Prävention und Behandlung wiederkehrender Schmerzen im Lumbalbereich ("low back pain", LBP) von besonderem Interesse.

Klinische Tests hinsichtlich der Stabilität der Lendenwirbelsäule sehen sich großen Schwierigkeiten gegenüber. Tests übermäßiger Beweglichkeit der Wirbelsäule sind entweder unzuverlässig (Herzog et al. 1989), lassen sich nur *in vivo* durchführen (Panjabi 1992b) und/oder ergeben Testwerte, die keine Korrelation mit Kreuzschmerz aufweisen (Kirkaldy-Willis 1988). Auf ähnliche Schwierigkeiten stoßen Tests der Muskelfunktion, etwa Tests von Kraft und Flexibilität (Mandell et al. 1993). Dieses Dilemma zeigt, wie inadäquat der Versuch ist,

mittels einzelner Messungen von Funktionen das komplexe Zusammenspiel von Muskeln, Nerven und Gelenken bei der Stabilisierung der Wirbelsäule beleuchten zu wollen (Panjabi 1992a).

Obwohl alle Rumpfmuskeln sowohl zu Mobilität als auch zu Stabilität der Wirbelsäule beitragen können, scheinen manche Muskeln doch besonders für eine ganz bestimmte Aufgabe geeignet zu sein (Bergmark 1989; Hogan 1990; Oddson u. Thorstensson 1990). Neuerdings richtet sich die wissenschaftliche Aufmerksamkeit auf Funktion und Koordination der kleinen intersegmentalen Muskeln der Wirbelsäule bei der Stabilisierung der Wirbelsäulensegmente (Bergmark 1989; Oddson u. Thorstensson 1990; Crisco u. Panjabi 1991; Wilke et al. 1995; Hodges u. Richardson 1997a; Richardson et al. 1999). Diese sog. lokalen Muskeln sind sehr gut dafür ausgerüstet, wie feste, aber dynamische Federn zu wirken, die schädliche Bewegung zwischen den Gelenkoberflächen beschränken - eine These, die durch immer mehr Daten erhärtet wird (Bergmark 1989; Oddson u. Thorstensson 1990; Crisco u. Panjabi 1991; Wilke et al. 1995; Hodges u. Richardson 1997 a; Richardson et al. 1999). Mehrere Untersuchungen lassen außerdem vermuten, daß es einen direkten Zusammenhang gibt zwischen einer Dysfunktion lokaler Muskeln der Lendenwirbelsäule wie dem M. transversus abdominis und dem M. multifidus und Rückenschmerzen (Hides et al. 1996; Hodges u. Richardson 1996, Hodges u. Richardson 1997b) und daß sich eine Behandlung, die spezifisch bei diesen Muskeln ansetzt, für den langfristigen Umgang mit Rückenschmerzen als äußerst wirksam erweist (Rantanen et al. 1993; Hides u. Richardson 1996; O'Sullivan et al. 1997).

Die gegenwärtig benutzten klinischen Tests und Behandlungstechniken zur Funktion lokaler Muskeln für die Lendenwirbelsäule wurden von Richardson und anderen gut dokumentiert (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999). Wichtigstes Element dieser Art des Testens und Trainierens von Muskeln ist die Anforderung einer anhaltenden statischen Kokontraktion lokaler Lendenmuskeln (M. transversus abdominis und M. multifidus) auf niedrigem Niveau, ohne daß zugleich die längeren, stärkeren oberflächlicheren Rumpfmuskeln aktiviert werden. Diese selektive Koaktivierung der lokalen Muskeln scheint der ausschlaggebende Faktor für den Erfolg eines spezifischen Trainings lokaler Muskeln bei der Behandlung von Rückenschmerzen zu sein (Jull et al. 1998). Unglücklicherweise ist eine derart präzise Koordinierung der Rumpfmuskulatur nicht nur für den Patienten schwierig zu lernen, sondern auch für den Therapeuten schwierig zu lehren. Die tiefe Lage und geringe Größe der lokalen Muskeln komplizieren die Aufgabe noch mehr. Unter diesen Umständen bedarf es

einer Reihe von Tests und Behandlungsmethoden, um die Funktion lokaler Muskeln in der klinischen Situation zuverlässig und genau zu klären.

Die beiden therapeutischen Konzepte des spezifischen Trainings lokaler Muskeln (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999) und bestimmter Übungen der Funktionellen Bewegungslehre, wie z.B. das "Klötzchenspiel" (s. Kap. 6), unterscheiden sich zwar hinsichtlich Ziel und Durchführung der Übungen, zeigen aber im Übungsaufbau viele gemeinsame Elemente. Wegen solcher Ähnlichkeiten lassen sich Übungen der Funktionellen Bewegungslehre als zusätzliche Test- und Behandlungsmöglichkeiten für die Funktion lokaler Muskeln einsetzen (Hamilton u. Richardson 1998).

Dieses Kapitel beschreibt die Entwicklung von Übungen der Funktionellen Bewegungslehre, mit denen sich die Funktion lokaler Muskeln anhand ihrer Steuerung der Neutralhaltung möglicherweise testen läßt (Hamilton u. Richardson 1998). Eine derartige Entwicklung erfordert ein gründliches Verständnis der Interaktion von passiv strukturellen, aktiv muskulären und neurologischen Steuerungselementen bei der Stabilisierung der Wirbelsäule. Außerdem müssen die Funktion neuromuskulärer Aktivität lokaler Muskeln bei segmentaler Stabilisierung und die Beziehung zwischen entsprechender Dysfunktion und Rückenschmerzen erkannt werden, und es muß konkretisiert werden, welche Verbindung zwischen dem Aufbau vorhandener klinischer Tests lokaler Muskeln, der Funktion bzw. Dysfunktion lokaler Muskeln und den Parametern von Übungen der Funktionellen Bewegungslehre besteht.

Zur Überprüfung einer solchen Verbindung muß die Übungsleistung quantifiziert, ein Leistungsdefizit bei Patienten mit Schmerzen im Lumbalbereich festgestellt und ein Zusammenhang zwischen diesem Defizit und der Dysfunktion lokaler Muskeln evaluiert werden. Die gegenwärtig vorliegenden Daten, die eine solche Beziehung untermauern, sind notwendigerweise sehr unterschiedlich und diffus (Hamilton u. Richardson 1995 b; Hamilton 1997; Hamilton u. Richardson 1998). Aktuelle Untersuchungen sprechen jedoch dafür, Übungen, die die Kontrolle einer lumbopelvischen Neutralstellung beinhalten, als ein gültiges klinisches Instrument zur Behandlung von Rückenschmerzen anzusehen (Hamilton u. Richardson 1998), und deuten darauf hin, daß weitere Untersuchungen der Beziehung zwischen der Funktion lokaler Muskeln und Stabilisierungsübungen der Funktionellen Bewegungslehre zweckmäßig sind.

Stabilisierendes System

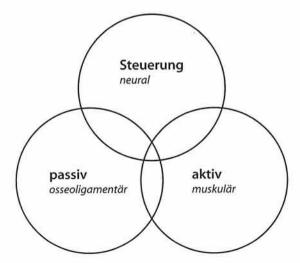
Viele klinische Tests bezüglich Instabilität setzen bei einer Verbindung zwischen spinaler Integrität und spinaler Mobilität an. Diese Methoden beruhen auf der Annahme, übermäßige Beweglichkeit sei mit einem instabilen Gelenk gleichzusetzen. Es gibt viele verschiedene Verfahren der Messung von Hypermobilität, sie reichen von allgemeinen Flexibilitätstests des Abstands von den Fingerspitzen zum Boden (Hildebrandt et al. 1997) bis zu komplexen radiologischen Messungen momentaner Rotationsachsen (Pearcy u. Bogduk 1988). Eine Beziehung zu Auftreten und Schwere von Rückenschmerzen und Funktionsstörung haben sie jedoch nicht erkennen lassen, und dies illustriert die Tatsache, daß Instabilität in ihrer Komplexität nicht adäquat durch Hypermobilität widergespiegelt wird (Kirkaldy-Willis 1988; Bogduk 1997). Panjabi (1992 a) hat ein alternatives Konzept vorgestellt: das stabilisierende System (Abb. 7.1).

In einer Dissertation über das stabilisierende System legt Panjabi (1992a) dar, Stabilität sei das Ergebnis eines Zusammenspiels von drei grundlegenden Subsystemen (s. Abb. 7.1):

- · des passiven,
- · des aktiven und
- des steuernden.

Das passive Subsystem besteht aus Knorpeln, Bändern, Gelenkkapseln, Zwischenwirbelscheiben und aus den passiven Komponenten der

Abb. 7.1. Stabilisierendes System. (Nach Panjabi 1993)



system wird gebildet durch das kontraktile Element der Muskeln. Muskeln erzeugen Zugkraft und bieten mechanischen Widerstand, sie initiieren Bewegung und beschränken sie. Das steuernde Subsystem beinhaltet die wahrnehmenden und steuernden Funktionen des peripheralen und zentralen Nervensystems. Dieses Subsystem kann auch psychische Faktoren beinhalten, etwa Angst oder Strategien zum Umgang mit Schmerz, die die stabilisierende Wirkung des Systems als Ganzes beeinflussen können (Hildebrandt et al. 1997; Vlaeyen et al. 1998). Interaktion dieser Subsysteme bedeutet, daß ein Defizit in irgendeinem der drei Elemente nicht unbedingt zum Verlust der Gesamtstabilität führen muß. Die Gesamtwirkung des stabilisierenden Systems wird bestimmt durch die Fähigkeit der jeweils anderen Subsysteme zur Kompensierung eines Defizits und durch die Fähigkeit des betroffenen Subsystems, sich zu regenerieren (Panjabi 1992 a).

Beispielsweise stellt Spondylolisthese (Wirbelgleiten) einen offensichtlichen Mangel an Stabilität beim passiven Subsystem dar. Panjabi (1992 a) argumentiert, daß sich in gesteigerter Aktivität der Rumpfmuskulatur und der allmählichen Entwicklung von Osteophyten (knöchernen Auswüchsen) der Versuch des aktiven und des passiven Subsystems zeige, der mangelhaft eingeschränkten Gelenkbeweglichkeit durch einen knöchernen Defekt entgegenzuwirken. Die Kompetenz, mit der das muskuläre System das strukturelle Defizit kompensiert und/oder mit dem die Wirbelsäule mit der äußeren Belastung fertig wird, bestimme die Entwicklung von Schmerz und Funktionsstörung. Diese Hypothese bietet eine Erklärung für die wiederholt berichteten schwachen Korrelationen zwischen physischen oder radiologischen Anzeichen einer Schädigung passiven Gewebes und dem Schweregrad von Symptomen wie Schmerz (Andersson 1981; Troup et al. 1981; Kirkaldy-Willis 1988; Bogduk 1997). Ganz eindeutig kompensieren manche Leute erfolgreicher als andere.

Deshalb scheitert das stabilisierende System, wenn die Stabilitätsanforderungen seine Fähigkeiten, zurechtzukommen und zu kompensieren, übersteigen. Dies kann die Folge eines übermäßig großen primären Defizits sein (beispielsweise einer massiven Verletzung von Knochen und Bändern oder einer neurologischen Verletzung) oder der mangelhaften Möglichkeiten eines oder mehrerer Subsysteme zu kompensieren (Panjabi 1992a). Als Maß für die inadäquate Bewältigung der Anforderungen des täglichen Lebens durch das stabilisierende System läßt sich die Entwicklung von chronischem Schmerz und Funktionsstörung nehmen (Kirkaldy-Willis 1988; Panjabi 1992a). Daraus folgt, daß Therapie nicht nur darauf abzielen sollte, ein strukturelles

Defizit zu heilen (strukturelle Stabilisierung), sondern auch darauf, kompensatorische Strategien und eine Wiederherstellung der Stabilität des Systems als Ganzes zu fördern (funktionelle Stabilisierung).

Instabilität ist das Ergebnis einer komplexen Interaktion verschiedener Elemente des stabilisierenden Systems und nicht einfach die Folge eines strukturellen Versagens.

Ein derartiges Konzept kompliziert die Aufgabe einer Diagnose von Instabilität. Im Falle von Rückenschmerzen kann ein Funktionsdefizit in jedem der Subsysteme gesucht werden und/oder in dessen Interaktion mit den anderen. Aus einer solchen Sicht muß die stabilisierende Fähigkeit eines jeden Subsystems und auch seine Fähigkeit, mit andern Subsystemen zu interagieren und sie zu ersetzen, untersucht werden.

7.2.1 Passives System

Im passiven System wird die Beschränkung der Beweglichkeit der Wirbelsäule hauptsächlich bewirkt durch Form und Ausrichtung der Gelenkverbindungen zwischen den Wirbelfortsätzen und durch Festigkeit und Ausrichtung der Gelenkkapseln, der bandartigen Fasern und der faserknorpligen Zwischenwirbelscheiben (Twomey u. Taylor 1979). Die viskoelastischen Eigenschaften dieser passiven Strukturen bestimmen weitgehend deren Fähigkeit zur Stabilisierung. Infolgedessen führt ein Verlust solcher passiver Beschränkung zu nicht vorgesehenen Bewegungen und Instabilität.

Trotz ihres geläufigen Gebrauchs sind klinische Messungen von Bewegungsausmaß und Flexibilität kaum in der Lage, Hinweise auf Rükkenschmerz zu geben. Zuverlässige und wiederholbare Messungen der groben Beweglichkeit der Wirbelsäule, etwa des Abstands der Fingerspitzen zum Boden (Hildebrandt et al. 1997), oder der Flexibilität der Wirbelsäule (Clarkson u. Gilewich 1989) sind nützlich, um Behandlungsfortschritte zu quantifizieren, weisen aber keine erkennbare Korrelation zu den Rückenschmerzen auf. Mit andern Worten: Sowohlsteife als auch flexible Personen scheinen gleich häufig unter Schmerzen im Lumbalbereich zu leiden (Andersson 1981). Im Gegensatz dazu scheinen Messungen, die sich mehr auf die Verlagerung einzelner Wirbelsäulensegmente beziehen, etwa Messungen der neutralen Zone,

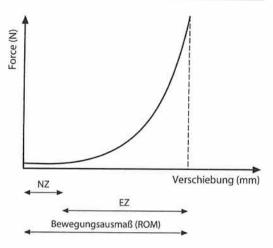


Abb. 7.2. Neutrale Zone (NZ), elastische Zone (EZ). Die Summe von EZ und NZ ergibt das totale Bewegungsausmaß eines Segments in eine bestimmte Richtung. Die Festigkeit eines Gelenks hat die Funktion, seiner Verschiebefähigkeit zu widerstehen. Dadurch kann der Festigkeitsgrad als Funktion der Neigung der EZ-Kurve betrachtet werden. Je steiler die EZ-Kurve, desto fester ist das Gelenk

stärker mit einer strukturellen Schädigung zu korrelieren (Panjabi 1992b).

Die neutrale Zone wird definiert als jener Bereich einer Verlagerung aus der Neutralstellung, in dem der Widerstand gegen Gelenkbewegung minimal ist (Panjabi 1992b). Diese Zone wird dargestellt durch den Anfangsbereich (Fußregion) der nichtlinearen Kurve, die Kraft und Verlagerung bei einer Gelenkbewegung beschreibt (Abb. 7.2). Verlagerung wird in allen Bewegungsrichtungen gemessen und läßt sich als der Bereich minimalen Gelenkspiels in der unverriegelten Stellung des Gelenks auffassen (Panjabi 1992b).

In einer Reihe von Experimenten wies Panjabi (1992b) nach, daß die neutrale Zone ein primärer Indikator für strukturelle Schädigung ist. Eine Verletzung der Zwischenwirbelscheiben oder Bänder vergrößerte sowohl das Ausmaß physiologischer Bewegung als auch die neutrale Zone. Der Größenzuwachs der neutralen Zone war jedoch entschieden stärker als der des Bewegungsausmaßes ("range of movement", ROM). Umgekehrt verkleinerte eine äußerliche Fixierung oder eine simulierte Aktivität tiefer intersegmentaler Muskeln die neutrale Zone des Segments deutlich stärker als das Bewegungsausmaß.

In der klinischen Praxis ist die neutrale Zone ein problematisches Maß für Instabilität. Sie kann noch nicht in vivo gemessen werden. Darüber hinaus hat dieses Maß für die Instabilität eines Segments die

Form einer relativen Größenveränderung der neutralen Zone und nicht die eines absoluten Wertes (Panjabi 1992b). Normen für Grenz werte des Bereichs einer physiologischen neutralen Zone müssen also erst noch bestimmt werden. Ob sich aus Bemühungen, die Hyper oder Hypomobilität der lumbalen Segmente manuell zu palpieren, brauchbare Werte für einen derartigen Bereich der neutralen Zone ableiten lassen, ist noch fraglich. Gegenwärtig sind Intertester-Zuver lässigkeit und Intratester-Wiederholbarkeit solcher manuellen Tests noch gering (Potter u. Rothstein 1985; Herzog et al. 1989), was auf die Schwierigkeit bei der Beurteilung solcher klinischer Parameter hindeutet. Außerdem läßt sich, im Unterschied zu Labormessungen in vitro, bei manueller Palpation ein Einfluß neuromuskulärer Aktivität auf den Bereich der neutralen Zone nicht ausschließen. Dennoch bleibt die neutrale Zone ein wichtiger Parameter für zukünftige Forschungen zur Evaluation struktureller Instabilität.

7.2.2 **Aktives System**

Während alltäglicher Aktivitäten erfüllen Muskeln zwei scheinbar widersprüchliche Anforderungen: Sie setzen Bewegungen in Gang, und sie beschränken sie (Twomey u. Taylor 1979). Einschränkung der Bewegung ist die grundlegende Funktion der Stabilisierung (s. Kap. 1, Dynamische Stabilisierung). Die Muskelaktivität, die nötig ist, um ein Hinfallen zu verhindern, ist ein Beispiel schützender Bewegungseinschränkung, und so wird aktive Stabilisierung der Wirbelsäule üblicherweise als die Fähigkeit des Rumpfes begriffen, das Gleichgewicht zu halten. Wie Andersson (Andersson u. Winters 1990) aber zeigt, ist die einfache Erhaltung des Gleichgewichts nur teilweise für die Stabilität der Wirbelsäule verantwortlich. Auch die Integrität einzelner Wirbelsäulensegmente muß gewährleistet sein. So gesehen, erfüllt das aktive Muskelsystem drei separate Funktionen gleichzeitig:

Es setzt Bewegungen in Gang, es erhält das Gleichgewicht und es schützt die Gelenke.

Obwohl alle Muskeln in gewissem Maß zu jeder dieser drei Funktionen beitragen können, machen anatomische und physiologische Merkmale bestimmte Muskeln besonders geeignet für eine spezifische Aufgabe (Oddson u. Thortensson 1990).

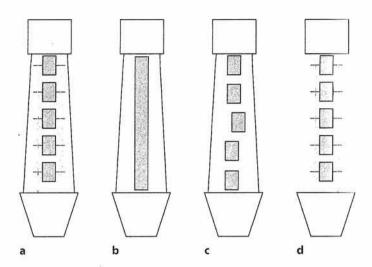


Abb. 7.3 a-d. Globales und lokales Muskelsystem. a Das stabilisierende System wird unterteilt in ein globales und lokales aktives stabilisierendes System. b Das globale System besteht aus langen, oberflächlichen Muskeln zwischen Becken und Brustkorb - ein biomechanisches Gleichgewichtsmodell, in dem die Muskeln mit den Spanndrähten eines Segelmastes verglichen werden, deren Funktion es ist, den Mast aufrecht zu erhalten. c Globale Muskeln sind anatomisch gut plaziert, um Gleichgewicht und Bewegung des gesamten Rumpfs wirksam zu regulieren. Sie haben aber nur begrenzte Fähigkeit, Segmente zu stabilisieren. d Lokale Mus keln sind kurz, klein, tiefliegend und verlaufen zwischen einzelnen Segmenten der Wirbelsäule. Diese Muskeln können mit gespannten Federn verglichen wer den, die die segmentale Stabilität gewährleisten

Bergmark (1989) trug dieser Eignung für spezifische Aufgaben Rechnung, als er die Rumpfmuskulatur in 2 Muskelsysteme (Abb. 7.3) unterteilte:

das globale und das lokale.

THE REPORT OF A PARTY

Die Unterteilung orientiert sich an anatomischen Eigenschaften der Rumpfmuskeln und ihrer entsprechenden Funktion bei der Stabilisie rung der Wirbelsäule. Globale Muskeln sind im allgemeinen lange, oberflächliche Muskeln zwischen Brustkorb und Becken, lokale Mus keln hingegen sind kurz, klein, tiefliegend und verlaufen zwischen einzelnen Segmenten der Wirbelsäule. Nach Bergmark (1989) sind globale Muskeln anatomisch gut plaziert, um Gleichgewicht und Be wegung wirksam zu regulieren, sie haben aber eine begrenzte Fähig keit, Segmente zu stabilisieren. Im Gegensatz dazu sind die kleinen, tiefliegenden lokalen Muskeln von ihrer Lage her kaum imstande, Bewegung und Gleichgewicht zu steuern, aber gut ausgestattet zur Stabilisierung und zum Schutz von Gelenken.

Vieles spricht für diese funktionelle Unterteilung der Rumpfmuskeln. Außerdem verknüpfen neuere Untersuchungen eine Dysfunktion des Systems der lokalen Muskeln mit dem Auftreten von Rückenschmerzen im Lumbalbereich (Mattila et al. 1986; Roy et al. 1989; Biedermann et al. 1991; Hides et al. 1994; Hodges u. Richardson 1996). Hinzu kommt, daß sich Rehabilitationstechniken, die speziell bei lokalen Muskeln ansetzen, als bemerkenswert wirkungsvoll zur Behandlung von Rückenschmerzen erwiesen haben (Hides u. Richardson 1996; O'Sullivan et al. 1997). Das Wissen um die Rolle der Muskeln des globalen und lokalen Systems, das wir in jüngster Zeit hinzugewonnen haben, hat sehr zum Verständnis aktiver Stabilisierung der Wirbelsäule und zur Entwicklung wirksamer Behandlungsmethoden für Rückenschmerzen beigetragen.

Globales Muskelsystem und Gleichgewicht

Um das Gleichgewicht zu erhalten, müssen Muskeln Belastungen entgegenwirken. Dies wiederum hängt von der Fähigkeit der Muskeln ab, Zugkraft zu erzeugen. Die Rolle von Muskelkraft zur Erhaltung des Gleichgewichts bestimmt man in erster Linie mit einem biomechanischen Gleichgewichtsmodell, das es ermöglicht, die für eine beliebige Aufgabe erforderliche Muskelkraft genau zu berechnen (Aspden 1992). Die Wirbelsäule wird dabei als ein einziger Hebel behandelt, auf den die Muskelkräfte einwirken. Die Muskeln werden mit den Spanndrähten eines Segelmastes verglichen, deren Funktion es ist, den Mast aufrecht zu halten (s. Abb. 7.3).

Die Fähigkeit der Muskeln, Belastungen entgegenzuwirken, hängt weitgehend von ihrer Fähigkeit zur Erzeugung von Zugkraft ab. Die erzeugte Kraft wächst mit der Anzahl der aktivierten motorischen Einheiten (Basmajian 1978). Einige andere Variablen spielen jedoch für die Berechnung der Muskelkraft ebenfalls eine Rolle: die Richtung der Muskelfasern, die Länge des Kraftarms, die Fläche des Querschnitts und die Muskellänge (McGill u. Norman 1986). So gesehen, können die oberflächlicheren dickeren, längeren globalen Muskeln wirksamer Zugkraft erzeugen als die tieferliegenden kleineren Muskeln, da sie allgemein einen längeren Kraftarm und eine größere Querschnittsfläche haben und ihre Fasern parallel zur Richtung der primären Gelenkbewegung verlaufen (McGill u. Norman 1986; Macin-

tosh et al. 1993). Globale Muskeln wie M. erector spinae pars thoracis, M. rectus abdominis und M. obliquus externus erfüllen diese Kriterien und werden als wichtigste Rumpfbeweger angesehen (Bergmark 1989).

Nach dem Gleichgewichtsmodell kann ein Muskel das Gleichgewicht um so besser erhalten, je stärker er ist. Muskelschwäche würde also die Fähigkeit zur Stabilisierung der Wirbelsäule verringern. Diese Überlegung hat eine Flut von Untersuchungen zur Rolle von Muskelschwäche bei Rückenschmerzen ausgelöst. Zum großen Teil wollten diese Untersuchungen genaue, zuverlässige und klinisch anwendbare Meßverfahren für die muskuläre Zugkraft verschiedener Muskelgruppen entwickeln. Von den abgestuften isometrischen Haltetests (Kendall et al. 1993) bis zu komplizierten isokinetischen Tests (Beimborn u. Morissey 1988) wurde ein breites Spektrum von Muskeltests entwickelt und verfeinert.

Die unterschiedliche Stärke der Rumpfmuskulatur bei Personen ohne Rückenschmerzen und solchen mit Schmerzen im Lumbalbereich ist wiederholt aufgezeigt worden (Beimborn u. Morissey 1988; Cassisi et al. 1993). Nach Anwendung vieler verschiedener Verfahren zum Testen der Muskelstärke machten Mandell et al. (1993) jedoch deutlich, daß diese Ergebnisse trügerisch sein können, da sie eher die allgemein schlechte Kondition der Testpopulation widerspiegeln als deren Rückenschmerzen. Unterschiedliche Muskelkraft hängt enger mit Art und Niveau der Aktivität zusammen als mit dem Vorhandensein von Schmerzen im Lumbalbereich (Mandell et al. 1993). Aufgrund desselben Arguments sagt zunehmende Muskelkraft während aktiver Rehabilitationsprogramme bei Rückenschmerzen noch nichts über einen positiven Ausgang der Behandlung aus (Hildebrandt et al. 1997). Insgesamt scheint zwischen einer Dysfunktion globaler Muskeln, etwa Muskelschwäche, und der Entwicklung von Rückenschmerzen kaum ein Zusammenhang zu bestehen. Der Grund für dieses enttäuschende Ergebnis mag darin liegen, daß das Gleichgewichtsmodell allein den komplexen multisegmentalen Charakter der Wirbelsäule nur sehr schlecht wiedergeben kann. Es bedarf eines alternativen Modells, das auch die muskuläre Beschränkung einzelner Wirbelsäulensegmente einbezieht (s. Abb. 7.3).

Lokales Muskelsystem und segmentale Stabilisierung

Segmentale Stabilisierung soll übermäßige Bewegungen zwischen den Gelenkoberflächen beschränken (Panjabi et al. 1989; Hogan 1990). Es

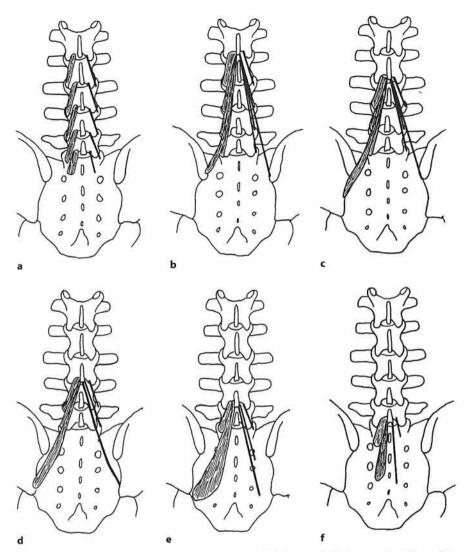


Abb. 7.4a-f. Anordnung der Fasern des M. multifidus: a tiefe Fasern des M. multifidus brevis; b-f von den Fasern L1-5 ausgehendes Faserbündel. (Aus Bogduk u. Twomey 1991, S. 106)

ist klar, daß diese Aufgabe wirksam nur von jenen lokalen Muskeln erfüllt werden kann, die dicht am Gelenk ansetzen (Bergmark 1989). Im Bereich der Lendenwirbelsäule gehören die segmentalen Muskeln M. multifidus und M. transversus abdominis zum lokalen Muskelsystem. Der M. multifidus ist ein tiefer dorsaler Rumpfmuskel, der fächerartig in Bündeln anterolateral von den Dornfortsätzen der

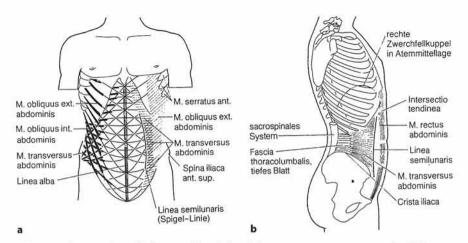


Abb. 7.5a,b. Bauchmuskeln von der Seite: M. transversus, transversale Richtung der Fasern und Ansatz an der Lendenwirbelsäule via Fascia thoracolumbalis. (Aus Schiebler 1995, S. 244, Abb. 10.12b)

Lendenwirbel zu nachfolgenden lumbalen und sakralen Segmenten zieht (Abb. 7.4). Seine tiefste Schicht bildet einen Teil der hinteren Gelenkkapsel jedes Zwischenwirbelgelenks und wird oft als die Rotatorenmanschette des Zwischenwirbelgelenks bezeichnet (Bogduk 1997).

Der M. transversus abdominis ist der tiefstliegende und dünnste der abdominalen Muskeln. Seine nahezu horizontalen Fasern verlaufen von der Linea alba und der inneren Oberfläche der unteren Rippen über die thorakolumbale Faszie zu den Segmenten der Lendenwirbelsäule (Lacote et al. 1987; Abb. 7.5). Die Nähe dieser Muskeln zum Zentrum der Gelenkrotation und/oder die Querrichtung ihrer Fasern machen sie ineffizient bei der Erzeugung von Zugkraft, aber wirksam bei der Stabilisierung der Gelenke (Bergmark 1989; Crisco u. Panjabi 1991).

Muskeln zur segmentalen Stabilisierung müssen anatomisch geeignet liegen und zusätzlich einem Gelenk wirksam Halt bieten können (Crisco u. Panjabi 1991), genügend ausdauernd sein (Biedermann et al. 1991), auf eine große Vielfalt von Bewegungen und Stellungen reagieren können (McGill 1991) und gut koordiniert sein (Damiano 1993; Hodges u. Richardson 1996). Vieles spricht dafür, daß die lokalen Muskeln der Lendenwirbelsäule diese Eigenschaften aufweisen (Peck et al. 1984; Sirca u. Kostevc 1985; Biedermann et al. 1991; Crisco u. Panjabi 1991; McGill 1991).

Muskeln und ihre Federsteifigkeit: Einfluß auf den Festigkeitsgrad der Muskulatur

Aktivität der lokalen Muskeln entlastet die passiven Strukturen des Gelenks, indem sie übermäßige segmentale Verlagerung einschränken (Hogan 1990). Auf diese Weise beschränken die Muskeln die Grenzen der neutralen Zone und verhindern so wiederholte Mikrotraumen und eine langfristige Schädigung des Gelenks (Crisco u. Panjabi 1991).

Auf welche Weise tragen Muskeln zur Bewegungseinschränkung von Gelenken bei? Eine Möglichkeit wäre die, daß Muskeln den zwischen den Gelenkflächen auftretenden Scherkräften entgegenwirken. Sie gewährleisteten somit eine Art Mikrogleichgewicht in der Nähe des Rotationszentrums oder eine "Zentrierung des Gelenks" ("joint centering"; Hogan 1990; Shadmehr 1993). Obgleich biomechanisch vertretbar, ist diese Hypothese aber neurophysiologisch nicht zu halten. Hogan und andere (Hogan 1990; Johansson und Sojka 1991) legen dar, daß Gleichgewichtsreaktionen zu langsam ablaufen, als daß ein Gelenk dadurch adäquat geschützt werden könnte. Nach Hogan (1990) hätte ein Feedbackschaltkreis zwischen Rückenmark und oberen Extremitäten eine Feedbackrate von maximal 1,7 Hz, während die Rate transkortikaler Schaltkreise mit höchstens 0,5 Hz noch begrenzter wäre. Die Interaktion zwischen Fuß und Boden bei normalem ruhigem Gang erfordert jedoch, wie berechnet wurde, Raten von 15 Hz (Antonsson u. Mann 1985). Dies überschreitet eindeutig die Fähigkeiten des neuralen Feedbacksystems. Hier muß ein anderer neuromuskulärer Mechanismus wirken.

Ein alternativer neuromuskulärer Mechanismus, der schnellen Gelenkschutz bietet, ist der Federsteifigkeitsgrad (Stiffness) der Muskulatur. Dieser ermöglicht es lokalen segmentalen Muskeln, wie steife Federn zu wirken, die das Gelenk umgeben (Hogan 1990; Johansson u. Sojka 1991; s. Abb. 7.3). Die Spannung in diesen Federn setzt einer anomalen Verlagerung im Gelenk einen sofortigen mechanischen Widerstand entgegen. So kann man sich die Muskeln als eine zusätzliche und dynamische Gelenkkapsel vorstellen (Basmajian 1978), die die passive Bewegungseinschränkung des Gelenks ergänzt (Hogan 1990; Johansson u. Sojka 1991).

Man mißt den Festigkeitsgrad eines Muskels, indem man berechnet, inwieweit ihm seine viskoelastischen Eigenschaften ermöglichen, einer Deformation, beispielsweise einer Dehnung, Widerstand zu leisten. Mathematisch ist Federsteifigkeit (Steifheitsgrad) zum großen Teil eine Funktion der Steigung der Kraftverlagerungskurve (elasti-

he Zone) (s. Abb. 7.2). Je steiler die Kurve ansteigt, desto steifer ist the Struktur. So operieren Muskeln wie elastische Bänder. Einzelne lange, dünne elastische Bänder sind weniger steif und leichter dehnbar als ein kurzes dickes Gummirohr. Der strukturelle Aufbau des dikten Rohrs bietet mehr mechanischen Widerstand und widersteht somit leicht einer Dehnung. Wie bei Kapseln und Bändern hängt auch beim Muskel diese sog. intrinsische Steifheit (Federfestigkeitsgrad) von den ihm innewohnenden viskoelastischen Eigenschaften ab. Es gibt daher einen Bezug zwischen der Größe der intrinsischen Steifheit eines Muskels und seinem Aufbau hinsichtlich der Art von Kollagen, der Anordnung des Bindegewebes, der Richtung der Fasern und der Länge seiner sehnigen Verbindung mit dem Knochen.

Anders als bei Bändern hängt aber der mechanische Widerstand eines Muskels nicht allein von seiner intrinsischen Steifheit ab. Neuromuskuläre Aktivität ermöglicht es dem Muskel, den Grad der intersegmentalen Spannung einzustellen, um so destabilisierenden Kräften mehr oder weniger Widerstand entgegenzusetzen. Muskeln können ihren Federsteifigkeitsgrad einstellen, indem sie ihre Aktivität steigern oder verringern (Andersson u. Winters 1990). Diese neuromuskulär vermittelte Änderung des mechanischen Widerstands wird als extrinsische Steifheit bezeichnet.

Immer mehr spricht dafür, daß die Einstellung der extrinsischen Steifheit eng mit den Gammaschleifen zusammenhängt (Nichols u. Houk 1976; Hoffer u. Andreassen 1981; Hogan 1990). Dieser Mechanismus erlaubt es dem Körper, den langen Schaltkreis neuralen Feedbacks zu übergehen und schnell auf eine Störung zu reagieren (Bergmark 1989; Hogan 1990).

Alle Muskeln können ihre Festigkeit (Federsteifigkeitsgrad) regulieren, aber die Wirksamkeit, mit der Muskeln Festigkeit an Zwischenwirbelgelenke weitergeben, nimmt ab, wenn man Faktoren wie die Muskellänge, den Grad der elastischen Komponente (Hoffer u. Andreassen 1981) und die Flexibilität des Wirbelbogens in Betracht zieht (Farfan 1973). Aus dieser Sicht sind kurze, tiefe lokale Muskeln, die nahe beim Gelenk liegen, wirksamere segmentale Stabilisierer als lange, oberflächliche Muskeln. Die Wirksamkeit, mit der der M. multifidus segmentweise Federsteifigkeit herstellt und die neutrale Zone begrenzt, wurde wiederholt festgestellt (Bergmark 1989; Crisco u. Panjabi 1991; Wilke et al. 1995). Im Gegensatz dazu ist selbst eine unbegrenzte Steigerung der neuromuskulären Aktivität des langen M. erector spinae nicht in der Lage, einzelne lumbale Segmente zu stabilisieren (Bergmark 1989).

Gesteigerte muskuläre Aktivität erhöht zwar allgemein die extrinsische Steifheit der Muskeln, der damit verbundene Gewinn an mecha-

nischem Widerstand ist aber begrenzt. Nach den Berechnungen von Hoffer und Andreassen (1981) steigt der von einem Muskel erzeugte mechanische Widerstand nur marginal bei Steigerungen der neuromuskulären Aktivität um mehr als 25% der maximalen willkürlichen Muskelkontraktion ("maximal voluntary muscle contraction", MVC). Zunehmende Aktivierung motorischer Einheiten oberhalb von 25% MVC erhöht merklich die Fähigkeit eines einzelnen Muskels zur Erzeugung von Zugkraft, aber nicht nennenswert seine Federsteifigkeit. Das Hinzufügen eines einzigen Antagonisten aber kann den mechanischen Nettowiderstand um ein Gelenk effektiv verdoppeln (Hoffer u. Andreassen 1981; Hogan 1990). Dies impliziert, daß eine steigende Anzahl von Muskeln, die sich um das Gelenk herum kokontrahieren, dessen Stabilität erhöht.

Das Ausmaß der Kokontraktion spielt bei schützender Gelenkstabilität eine größere Rolle als die Größe der Muskelkraft.

Wenn Kokontraktion den mechanischen Widerstand des Gelenks steigert (Hogan 1990), dann folgt, daß die segmentale Stabilität um so größer ist, je mehr Muskeln an der Kokontraktion beteiligt sind. Ein hohes Maß an Kokontraktion hat aber hinsichtlich des Energieaufwands einen schweren Nachteil: Antagonistische Aktivität wirkt grundsätzlich entgegengesetzt zu primärer Bewegung (Hogan 1990; s. auch Kap. 3, Begrenzung der weiterlaufenden Bewegung). Infolgedessen muß ein Muskel für eine gewünschte Bewegung bei hoher Kokontraktion nicht nur ausreichend Zugkraft für die Aufgabe hervorbringen, sondern auch den antagonistischen Widerstand überwinden. Übermäßige Kokontraktion macht daher die Bewegung ineffizient. Trotz dieses Energieaufwandes ist Kokontraktion auf niedrigem Niveau rund um ein Gelenk bei alltäglichen Aktivitäten üblicher als isolierte agonistische Kontraktionen (Schenau et al. 1990). Diese Beobachtung spricht auch für die schützende Rolle von Kokontraktion. Es ist also wichtig, die Kokontraktion so zu regulieren, daß der Energieaufwand bei gleichzeitigem Schutz der Gelenke niedrig gehalten wird (Damiano 1993; s. auch Kap. 1, Ökonomische Aktivität).

Hinsichtlich der Effizienz einer Bewegung sind die Gelenknähe und der Querverlauf der Fasern lokaler Muskeln von Vorteil. Mit ihrem kurzen Kraftarm und ihrer querverlaufenden Zugrichtung bringen lokale Muskeln nur eine schwache Zugkraft hervor, sind aber optimal plaziert, um einer Verlagerung des Gelenks mechanischen Widerstand entgegenzusetzen (Crisco u. Panjabi 1991). So kann eine Kokontraktion lokaler Muskeln bei 25% MVC das Gelenk maximal stabilisieren, während die kontraproduktive Wirkung ihrer antagonistischen Aktivität auf die Hervorbringung effizienter Zugkraft durch das globale System möglichst klein gehalten wird.

Beobachtungen des paradoxen Verhaltens der tiefliegenden lokalen Rumpfmuskeln (d. h. ihrer zur primären Bewegung antagonistischen Aktivität) bekräftigen, daß diese Muskeln durch Kokontraktion und die Erzeugung von Gelenkfestigkeit wesentlich als segmentale Stabilisierer wirken und nicht in erster Linie als Beweger. Im Gegensatz dazu wechseln die globalen Rumpfmuskeln zwischen Aktivität und Inaktivität auf eine Weise, die für den Agonisten einer primären Bewegung angemessen ist (Donisch u. Basmajian 1972; Pope et al. 1986; Cresswell 1993).

Mechanische Insuffizienz

Ein weiterer Vorteil von Gelenknähe und Querverlauf der Fasern lokaler Muskeln ist die minimale Veränderung der Muskellänge während des ganzen Bewegungsablaufs. Nach Macintosh et al. (1993) kann eine 20%ige Verlängerung oder Verkürzung der Ruhelänge eines Muskels zu mechanischer Insuffizienz führen. Da der M. multifidus nah bei den Rotationszentren liegt, ändert er selbst bei extremen Positionen seine Ruhelänge (neutrale Länge) um weniger als 20%. Entsprechend ändern auch andere Muskeln, die quer zur primären Bewegung verlaufen (Lacote et al. 1987), etwa der M. transversus abdominis, ihre Länge während Rumpfbewegungen unwesentlich. Es ist daher viel unwahrscheinlicher, daß lokale Muskeln - im Gegensatz zu ihren oberflächlicher liegenden globalen Pendants (McGill 1991) - mechanisch insuffizient werden, gleich welche Stellung die Wirbelsäule einnimmt (Macintosh et al. 1993). Diese Eigenschaft lokaler Muskeln garantiert, daß im ganzen Bewegungsbereich und bei allen Körperhaltungen ein wirksamer Gelenkschutz nicht durch mechanische Insuffizienz beeinträchtigt wird.

7.2.3 Steuerndes System

Die Koordination der Muskelaktivität durch das steuernde Subsystem muß den entsprechenden Anforderungen bezüglich Zugkrafterzeugung, Gelenkschutz und minimalem Energieaufwand genügen (KleinVogelbach 1990; Pedotti u. Crenna 1990). Regulierung der Kokontraktion und zeitliche Abstimmung muskulärer Aktivität gewährleisten einen schnellen Schutz der Gelenke und minimieren unnötigen Energieaufwand. In unsicheren Situationen, etwa bei Angst zu fallen, ändern sich auch die Anforderungen an die Stabilisierung (Damiano 1993). Das steuernde System muß fähig sein, solche veränderten Stabilitätsanforderungen zu erkennen und entsprechend zu handeln (Damiano 1993).

Kokontraktion

Die Regulierung der Kokontraktion wird von vielen verschiedenen Faktoren beeinflußt: von Geschwindigkeit, Belastung und erforderlicher Genauigkeit einer Bewegung, von Gelenkkompression und Gelenkstellung, von Geschicklichkeit und Alter einer Person, ihrem psychischen Zustand wie Angst oder Aufregung (Damiano 1993). Allgemein erhöht sich die Kokontraktion bei schnellen Bewegungen mit größerer Belastung (Cholewicki u. McGill 1996), bei Gelenkkompression in neutraler Stellung (Cholewicki u. McGill 1996), bei starker Angst und bei hohen Anforderungen an die Genauigkeit (Damiano 1993). Beispielsweise fördern dunkle Räume und vereiste oder unebene Oberflächen eine verstärkte Koaktivierung von Muskeln (Damiano 1993), während isoinertiales und isokinetisches Training mit offener Kette das Niveau der Kokontraktion senken (Richardson u. Bullock 1986; Baratta et al. 1988).

Kennzeichnend für motorisches Lernen ist ein Abnehmen der Kokontraktion mit zunehmender Geschicklichkeit (Basmajian 1977; Damiano 1993; s. Kap. 2.4). Mit wachsender Geschicklichkeit werden die Bewegungen flüssiger, ästhetischer und weniger anstrengend. Beispielsweise beginnt ein Kind, das auf einem Bein zu hüpfen lernt, damit, daß es das freie Bein vor dem Körper hält. Es landet hart, springt ruckartig und in unregelmäßigem Rhythmus (Getschell u. Roberton 1989). Es wirkt unbeholfen und wird schnell müde. Mit zunehmender Reife und Geschicklichkeit wird das freie Bein weiter hinten gehalten, die Landung wird weicher und elastischer und der Rhythmus regelmäßiger. Das Kind wirkt souveräner und ermüdet nicht so schnell. Hier zeigt sich die Regulierung der Kokontraktion in der Qualität der Bewegungen (Getschell u. Roberton 1989).

Die Faktoren, die das Niveau der Kokontraktion beeinflussen, sollten beim Umgang mit Patienten in der Klinik nicht unterschätzt werden.

Schmerz, Angst, Unvertrautheit mit der Umgebung und mangelnde Geschicklichkeit ändern notwendigerweise das Niveau der Kokontraktion des Patienten und damit die Effizienz seiner Bewegungen. So zeigen beispielsweise Patienten, die mit einem offenbar komplexen isokinetischen Apparat die Kraft des M. quadriceps zu trainieren beginnen, oft schon nach wenigen Trainingstagen bemerkenswerte Verbesserungen. Diese Verbesserungen ergeben sich jedoch eher aus der wachsenden Vertrautheit des Patienten mit dem Apparat und der Verbesserung seiner Geschicklichkeit als aus einer Hypertrophierung des Muskels, denn ein solcher Prozeß verläuft allgemein langsamer. Insbesondere muß der Therapeut sich der Tatsache bewußt sein, daß diese offenbar verbesserte Muskelfunktion sich nicht notwendig auf andere Umgebungen übertragen läßt (Damiano 1993). Das heißt, ein Patient, der mit einem isokinetischen Gerät offenbar die Stärke seines Ouadrizeps verbessert hat, kann nicht unbedingt auch leichter eine steile Treppe hinuntergehen.

ZUSAMMENFASSUNG

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß Kokontraktion beinahe bei allen funktionellen Alltagsaufgaben vorkommt (Schenau et al. 1990; Cholewicki u. McGill 1996). Sie ist ein schneller und wirksamer Schutzmechanismus für die Gelenke. Im Übermaß kostet sie allerdings Energie, und Bewegung wird ineffizient (Damiano 1993). Eines der Ziele der Physiotherapie ist es, Patienten zur Entwicklung jenes Maßes an Kokontraktion zu verhelfen, das ihren gleichzeitigen Ansprüchen an Stabilität und effiziente Mobilität optimal entspricht (s. Kap. 1, Dynamische Stabilisierung). Funktionelle Einschätzungen, die nur auf die rein biomechanischen Eigenschaften der Muskelfunktion Gewicht legen, verfehlen u. U. dieses Ziel.

Zeitliche Abstimmung

Eine gute Koordination gewährleistet, daß die schützende Muskelaktivität zeitlich richtig abgestimmt ist und Energie effizient eingesetzt wird. Was nützt ein starker Muskel, wenn seine Aktivität zu spät einsetzt, um das Gelenk zu schützen. Das klassische Beispiel für eine Verletzung aufgrund zeitlicher Verspätung ist der verstauchte Knöchel (Troop et al. 1984).

Feedforward-Mechanismen machen die Muskeln bereit, potentiell destabilisierenden Kräften entgegenzuwirken (Bouisset u. Zattara 1981). Diese Mechanismen sind für das Gebiet der Ganganalyse

(Grasso et al. 1998) und für die Vorbereitung der Landung nach ei nem Sprung (Gollhoffer u. Kryolainen 1991) ausführlich beschrieben worden. Beispielsweise zeigen EMG-Untersuchungen eine Aktivität des Quadrizeps und der vorderen Unterschenkelmuskulatur, deutlich bevor die Ferse den Boden berührt (Grasso et al. 1998). Diese antizi patorische Muskelaktivität bereitet die Tendenz der reaktiven Kräfte vor, während des Fersenauftritts das Knie zu beugen und den Fuß plantar zu flektieren (Grasso et al. 1998). Das Zentralnervensystem antizi piert dann die Richtung der Belastung und aktiviert die passende Muskelgruppe, um einen Sturz zu verhindern (Brown u. Frank 1987).

Ähnliche Resultate findet man für den Rumpf (Oddson u. Thorstensson 1990; Cresswell et al. 1994; Hodges u. Richardson 1997 a). Wird der Rumpf im Stehen nach vorn belastet, so führt dies zu einer frühen Aktivierung der langen Rumpfextensoren. Entsprechend rufen Belastungen nach hinten eine antizipatorische Aktivität der vorderen Bauchmuskeln hervor. Wird eine Belastung mit unbekannter Richtung erwartet, so wird das Niveau der Kokontraktion der Rumpfmuskulatur erhöht (Cresswell et al. 1994). Diese Art der Vorprogrammierung soll die Muskeln darauf vorbereiten, Belastungen auszubalancieren und das Gleichgewicht des Rumpfes zu erhalten.

Der Schutz der Gelenke durch aktive segmentale Stabilisierung scheint ebenfalls zeitlich passend abgestimmt werden zu müssen (La vendar et al. 1993; Hodges u. Richardson 1997a). Laut Hodges und Richardson steigt als Vorbereitung zum Gelenkschutz vor einer Bela stung des Rumpfes auch die Aktivität der lokalen Muskeln der Wir belsäule an (Hodges u. Richardson 1997 a). Die beiden Forscher konn ten mit einer Fein-Draht-EMG-Untersuchung zeigen, daß der M. transversus abdominis der erste Bauchmuskel war, der vor einer schnellen Armbewegung aktiviert wurde. Darüber hinaus fand die an tizipatorische Aktivierung dieses lokalen Muskels unabhängig von der Belastungsrichtung statt. Im Gegensatz dazu änderten globale Mus keln wie M. obliquus internis und M. obliquus externis, M. rectus ab dominis und M. erector spinae die zeitliche Abstimmung ihrer Akti vierung so, wie es die Kontrolle des Rumpfgleichgewichts erforderte (Hodges u. Richardson 1997a). Diese nicht richtungsspezifische antizi patorische Aktivierung des M. transversus abdominis vor einer Arm bewegung (Richardson et al. 1999) untermauert die Hypothese, daß dieser Muskel die Segmente der Wirbelsäule eher dadurch stabilisiert, daß er die Festigkeit der Gelenke verstärkt, und nicht durch eine Steuerung des Gleichgewichts (Hodges u. Richardson 1997 a).

Die konstante Koaktivierung des M. transversus abdominis während wechselnder Belastungen des Rumpfes bekräftigt noch zusätzlich

die nicht richtungsspezifische Rolle dieses tiefliegenden Bauchmuchtbei der segmentalen Stabilisierung (Cresswell 1993). Fehlt eine sohle schützende Vorprogrammierung der Muskeln, so könnte dies theore tisch dazu führen, daß die Segmente schädigenden Kräften, die während einer Bewegung auftreten, unvorbereitet und verletzbar ausgesetzt sind (Richardson et al. 1999).

Ausdauer

sat distinct to be some

Die häufig beschriebenen Kokontraktionen der lokalen Muskeln auf niedrigem Niveau während der meisten der Schwerkraft entgegengerichteten Haltungen, Rumpfbewegungen und Gangarten deuten darauf hin, daß diese Muskeln während alltäglicher Aktivitäten nahezu ständig arbeiten (Morris et al. 1962; Pauly 1966; Donisch u. Basmajian 1972). Somit wäre die potentielle Ausdauer und nicht die potentielle Kraft einer der begrenzenden Faktoren der Funktion lokaler Muskeln zur segmentalen Stabilisierung.

Die Fähigkeit eines Muskels zur Ausdauer hängt weitgehend von seiner aerobischen Kapazität ab (Jorgensen et al. 1993). Diese wiederum ist weitgehend eine Funktion der Muskelfasern vom Typ I und ihrer Sauerstoffversorgung. Der große Anteil von Fasern vom Typ I und eine hohe Dichte des kapillaren Netzes (Sirca u. Kostevc 1985; Jorgensen et al. 1993) bei den tiefliegenden paraspinalen Lendenmuskeln stimmen mit einer tonischen Muskelfunktion überein (Vink et al. 1987). Langsame Fasern vom Typ I halten, wie man annimmt, leicht einer Ermüdung stand (Duchateau et al. 1987). Untersuchungen des EMG-Musters im Zeitablauf ergaben, daß der M. multifidus während Ausdauertests bei Rumpfstreckung dauernd aktiv blieb, andere paraspinale Extensoren hingegen zeigten eine wechselnde Aktivität (Dieen et al. 1993). Dies bestätigt die Fähigkeit des M. multifidus, mit Ermüdung fertigzuwerden. Verliert dieser lokale Muskel seine Fähigkeit zur Ausdauer, so nimmt möglicherweise seine Fähigkeit zur dauernden Unterstützung der Wirbelsäule ab.

7.2.4 Dysfunktion lokaler Muskeln

Anders als für ihre globalen Gegenüber hat sich für lokale Muskeln der Lendenwirbelsäule gezeigt, daß eine Dysfunktion in direktem Zusammenhang mit Schmerzen im Lumbalbereich steht. Zwischen histo-

logischen Veränderungen dieser Muskeln, ihrer Ermüdbarkeit, Koordination und Querschnittsfläche und Rückenschmerzsymptomen wurde eine eindeutige Korrelation beschrieben (Mattila et al. 1986; Roy et al. 1989; Flicker et al. 1993; Hodges u. Richardson 1995; Hides et al. 1996). Unklar ist, ob derartige Veränderungen Folge oder Ursache des Rückenschmerzes sind (Richardson u. Jull 1995). Unabhängig davon können solche Veränderungen der Muskelfunktion mit einer mangelnden Kompetenz der Muskeln zu segmentaler Stabilisierung und einem Wegfall ihrer Schutzfunktion einhergehen (Richardson u. Jull 1995). Zur Untersuchung der Dysfunktion lokaler Muskeln wurden mehrere Forschungsmethoden entwickelt.

Es wird behauptet, die Ermüdbarkeit von Muskeln sei ein wichtiger Faktor in der Krankheitsgeschichte von Rückenschmerzen (deVries 1968). Studien zur Ermüdbarkeit untersuchen die Disposition des Muskels hinsichtlich Erschöpfung. Üblicherweise erforschen solche Untersuchungen die Fähigkeit eines Muskels, mäßige bis maximale Belastungen über bestimmte Zeiträume hinweg zu ertragen. Klinische Tests der Ermüdung messen im allgemeinen, wie lange eine Person eine vorgegebene Belastung ertragen kann (Gardner Morse et al. 1995). Unglücklicherweise werden solche Messungen durch Faktoren wie die Tageszeit und die Motivierung beeinflußt. Dies stellt die Zuverlässigkeit solcher klinischer Tests in Frage (Ng et al. 1995). Außerdem ist es ethisch fragwürdig, Patienten mit chronischen Rückenschmerzen bis an die Grenze der Erschöpfung zu testen, da dies die Symptome verstärken kann.

Neuere Entwicklungen auf dem Gebiet der Elektromyographie, etwa eine Spektralanalyse, ermöglichen die Untersuchung spektraler Veränderungen der EMG-Frequenzen über einen bestimmten Zeitraum (Roy et al. 1989; Ng u. Richardson 1996). Solche Messungen können Ermüdungsmuster aufzeigen, ohne die betreffende Person zu erschöpfen, und umgehen somit das Problem klinischer Ausdauertests. Mit Hilfe der Untersuchung spektraler Veränderungen des EMG der paraspinalen Muskeln ließ sich zeigen, daß Personen mit Schmerzsymptomen Anzeichen rascherer Ermüdung der Rückenextensoren aufweisen als Personen ohne Lumbale Rückenschmerzen (Roy et al. 1989; Biedermann et al. 1991). Die meisten Unterschiede zwischen den beiden Personengruppen sind jedoch auf den M. multifidus zurückzuführen, beim M. erector spinae sind die Unterschiede weniger offensichtlich. Biedermann et al. (1991) nehmen an, daß diese Ergebnisse auf ein Funktionsdefizit der Muskelfasern vom Typ I hindeuteten.

Auch die von Mattila et al. (1986) beschriebenen histologischen Veränderungen des M. multifidus stützen diese Hypothese. Gewebs-

proben des M. multifidus, die vor einer operativen Behandlung der Bandscheiben bei Patienten mit chronischem Rückenschmerzen entnommen wurden, zeigten innere pathologische Veränderungen der Faserstrukturen vom Typ I. Darüber hinaus korrelierten vermehrte pathologische Veränderungen der Fasern vom Typ I stark mit einem langfristig negativen Behandlungsausgang (Mattila et al. 1986).

Mehrere weitere Studien beschreiben Veränderungen von Größe und histologischem Aufbau bei den Mm. multifidi im Zusammenhang mit Rückenschmerzen (Laasonen 1984; Hides et al. 1994). Hides et al. (1994) verglichen eine symptomfreie Personengruppe mit einer Gruppe von Personen, die zum ersten Mal an akuten einseitigen Rückenschmerzen litten. Bei letzteren zeigte sich ein rapider Schwund der Querschnittsfläche des M. multifidus. Dieser Schwund stimmte mit der Seite der Symptome ebenso wie der Höhe des betroffenen Segments überein. Wurde diese Atrophie nicht behandelt, so blieb sie bestehen, obwohl sich der Patient völlig erholte und weder Schmerz noch Funktionsstörung verspürte (Hides et al. 1996). In einer einjährigen Nachfolgestudie zeigte sich aber ein starker Zusammenhang zwischen diesem verbleibenden Defizit des segmentalen M. multifidus und einem langfristig negativen Behandlungsausgang (Hides u. Richardson 1996).

Auch zwischen einer Dysfunktion des M. transversus abdominis und dem Auftreten von lumbalem Rückenschmerz zeigt sich ein deutlicher Zusammenhang. Hodges und Richardson (1996) beschreiben mangelhafte Koordination und zeitliche Abstimmung des M. transversus abdominis bei Personen mit chronischen Schmerzen im Lumbalbereich. Bei diesen Personen fehlte die normale antizipatorische Aktivität des M. transversus abdominis vor einer Belastung des Rumpfes (s. Abschn. 7.2.3, Zeitliche Abstimmung). Bei einer schnellen Armbewegung zeigte sich bei ihnen stets eine bis zu 450 ms verzögerte Aktivierung des M. transversus abdominis (Hodges u. Richardson 1996). Dieses spezifische Defizit fand sich bei allen untersuchten Personen mit Rückenschmerzen und schien in keinem Zusammenhang mit radiologisch oder klinisch nachgewiesenen strukturellen pathologischen Veränderungen zu stehen (Hodges u. Richardson 1996).

Außerdem verlor bei Personen mit lumbalen Rückenschmerzen die zeitliche Abstimmung der Aktivierung des M. transversus abdominis auch ihren normalen, richtungsunabhängigen Charakter (Hodges u. Richardson 1996). Anders als bei beschwerdefreien Personen änderte hier der M. transversus abdominis die zeitliche Abstimmung seines Einsetzens entsprechend der Belastungsrichtung und der Gleichgewichtsanforderungen (Hodges u. Richardson 1996; Richardson et al.

1999). Noch gibt es nur Vermutungen über die Gründe dieser Dysfunktion des M. transversus abdominis. Sie reichen von Reflexinhibierung bis zu einer Verletzung des peripheren Nerven. Hodges und Richardson (1996) halten jedoch ein Defizit der motorischen Kontrolle für die wahrscheinlichste Erklärung (Richardson et al. 1999).

Neuere Untersuchungen legen nahe, daß Personen mit Rückenschmerzen sich tendenziell ruckartiger bewegen und Aufgaben mit dem Einsatz größerer Muskelaktivität bewältigen als beschwerdefreie Vergleichspersonen (Masset et al. 1998). Diese Bewegungseigenschaften erwiesen sich in einer prospektiven Untersuchung als prädiktiv für Rückenschmerzen (Masset et al. 1998). Sie spiegeln möglicherweise Veränderungen der muskulären Koordination, der Ermüdbarkeit der Muskeln und/oder der Regulierung von Kokontraktion und Bewegungsökonomie wider (Getschell u. Roberton 1989; Damiano 1993).

Schmerzen im Lumbalbereich erweisen sich als eng und konsistent verknüpft mit einer Dysfunktion lokaler Muskeln der Lendenwirbelsäule. Angesichts des wachsenden Beweismaterials dafür, daß lokale Muskeln die Funktion segmentaler Stabilisierung haben, ist anzunehmen, daß Dysfunktionen zu einer inadäquaten Beschränkung von Verschiebungen im Gelenk führen (Richardson et al. 1999). Diese segmentale Instabilität wiederum kann zu wiederholten Mikrotraumen der Gelenkstrukturen und zu der chronischen Degeneration beitragen, die chronische Rückenschmerzen bewirkt (Kirkaldy-Willis 1988).

7.2.5 Wirksamkeit der Behandlung lokaler Muskeln

Eine persistierende Dysfunktion lokaler Muskeln korreliert eng mit einem langfristig negativen Ausgang von Rückenschmerzbehandlungen (Rantanen et al. 1993; Hides u. Richardson 1996). Daraus folgt, daß die Behandlung von Rückenschmerzen Übungen zur Verringerung der Defizite lokaler Muskeln umfassen sollte. Richardson und andere (Richardson u. Jull 1995; Hamilton u. Richardson 1997; Hides et al. 1997; Richardson et al. 1999) haben zu diesem Zweck Übungen entwikkelt. Die Wirksamkeit dieser Übungen spezifischer lokaler Muskeln für den Behandlungsausgang wurde in 2 kontrollierten randomisierten Untersuchungen geprüft (Hides u. Richardson 1996; O'Sullivan et al. 1997).

Für eine Gruppe von Personen mit akuten, erstmalig auftretenden einseitigen Rückenschmerzen beschreiben Hides et al. (1996) eine

Asymmetrie der Mm. multifidi mit einer Atrophie des Muskels auf der betroffenen Seite von bis zu 30%. In einer randomisierten kontrollierten Interventionsstudie wurde allen Personen ihrem Schmerz entsprechend Schmerzmittel gegeben. Die behandelte Gruppe machte jedoch zusätzlich noch für das dysfunktionale Segment spezifische Übungen mit statischer Kontraktion des M. multifidus (Hides u. Richardson 1996). Diese Übungen werden von Richardson und anderen detailliert beschrieben (Richardson u. Jull 1995; Hamilton u. Richardson 1997; Hides et al. 1997; Richardson et al. 1999). Bei beiden Gruppen verschwanden Schmerz und Funktionsstörung innerhalb von vier Wochen. Trotz dieser Genesung von Symptomen blieben bei der nur medikamentös behandelten Gruppe die Querschnittsfläche der Mm. multifidi deutlich asymmetrisch (Hides et al. 1996). Im Gegensatz dazu hatten die Mm. multifidi bei der Übungsgruppe ihre Symmetrie ihrer Querschnittsfläche zurückgewonnen (Hides et al. 1996). Es scheint, daß ein Defizit bei lokalen Muskeln, das bei einem ersten Auftreten von Rückenschmerzen entsteht, sich trotz des Verschwindens der Symptome nicht spontan zurückbildet.

Die Bedeutung dieses verbleibenden Muskeldefizits wird klar, wenn man die langfristigen Behandlungsausgänge vergleicht (Hides u. Richardson 1996). Ein Jahr nach dem Auftreten der Rückenschmerzen war bei der Kontrollgruppe eine Rückfallrate von 80% zu verzeichnen. Bei der Gruppe, die zusätzlich mit spezifischen Übungen für den M. multifidus behandelt worden war, kam es hingegen nur in 30% zu Rückfällen. Außerdem waren diese Rückfälle weniger schwer und weniger häufig als jene der Kontrollgruppe (Hides u. Richardson 1996). Diese Ergebnisse stützen die These, daß jene tiefliegenden lokalen Muskeln den Gelenkschutz bieten können, der zur Kompensation von Verletzungen nötig ist. Daher scheinen spezifische Übungen zur Rückgewinnung der vollen Funktion der lokalen Muskeln die entscheidende Komponente bei der Prävention von wiederkehrenden Rückenschmerzen zu sein (Richardson et al. 1999).

In der zweiten Interventionsstudie ging es um die Wirkung des von Richardson und anderen beschriebenen spezifischen Trainings lokaler Muskeln bei einer Gruppe von Personen mit chronischen Rückenschmerzen (Richardson u. Jull 1995; Hamilton u. Richardson 1997; Hides et al. 1997; Richardson et al. 1999). Ein prospektiver randomisierter kontrollierter Versuch umfaßte Patienten mit Symptomen chronischer lumbaler Rückenschmerzen und radiologisch nachweisbarer Spondylolyse oder Spondylolisthese im lumbalen Bereich. O'Sullivan et al. (1997) beschrieben einen 50%igen Rückgang von Schmerz und Funktionsstörung bei Personen, die gemäß der Empfehlungen von

Richardson und anderen (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999) während 10 Wochen selektiv den M. transversus abdominis und den M. multifidus trainierten. Im Gegensatz dazu schienen die allgemeinen Übungen für den Rumpf, die zur konservativen Behandlung einer Kontrollgruppe gehörten, das vor Beginn der Behandlung existierende Schmerz- und Funktionsstörungsniveau der untersuchten Personen nicht zu ändern. Eine langfristige Nachfolgeuntersuchung zeigte, daß das durch das spezifische Training lokaler Muskeln erzielte Behandlungsergebnis während eines Zeitraums von 30 Monaten beibehalten werden konnte, bei der Kontrollgruppe hingegen traten keine Änderungen ein (O'Sullivan et al. 1997).

Diese Ergebnisse stützen die Hypothese des stabilisierenden Systems (Panjabi 1992 a). Eine geeignete Förderung des aktiven Muskelsystems kann ein strukturelles Defizit des passiven Systems, das Symptome hervorruft, kompensieren. Ohne eine solche Strategie bleiben die Segmente weiteren Phasen von Schmerz und Funktionsstörung ausgesetzt. Eine aktive Stabilisierungsstrategie scheint insbesondere dann wirksam, wenn sie sich auf das System der lokalen Muskeln richtet.

Die zunehmenden Beweise für die besondere Rolle der tiefliegenden spinalen Muskeln bei aktiver segmentaler Stabilisierung, ihre spezifische Dysfunktion, wenn Rückenschmerzen vorliegen, und der Erfolg ihrer selektiven Aktivierung im Rahmen einer Rehabilitation bei Rückenschmerzen zeigen die Notwendigkeit der Weiterentwicklung klinischer Tests und Strategien zur Behandlung der lokalen Muskeln. Entsprechende klinische Maße sind für Physiotherapeuten wesentlich, denn sie bieten einen Ausgangspunkt für die Rehabilitation, dokumentieren den Behandlungsfortschritt und helfen, die Übungsdosis festzulegen (Mooney 1992).

7.2.6 Gegenwärtige klinische Tests der Funktion lokaler Muskeln

Wegen der tiefen Lage lokaler Muskeln, ihrer Größe und ihrer komplexen Interaktion innerhalb des stabilisierenden Systems gibt es nur wenige klinische Tests bezüglich ihrer Dysfunktion (Richardson u. Jull 1995). Die üblichen klinischen Tests der Muskelkraft und -flexibilität scheinen zu unspezifisch, um die Funktion dieser Muskeln in ihrer Rolle als segmentale Stabilisierer angemessen offenzulegen (Richardson et al. 1999). Tests der segmentalen Stabilität, wie die Messung der neutralen Zone oder der Muskelfedersteifigkeit, sind klinisch

nicht einsetzbar, da sie nicht *in vivo* durchgeführt werden können. Und die Untersuchungsmethoden von Hodges und Richardson (1997b) oder Hides et al. (1996) erfordern Fachkenntnis zu muskuloskeletalen Ultraschallmessungen oder zur Plazierung von Nadeln für ein EMG und sind für die tägliche therapeutische Praxis nicht geeignet.

Heute existierende klinische Tests bezüglich der Kokontraktion des M. transversus abdominis und des M. multifidus werden von Richardson und anderen detailliert beschrieben (Richardson u. Jull 1995; Hamilton u. Richardson 1997; Hides et al. 1997; Richardson et al. 1999). Beim Test des M. transversus abdominis ist ein willkürliches Einziehen der Bauchdecke gefordert, das als Hohlbauch ("abdominal hollowing") bezeichnet wird. Zur Quantifizierung der Fähigkeit, den Bauch einzuziehen, befindet sich der Patient in Bauchlage, sein Magen ruht auf einem Luftkissen, das mit einem Druckmeßgerät verbunden ist, und der Patient wird gebeten, seinen Bauch von diesem Luftkissen wegzuziehen.

Spezifisches Merkmal dieses Tests ist die Anforderung, den M. transversus abdominis selektiv und unabhängig von den oberflächlicher liegenden Muskeln wie dem M. rectus abdominis oder dem M. obliquus externis willkürlich zu aktivieren (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999). Zur Durchführung dieses Tests ist nur eine geringfügige Kontraktion notwendig. So testet er im wesentlichen muskuläre Koordination und nicht Kraft. Seine differenzierende Aussagekraft scheint darauf zu beruhen, daß Personen ohne lumbale Rükkenschmerzen diese Koordination leichter lernen können als Personen mit Rückenschmerzen (Jull et al. 1995). Ziel der Therapie ist es daher, Lumbale Rückenschmerzpatienten eine solche koordinierte Aktivität wirksam beizubringen. Diese spezifische Übungsstrategie wurde bei den an früherer Stelle (s. Abschn. 7.2.5) erwähnten erfolgreichen Interventionsstudien eingesetzt.

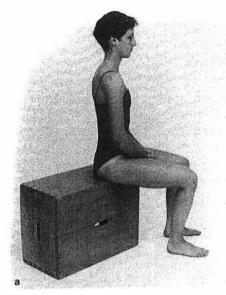
Beim klinischen Test des M. multifidus wird der segmentale Muskel palpiert (Richardson u. Jull 1995; Hamilton u. Richardson 1997; Hides et al. 1997; Richardson et al. 1999). Eine langsame und gleichmäßige beidseitige isometrische Kontraktion der Mm. multifidi soll auf jeder segmentalen Ebene der Lendenwirbelsäule palpierbar sein. Wie der klinische Test des M. transversus abdominis erfordert dieser Test die selektive willkürliche Aktivierung des segmentalen M. multifidus ohne Koaktivierung globaler Rumpfmuskeln wie des M. erector spinae. Die Patienten haben Schwierigkeiten, den M. multifidus auf diese Weise zu kontrahieren, insbesondere auf der Seite und Höhe der Schmerzsymptome. Wiederum zielt die Behandlung darauf ab, die für den Test passende Aktivität des Muskels auf allen Ebenen der Lenden-

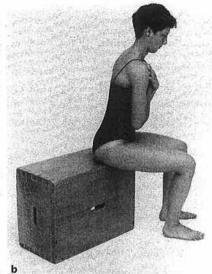
Ein weiterer Nachteil der beschriebenen Tests lokaler Muskeln besteht darin, daß sie – anders als ein automatischer Funktionstest – sehr stark auf einer willkürlichen und selektiven Aktivierung von Muskeln beruhen. Unterschiedliche Motivation, Konzentration, kinästhetische Wahrnehmung oder Geschicklichkeit bei motorischem Lernen können zu irreführenden Testschlußfolgerungen führen. Aus diesem Grund ergänzen Richardson und andere (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999) diesen klinischen Test mit Messungen, die Ultraschall und EMG einsetzen. Solche unterstützenden Untersuchungen sind aber angesichts der Kosten einer derartigen Ausrüstung für die kleine private klinische Praxis nicht finanzierbar (Hides et al. 1995; Richardson et al. 1999). Zusätzliche klinische Tests sind notwendig, um ein deutlicheres klinisches Bild von Funktion und Dysfunktion des lokalen Muskels zu entwickeln.

7.2.7 Übungen der Funktionellen Bewegungslehre, die zur Untersuchung und Behandlung der Funktion lokaler Muskeln geeignet sind

Die Charakteristika bestimmter Techniken der Funktionellen Bewegungslehre lassen sie für die Untersuchung und Behandlung des Systems lokaler Muskeln als geeignet erscheinen (Hamilton u. Richardson 1995 a). Da die rehabilitierenden Übungen zur Behandlung von Rückenschmerzen, die Richardson et al. (1999) beschrieben haben, schon erfolgreich sind, sollte jede weitere Entwicklung alternativer Test- und Behandlungsmethoden unter den heute üblichen Behandlungskonzepten diejenigen erwägen, die sich an ähnlichen Übungsparametern orientieren und für die Behandlung von Rückenschmerzen einen ähnlichen klinischen Erfolg versprechen.

Hamilton und Richardson (1995 a) haben ausgeführt, daß Übungen wie das "Klötzchenspiel" (Abb. 7.6 a-c; s. Kap. 4.11.2) oder "Kurz und bündig" (Abb. 7.7; s. Kap. 3) diesen Kriterien genügen. Diese spezifischen Übungen der Funktionellen Bewegungslehre werden in Kap. 3 und 6 detailliert beschrieben. Notwendig ist in beiden Übungen, daß der Patient die Neutralhaltung von Lendenwirbelsäule und Becken während gemäßigter, aber steigender Belastung des Rumpfs genau zu kon-





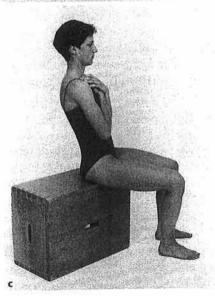
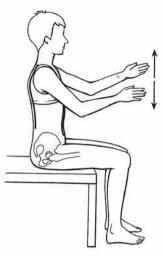


Abb. 7.6a-c. Klötzchenspiel: a Ausgangsstellung, b Vorneigung, c Rückneigung

trollieren versucht (s. Kap. 3, Potentielle Beweglichkeit). Beim "Klötzchenspiel" wird der Rumpf zunehmend durch eine Neigung des Körpers in den Hüftgelenken belastet und bei "Kurz und bündig" über die Trägheitskraft bei einer Bewegung des Unterarms (s. Abb. 7.6, 7.7).

Verglichen mit dem Training selektiver lokaler Muskeln (Hamilton u. Richardson 1997; Hides et al. 1997; Richardson et al. 1999; s.



Abschn. 7.2.6) gehen die Übungen der Funktionellen Bewegungslehre völlig anders an die aktive Stabilisierung zur Rehabilitation von Rükkenschmerzen heran.

Der erste Ansatz betont die genaue Durchführung einer willkürlichen Kokontraktion lokaler Muskeln, während letzterer die präzise aktive Kontrolle der Neutralhaltung erfordert. Aber die beiden Ansätzen gemeinsame Forderung einer präzisen muskulären Koordination ist vielleicht der Faktor, der sie verbindet. Vieles deutet darauf hin, daß die präzise aktive Steuerung der Neutralhaltung automatisch die selektive Aktivierung der tiefliegenden lokalen Muskeln fazilitiert mit einer stabilisierenden Strategie, die derjenigen des selektiven Trainings lokaler Muskeln ähnelt (Hamilton u. Richardson 1998; Richardson et al. 1999).

Zur Überprüfung der Hypothese, therapeutische Übungen der Funktionellen Bewegungslehre zur Kontrolle der Neutralhaltung seien geeignet zum Testen und zur Behandlung der Dysfunktion lokaler Muskeln bei Personen mit Rückenschmerzen, sind mehrere Schritte nötig. Als erstes muß man die Übungen daraufhin untersuchen, ob sie Merkmale aufweisen, die sie zum Testen der Funktion lokaler Muskeln geeignet machen, und sie, wenn nötig, modifizieren. Außerdem muß die Übungsleistung quantifizierbar sein und die Beziehung zwischen der Kontrolle der lumbopelvischen Neutralhaltung und der Aktivität der Rumpfmuskulatur geklärt werden. Schließlich müssen Unterschiede der Haltungskontrolle zwischen Personen mit und solchen ohne Rückenschmerzen festgestellt werden. Die Autorin untersucht gegenwärtig in mehreren Studien die Beziehung zwischen der Funktion lokaler Muskeln zur Steuerung der lumbopelvischen Neutralhaltung und dem Auftreten von Rückenschmerzen.

Analyse von therapeutischen Übungen der Funktionellen Bewegungslehre

Die folgende Analyse einer therapeutischen Übung der Funktionellen Bewegungslehre diskutiert die verschiedenen Merkmale, die den Aufbau der Übung beschreiben. Es werden Parameter wie Ausgangsstellung des Gelenks sowie Intensität der Belastung und Dauer der Kontraktion betrachtet. Ob sich therapeutische Übungen der Funktionellen Bewegungslehre für klinische Tests der Funktion lokaler Muskeln eignen, hängt ab von der wechselseitigen Beziehung dieser Übungsparameter zu den Attributen der stabilisierenden Funktion der lokalen Muskeln, zu Merkmalen einer Dysfunktion lokaler Muskeln im Zusammenhang mit Rückenschmerzen und zum Aufbau von spezifischen Tests lokaler Muskeln, wie ihn Richardson und andere beschrieben haben (Richardson u. Jull 1995; Hamilton u. Richardson 1997; Hides et al. 1997; Richardson et al. 1999).

Zu den wesentlichen Attributen von therapeutischen Übungen der Funktionellen Bewegungslehre, auf die sich der erwähnte Forschungsansatz der Autorin bezieht, gehören der Einsatz der Neutralstellung von Lendenwirbelsäule und Becken bei geringer Muskelanstrengung (s. Kap. 3, Potentielle Beweglichkeit), die Forderung nach möglichst geringer globaler Kokontraktion und hoher muskulärer Ausdauer (s. Kap. 1, Ökonomische Aktivität), die Voraussetzung von kinästhetischer Wahrnehmung (s. Kap. 2.1) und präziser Muskelkoordination, die Beibehaltung normaler Atemmuster (s. Kap. 4.8) und der Nachweis der Wirksamkeit einer Behandlung. Diese Faktoren sollen im folgenden näher betrachtet werden.

Neutralhaltung von Becken und Lendenwirbelsäule

Die lumbopelvische Neutralhaltung ist nicht nur die Ausgangsposition für therapeutische Übungen der Funktionellen Bewegungslehre, sie ist auch die Position, die während der Übung beibehalten werden soll. Eine korrekte Durchführung der Übung setzt voraus, daß sich die lumbopelvische Neutralhaltung definieren läßt, daß Patienten diese Position einnehmen können und daß sie über genügend bewußte Haltungswahrnehmung (s. Kap. 2.1) sowie adäquate Muskelfunktion verfügen, um die Position aktiv beibehalten zu können.

In jüngster Zeit ist dem Zusammenhang zwischen neutraler Haltung und Gelenkstabilität viel wissenschaftliche Aufmerksamkeit ge-

widmet worden. Neutral ist die Position minimaler passiver struktureller Beanspruchung (Klein-Vogelbach 1990; Panjabi 1992b; s. Kap. 4, Sitzverhalten) und maximaler konstitutioneller (oder veranlagter) vertebraler Instabilität (Cholewicki u. McGill 1996). Zusätzlich ist die neutrale Stellung oft die optimale Haltung zur Fazilitierung selektiver Aktivität lokaler Muskeln (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999). Außerdem kann die präzise Steuerung der neutralen Haltung auf der Höhe bestimmter Segmente der Wirbelsäule auch ein spezifisches Zusammenspiel lokaler und globaler spinaler Muskeln widerspiegeln (Hamilton u. Richardson 1998). Obwohl die neutrale Haltung in vielen verschiedenen erfolgreichen Behandlungstechniken für Rükkenschmerzen eingesetzt wird (Saal u. Saal 1989; Sahrmann 1990; Robison 1992), bleibt ihre klinische Definition eine komplexe Aufgabe (Bullock-Saxton 1988).

Definition der neutralen Haltung

Die normale Haltung ist schwierig zu definieren, und es gibt eine ganze Reihe anatomischer und biomechanischer Beschreibungen (Bullock-Saxton 1988). Obwohl die Definitionen verschiedene Aspekte betonen, beschreiben die meisten eine Ausrichtung, die einen Ausgleich zwischen maximalem Gelenkschutz und minimaler Anstrengung herzustellen versucht. Aus biomechanischer Sicht definiert Panjabi (1992b, S. 391) die neutrale Haltung als "diejenige Position, bei der die inneren Belastungen der Wirbelsäule insgesamt und die muskuläre Anstrengung zur Aufrechthaltung dieser Stellung minimal sind" (s. Kap. 1, Körperlängsachse). Diese Reduzierung innerer Belastungen ist ein grundlegendes Element im Konzept der Rückenschulen und wesentlich auch für viele verschiedene Schmerzbehandlungstechniken. Beispielsweise ist die neutrale Position eine häufige Gelenkstellung für die Anwendung von Techniken der manuellen Therapie, eine übliche Schienungsstellung zur Gelenkentlastung und Ausgangsposition für viele therapeutische Übungen.

Die meisten anatomischen Definitionen einer statischen Haltung der Wirbelsäule werden aus einer standardisierten Ausrichtung der Gelenke in bezug auf die Schwerkraft abgeleitet (Braun u. Fischer 1985; Kendall et al. 1993). Üblicherweise bezieht man sich dabei auf das Verhältnis zwischen verschiedenen knöchernen Orientierungspunkten und der Senkrechten. Orientierungspunkte wie die Spina iliaca, die Symphysis pubica und der Processus mastoideus werden als Bezugspunkte genommen. Mit Hilfe dieser Anhaltspunkte können die Neutralstellung des Beckens in Begriffen von Beckenneigung, Ausprä-

gung der Lordose oder die Verschiebung einzelner Körperabschnitte aus der Körperlängsachse dokumentiert werden (Klein-Vogelbach 1990; Kendall et al. 1993). Mit Hilfe einer so standardisierten anatomischen Haltungsausrichtung sollen die Grenzwerte für neutrale Haltungsparameter festgelegt werden, für die die innere Belastung der Gelenke als minimal angenommen wird. Abweichungen von dieser "idealen" anatomischen Ausrichtung könnten folglich interne Strukturen des Gelenks übermäßig belasten. Gemeinhin werden solche Haltungsabweichungen als eine Ursache von Schmerz angenommen. Jedoch haben sich standardisierte anatomische Maße für abweichende Haltung, etwa die Tiefe der Lordose oder Beckenneigung, als sehr schwache Prädiktoren für Rückenschmerzen erwiesen (Hansson et al. 1984).

Bei diesen Standardmethoden zur Quantifizierung von Haltung treten 3 grundlegende Probleme auf.

- Solche Maße lassen im allgemeinen die Bedeutung muskulärer Aktivität für innere Belastung in Gelenken außer acht (McGill u. Norman 1987).
- Die Schwerpunkte von Becken und Brustkorb und die entsprechenden knöchernen Orientierungspunkte variieren sehr stark (During et al. 1985).
- Derartige standardisierte Haltungsparameter sind relativ grob und geben die Komplexität der 24 Segmente, aus denen sich die Haltung der Wirbelsäule zusammensetzt, nicht adäquat wieder (Andersson et al. 1977; Hamilton u. Richardson 1995b).

Vielleicht ist dies der Grund, weshalb die zahlreichen und wiederholten Untersuchungen des Zusammenhangs zwischen einerseits groben Haltungsmaßen und Muskelfunktion, etwa Kraft und Flexibilität, und andererseits Rückenschmerzen so unproduktiv waren (Walker et al. 1987; Bullock-Saxton 1988; Heino et al. 1990; Jorgensson 1993).

Klein-Vogelbach (1990) beschreibt die neutrale Haltung der Wirbelsäule als jene Position, in der die passiven Strukturen am wenigsten zur Stabilität der Gelenke beitragen, also eine Position, in der die Muskeln minimal aktiv, aber maximal bereit sind (s. Kap. 4, Sitzverhalten). Diese Definition ist insofern interessant, als sie Wert auf das Niveau neuromuskulärer Aktivität legt. In der klinischen Praxis verwendet Klein-Vogelbach eine Definition neutraler Haltung, die die große individuelle Verschiedenheit von Haltungsausrichtung und die Muskelanstrengung zur Erreichung und Aufrechterhaltung dieser Position berücksichtigt (Klein-Vogelbach 1990, 1991; s. Abschn. 7.2.8, Quantifizierung der neutralen lumbopelvischen Haltung). Nach An-

1.2 Stabilisierendes System

sicht von Hamilton und Richardson (1996) weist außerdem das Zusammenwirken von muskulärer Aktivität und Schlüsselsegmenten der Neutralhaltung auf die stabilisierende Funktion der lokalen Muskeln hin. Aus dieser Sicht kann die aktive muskuläre Steuerung der Haltung die Rolle der neutralen Haltung im Zusammenhang mit Instabilität und Rückenschmerz besser angeben, als dies die Abweichung von einer statischen anatomischen Haltungsausrichtung vermag. Dieses Konzept wird durch eine zunehmende Menge von Daten untermauert.

Instabilität der neutralen Haltung

Ohne muskuläre Unterstützung ist die neutrale Haltung der Wirbelsäule in sich instabil (Cholewicki u. McGill 1996). Es genügt jedoch eine Steigerung der neuromuskulären Aktivität der tiefliegenden spinalen Muskeln, etwa des M. multifidus, um lediglich 3-5% MVC, um die Stabilität des Segments wiederzugewinnen (Cholewicki u. McGill 1996). Eine muskuläre Aktivität auf niedrigem Niveau ist daher entscheidend für die Stabilisierung der Wirbelsäule, insbesondere in neutraler Haltung. Ein weiterer Beweis für diese Funktion ist die häufig in EMG-Studien beschriebene Aktivität des M. multifidus bei aufrechter neutraler Haltung (Morris et al. 1962; Pauly 1966; Valencia u. Munro 1985; Wolf et al. 1989). Auch wenn solche niedrige Aktivität tiefliegender Muskeln schwerlich klinisch palpierbar sein wird, unterstreichen diese Studien doch das Konzept der Bereitschaft der tiefliegenden Muskeln in der neutralen Stellung (Cholewicki u. McGill

Funktion der paraspinalen Muskeln bei aktiver Steuerung der neutralen Haltung

Hamilton und Richardson (1996) sind der Auffassung, die subtilen Veränderungen der Haltung der Wirbelsäule, die Klein-Vogelbach während Übungen im Rahmen der Funktionellen Bewegungslehre beobachtet hat (Klein-Vogelbach 1990), gingen möglicherweise mit einer Dysfunktion paraspinaler Muskeln einher. So stellte Klein-Vogelbach beispielsweise fest, daß viele Rückenschmerzpatienten während der Neigung des Rumpfs nach vorn zu Beginn des "Klötzchenspiels" den Brustkorb übermäßig extendieren und so die Kontrolle der Lordose am Übergang von der Lendenwirbelsäule zum Kreuzbein verlieren (Klein-Vogelbach 1990; s. Kap. 6.2.3). Diese subtile thorakale Extension könnte mit der vorherrschenden Aktivität des M. erector spinae

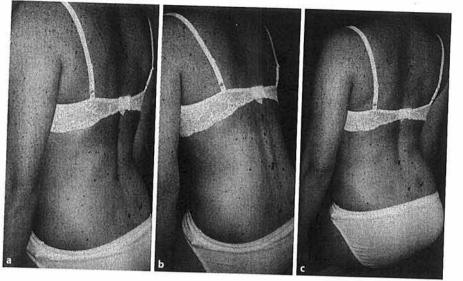


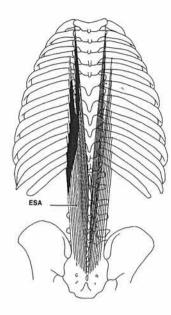
Abb. 7.8a-c. Krümmungen der Wirbelsäule beim Sitzen: a normale Sitzhaltung, **b** kyphosierte Haltung, \tilde{c} Verlängerung der Lordose bis Th5

zur Kompensation einer schwachen Funktion des M. multifidus in Zusammenhang stehen (Abb. 7.8; Hamilton u. Richardson 1995b). Eine solche Überlegung beruht auf anatomischen Betrachtungen der betreffenden Muskeln und ihrer Zusammenwirkung bei der Verteilung von Bewegung im Bereich der Lendenwirbelsäule (Hamilton u. Richardson 1996).

Die sagittale Rotation der Wirbelsäule wird nicht gleichmäßig auf alle Segmente verteilt. Am stärksten ist die Rotation zwischen dem 4. Lendenwirbel und dem Kreuzbein und am zweitstärksten an der Verbindungsstelle zwischen Brustkorb und Lendenwirbelsäule (Pearcy 1985; White u. Panjabi 1990). Die posteriore sagittale Rotation verteilt sich kranialwärts mehr oder weniger bis zu T5 (White u. Panjabi 1990). Kaudalwärts ist, abgesehen von der äußerst geringfügigen Rotation im Iliosakralgelenk, die Verbindungsstelle zwischen Lendenwirbelsäule und Kreuzbein das äußerste bewegte Gelenk bei einer sagittalen Rotation.

Die anatomische Anordnung der paraspinalen Muskeln prädisponiert sie dazu, die Haltung der Wirbelsäule auf spezifischen Ebenen zu beeinflussen (Hamilton u. Richardson 1995a). Die Mm. multifidi bestehen aus einer Reihe separater Muskelbündel (Bogduk 1980), eines für jedes lumbale Segment. Die Faserbündel entspringen aus einer gemeinsamen Sehne am Processus spinosus und setzen nacheinander

Abb. 7.9. M. erector spinae pars thoracis. (Aus Bogduk 1997, S. 113)



an den Processus mamillares der kaudalen Segmente an (Bogduk 1997). Die am kaudalsten liegenden Faserbündel setzen am 5. Lendenwirbel und am Kreuzbein an (Macintosh et al. 1986). Diese Anordnung der Faserbündel gleicht einem Tannenbaum, dessen dickste und längste Äste inferiomedial, an der Verbindung zwischen Lendenwirbelsäule und Kreuzbein (L4–S1), liegen (s. Abb. 7.4). Interessanterweise ist dies die für die Stabilität der Wirbelsäule riskanteste Ebene (White u. Panjabi 1990) und auch die Ebene, auf der die meisten Rükkenschmerzprobleme auftreten (Andersson 1981). Mit Ausnahme der meisten oberen und mittleren Abschnitte von M. longissimus thoracis pars thoracis entspringt der lange M. erector spinae pars thoracis an den Brustwirbeln und Rippen und setzt über die Aponeurose des M. erector spinae am Kreuzbein und am Beckenkamm an (Abb. 7.9; Bogduk 1980).

Die Mm. multifidi und der M. erector spinae sind beide aktiv bei der Rumpfstreckung (Ng u. Richardson 1994), man kann aber sagen, daß sie unterschiedliche Auswirkungen auf die Krümmungen der Wirbelsäule haben. Der M. multifidus liegt günstig für eine Rotation einzelner lumbaler Segmente in posterior-sagittaler Richtung (Valencia u. Munro 1985; Bogduk 1997). Er hat daher einen direkten Einfluß auf die Form der Lordose. Sein größtes derartiges Steuerungspotential hat er bezüglich der unteren Lumbalregion, wo seine Kraftarme am längsten sind (McGill 1992; Macintosh et al. 1993).

Aspden (1992) legt dar, daß der Bogen eine an sich stabile Struktur ist, deren inhärente Stabilität – bei allen Bögen – bei Kompression zunimmt. Der M. multifidus liegt nicht nur anatomisch optimal, um den lordotischen Bogen zu bilden, gleichzeitig steigern seine vertikalen Vektoren die Kompression der Wirbelsäule (McGill u. Norman 1987; Aspden 1992). In ähnlicher Weise übt der vom M. transversus abdominis hervorgerufene zunehmende intraabdominale Druck (Cresswell et al. 1992) Druck auf den Schlußstein des lordotischen Bogens aus und steigert damit dessen stabilisierende Eigenschaften (Aspden 1992; Richardson et al. 1999).

Die tiefliegenden untersten Faserbündel des M. multifidus sind auch günstig gelegen, um einer posterioren Rotation des Kreuzbeins im Verhältnis zu diesen unteren lumbalen Segmenten wirksam Widerstand zu leisten (Bogduk 1997). Die Aufrechterhaltung der gegenüber dem Iliacus (oder Beckenkamm) nach vorn gekippten Position des Kreuzbeins ist ein wichtiger Aspekt iliosakraler Stabilität, denn dadurch werden tendenziell die propellerförmigen Gelenkoberflächen festgeschraubt. Diese Schließung beschränkt Scherkräfte zwischen den Gelenkoberflächen (Pool-Goudzwaard et al. 1998). Eine vom M. transversus abdominis über seine thorakolumbale Faszie ausgeübte Kompression der Iliosakralgelenke steigert diesen "Kraftschluß" des Gelenks und seine Stabilität noch mehr (Pool-Goudzwaard et al. 1998). So steuern die lokalen Muskeln direkt und wirksam den Lordosebogen (Aspden 1992) und fördern die aktive Stabilisierung der Iliosakralgelenke (Pool-Goudzwaard et al. 1998).

Im Gegensatz zur direkten Steuerung der Lordose durch den M. multifidus streckt der lange M. erector spinae die Lendenwirbelsäule nur indirekt durch die grobe Bewegung des Brustkorbs gegenüber dem Becken und vice versa (Brügger 1988; Bergmark 1989). Nach Auffassung von Hamilton und Richardson (1995 a) übt der M. erector spinae diese indirekte Wirkung auf die Lendenwirbelsäule aus, indem er auf die beweglichen spinalen Segmente einwirkt, die nahe an seinem Ansatz liegen. Mit andern Worten: Der M. erector spinae pars thoracis hat eine starke Prädisposition, die thorakalen Segmente zu extendieren, insbesondere im Bereich der Verbindung zwischen Brust- und Lendenwirbelsäule.

Eine Steuerung der lumbosakralen Verbindungsstelle hängt daher eng mit der Funktion des M. multifidus zusammen, während diejenige der thorakolumbalen Verbindungsstelle mit der Funktion des M. erector spinae pars thoracis zusammenhängt (Hamilton u. Richardson 1995 a). Fehlende lumbosakrale Kontrolle (s. Abb. 7.8 b) und damit einhergehende Streckung des Brustkorbs könnte auf eine fehlende

Funktion des M. multifidus mit kompensatorischer Aktivität des langen M. erector spinae hinweisen (s. Abb. 7.8 c; Hamilton u. Richardson 1995b). Andererseits führt die synergistische Aktivierung beider Muskeln zu einer lordotischen Streckung in Form eines langen "c" (s. Abb. 7.7; Hamilton u. Richardson 1995b). Diese "c"-Krümmung könnte theoretisch bis zum 5. Brustwirbel hinaufreichen, wo der Bereich thorakaler Extension am begrenztesten ist (White u. Panjabi 1990).

Angesichts der Verschiedenheit von Haltungstypen und der Variabilität von Tiefe und Verteilung der Lordose sind unendliche Variationen eines Zusammenspiels von Aktivität der Rumpfmuskulatur und Haltung möglich (Bullock-Saxton 1988). Auf der Grundlage der klinischen Beobachtungen Klein-Vogelbachs (1991; s. Kap. 5) und anatomischer Daten nehmen Hamilton und Richardson (1995b) jedoch an, daß ein Befund zur aktiven Haltungskontrolle am aufschlußreichsten ist, wenn er an den thorakolumbalen und lumbosakralen Bereichen ansetzt. Übungen zur Haltungskontrolle, die nur die grobe Orientierung von Brustkorb und Becken betrachten (Brügger 1988; Sahrmann 1990; Robison 1992) haben nicht das gleiche Potential, die subtile Interaktion zwischen paraspinalen Muskeln und Haltungskontrolle widerzuspiegeln.

Klein-Vogelbachs klinische Beobachtungen (Klein-Vogelbach 1991) sind vielleicht wichtige Instrumente zur Erhellung der Funktion lokaler Muskeln (Hamilton u. Richardson 1995b). Dabei spiegeln besonders das thorakolumbale und lumbosakrale Gelenk die relative Aktivität globaler und lokaler paraspinaler Muskeln wider. Diese Hinweise sind wertvoll, wenn mit einer therapeutischen Übung die selektive Aktivierung der lokalen Muskeln gefördert werden soll.

Fazilitierung selektiver Aktivität lokaler Muskeln und die neutrale Haltung

Selektive Aktivierung eines lokalen Muskels ist das eindeutigste Merkmal eines spezifischen Trainings lokaler Muskeln, wie es Richardson beschreibt (Richardson u. Jull 1995; Hamilton u. Richardson 1997; Hides et al. 1997; Richardson et al. 1999; s. Kap. 4, Selektives Muskeltraining). Gleichzeitig ist diese selektive Kontraktion für Patienten nur sehr schwer zu erreichen. Positioniert man den Patienten in Neutralhaltung, so kann das bei der Fazilitierung der schwierigen Koordinationsaufgabe helfen. Auf der anderen Seite bekräftigen die genannten Autoren, daß ein präzises Positionieren des Patienten in neutrale

Haltung automatisch die erwünschte Aktivierung des lokalen Muskels fazilitieren kann, und empfehlen Übungen zur Steuerung der neutralen Haltung als ergänzendes Training in einer Rehabilitation, die Stabilisierung durch lokale Muskeln erreichen will (Hamilton u. Richardson 1995 a; Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999).

Obgleich lokale Muskeln theoretisch nicht mechanisch insuffizient werden, gleich welche Haltung eingenommen wird (McGill 1991; Macintosh et al. 1993), empfehlen Richardson und andere (Richardson u. Juli 1995; Richardson et al. 1999) die neutrale Haltung für die anfängliche Fazilitierung lokaler Muskeln. Für diese Empfehlung gibt es vielfältige Gründe. Die neutrale Haltung minimiert normalerweise den Schmerz (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999). Eine Verringerung des Schmerzes ist nötig, weil Schmerz wahrscheinlich die Funktion lokaler Muskeln hemmt (Hides et al. 1994). Außerdem ist die neutrale Position diejenige, in der definitionsgemäß die passiven Strukturen am wenigsten zum stabilisierenden System beitragen (Panjabi 1992b; Damiano 1993; Hides et al. 1994; Edmonston et al. 1998) und in der die Funktion der lokalen Muskeln die Voraussetzung für eine Stabilität der Wirbelsäule ist (Cholewicki u. McGill 1996). Dies untermauert die Hypothese einer maximalen Bereitschaft der Muskeln in Neutralstellung (Klein-Vogelbach 1990), was wiederum die Fazilitierung selektiver lokaler Muskeln begünstigt (Hamilton u. Richardson 1998).

Die neutrale Haltung scheint auch bei Koaktivierungsstrategien für das System lokaler Muskeln eine Rolle zu spielen. Richardson und andere (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999) befürworten eine synergistische Koaktivierung des Beckenbodens und des Zwerchfells als Fazilitierungsstrategie für eine selektive Aktivierung des M. transversus abdominis (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999). Diese Methode beruht auf der nachgewiesenen synergistischen Aktivierung des Beckenbodens (Sapsford et al. 1997a,b) und des Zwerchfells (Hodges et al. 1997a) durch den M. transversus abdominis. Die Steigerung des intraabdominalen Drucks, die mit dieser Koaktivierung von Muskeln einhergeht, wird als Stabilisierungsmechanismus der Wirbelsäule betrachtet (McGill u. Norman 1987; Aspden 1992; McGill et al. 1994; Hodges et al. 1997b).

Neuere Pilotstudien zeigen, daß die lordotische Haltung auch die geeignetste Haltung zur Fazilitierung des Beckenbodens ist (Sapsford et al. 1997b; Richardson et al. 1999). Analog argumentiert Brügger (1988), die Lordose sei Voraussetzung für die Fazilitierung von Zwerchfellatmung. Angesichts dieses Datenmaterials überrascht es nicht, daß die neutrale Haltung für eine selektive Fazilitierung des M.

transversus abdominis für günstig erachtet wird (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999).

Andererseits sah Klein-Vogelbach die Rückkehr zur normalen Zwerchfellatmung als ein Anzeichen für eine korrekte neutrale Haltung im Sitzen an (Klein-Vogelbach 1996; s. Kap. 6, Klötzchenspiel). Diese klinische Beobachtung paßt gut zu dem von Richardson et al. beschriebenen Vorgang, mittels einer selektiven willkürlichen Kontraktion des M. transversus abdominis beim Training lokaler Muskeln einen Hohlbauch zu machen ("abdominal hollowing"; Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999).

ZUSAMMENFASSUNG

Insgesamt sprechen alle diese Faktoren für einen engen Zusammenhang zwischen der lumbopelvischen Neutralstellung und der Fazilitierung einer selektiven Kontraktion lokaler Muskeln, die für eine Rehabilitation bei Rückenschmerzen eingesetzt wird (Hamilton u. Richardson 1998).

Minimierung der Kokontraktion globaler Muskeln

Richardson et al. (1999) betonen die Notwendigkeit, während selektiver Aktivierung lokaler Muskeln eine gleichzeitige Aktivität der oberflächlicheren globalen Rumpfmuskeln zu minimieren. Sie halten eine übermäßige Koaktivierung der globalen Muskeln während der Übung für eine kompensierende Strategie, die typischerweise von Rückenschmerzpatienten angewendet wird (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1998; Richardson et al. 1999). Um solche Kompensierungsstrategien zu beseitigen und gleichzeitig die selektive Aktivierung lokaler Muskeln zu lehren, ist großes therapeutisches Geschick erforderlich (Jull et al. 1998).

Ähnlich versuchen auch die therapeutischen Übungen der Funktionellen Bewegungslehre, eine präzise Kontrolle der Haltung von Lendenwirbelsäule und Becken bei gleichzeitig minimaler Aktivität globaler Muskeln und normaler Atmung zu gewährleisten. Ein Anhalten des Atems und übermäßige Kokontraktion werden als ineffizient und als Zeichen schlechter Bewegungsqualität und schlechter Muskelkoordination angesehen (Klein-Vogelbach 1990; s. Kap. 4, Funktionelle Fehlatmung). Solche therapeutischen Übungen versuchen also, das Niveau der Kokontraktion zu optimieren, um einen maximalen Gelenkschutz mit minimalem Aufwand zu erreichen (Getschell u. Roberton 1989; Klein-Vogelbach 1990; Damiano 1993; s. Abschn. 7.2.3).

Obwohl die Übungen des spezifischen Trainings lokaler Muskeln und diejenigen der Funktionellen Bewegungslehre in ihrer Durchführung verschieden sind, legen beide Wert auf eine präzise, effiziente muskuläre Koordination bei minimaler Anstrengung der globalen Muskeln. Jull et al. sind der Auffassung, eine derartige laufend verbesserte Koordination der spezifischen Rumpfmuskeln könne in irgendeiner Weise die automatische segmentale Stabilisierungsfunktion lokaler Muskeln wiederherstellen (Jull et al. 1998). Dies wiederum sei die Ursache für den Erfolg des selektiver Trainings lokaler Muskeln zur Behandlung von lumbalen Rückenschmerzen.

Atemmuster

Die fortgesetzte normale Zwerchfellatmung während der Übung ist eine gemeinsame Voraussetzung für die adäquate Durchführung sowohl der Übungen zur Haltungskontrolle (Klein-Vogelbach 1991, 1995; s. auch Kap. 4, Haltungskorrektur) als auch des spezifischen Trainings lokaler Muskeln (Richardson u. Jull 1995; Hamilton u. Richardson 1997; Hides et al. 1997; Richardson et al. 1999). Die Notwendigkeit, Atemmuster in therapeutische Übungen gegen Rückenschmerzen einzubeziehen, wurde von Klein-Vogelbach bereits 1976 beschrieben. In anderen Konzepten ist es eine relativ neue Entwicklung. Richardson und andere halten das Atemanhalten für eine Kompensierungsstrategie anstelle korrekter Koordination lokaler Muskeln (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999), während Klein-Vogelbach darin ein Anzeichen schwachen reaktiven Atmens, übermäßiger Anstrengung und ineffizienter Bewegung sieht (Klein-Vogelbach 1991, 1995, 1996; s. auch Kap. 4, Funktionelle Fehlatmung).

Die Unfähigkeit, während der selektiven Aktivierung lokaler Muskeln mit normaler Zwerchfellatmung fortzufahren, kann durch übermäßige Aktivität globaler Muskeln bedingt sein und/oder durch eine Art Valsalva-Versuch (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999). Eine Kokontraktion des M. obliquus internis oder externis und des langen M. erector spinae verhindert das Heben des Brustkorbs, während eine selektive Aktivierung des M. transversus abdominis die Zwerchfellatmung unterstützen sollte (Troya 1983; Lacote et al. 1987). Folglich wird bei übermäßiger Aktivität globaler Muskeln eine nor-

male Zwerchfellatmung schwieriger (Hodges et al. 1997 a).

Zusätzlich kommt es beim Valsalva-Versuch zu einer forcierten Ausatmung gegen die geschlossene Stimmritze, was den intrathorakalen und den intraabdominalen Druck erhöht (Hodges et al. 1997 a).

Man kennt solche Erhöhungen des intraabdominalen Drucks beim Gewichtheben (Troup et al. 1993) und während der Landung nach einem Sprung (McGill u. Sharratt 1990; Cresswell et al. 1992). Gesteigerter intraabdominaler Druck während des Valsalva-Versuchs kann zwar die Stabilisierung der Wirbelsäule verstärken (Cresswell et al. 1992; McGill et al. 1994; Hodges et al. 1997 a; Richardson et al. 1999), aber wahrscheinlich funktioniert diese Stabilisierungsstrategie nur so lange, wie die betreffende Person die Atmung anhält, und sie ist ganz offensichtlich nicht geeignet, die unverzichtbaren Stabilitätsanforderungen bei alltäglichen Aktivitäten zu erfüllen.

Wie Richardson und andere ausführen (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999), wird das Anhalten des Atems von Rückenschmerzpatienten während Test und Behandlung des lokalen Muskelsystems als Strategie zur Kompensierung inadäquater selektiver Aktivierung lokaler Muskeln eingesetzt. Ähnliches gilt bei Übungen im Rahmen der Funktionellen Bewegungslehre. Sie werden langsam und mit geringer Belastung durchgeführt und sollten keiner valsalvaartigen Strategie zur Stabilisierung bedürfen. Daher wird das Anhalten des Atems als Zeichen einer inadäquaten Ausführung der Übung angesehen und auszuschalten versucht (Klein-Vogelbach 1991, 1995). Die Beziehung zwischen der Funktion lokaler Muskeln, intraabdominalem Druck, Zwerchfell, neutraler Haltung und segmentaler Stabilität ist immer noch unklar (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999), aber unser heutiges Wissen weist darauf hin, daß Atemmuster und das Anhalten des Atems als Parameter in die Einschätzung lokaler Muskeln einbezogen werden sollten (McGill et al. 1994; Richardson u. Jull 1995; Hodges et al. 1997 a; Richardson et al. 1999).

Kinästhetische Wahrnehmung

Um Übungen der Funktionellen Bewegungslehre oder ein spezifisches Training lokaler Muskeln präzise durchzuführen, ist eine kinästhetische Wahrnehmung auf hohem Niveau erforderlich. Die im Vergleich zu Gesunden schwächere kinästhetische Wahrnehmung der Lendenwirbelsäule bei Personen mit Rückenschmerzen ist gut dokumentiert (Parkhurst u. Burnett 1994; Gill u. Callaghan 1998). Rehabilitationsprogramme für Patienten mit chronischen Rückenschmerzen, die sich auf ein Training der propriozeptiven Wahrnehmung konzentrieren, führten zu besseren Behandlungsergebnissen als solche zur Stärkung der Muskelkraft (Oostendorp et al. 1998).

Unklar sind die Gründe für die bei Rückenschmerzen beobachtete defizitäre Wahrnehmung (Gill u. Callaghan 1998), aber viele Daten

weisen auf ein Problem mit dem Muskelspindelkomplex hin (Brumagne et al. 1998).

Mehrere Forschungsberichte erlauben die Schlußfolgerung, daß der Muskelspindelkomplex die kinästhetische Wahrnehmung entscheidender bestimmt als der sensorische Input der passiven Strukturen (Marks 1996). Auf diese Weise sind motorische und sensorische Funktion des Muskels untrennbar miteinander verbunden. Daher ist es plausibel, daß eine beeinträchtigte motorische Funktion zu einer verringerten sensorischen Funktion führen kann und umgekehrt (Gill u. Callaghan 1998).

Die klinische Erfahrung belegt, daß Rückenschmerzpatienten eine Therapie mit Übungen der Funktionellen Bewegungslehre mit einer schlechten Wahrnehmung ihrer lumbopelvischen Haltung beginnen und daß sich diese aufgrund von Training und Feedback verbessert (s. oben). Fraglich ist, inwieweit die durch die Übungen erzielte Verringerung der Schmerzen mit verbesserter Muskelfunktion, kinästhetischer Wahrnehmung oder einer Kombination von beiden zusammenhängt. Angesichts des großen Anteils von Spindeln in tiefliegenden Lendenmuskeln wie dem M. multifidus (Sirca u. Kostevc 1985) sind aber Übungen für Behandlung und Untersuchung einer mit Rückenschmerzen zusammenhängenden Dysfunktion, die gleichermaßen auf die Erfordernisse kinästhetischer Wahrnehmung wie auf die der Funktion tiefliegender Muskeln eingehen, durchaus erwägenswert.

Arten von Übungen

Übungen lassen sich auf viele verschiedene Weisen durchführen. Sie reichen von schnellen isokinetischen Übungen bei maximaler Anstrengung bis zu statischen Haltungen in geschlossener Kette. Die Auswahl der Übung sollte sich so eng wie möglich auf die gewünschte Muskelfunktion beziehen. Übungen, die anhaltende isometrische Kontraktionen der lokalen Muskeln erfordern, entsprechen deren stabilisierender Funktion besser als dynamische Kontraktionen (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999).

Elektromyographische Daten belegen, daß die Aktivität der lokalen Muskeln nicht mit der Richtung der Belastung zusammenhängt (Hodges u. Richardson 1997a). Stattdessen weisen lokale Muskeln während einer Bewegung des Rumpfes tendenziell eine fortwährende, gleichmäßige Kokontraktion auf niedrigem Niveau auf, allgemein be-

kannt als tonische Aktivität (Cresswell et al. 1992; Richardson u. Jull 1995; Hodges u. Richardson 1997 a; Richardson et al. 1999; s. Abschn. 7.2.2, Federsteifigkeit; Abschn. 7.2.3, Kokontraktion, Zeitliche Abstimmung). EMG-Daten zeigen auch, daß der M. transversus abdominis diese richtungsunspezifische Funktion bei Rückenschmerzen verliert. Daraus folgt, daß ein isometrisches Halten dieser Muskeln auf niedrigem Kontraktionsniveau der stabilisierenden Funktion lokaler Muskeln am nächsten kommt. Darüber hinaus argumentieren Richardson und andere (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999), daß dynamische Rumpfübungen die Stabilität nicht trainieren, da sie eine Aktivität oberflächlicherer multisegmentaler Muskeln zum Nachteil der Aktivität tieferliegender monosegmentaler Muskeln fördern. Dies rechtfertigt den relativ späten Einsatz dynamischer Rumpfübungen im Rehabilitationsprogramm beider Behandlungskonzepte.

Zusätzlich ist es nicht die veränderte Kraft, sondern eine veränderte Fähigkeit zur Ausdauer, die zu den Ursachen für Rückenschmerzen gezählt wird (deVries 1968). Übungen, die dieses Defizit beheben wollen, sollten also versuchen, die aerobische Fähigkeit der betroffenen Muskeln zu verbessern. Man weiß, daß Übungen, die mäßige Muskelkontraktion über eine längere Zeitspanne hinweg verlangen, eine derartige Verbesserung bewirken (Kannus et al. 1992 a, b).

So zielen sowohl die spezifischen Übungen lokaler Muskeln nach Richardson und anderen (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999) als auch jene im Rahmen der Funktionellen Bewegungslehre (Klein-Vogelbach 1991) darauf ab, Dauer und Anzahl der Wiederholungen der geringfügigen isometrischen, haltenden Kontraktionen der Rumpfmuskulatur allmählich zu steigern. Gleichermaßen halten beide Konzepte eine gesteigerte Ausdauer isometrischer Übungen für eine wirksamere Form des Übungsfortschritts als eine gesteigerte Belastbarkeit. Bei Tests der Funktion lokaler Muskeln sollte es also ebenso wie für Belastbarkeit einen Parameter für Ausdauer geben.

Wirksamkeit der Behandlung

Ein weiteres Element, das spezifisches Training lokaler Muskeln und Übungen der Funktionellen Bewegungslehre gemeinsam haben, ist ihre Wirksamkeit zur Rehabilitation bei Rückenschmerzen. Zwar fehlen für Übungen der Funktionellen Bewegungslehre heute noch die soliden Daten aus randomisierten kontrollierten Interventionsstudien (Hides u. Richardson 1996; O'Sullivan et al. 1997; s. Abschn. 7.2.5), aber mehrere Autoren berichten, daß sie solche Übungen mit großem

Behandlungserfolg in ihre Rehabilitationsprogramme aufgenommen haben (Saal u. Saal 1989; Robison 1992).

Die weltweite Popularität solcher Übungen der posturalen Kontrolle legt nahe, daß sie in der Behandlung von Rückenschmerzen erfolgversprechend sind (Brügger 1988; Sahrmann 1990; Robison 1992; Richardson et al. 1999). Übungen zur Haltungskontrolle sind die Grundlage vieler Programme von Rückenschulen (Robison 1992), und ganz allgemein setzen Physiotherapeuten auf Dauer nur solche Übungen ein, die klinisch erfolgversprechend scheinen.

Während des Rehabilitationsprozesses beginnt der Patient normalerweise mit einer schlechten Kontrolle seiner Haltung und verbessert sie mit Feedback und zunehmender Praxis. Die therapeutische Übungsstrategie geht davon aus, daß eine Verbesserung der Haltungskontrolle während des Trainings mit abnehmendem Schmerz und nachlassender Funktionsstörung einhergeht. Aber trotz des populären Einsatzes von Übungen zur Haltungskontrolle bleibt das Grundprinzip einer solchen Verbesserung rätselhaft. Hamilton und Richardson halten die gleichzeitige Verbesserung der Funktion der lokalen Muskeln für eine plausible Erklärung (Hamilton u. Richardson 1998). Die Beweise für eine solche These sind immer noch dürftig. Immerhin ergibt sich aber aus allen bisher angeführten Daten, daß es sich lohnt, Übungen der Funktionellen Bewegungslehre wie "Klötzchenspiel" und "Kurz und bündig" als mögliche Test- und Behandlungsmethoden für die Funktion lokaler Muskeln genauer zu untersuchen.

Insgesamt sind "Klötzchenspiel" und "Kurz und bündig" Übungen, die eine aktive, präzise und anhaltende Kontrolle der Haltung von Lendenwirbelsäule und Becken verlangen. Für ihre gute Durchführung ist ein hohes Maß an kinästhetischer Wahrnehmung und Koordination erforderlich. Die Übungen legen Wert auf die Haltefähigkeit der stabilisierenden Muskeln auf niedrigem Niveau, versuchen, die Anstrengung der globalen Rumpfmuskeln zu minimieren, und fördern ein fortgesetzt normales Atmen. Damit entsprechen sie gut den Merkmalen der stabilisierenden Funktion der lokalen Muskeln, ihrer Dysfunktion bei Rückenschmerzen und dem Aufbau bewährter Tests lokaler Muskeln und therapeutischer Methoden.

7.2.8 Übungen der Funktionellen Bewegungslehre, die zur Untersuchung der Funktion lokaler Muskeln geeignet sind

Es bleibt zu fragen, ob die Erfolge der Übungen der Funktionellen Bewegungslehre zur Kontrolle der neutralen Haltung (Klein-Vogelbach 1991) und die eines spezifischen Trainings lokaler Muskeln (Richardson u. Jull 1995; Richardson et al. 1999) in der Rehabilitation bei Rükkenschmerzen auf einem gemeinsamen Prinzip beruhen oder ob es eine andere Erklärung gibt. Um dies zu beantworten, muß die Steuerung der neutralen Haltung von Lendenwirbelsäule und Becken im Hinblick auf ihre Beziehung zur Funktion lokaler Muskeln hin genau analysiert werden. Der Zusammenhang zwischen der Kontrolle der lumbopelvischen Neutralhaltung und der Funktion lokaler Muskeln wird in laufenden Forschungsprojekten weiter evaluiert. Die Autorin hat damit begonnen, die klinischen Annahmen der Funktionellen Bewegungslehre bei der erfolgreichen Behandlung von Rückenschmerzen zu untersuchen.

Übungen zur Kontrolle der neutralen Haltung werden aufgrund von 3 Annahmen mit Erfolg zur Behandlung von Rückenschmerzen eingesetzt.

- Es wird angenommen, Rückenschmerzpatienten hätten von Anfang an eine schlechtere Haltungskontrolle als Gesunde.
- Man geht davon aus, diese Kontrolle verbessere sich durch Training.
- Es wird angenommen, die mangelnde Haltungskontrolle hänge mit chronischen Rückenschmerzen zusammen.

Diese Annahmen müssen jedoch noch objektiv geprüft werden. Dazu müssen die Kontrolle der neutralen Haltung quantifiziert und Unterschiede zwischen Personen mit und ohne Rückenschmerzen geprüft werden. Die nachfolgend aufgeführten Untersuchungen wurden von der Autorin zu diesem Zwecke durchgeführt.

Quantifizierung der neutralen lumbopelvischen Haltung

Die Haltung der Wirbelsäule kann außerordentlich verschieden sein, daher ist ihre klinische Einschätzung eine so komplexe Aufgabe. Natürlich ist es klinisch unmöglich, alle 24 Segmente der Wirbelsäule detailliert zu analysieren. Andererseits scheinen grobe Maße, wie etwa

die Beckenneigung, zu wenig detailliert zu sein, um ein Licht auf die aktive Steuerung der Haltung zu werfen (Bullock-Saxton 1988). Das Problem wird verstärkt, wenn auch noch Parameter der Muskelaktivität in die klinische Evaluation der Haltungskontrolle miteinbezogen werden. Dann bedarf es einer Methode, die die quantitative Einschätzung der Haltung vereinfacht und gleichzeitig der Komplexität der Haltung der Wirbelsäule entspricht. Die genauen klinischen Beobachtungen von Klein-Vogelbach bei der Evaluation der Haltungskontrolle (Klein-Vogelbach 1991) bieten wertvolle Hinweise auf die Beziehung zwischen der Beschränkung der Beweglichkeit von Schlüsselsegmenten der Wirbelsäulenkrümmungen und der Aktivität haltungssteuernder Muskeln. Messungen an diesen Schlüsselsegmenten könnten zu einer optimaleren Quantifizierung der Haltung beitragen (Hamilton u. Richardson 1995 a, 1998).

Nach Klein-Vogelbach (1990) ist das Niveau muskulärer Aktivität ein wesentliches Element in der Definition der neutralen Haltung (s. Kap. 1, Ökonomische Aktivität). Die Notwendigkeit, diese Komponente einzubeziehen, wird klinisch deutlich, wenn man bedenkt, auf welche verschiedene Weise Patienten im Sitzen die neutrale Ausrichtung erreichen und beibehalten (s. Kap. 4.5). Manche Patienten können die neutrale Haltung beim aufrechten Sitzen nur mit großer Mühe einnehmen und bewahren. Sie sitzen völlig starr, während andere bemerkenswert wenig Mühe haben. Wieder andere können die neutrale Haltung einnehmen, aber nur unter Schwierigkeiten beibehalten. Mißt man die posturale Ausrichtung nur bei solchen Patienten, kann man wichtige Unterschiede der Muskelfunktion bei neutraler Haltung nicht erkennen. So sind die widersprüchlichen Beschreibungen der Druckveränderungen innerhalb der Bandscheiben bei aufrechtem und entspanntem Sitzen (Liegestuhl) möglicherweise auf die Wirkung einer durch Muskelaktivität bedingten Kompression der Gelenke in neutraler Haltung zurückzuführen (Andersson et al. 1977; McGill u. Norman 1987; Wilke 1999).

Die Patienten werden möglichst genau in der neutralen lumbopelvischen Haltung nach Klein-Vogelbach positioniert (Klein-Vogelbach 1978, 1990; s. Abb. 4.7), wodurch versucht wird, der Komplexität der Wirbelsäulenkrümmungen und der Variabilität der Anordnung von Schwerpunkten verschiedener Körperabschnitte Rechnung zu tragen. In der Funktionellen Bewegungslehre verläuft die Ausgangspositionierung des Patienten für therapeutische Übungen zur Haltungskontrolle in 3 Schritten.

- Zuerst vergewissert sich der Therapeut der Standardausrichtung von Becken, Brustkorb und Kopf in der aufrechten Neutralstellung (s. Kap. 1, Körperlängsachse).
- Dann konzentriert er seine Aufmerksamkeit auf die Form der Wirbelsäulenkrümmungen, insbesondere an den Verbindungsstellen zwischen Brustkorb und Lendenwirbelsäule und zwischen Lendenwirbelsäule und Becken (Klein-Vogelbach 1991). Aus Gründen, die in Abschn. 7.2.7 (Aktivität paraspinaler Muskeln und aktive Steuerung der neutralen Haltung) dargelegt wurden, betont der Therapeut die Lordose in der unteren Lumbalregion und hemmt eine übermäßig lange Lordose, die sich bis zum Brustkorb erstreckt.
- Schließlich folgt die Feinabstimmung der Haltung zur Minimierung der Aktivität globaler Muskeln. Diese wird eingeschätzt durch die Beobachtung des Muskeltonus oder die Palpation der Härte der Muskeln. Die Feinkorrektur der Haltung wird erreicht durch verbale und taktile Hinweise zur Vergrößerung der Flexion oder Extension auf spezifischen Ebenen der Wirbelsäule und/oder durch geringfügig veränderte Gewichtübernahme.

Zusätzliche klinische Zeichen hinsichtlich der Genauigkeit der korrekt eingenommenen lumbopelvischen Neutralhaltung erhält der Therapeut, wenn der Patient wieder (oder weiterhin) normal atmet. Aus solchen klinischen Hinweisen entnimmt er eine Menge Informationen über die Aktivität der Rumpfmuskulatur während des Einnehmens der aufrechten Haltung (Hamilton u. Richardson 1998; s. Abschn. 7.2.7, Aktivität paraspinaler Muskeln und aktive Steuerung der neutralen Haltung).

Wenn die aufrechte Haltung, die der Patient eingenommen hat, als zufriedenstellend angesehen wird, wird die neutrale Haltung individuell definiert als die spezifische Beziehung zwischen Becken, Wirbelsäule und Kopf sowie als die spezifische Form der in der angegebenen Weise erreichten Wirbelsäulenkrümmungen (s. Abb. 7.8a). Dann wird dem Patienten Feedback gegeben, um die Beibehaltung der Neutralstellung während der Übung zu unterstützen. Man lehrt ihn 2 entscheidende taktile Feedbackanhaltspunkte zur Haltungskontrolle:

- den Abstand zwischen Brustbein und Nabel und
- den Abstand zwischen Nabel und Schambeinfuge (Abb. 7.10 a, b; s. Kap. 2.1.1).

Mit Daumen und einem Finger auf diesen Punkten entdeckt der Patient subtile Veränderungen der Haltung an der thorakolumbalen bzw. der lumbosakralen Verbindungsstelle. Eine Extension der Wirbelsäule entfernt die Finger voneinander, während eine Flexion sie einander

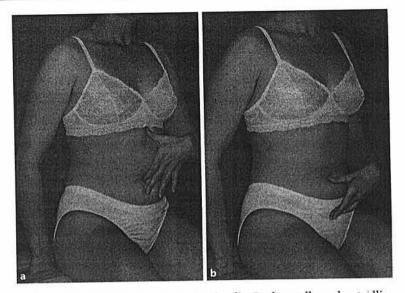


Abb. 7.10 a, b. Durch Palpation kann die Patientin die Beckenstellung kontrollieren. Palpation des Abstands Bauchnabel-Brustbein (a) und des Abstands Symphyse-Bauchnabel (b)

annähert (Klein-Vogelbach 1991). Angesichts der nachweislich schlechten kinästhetischen Wahrnehmung von Rückenschmerzpatienten (Parkhurst u. Burnett 1994) kann dieses spürbare Feedback ein wesentliches Element für den Erfolg einer Übungstherapie sein (s. Abschn. 7.2.7, Kinästhetische Wahrnehmung).

In den von Klein-Vogelbach empfohlenen therapeutischen Übungen (Klein-Vogelbach 1991) sind die thorakolumbale und die lumbosakrale Verbindungsstelle Schlüsselsegmente zur klinischen Evaluierung der aktiven Haltungskontrolle. Wie in Abschn. 7.2.7 (Aktivität paraspinaler Muskeln und aktive Steuerung der neutralen Haltung) begründet wurde, kann insbesondere die Steuerung dieser Segmente Einblick in die Funktion lokaler Muskeln geben. Ausgehend von der Beziehung zwischen der Funktion paraspinaler Muskeln, der Verteilung einer sagittalen Bewegung der Wirbelsäule und den klinischen Beobachtungen von Klein-Vogelbach (1990) wurden T5, T12, L4 und S2 als Schlüsselebenen zur Quantifizierung der Steuerung der neutralen Haltung vorgeschlagen (Hamilton u. Richardson 1995 a, b).

Evaluation der Steuerung der neutralen Haltung

Die klinische Einschätzung von lumbopelvischer Neutralhaltung und deren Steuerung gemäß dem (oben beschriebenen) Konzept der Funktionellen Bewegungslehre beruht viel mehr auf der klinischen Erfahrung und der Beobachtungsfähigkeit des Therapeuten als auf standardisierten Haltungsparametern. Eine solche Evaluation ist anfällig für subjektive Verzerrung und Irrtum. Sie gewinnt aber Gültigkeit, wenn gezeigt werden kann, daß ein erfahrener Therapeut konsistent und wiederholt Personen in die bezeichnete Neutralhaltung bringen kann und daß verschiedene erfahrene Therapeuten ein identisches klinisches Ergebnis erzielen. Solche Parameter werden als Intratester-Wiederholbarkeit von Versuchen bzw. als Intertester-Zuverlässigkeit bezeichnet und wurden von der Autorin in den im folgenden beschriebenen Studien untersucht.

Eine erste Studie untersuchte die Fähigkeit eines einzelnen erfahrenen Therapeuten, Personen mit und ohne Rückenschmerzen wiederholt gemäß den Methoden der Funktionellen Bewegungslehre in die aufrechte Ausgangshaltung zu bringen mithilfe eines Lots und eines an einem Greifzirkel befestigten Neigungsmessers (Inklinometers) zur Feststellung der Ausgangsneigung des Beckens und der aufrechten Ausrichtung des Rumpfs. Die Resultate (Standardfehler <2,89 Grad) zeigen eine adäquate Konsistenz innerhalb eines und zwischen mehreren Versuchen (Hamilton u. Richardson 1995 a, b, 1998). Dieser Fehler ist geringer als jener, der für Versuche, die Lendenwirbelsäule in maximales physiologisches Bewegungsausmaß zu repositionieren, beschrieben wird (2,0-3,0 Grad; Taylor u. McCloskey 1990; Pearcy 1993), das Verfahren kann deshalb für klinische Evaluationszwecke als adäquat angesehen werden. Eine ähnliche Konsistenz wurde auch für wiederholte Messungen der Haltungsverlagerung bei Personen während des "Klötzchenspiels" gezeigt.

Während der Studie zur Intertester-Zuverlässigkeit wurde die Person ohne Hilfe von Lot und Inklinometer in die Ausgangstesthaltung gebracht aufgrund der Überlegung, daß dies die alltägliche klinische Praxis besser wiedergibt. Die vorläufige Auswertung dieser Untersuchung zeigte, daß 7 erfahrene Physiotherapeuten (vom Niveau eines Instruktors der Funktionellen Bewegungslehre) eine symptomfreie Person konsistent wieder in die bezeichnete lumbopelvische Neutralstellung repositionieren konnten mit einem Fehler von weniger als 3 Grad. Eine derartige Konsistenz zeigt eine für die klinische Untersuchung adäquate Intertherapeuten-Übereinstimmung (Taylor u. Mc-Closkey 1990).

Bei aufrechter Ausrichtung und Haltung von Kopf und Hals ergibt sich aber in derselben Studie eine größere Diskrepanz zwischen den Therapeuten. Für diese mangelnde Übereinstimmung sind 2 mögliche Erklärungen wahrscheinlich. Erstens wurden die Resultate vielleicht durch den Ausschluß des Lots als eines einfachen Hilfsmittels zur Ausrichtung beeinträchtigt. Zweitens galt in dieser Studie die primäre Aufmerksamkeit der teilnehmenden Therapeuten dem konsistenten Positionieren in neutraler lumbopelvischer und thorakaler Haltung und nicht der zervikothorakalen Stellung. Dies mag ein weiterer Grund für die relativ geringe Intertester-Zuverlässigkeit in diesem Bereich sein.

Zukünftig bedarf es auch Zuverlässigkeits- und Wiederholbarkeitsstudien, die die Übereinstimmung von Aktivitätsniveaus der Rumpfmuskeln untersuchen, wenn eine Person in lumbopelvische Neutralstellung repositioniert wird. Aber die in den erwähnten Studien gezeigte gute Übereinstimmung zwischen mehreren Versuchen und zwischen mehreren Untersuchern beim Repositionieren in die Neutralhaltung und bei der Haltungskontrolle während einer Übung ist für die Entwicklung von Übungen der Funktionellen Bewegungslehre als sinnvoller klinischer Werkzeuge entscheidend. Nachdem die Konsistenz der Messungen festgestellt war, folgte die Evaluierung der klinischen Annahmen zum Einsatz von Übungen der Funktionellen Bewegungslehre bei der Behandlung von Rückenschmerzen.

Eine Folgestudie verglich die Fähigkeit einer Gruppe von Personen ohne Rückenschmerzen und einer Gruppe von Personen mit chronischen Rückenschmerzen, die lumbopelvische Neutralstellung während des "Klötzchenspiels" beizubehalten. Beide Gruppen stimmten bezüglich Alter, Gewicht, Aktivitätsniveaus und Flexibilität von Hüften und Wirbelsäule überein. Die Personen wurden in die neutrale Ausgangsposition gebracht und dann gebeten, sich in den Hüften langsam nach vorn zu beugen und dabei ihre Haltung so gut wie möglich beizubehalten. Die Winkelverschiebungen der Wirbelsäulenkrümmungen wurden bei einer Vorwärtsneigung des Rumpfes von 5, 10 und 15

Grad gemessen.

Die Ergebnisse bestätigten die Hypothese, daß sich die Fähigkeit von Personen mit Rückenschmerzen zur Kontrolle der lumbopelvischen Neutralhaltung während des "Klötzchenspiels" von jener der Vergleichspersonen unterscheidet (p<0,01). Duncans Post-hoc-Vergleich legt offen, daß dieser Unterschied sich am deutlichsten zwischen den Ebenen T12 und S2 messen läßt. Zwischen diesen Ebenen war die Verschiebung der lumbopelvischen Haltung bei Personen mit Rückenschmerzen fast zweimal so groß wie bei Personen ohne Rükkenschmerzen (Hamilton u. Richardson 1998). Dieser Unterschied zeigte sich bei jedem Ausmaß der Vorwärtsneigung des Rumpfes.

Demzufolge verloren die Personen mit Rückenschmerzen übereinstimmend früher und deutlicher die posturale Kontrolle als die Vergleichspersonen. Eine weitergehende Analyse der Richtung spinaler Verlagerung deckte die stärkere Tendenz der Personen mit Rückenschmerzen auf, die lumbosakrale Wirbelsäule während der Vorwärtsneigung des Rumpfes zu flektieren. Es bleibt offen, ob dies die Folge einer schlechten Kontrolle der Lordose durch den M. multifidus war (Macintosh et al. 1986; McGill 1991; Aspden 1992; Hamilton u. Richardson 1998) und/oder einer schlechten kinästhetischen Wahrnehmung der Wirbelsäule (Parkhurst u. Burnett 1994) oder eines unterschiedlichen lumbopelvischen Rhythmus (McClur et al. 1997; s. Abschn. 7.2.7, Kinästhetische Wahrnehmung). Wie auch immer die Erklärung für diese mangelnde Haltungskontrolle bei Rückenschmerzpatienten aussieht, rechtfertigen die festgestellten Unterschiede doch auf alle Fälle den Einsatz solcher Übungen zur Rehabilitation von Rückenschmerzen ("Therapeutische Übungen zur Funktionellen Bewegungslehre" S. Klein-Vogelbach 1992, und "Ballübungen zur Funktionellen Bewegungslehre" S. Klein-Vogelbach 1990).

Um die Beziehung zwischen schlechter Haltungskontrolle und einer Dysfunktion von Rumpfmuskeln zu untersuchen, sind weitere Studien unter Zuhilfenahme von EMG notwendig. In der oben dargestellten komparativen Studie wurde aber deutlich, daß bei der Übung des "Klötzchenspiels" viel zu viele Variablen unkontrolliert blieben, was eine angemessene Interpretation der Resultate erschwerte. Zu diesen Variablen gehört der mögliche Einfluß verschiedener lumbopelvischer Rhythmen und die Vielfalt der kompensierenden Strategien, derer sich Personen mit Rückenschmerzen bedienen. Im allgemeinen setzten sie beim Versuch, die Übung korrekt durchzuführen, eine Kombination von 2 üblichen Fehlstrategien ein. Manche gingen während der wachsenden Vorbeugung des Rumpfes beinahe sofort in eine lumbosakrale Flexion. Sie schienen sich auf die passiven Strukturen ihrer Lendenwirbelsäule verlassen zu müssen, um beim Vorbeugen die nötige Unterstützung zu erzielen. Andere behielten beim Vorbeugen die Krümmung an der lumbosakralen Verbindungsstelle bei, indem sie sich versteiften. Sie setzten bei der Übung schon früh eine deutliche Kokontraktion globaler Muskeln und ein Anhalten des Atems als Strategien ein. Weitere Studien sollten solche Variablen so weit wie möglich unter Kontrolle halten. So wurden 2 Modifikationen der Studie vorgenommen:

 Die Komponente des lumbopelvischen Rhythmus wurde eliminiert, indem eine andere Übung ausgewählt wurde, bei der die Rumpfbewegung in den Hüften keine Rolle mehr spielt. Dieses Kriterium wird von "Kurz und bündig" erfüllt.

 Der Taktik, die neutrale Haltung aufzugeben und die Wirbelsäule an der lumbosakralen Verbindungsstelle zu flektieren, wurde Einhalt geboten, indem während der Übung laufend Biofeedback gegeben wurde. Man hoffte, auf diese Weise Unterschiede der Strategien zur Kontrolle der lumbopelvischen Neutralstellung zwischen symptomfreien Personen und solchen mit Rückenschmerzen deutlicher zu machen.

Eine EMG-Pilotstudie verglich Personen mit chronischen Rückenschmerzen und schmerzfreie Personen während einer modifizierten "Kurz-und-bündig"-Übung. Der Beginn der gesteigerten Aktivität der oberflächlichen Rumpfmuskeln, beispielsweise des M. obliquus externis und des M. erector spinae, und der Beginn des Atemanhaltens wurden registriert. Alle Versuchspersonen wurden in die eben beschriebene lumbopelvische Neutralhaltung im Sitzen gebracht, und man gab ihnen laufend genaues Biofeedback zur Haltungskontrolle. Dann wurden sie gebeten, die Übung "Kurz und bündig" auszuführen, anfangs langsam zwischen Flexion und Extension des Ellbogens abzuwechseln, dann mit wachsender Geschwindigkeit und schließlich so schnell wie möglich, und dies über einen Zeitraum von 60 s. Gleichzeitig sollten sie ihre lumbopelvische Neutralhaltung so gut wie möglich beibehalten, wobei sie durch posturales Biofeedback unterstützt wurden.

Die vorläufigen Resultate zeigen, daß gesteigerte Aktivität oberflächlicher Rumpfmuskeln mit einem Anhalten des Atems einhergeht. Dieses Verhalten fand bei Personen mit Rückenschmerzen bei viel niedrigeren Geschwindigkeiten der Armbewegung statt als bei den Vergleichspersonen. Aus aktuellen Studien erwartet man sich eine Bestätigung dieser vorläufigen Resultate, was weitere Fein-Draht-EMG-Studien zur Untersuchung der Funktion lokaler Muskeln bei den verschiedenen Strategien der Aktivierung von Rumpfmuskeln rechtfertigt. Die Resultate liegen auch auf einer Linie mit anderen Untersuchungen, aus denen hervorgeht, daß Personen mit Symptomen andere muskuläre Strategien für eine gegebene Aufgabe einsetzen als symptomfreie Vergleichspersonen (Hodges u. Richardson 1996 e; Graven-Nielsen et al. 1997; Masset et al. 1998).

Die Ergebnisse der vorgestellten Studien sind nur vorläufige Befunde, und die Beziehung zwischen aktiver Kontrolle der lumbopelvischen Neutralhaltung und der Funktion lokaler Muskeln ist immer noch spekulativ. Die mangelnde aktive Haltungskontrolle bei Rücken-

schmerzen ist jedoch ein erster Hinweis zur Erklärung dieser Fragen. Unabhängig von der Erklärung spricht aber das Defizit bei der Haltungskontrolle für die Angemessenheit entsprechender Übungen bei Rehabilitationsprogrammen chronischer Rückenschmerzen. Auch scheinen in Funktioneller Bewegungslehre erfahrene Physiotherapeuten die Patienten so konsistent in die lumbopelvische Neutralhaltung positionieren zu können, daß es den weiteren klinischen Einsatz solcher Übungen rechtfertigt. Weitere Untersuchungen können möglicherweise genauer aufzeigen, welche Faktoren der Übungen zur Neutralhaltung für ihren Erfolg ausschlaggebend sind. Solches Wissen wiederum wird zur Entwicklung und Verbesserung wirksamer Methoden der Rehabilitation bei Rückenschmerz beitragen. Dies ist nötig, wenn die der Gesellschaft entstehenden wachsenden Kosten durch Rückenschmerzen eingedämmt werden sollen.

7.3 Schlußfolgerung

Die Existenz so vieler und so verschiedener therapeutischer Ansätze zur aktiven Stabilisierung der Lendenwirbelsäule spiegelt das enorme Ausmaß des Problems chronischer Rückenschmerzen wider. Der Therapeut sollte sich klar sein, welche der beiden Komponenten der Stabilisierung eine therapeutische Übung anstrebt: die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts oder den Schutz der Gelenke. Die Funktion der Muskeln bei diesen beiden Aufgaben ist ausgesprochen unterschiedlich. Muskelkraft spielt bei der Aufrechterhaltung des Gleichgewichts eine entscheidende Rolle, aber für segmentale Stabilisierung ist sie weniger relevant. Die spezifische Rolle der lokalen Muskeln bei der segmentalen Stabilisierung beginnt langsam deutlich zu werden. Entsprechend entstehen auch wirksame Übungskonzepte zur Genesung von einer Dysfunktion spezifischer lokaler Muskeln im Falle von Rückenschmerzen. Die gegenwärtig dokumentierten klinischen Methoden zum Behandeln und Testen dieser tiefliegenden Muskeln sind jedoch komplex, erfordern ein großes therapeutisches Geschick und sind noch nicht auf einen großen Kreis von Rückenschmerzpatienten anwendbar. Ergänzende Möglichkeiten müssen entwickelt werden, und zur Lösung dieser Aufgabe bieten die sachkompetenten Beobachtungen und präzisen Übungen der Funktionellen Bewegungslehre ein mögliches Mittel.

Das vorliegende Kapitel ist ein gutes Beispiel der in beide Richtungen verlaufenden Beziehung zwischen wissenschaftlichen Kenntnissen

und klinischem Sachverstand. Klinischer Instinkt führt Wissenschattler zur Entwicklung sinnvoller Forschungsfragen und zur geeigneten praktischen Anwendung wissenschaftlicher Kenntnisse. Andererseits zwingt die strenge Struktur wissenschaftlicher Methodik Therapeuten dazu, ihre klinischen Annahmen zu rechtfertigen. Dieser Vorgang verfeinert die Wirksamkeit therapeutischer Techniken. Keiner der beiden Partner sollte geringgeschätzt werden. Es braucht beide, wenn schnell eine dauerhafte, kosteneffiziente Behandlung chronischer Rückenschmerzen entwickelt werden soll.

7.4 Literatur

Andersson GBJ (1981) Epidemiologic aspects on low-back pain in industry. Spine 6(1):53-57

Andersson GBJ, Winters JM (1990) Role of muscle in postural tasks: Spinal loading and postural stability. Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organisation. Winters and Woo. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo, pp 377–395

Andersson GBJ et al. (1977) Intradiskal pressure, intra abdominal pressure and electromyographic muscle activity related to posture and loading. Clinical Orthopaedic Related Research 129:156–164

Antonsson EK, Mann RW (1985) The frequency and content of gait. Journal of Biomechanics 18:39-49

Aspden RM (1992) Review of the functional anatomy of the spinal ligaments and the lumbar erector spinae muscles. Clinical Anatomy 5:372–387

Baratta R et al. (1988) Muscle activation. The role of antagonist musculature in the maintaining of knee stability. American Journal of Sports Medicine 16(2):113-122

Basmajian JV (1977) Motor learning control: A working hypothesis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 58:38-41

Basmajian JV (1978) Muscles Alive. Williams and Wilkins, Baltimore

Beimborn DS, Morissey MC (1988) A review of the literature related to trunk muscle performance. Spine 13(6):655-660

Bergmark A (1989) Stability of the lumbar spine. Acta Orthopedia Scandavica 60 (suppl 230):1-54

Biedermann H et al. (1991) Power spectrum analysis of electromyographic activity: Discriminators in differential assessment of patients with chronic low back pain. Spine 16:1779–1784

Bogduk N (1980) A reappraisal of the anatomy of the human erector spinae. Journal of Anatomy 131:525-540

Bogduk N (1997) Clinical anatomy of the lumbar spine. Churchill Livingstone, London

Bouisset S, Zattara M (1981) A sequence of postural adjustments precedes voluntary movement. Neuroscience Letters 22:263-270

- Brown JE, Frank JS (1987) Influence of event anticipation on postural actions accompanying voluntary movement. Exp Brain Res 67(3):645-650
- Braun W, Fischer O (1985) On the Centre of Gravity of the Human Body. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo
- Bruegger A (1988) Die Erkrankung des Bewegungsapparats und seines Nervensystems. Fischer, Stuttgart
- Brumagne S et al. (1998) Effect of multifidus muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine in men and women without low back pain. Third interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvic Pain, Vienna
- Bullock-Saxton J (1988) Normal and abnormal postures and their relationship to low back pain. Physiotherapy Practice 4(2):94-104
- Cassisi J et al. (1993) Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low-back pain patients and controls. Spine 18(2):245-251
- Cholewicki J, McGill SM (1996) Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. Clinical Biomechanics 11(1):1-15
- Clarkson HM, Gilewich GB (1989) Musculoskeletal assessment: Joint range of movement and manual muscle strength. Williams & Wilkins, Baltimore London Sydney
- Cresswell A (1993) Responses of intra-abdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man. European Journal of Applied Physiology 66:315–332
- Cresswell AG et al. (1992) Observations on intra abdominal pressure and patterns of abdominal muscular activity in man. Acta Physiologica Scandinavica 144:409–418
- Cresswell AG et al. (1994) The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra abdominal pressure while standing. Experimental Brain Research 98:336–341
- Crisco J, Panjabi M (1991) The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine: A biomechanical model comparing lateral stabilising potential. Spine 16:793–799
- Damiano D (1993) Reviewing muscle cocontraction: Is it a developmental, pathological or motor control issue? Physical and Occupational Therapy in Pediatrics 12:3-20
- deVries HA (1968) EMG fatigue curves in postural muscles: Possible etiology for idiopathic low back pain. American Journal of Physical Medicine 17(4):175-181
- Dieen JH et al. (1993) An investigation into the relevance of the pattern of the temporal activation with respect to the erector spinae muscle endurance. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology 66:70-75
- Donisch EW, Basmajian JV (1972) Electromyography of the deep back muscles in man. American Journal of Anatomy 133:25-36
- Duchateau J et al. (1987) Electro-mechanical failures and lactate production during fatigue. European Journal of Applied Physiology 56:287-291
- During J et al. (1985) Towards standards for posture. Postural characteristics of the lower back system in normal and pathological conditions. Spine 10:83–87
- Edmonston SJ et al. (1998) Effect of postion on the posterioranterior stiffness of the lumbar spine. Manual Therapy 3(1):21-26
- Farfan H (1973) Degenerative disease of the low back. Lea and Febiger, Philadelphia

- Flicker P et al. (1993) Lumbar muscle usage in chronic low back pain. Spine 18:582-586
- Gardner Morse M et al. (1995) Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. Journal of Orthopaedic Research 13:802–808
- Getschell N, Roberton MA (1989) Whole body stiffness as a function of developmental level in children's hopping. Developmental Psychology 25:920-928
- Gill KP, Callaghan MJ (1998) The measurement of the lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. Spine 3:371-377
- Gollhoffer A, Kryolainen H (1991) Neuromuscular control of the human knee extensors in jump exercises and various stretch load conditions. International Journal of Sports Medicine 12(11):1531-1541
- Grasso R et al. (1998) Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. Journal of Neurophysiology 80(4):1868-1885
- Graven-Nielsen T et al. (1997) Effects of experimental muscle pain on muscle activity and co-ordination during static and dynamic motor function. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 105(2):156–164
- Hamilton CF (1997) Segmentale Stabilisation der LWS. Krankengymnastik 4:614-622
- Hamilton CF, Richardson CA (1995a) Towards the development of a clinical test of local muscle dysfunction in the lumbar spine. Ninth Biennial Conference of the Manipulative Physiotherapists Association of Australia, Gold Coast, Queensland, Australia, Manipulative Therapists Association of Australia
- Hamilton CF, Richardson CA (1995b) Towards the development of a test for local muscle function. Department of Physiotherapy, University of Queensland, Brisbane
- Hamilton CF, Richardson CA (1996) Towards the development of a clinical test of local muscle dysfunction in the lumbar spine. The National Congress of the Australian Physiotherapy Association, Australian Physiotherapy Association, Brisbane
- Hamilton CF, Richardson CA (1997) Neue Perspektiven zu Wirbelsäuleninstabilitäten und lumbalen Kreuzschmerz: Funktion und Dysfunktion der tiefen Rükkenmuskeln. Manuelle Therapie 1(1):17–24
- Hamilton CF, Richardson CA (1998) Active control of the neutral lumbopelvic posture: Comparison between back pain and non back pain subjects. 3rd Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvic Pain, Vienna, Austria
- Hansson T et al. (1984) The lumbar lordosis in acute and chronic low back pain. Spine 10:153-155
- Heino JG et al. (1990) Relationship between hip extension range of motion and postural alignment. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 12(6):243-247
- Herzog W et al. (1989) Reliability of motion palpation procedures to detect sacroiliac dysfunction. Journal of Manipulative Physiol Therapy 12:86–90
- Hides JA, Richardson CA (1996) Multifidus rehabilitation decreases recurrence rates of symptoms following first episode low back pain. The National Congress of the Australian Physiotherapy Association, Australian Physiotherapy Association, Brisbane
- Hides JA et al. (1994) Evidence of lumbar spine multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with low back pain. Spine 19(2):165-172
- Hides JA et al. (1995) Ultrasound imaging in rehabilitation. Australian Journal of Physiotherapy 41:187-193

- Hides JA et al. (1996) Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute first-episode low back pain. Spine 21(23):2763-2769
- Hides JA et al. (1997) Lokale Gelenkstabilisation: Spezifische Befunderhebung und Übungen bei lumbalem Rückenschmerz. Manuelle Therapie 3:8–15
- Hildebrandt JM et al. (1997) Prediction of success from a multidiscipinary treatment program for chronic low back pain. Spine 22(9):990-1001
- Hodges PW, Richardson CA (1995) Dysfunction in transversus abdominus associated with chronic low back pain. Manipulative Therapists Association of Australia Biennial Conference, Manipulative Therapists Association of Australia, Gold Coast, Australia
- Hodges PW, Richardson CA (1996) Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. Spine 21(22):2640-2650
- Hodges PW, Richardson CA (1997a) Feedforward contraction of transversus abdominis in not influenced by the direction of arm movement. Experimental Brain Research 114:362–370
- Hodges PW, Richardson CA (1997b) Dysfunction of feedforward postural contraction of the abdominal muscles in low back pain with upper limb movement at different speeds. Clinical Biomechanics submitted
- Hodges PW et al. (1997a) Contractions of specific abdominal muscles in postural tasks are affected by respiratory manoeuvres. Journal of Applied Physiology 83:753-760
- Hodges PW et al. (1997b) Contraction of the human diaphragm during postural adjustments. Journal of Physiology 505:239-248
- Hoffer J, Andreassen S (1981) Regulation of soleus muscle stiffness in premamillary cats. Journal of Neurophysiology 45(2):267-285
- Hogan N (1990) Mechanical impedance of the single- and multi-articular systems. In: JM Winters, SLW Woo (Hrsg) Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo, pp 149–164
- Johansson H, Sojka P (1991) Pathophysiological mechanisms involved in the genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and chronic musculoskeletal pain syndromes: a hypothesis. Medical Hypotheses 35:196–203
- Jorgensson A (1993) The iliopsoas muscle and the lumbar spine. Australian Journal of Physiotherapy 39(2):125-32
- Jorgensen K (1993) Muscle fibre distribution, capillary density and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. Significance for isometric endurance. Spine 18:1439-1450
- Jull GA et al. (1995) Towards the validation of a clinical test for the deep abdominal muscles in back pain patients. Ninth Biennial Conference of the Manipulative Physiotherapists Association of Australia, Manipulative Therapists Association of Australia, Gold Coast, Queensland, Australia
- Jull GA et al. (1998) New concepts for the control of pain in the lumbopelvic region. Third Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvic Pain, Vienna
- Kannus P et al. (1992a) The effects of training immobilization and remobilization on musculoskeletal tissue: 1. Training and immobilisation. Scandinavian Journal of Medical Science and Sports 2:100-118
- Kannus P et al. (1992b) The effects of training immobilization and remobilization on musculoskeletal tissue: 2. Remobilisation and prevention of immobilisation atrophy. Scandinavian Journal of Medical Science and Sports 2:164–118

- Kendall F et al. (1993) Muscle testing and function. Williams and Wilkins, Baltimore London
- Kirkaldy-Willis WH (1988) Managing low back pain. Churchill Livingstone, New York
- Klein-Vogelbach S (1986) Therapeutische Übungen zur funktionellen Bewegungslehre. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo
- Klein-Vogelbach S (1990) Funktionelle Bewegungslehre. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo
- Klein-Vogelbach S (1991) Therapeutic Exercises in Functional Kinetics. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo
- Klein-Vogelbach S (1995) Reaktive Atmung. In: Klein-Vogelbach S, Gangschulung zur Funktionellen Bewegungslehre. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo, S 81-87
- Klein-Vogelbach S (1996) Role of reactive breathing in posture. Personal communication, Basel-Bottingen
- Laasonen EM (1984) Atrophy of the sacrospinal muscle groups in chronic diffusely radiating lumbar back patients. Neuroradiology 26:9-13
- Lacote M et al. (1987) Clinical Evaluation of Muscle Function. Churchill Livingstone, Edinburgh
- Lavendar S et al. (1993) The development of response strategies in the preparation for sudden loading to the torso. Spine 18(14):2097-2105
- Macintosh JE et al. (1986) The morphology of the human lumbar multifidus. Clinical Biomechanics 1:196-204
- Macintosh JE et al. (1993) The effects of flexion on the geometry and actions of the lumbar spine erector spinae. Spine 18(7):884-893
- Mandell P et al. (1993) Isokinetic trunk strength and lifting strength measures: Differences and similarities between low-back-injured and noninjured workers. Spine 18(16):2491-2501
- Marks R (1996) Peripheral mechanisms underlying the signalling of joint position. New Zealand Journal of Physiotherapy 25:7-13
- Masset DF et al. (1998) Relationship between function characteristics of the trunk and the occurrence of low back pain. Spine 23(3):359-365
- Mattila M et al. (1986) The multifidus muscle in patients with disc herniation: A histochemical and morphometric analysis. Spine 11(7):732-738
- McClure PW et al. (1997) Kinematic analysis of lumbar and hip motion while rising from a forward, flexed position in patients with and without a history of low back pain. Spine 22(5):552-558
- McGill S (1991) Kinetic potential of the lumbar trunk musculature about three orthogonal orthopedic axes in extreme postures. Spine 16(7):809-815
- McGill S (1992) The influence of lordosis on axial trunk torque and trunk muscle myoelectric activity. Spine 17(10):1187-1193
- McGill S, Norman RW (1986) The partitioning of the L4/5 dynamic moment into disc, ligamentous and muscular components during lifting. Spine 11:666-678
- McGill S, Norman RW (1987) Reassessment of the role of intraabdominal pressure in spinal compression. Ergonomics 30:1565-1588
- McGill S, Sharratt M (1990) Relationship between intraabdominal pressure and trunk EMG. Clinical Biomechanics 5:59-67
- McGill S et al. (1994) Passive stiffness of the lumbar torso in flexion, extension, lateral bending, and axial rotation: Effect of belt wearing and breath holding. Spine 19(6):697-704

- Mooney V (1992) On the therapeutic dose of exercise. Topics in Rehabilitation Orthopaedics 15(5):653–656
- Morris J et al. (1962) An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back. Journal of Anatomy 96:509-520
- Ng JKF, Richardson CA (1994) EMG study of erector spinae and multifidus in two isometric back extension exercises. Australian Journal of Physiotherapy 40:115-121
- Ng JKF, Richardson CA (1996) Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 77:259–263
- Ng JFK et al. (1995) Electromyographic analysis of back muscle endurance during trunk holding test. 9th Biennial Conference of the Manipulative Physiotherapists Association of Australia, Gold Coast, Australia
- Nichols TR, Houk JC (1976) Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from actions of the stretch reflex. Journal of Neurophysiology 39:119-142
- Oddson L, Thorstensson A (1990) Task specificity in the control of intrinsic muscles in man. Acta Physiologica Scandavica 139:123–131
- Oostendorp R et al. (1998) Efficacy of propriosensory exercise therapy (PET) versus extension exercise therapy (EET) in patients with chronic low back pain. Third Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvic Pain, Vienna
- O'Sullivan PB et al. (1997) Evaluation of specific stabilisation exercises in the treatment of chronic low back pain with radiological diagnosis of spondylolysis or spondylolithesis. Spine 22:2959-2967
- Panjabi M (1992a) The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. Journal of Spinal Disorders 5(4):383–389
- Panjabi M (1992b) The stabilising system of the spine. Part II. Neutral zone and stability hypothesis. Journal of Spinal Disorders 5(4):390-397
- Panjabi M (1993) Dysfunction of the Spinal Stability and its Restabilization. In: Holtzmann R, McCormick P, Farcy JP (Hrsg) Contemporary Perspectives and Neurosurgery on Spinal Instability. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo, pp 39–50
- Panjabi M et al. (1989) Spinal stability and intersegmental muscle forces: A biomechanical model. Spine 14(2):194-199
- Parkhurst TM, Burnett CN (1994) Injury and proprioception in the lower back. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 19(5):282–295
- Pauly JE (1966) An EMG analysis of certain movements and exercises: Some deep muscles of the back. Anatomical Record 155:223-234
- Pearcy MJ (1985) Stereo-radiography of lumbar spine motion. Acta Orthopaedia Scandavica Supplementary 212:1-41
- Pearcy MJ (1993) Twisting mobility of the human back in flexed postures. Spine 18(1):114-119
- Pearcy MJ, Bogduk N (1988) Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. Spine 13(9):582-587
- Peck D et al. (1984) A comparison of spindle concentrations in large and small muscles acting in parallel combinations. Journal of Morphology 180:243-252
- Pedotti A, Crenna P (1990) Individual strategies of muscle recruitment in complex natural movement. In: Winter JM, Woo SLY (Hrsg) Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organisation. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo, pp 542–549

- Pool-Goudzwaard AL et al. (1998) Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to a specific low back pain. Manual Therapy 3(1):12-20
- Pope MH et al. (1986) Electromyographical studies of the lumbar trunk musculature during the development of axial torques. Journal of Orthopedic Research 4:288-297
- Potter NA, Rothstein JM (1985) Intertester reliability for selected clinical tests of the sacroiliac joint. Physical Therapy 65:1671-1675
- Rantanen J et al. (1993) The lumbar multifidus five years after surgery for a lumbar disc herniation. Spine 18(5):568-574
- Richardson CA, Bullock MI (1986) Changes in muscle activity during fast, alternating flexion-extension exercises of the knee. Scandinavian Journal of Rehabilitative Medicine 18:51–58
- Richardson CA, Jull GA (1995) Muscle control-pain control. What exercise would you prescribe? Manual Therapy 1:2-10
- Richardson CA et al. (1998) Non-invasive assessments of deep muscle dysfunction associated with low back pain. Third Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvic Pain, Vienna
- Richardson CA et al. (1999) Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain: Scientific basis and clinical approach. Churchill Livingstone, London
- Robison R (1992) The new back school prescription: Stabilisation training. Occupational Medicine: State of the art reviews 7:17-31
- Roy S et al. (1989) Lumbar muscle fatigue and chronic low back pain. Spine 14:992-1001
- Saal JA, Saal JS (1989) Nonoperative treatment of herniated lumbar disc with radiculopathy: An outcome study. Spine 14:431–437
- Sahrmann S (1990) Diagnosis and treatment of muscle imbalances associated with regional pain syndromes. School of Medicine, University of Washington, Washington
- Sapsford R et al. (1997a) Activation of the abdominal muscles is a normal response to contraction of the pelvic floor muscles. International Continence Society Conference, Japan
- Sapsford R et al. (1997b) Activation of pubococcygeus during a variety of isometric abdominal exercises. International Continence Society Conference, Japan
- Schenau GJ v I et al. (1990) The unique action of bi-articular muscles in leg extensions. In: Winters JM, Woo SLY (Hrsg) Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organisation. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo, pp 639–652
- Schiebler HT, Schmidt W, Zilles K (Hrsg) (1995) Anatomie, 6. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Shadmehr R (1993) Control through equilibrium position and stiffness through postural modules. Journal of Motor Behaviour 25(3):228-241
- Sirca A, Kostevc V (1985) The fibre type composition of the thoracic and lumbar paravertebral muscles in man. Journal of Anatomy 141:131–137
- Taylor JI, McCloskey DI (1990) Proprioceptive sensation in rotation of the trunk. Experimental Brain Research 81:413-416
- Troop H et al. (1984) Stabilometry in functional instability of the ankle its evaluation in predicting injury. Medical Science Sports and Exercise 16:64–66

1roup JDG et al. (1983) A comparison of intraabdominal pressure increases, hip torque and lumbar vertebral compression in different lifting techniques. Human Factors 25:517-525

Troup JDG et al. (1981) Back pain in industry. Spine 6(1):61-69

Troya AD (1983) Transversus abdominis muscle function in humans. Journal of Applied Physiology 68:1010-1016

Twomey LT, Taylor JR (1979) Australian Journal of Physiotherapy 25:201-204

Valencia FP, Munro RR (1985) An electromyographic study of lumbar multifidus in man. Electromyography and Clinical Neurophysiology 25:205-221

Vink P et al. (1987) A functional subdivision of the lumbar extensor musculature: Recruitment patterns and force-RA-EMG relationships under isometric conditions. Electromyography and Clinical Neurophysiology 27:517-525

Vlaeyen WS et al. (1998) Behavioural analysis, fear of movement (re)injury and behavioural rehabilitation in chronic low back pain. Third Interdisciplinary

World Congress on Low Back and Pelvic Pain, Vienna

Walker ML et al. (1987) Relationship between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance. Physical Therapy 67(4):512-516

White AA, Panjabi MM (1990) Clinical Biomechanics of the Spine. JB Lippincott,

Philadelphia

Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE (1999) New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. Spine 24(8):755-762

Wilke HJ et al. (1995) Stability increase of the lumbar spine with different muscle

groups: A biomechanical in vitro study. Spine 20(2):192-198

Wolf SL et al. (1989) The relationship of extraneous movements to the lumbar spine paraspinal muscles: Implications for EMG biofeedback training applications to low back pain patients. Journal of Biofeedback and Self-regulation 14(1):63-74

Danksagungen

Ich bin vielen Personen für ihre Hilfe und Unterstützung bei der Entwicklung dieser Forschung und beim Schreiben dieses Kapitels sehr dankbar. Die folgende kurze Namensliste drückt dies leider nur sehr unvollständig aus, und viele verdienen meine Dankbarkeit, die hier nicht aufgeführt sind. Für ihre Hilfe und Ermutigung seien aber folgende an dieser Stelle erwähnt: Associate Professor Carolyn Richardson, Associate Professor Gwen Jull, Dr. Paul Hodges, Dr. Julie Hides, Joseph Ng, Gerold Mohr, Udo Wolf, Irene Spirgi-Gantert, meine sehr liebe Familie und nicht zuletzt die verstorbene Susanne Klein-Vogelbach selbst.

Diese Arbeit wurde von der Susanne-und-Georg-Klein-Vogelbach-Stiftung und der Johannesbad-Klinik, Bad Füssing, unterstützt. Mit Dank C. H.

Fragen und Antworten

8.1 Zu Kapitel 1

- 1. Beschreiben Sie die Richtungen der Distanzpunkte bei Bewegungen in der Frontalebene, der Transversalebene und der Sagittalebene.
- · Frontalebene: lateral, medial, kranial, kaudal.
- Transversalebene: ventral, dorsal, lateral, medial.
- · Sagittalebene: ventral, dorsal, kranial, kaudal.
- 2. Beschreiben Sie mit Hilfe von Distanzpunkten die Bewegungen des Schultergürtels auf dem Brustkorb.

Ebene	Name der Bewegung	Distanzpunkt	Richtung
Frontal	Elevation	Akromion	medial/kranial
	Depression		lateral/kaudal
Transversal	Schulterblattabduktion	Akromion	ventral/medial
	Schulterblattadduktion		dorsal/medial
Sagittal	Ventralrotation	Akromion	ventral/kaudal
•	Dorsalrotation		dorsal/kaudal

- 3. Welche Distanzpunkte/Linien/Achsen eignen sich, um Bewegungen in der Wirbelsäule (in allen Ebenen) zu beobachten?
- · Distanzpunkt Symphyse, Bauchnabel, Processus xiphoideus, Incisura jugularis, Kinnspitze und/oder die Dornfortsätze für die Bewegungen in der Sagittalebene.
- Distanzpunkt Ohr, Akromion, unterer Rippenbogen, oberer Beckenkamm für die Bewegungen in der Frontalebene.
- Frontotransversaler Brustkorbdurchmesser, Verbindungslinie der Spinae, Verbindungslinie durch die Ohren oder Augen für die Bewegungen in der Transversalebene.