
1	EINLEITUNG UND LITERATURBESPRECHUNG	4
1.1	Morphologische und funktionelle Aspekte des Achsenorgans	4
1.2	Die wechselnden Aspekte des Achsenorgans	6
1.2.1	Die Körperhaltung.....	6
1.2.2	Die Bandscheiben und ihre visco-elastischen Eigenschaften	7
1.3	Der zirkadiane Körperhöhenverlauf	9
1.3.1	Ausmass des Körpergrössenverlustes	9
1.3.2	Beeinflussung der Körperhöhenabnahme durch Sport.....	10
1.4	Die lumbale Traktion	11
1.4.1	Arten der lumbalen Traktion	11
1.4.2	Indikationen und Kontraindikationen.....	12
1.4.3	Behandlungstechniken.....	12
1.4.4	mechanische Effekte der lumbalen Traktion.....	14
1.4.5	klinische Effektivität der lumbalen Traktion	16
1.5	Mechanismen bei Rückenschmerzen	18
1.5.1	Die neuralen Aspekte	18
1.6	Diagnostische Verfahren (Stadiometer)	18
1.7	Fragestellung	19
2	MATERIAL UND METHODE	20
2.1	Apparatur	20
2.1.1	Messgerät zur Bestimmung der Körperhöhe.....	20
2.1.2	Detensor™	24
2.1.3	Attrappe	25
2.2	Untersuchungsgut	25
2.3	Untersuchungsgang	26
2.4	Regenerationsmassnahmen	26

2.5	Messmethode	27
2.5.1	Körperhaltung.....	27
2.5.2	Bestimmung der Körperhöhe	28
2.6	Untersuchungsdurchführung	28
2.7	Statistik	28
3	ERGEBNISSE	29
3.1	Auswirkungen sportlicher Belastung auf die Körperhöhe	29
3.2	Untersuchungsreihe zur Regeneration der Körperhöhe durch ausgewählte Entlastungsmassnahmen	31
3.2.1	Spezifische Entlastungsmassnahme Detensor–Attrappe (AT).....	31
3.2.2	Spezifische Entlastungsmassnahme Detensor–Liegeorthese (DT)	33
3.3	Regenerationseffekte der ausgewählten Entlastungsmassnahmen im Vergleich	35
4	DISKUSSION	37
4.1	Veränderungen der zirkadianen Körpergrösse	37
4.1.1	Anthropometrische Daten	37
4.1.2	Wirbelsäulenvorbelastung.....	37
4.1.3	Tageszeitpunkt	38
4.1.4	Alter.....	38
4.2	Auswirkungen von Regenerationsmassnahmen	38
4.2.1	Regenerationsmassnahme Freies Relaxen (FR).....	39
4.2.2	Regenerationsmassnahme Detensor-Attrappe (AT)	40
4.2.3	Regenerationsmassnahme Detensor-Liegeorthese (DT)	40
4.3	Methode	42
4.4	Lumbale Traktion: Schlussfolgerung	43
4.5	Ausblick: Long-Term Traction	44

5	ZUSAMMENFASSUNG	45
6	ANHANG	47
6.1	Literaturverzeichnis	47
6.2	Danksagungen	49

1 Einleitung und Literaturbesprechung

1.1 Morphologische und funktionelle Aspekte des Achsenorgans

Die Wirbelsäule stellt die Grundlage des Stammes dar. Seitlich gesehen weist sie eine doppelt-S-förmige Krümmung auf, die die Beweglichkeit und Ausrichtung der einzelnen Wirbel bestimmt. Die aus dem Körper herausgelöste Wirbelsäule hat eine Eigengestalt, deren Krümmung durch die Gewichte der Rumpfmasse und den Tonus der Muskulatur verstärkt wird.

Der Aspekt der doppelt-S-förmigen Krümmung entsteht durch die zwei nach ventral konvexen Lordosierungen der Hals- und Lendenwirbelsäule sowie durch die zwei nach dorsal konvexen Kyphosierungen der Brustwirbelsäule und des Kreuzbeins. Diese Krümmung gewährt Stabilität und bietet gute Voraussetzung für eine dynamische Beanspruchung. Die Lordosierungen und die Kyphosierungen wirken als kombinierte elastische Federn.

Die Krümmung der Wirbelsäule scheint das Ergebnis des aufrechten Ganges und des Einflusses der Schwerkraft auf den menschlichen Körper zu sein. Diese Krümmungen entwickeln sich dabei im Säuglings- und Kleinkindesalter. So entsteht in der primär total kyphotischen Wirbelsäule nach Stärkung der Nacken-, Rücken- und Oberschenkelextensoren die Halslordosierung durch den ständigen Versuch, den Kopf aus der Bauchlage heraus gegen die Schwerkraft anzuheben.

Das spielerische Beschäftigen mit den eigenen Beinen in Rücklage trainiert hingegen die Bauchmuskeln, die für die Stabilität der späteren Lendenlordosierung wichtig sind. Mit zunehmender Aufrichtung über das Robben, Krabbeln, Sitzen und den freien Stand bis hin zum Gehen fehlt die lumbale Lordosierung, die sich erst nach Gehbeginn zu entwickeln beginnt. Die kindliche Rückenstatur geht erst mit der Pubertät in die Erwachsenenform über und ist dann immer noch vom Zustand der Muskulatur abhängig (HEFTI 1998). Durch degenerative Alterserscheinungen wird die Wirbelsäule beim Greisen wieder ähnlich kyphotisch wie beim Säugling.

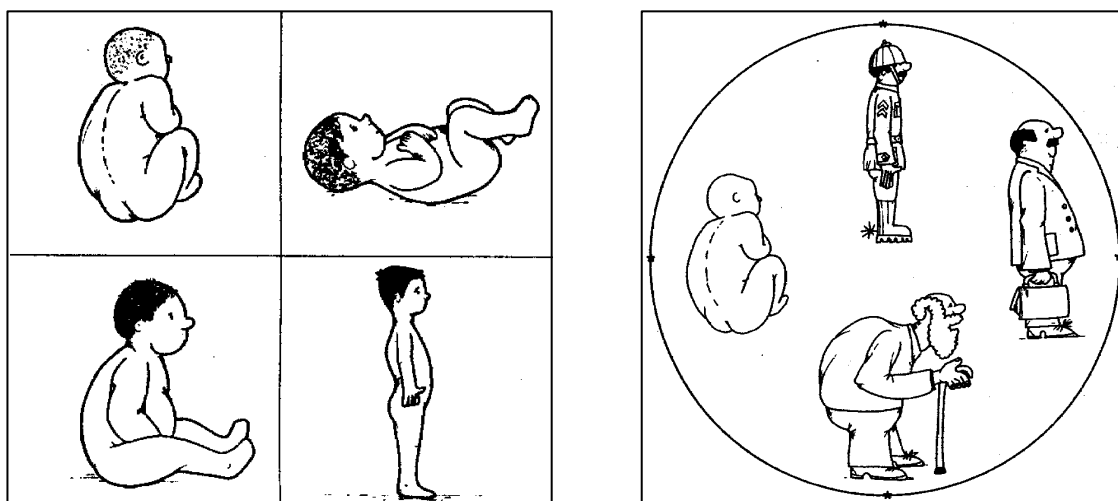


Abb. 1-1: Entwicklung und Kreislauf der Haltung aus HEFTI (1998), p 64

Während der Evolution des aufrechten Ganges erfolgt die bi-pede Aufrichtung des Menschen vorwiegend im lumbosakralen Übergang durch keilförmige Ausbildung von LWK5 und SWK1 (VON LANZ (1982)). Diesen Evolutionsschritt brachte den Vorteil der aufrechten Haltung sowie des permanenten Stehens und dadurch die Möglichkeit, die Hände für andere Verrichtungen als für die Fortbewegung zu gebrauchen. HEFTI (1998) gibt jedoch zu bedenken, dass der Mensch diesen Vorteil der aufrechten Haltung recht teuer bezahlt, und dass er diesen Entwicklungsschritt offenbar noch nicht vollständig verkraftet hat. So trägt die aufrechte Haltung nicht nur zu einer

überragenden Sonderstellung in der Natur bei, sondern auch zu einem unmittelbaren Krankheitspotential von noch nicht zu übersehender Tragweite.

Voraussetzung für das Verständnis der Funktion der Wirbelsäule sowie der klinischen Erscheinungen und Verläufe vieler Wirbelsäulenerkrankungen ist auch die Kenntnis des Zusammenspiels aller beteiligten anatomischen Strukturen. JUNGHANNS (1977) fasst dies im Begriff «Bewegungssegment» zusammen. Demnach besteht ein Bewegungssegment aus dem gesamten Bereich zweier benachbarter Wirbel, die die knöcherne Grundlage des Segments bilden und funktionell durch die Zwischenwirbelscheiben, die Wirbelbogengelenke und eine Reihe von Bändern miteinander verbunden sind. Innerhalb des Bewegungssegments liegen die Zwischenwirbellöcher mit ihrem Inhalt, den Nervenwurzeln der Rückenmarksnerven mit ihrem zugehörigen Begleitgefäßen. Zum Bewegungssegment sind auch die wirkenden Muskeln bzw. Muskelteile zu rechnen.

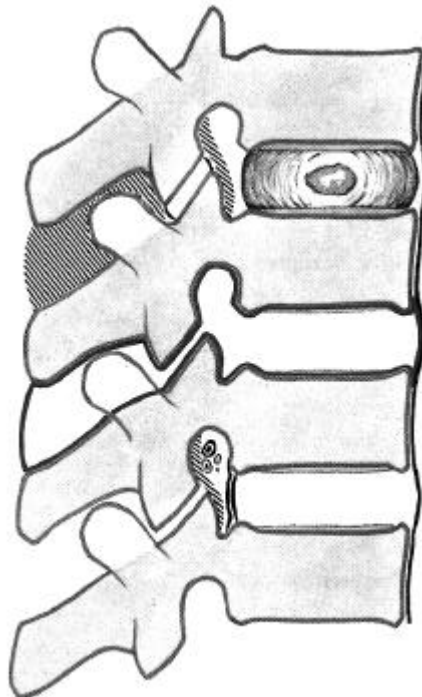


Abb. 1-2: «Bewegungssegment» nach JUNGHANNS (1977)

Die Morphologie des Achsenorgans wird von mehreren Faktoren mitbestimmt. Daraus entsteht jeweils eine Individualform. Nach HEFTI (1998) und BRINKMANN (1986) bestimmen folgende anatomische Faktoren die Form der Wirbelsäule:

- Genetische Faktoren
- Die Form des knöchernen Skeletts: Form und Höhe der einzelnen Wirbelkörper, Neigungswinkel der Gelenkflächen, Form der Wirbelbogengelenke, Stellung des Sakrums, die ihrerseits von der Beckenneigung (pelvi-femorale und pelvi-crurale Muskulatur) abhängig ist. Je steiler das Sakrum, desto geringer die Ausprägung der sagittalen Krümmungen
- Weite des Kapselbandapparates
- Höhe und Festigkeit der Bandscheiben (weitere Ausführungen folgen)
- Festigkeit des zentralen und dorsalen Längsbandapparates
- Muskulatur (konstitutionelle Faktoren, Trainingszustand)

1.2 Die wechselnden Aspekte des Achsenorgans

1.2.1 Die Körperhaltung

Als Gleichgewichtszustand zwischen der Schwerkraft und den einzelnen Haltekräften definiert NEWIGER (1998) aus osteopathischer Sicht die Haltung, währenddessen HEFTI (1998) bei der Haltung von einer „Momentaufnahme“ spricht. TILSCHER et EDER (1993) postulieren einen Kompromiss zwischen Statik und Dynamik des Individuums. OLBERTZ (1996) fasste in seiner ausführlichen Arbeit über Haltungsänderungen einige haltungsbestimmende Faktoren der Wirbelsäule zusammen. Mit den Angaben von HEFTI (1998) über die Haltungstypen beim Adoleszenten wird die Haltung durch folgende Faktoren beeinflusst:

- die Neurophysiologie: viele Bereiche des Nervensystems sind an der Koordination beteiligt. Die Haltung ist reflektorisch bestimmt und kann willkürlich verändert werden. Dies bedingt intakte neurologisch-topische Systeme wie die Zentralregion, das extrapyramidale System, das cerebelläre System, den Vestibularapparat, den spinalen Bereich mit dem Tractus spinothalamicus und letztlich die peripheren Nerven und die Muskulatur mit ihren von DUUS (1995) beschriebenen, durch Rückkopplung funktionierenden Servomechanismen (reflektorische, periphere Regelkreise der Propriozeption). DUUS (1995) gibt weiter an, dass der Thalamus nicht nur eine einfache Umschaltstation für afferente Impulse, sondern auch ein wichtiges Integrations- und Koordinationsorgan ist, in dem die unterschiedlichen Afferenzen aus den verschiedenen Körperteilen miteinander integriert und affektiv gefärbt werden. Insbesondere durch seine Verbindungen zum extrapyridalen System ist der Thalamus ein Koordinationszentrum, das eine wichtige Rolle, z.B. beim Zustandekommen von Ausdrucksbewegungen als Antwort auf affektbetonte Einflüsse, spielt. Da der Thalamus doppeläufig mit der Hirnrinde in Verbindung steht, erhält er auch von den motorischen Rindenfeldern Meldung und kann auf die Motorik, ähnlich wie das Kleinhirn, im Nebenschluss über das extrapyramidale System modifizierend einwirken. Die neuropathologischen Erkenntnisse der Gelenke und der Muskulatur scheinen nach DVORAK et al (1997) auch die wissenschaftliche Basis der Manuellen Medizin zu sein.
- der Atemmechanismus: je nach Ursprung und Ansatz nehmen Atemmuskulatur und auxiliäre Atemmuskulatur unterschiedlichen Einfluss auf die Haltung (Diaphragma, Mm. intercostales, Mm. scaleni, Mm. pectorales, M. quadratus lumborum, Bauchmuskelsystem, M. sternocleidomastoideus). Die Einschränkung der Lungenvitalkapazität durch eine Skoliose deckt die Zusammenhänge zwischen fixierter Fehlstellung und Atemstörungen auf. Es sei an dieser Stelle bereits darauf hingewiesen, dass gerade dieser Atemmechanismus unser Achsensystem laufend in Bewegung hält.
- der Einfluss der Psyche: Eine seelische Verfassung, die durch Freude, Glück, Erfolg, Selbstsicherheit, Vertrauen und Zuversicht geprägt ist, färbt auf die aufgerichtete Haltung und das damit verbundene leistungsfähige Haltungsmuster ab. Umgekehrt haben Kummer, Konflikte, Depressionen, Misserfolge und Minderwertigkeitsgefühle genau die entgegengesetzte Wirkung und fördern schlechte Haltungsmuster.
- Das Körperschema: Es beschreibt ein Bild, wie ein Mensch glaubt, zu sein. Dieses Schema muss nicht mit den realen Gegebenheiten übereinstimmen. So kann bei Jugendlichen vorkommen, dass durch unbewusstes Nach-Vorne-Ziehen der Schultern und durch Vorhalten der Arme sehr kyphotische Haltungen eingenommen werden, wenn bei Mädchen die Akzeptanz des eigenen Brustwachstums fehlt oder eine Trichter- oder Hühnerbrust versteckt wird.
- die gesellschaftlichen Aspekte: Es bestehen deutliche Unterschiede in Gesellschaftsschichten und Zeitepochen bezüglich dem Ideal einer Haltung. Im Gegensatz zu früher, als mittels Korsett eine steife Haltung eingenommen wurde, zeichnen sich die Ideale der heutigen Tage durch eine betont „lässige“ Haltung aus.

Jeder Mensch kann verschiedene Haltungen einnehmen. In der Literatur ist die Haltung beim Stehenden in folgende Stufen eingeteilt (DEBRUNNER 1994):

- habituelle Haltung: Gewohnheitshaltung, die sich aus der Ruhe- und Aktivhaltung ergibt.
- passive Haltung: entspricht der Ruhehaltung, bei der elektromyographisch eine minimale Muskelaktivität besteht, es überwiegt der Einfluss der Schwerkraft. Dies bewirkt eine Ausprägung der Kypholordose. MORSCHER et al (1992) beschreiben die normale Ruhehaltung wie folgt: „Passives Stehen“ ist weitgehend möglich; das Lot aus dem äusseren Gehörgang fällt wenig hinter die quere Hüftgelenksachse vor die Kniegelenksachse und etwas vor die Sprunggelenksachse. Eine gewisse Haltearbeit muss durch den Triceps surae geleistet werden. Physiologische Beckenneigung 10-15°.

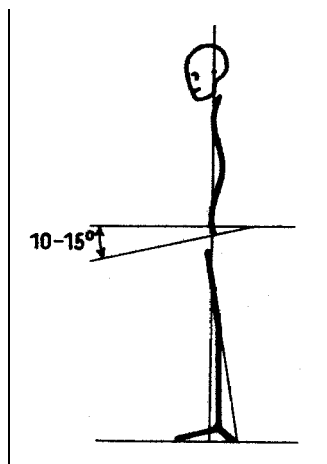


Abb. 1-3: Ruhehaltung aus MORSCHER (1992), p 946

- aktiv aufgerichtete Haltung: durch stark innervierte Muskulatur gekennzeichnet, dies hat eine Abflachung der doppelt-S-Krümmung zur Folge.

Weiter wird zwischen den konstitutionellen Haltungstypen unterschieden: harmonischer Rücken (Normalrücken), Hohlrundrücken, Rundrücken, Flachrücken, Hohlflachrücken.

In der funktionellen Haltungsdagnostik versuchte erstmals GROENENVELD (1975) mit seiner instrumentellen Methode, die Haltung des Menschen messbar zu machen. Wie bereits vorher erwähnt, hat OLBERTZ (1996) mit einem Ultraschall-Topometer Haltungsänderungen der Wirbelsäule untersucht und ist dabei unter anderem zu folgendem Resultat gekommen, das noch von Bedeutung sein wird: der bisher übliche Rückschluss einer Körperhöhenreduzierung auf eine (alleinige) Bandscheibenkompression ist nicht zulässig. Dennoch ist eine Beurteilung der Haltung schwierig. Die Haltungseinflüsse auf die verwendete Messmethode werden später nochmals aufgegriffen.

1.2.2 Die Bandscheiben und ihre visco-elastischen Eigenschaften

Länge und Eigenform der Wirbelsäule werden wesentlich von der Form der Zwischenwirbelscheiben, Disci intervertebrales, bestimmt. Jeder Discus besteht aus dem Gallertkern, Nucleus pulposus, der von Fasermassen umgeben wird, Anulus fibrosus. Die Aussenzonen des Faserknorpels gehen kontinuierlich in den hyalinen Knorpelbelag der Wirbeldeckplatten über, wobei sich die Kollagenfasern des Anulus fibrosus im Faserfilz der hyalinknorpeligen Interzellulärsubstanz verankert (BENNINGHOFF 1985). Es besteht also eine synochondrotische Verbindung der Wirbelkörper. Die kollagenen Fasern des Aussenringes bestehen aus den Aminosäuren Prolin, Hydroxyprolin und Glycin. Im Gegensatz dazu besteht der Nucleus pulposus aus einer gallertartigen Masse, deren Hauptbestandteile Chondromukoide sind. GRITZ (1975) stellte die weitverbreitete These vieler Autoren in Frage, dass die Bandscheibe aus bradytrophem Gewebe bestehen würde. Noch immer besteht die Lehrmeinung, dass

Discusgewebe ein avaskuläres Gewebe mit verlangsamtem Stoffwechsel darstellt, das ausschliesslich durch Diffusionsvorgänge versorgt wird. Die weite Strecke des Stofftransports sowie die Überwindung semipermeabler Grenzschichten und die axiale Druckbelastung auf die Bandscheiben führte GRITZ (1975) als Grund an, dass die Diffusion als alleiniger Transportmechanismus der Bandscheiben nicht ausreichen würde. Er suchte deshalb nach weiteren Mechanismen, die zusätzlich zur Diffusion die Ernährung der Intervertebralabschnitts gewährleisten.

Nach Durchsicht der Literatur resultiert eine Verminderung der Körperhöhe aus einer verstärkten Kompression der Bandscheiben. Innerhalb der Bandscheiben soll es zu Flüssigkeitsverschiebungen kommen. KRÄMER (1977) machte einen Pumpmechanismus für die Flüssigkeitsverschiebung verantwortlich. Einerseits sorgt der hydrostatische Druck für den Wasser- und Molekülausstrom, andererseits sorgt der kolloidosmotische Druck und der Quelldruck für den Einstrom in die Bandscheiben (GRITZ 1975). Der kolloidosmotische Druck besteht solange, bis ein Ausgleich mit dem hydrostatischen Druck vorliegt. Das Wechselspiel dieser Drücke bestimmt die Ernährung der Bandscheiben. KRÄMER (1977) definierte ein ausgeglichenes Flüssigkeitsverhältnis bei 70-80kp intradiskalem Druck. Steigt die axiale Belastung, hat dies eine Flüssigkeitsabgabe zur Folge. Erfolgt eine axiale Entlastung, führt dies zu einer Flüssigkeitsaufnahme und die Bandscheiben befindet sich wieder im Gleichgewichtszustand (Abb. 1-4).

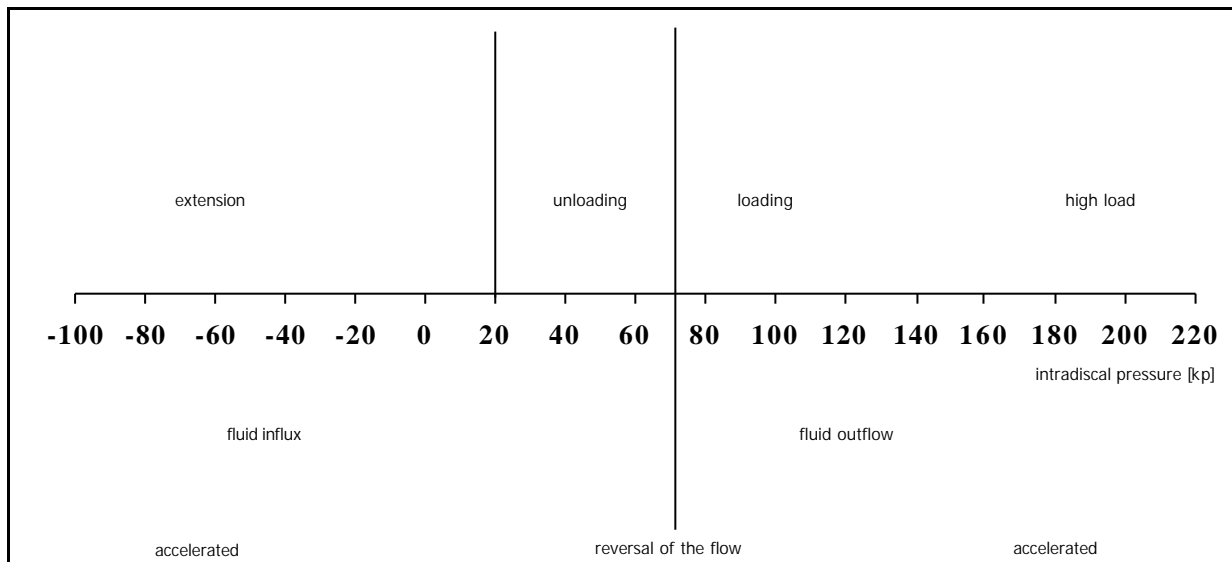


Abb. 1-4: Flüssigkeitsverschiebungen in den Bandscheiben in Abhängigkeit vom intradiskalen Druck, modifiziert nach KRÄMER (1977), p 214

Aus der Tatsache, dass die Wasseraufnahme und -abgabe der Zwischenwirbelscheiben mit einer Höhenveränderung der Intervertebralscheiben einhergeht und eng an die Belastung gebunden ist, wurden die bekannten täglichen Körperhöhenchwankungen als eine Folge dieses Phänomens interpretiert (GRITZ 1975, KRÄMER 1977 und BERTHOLD 1986).

1.3 Der zirkadiane Körperhöhenverlauf

Seit Anfang dieses Jahrhunderts ist bekannt, dass die Körpergrösse der Menschen tagsüber keinen konstanten Wert darstellt. JUNGHANNS (1979) bemerkt: „Im wesentlichen beruht aber die bekannte Tatsache, dass der Mensch zum Abend hin etwas kleiner wird, auf einer Höhenverminderung der zahlreichen Zwischenwirbelscheiben.“ In der Literatur herrschte übereinstimmend die Ansicht, dass die Körperhöhe wesentlich durch vier Parameter festgelegt ist (GRITZ 1975, KRÄMER 1980, BERTHOLD 1986): die Knochenlänge, die Dicke der den Knochen bedeckenden Weichteile, die Höhe der Disci intervertebrales und die Krümmung der Wirbelsäule. Nach OLBERTZ (1996) ist hier auch der Haltungseinfluss zu berücksichtigen. Die Länge der Knochen sowie die Dicke der Weichteile werden als konstant angesehen. So bleibt die Höhe der Bandscheiben als variabler Faktor, vorausgesetzt die Messvorrichtung erlaubt die Messung bei genau definierter und reproduzierbarer Wirbelsäulenhaltung. Unter dem Aspekt der erwähnten haltungsbeeinflussenden Faktoren erweist sich dies als Knackpunkt der Methode. Eine entsprechende Gewichtung in der Interpretation folgt.

1.3.1 Ausmass des Körpergrössenverlustes

DE PUKY (1935) gelang erstmals ein wissenschaftlicher Nachweis, dass die Körpergrösse tagsüber abnimmt und sich während der Nacht allmählich regeneriert. Zusätzlich stellte er auch alters- und geschlechtsspezifische Abnahmen der zirkadianen Körperhöhen fest. Er dokumentierte eine mittlere Oszillation von 17.1 mm (1.2%) bei männlichen und 14.2 mm (0.9%) bei weiblichen Probanden. Bei Jugendlichen zeigten sich Schwankungen von etwa 2% und bei Senioren von 0.5%. Obschon keine eindeutige Interpretation dieser Befunde vorlag, vermutete er, dass die Bandscheiben die Ursache für die Oszillation seien.

Ausführlicher war die Arbeit von GRITZ (1975), der an 108 Probanden unterschiedlichen Alters (drei Altersgruppen) Körperlängen-Tagesprofile erstellte. Dabei konnten ähnliche Werte wie bei De Puky gemessen werden: mittlerer Verlust der Körperlänge um 17.6 mm (1.13%), ebenfalls Nachweis der Altersabhängigkeit. Zusätzlich gelang ihm aufzuzeigen, dass bereits in den ersten drei Stunden nach dem Aufstehen zwischen 60-70% des gesamten Grössenverlustes stattfinden. Er folgerte daraus, dass die Längenabnahmen der Körpergrösse nicht linear mit der Tageszeit zusammenhängt, sondern exponentiell mit der beginnenden physiologischen Belastung der Bandscheibe abnimmt. Ebenfalls kommt es zu einer asymptotischen Annäherung an ein Grössenminimum, wobei ein Kompressionsendgrad der Bandscheibe erreicht wird, bei jenem kein weiteres Auspressen mehr stattfindet. GRITZ (1975) beschrieb somit die Umkehrfunktion des von KÖLLER et al (1981) beschriebenen in vitro Verformungsverhaltens am Bandscheibenpräparat.

Ähnlich der Belastung im täglichen Leben applizierten sie eine sinusförmige Belastung in vitro und fanden einen Kurvenverlauf, der genau demjenigen bei Körperhöhenverlaufsmessungen entspricht. Interessant für die Interpretation und die Ergebnisse von OLBERTZ (1996) scheint die Erkenntnis von DVORAK et PANJABI (1995) zu sein. In ihren Untersuchungen über die Beweglichkeit der lumbalen Anteile der Wirbelsäule an 104 asymptomatischen Teilnehmern gewannen sie Erkenntnisse über die normale Beweglichkeit in bezug auf Geschlecht und Alter. Dabei offenbarte sich auch, dass die Beweglichkeit im Tagesverlauf zunimmt

54% des gesamten Tageshöhenverlustes fallen gemäss den Untersuchungen von REILLY et al (1984) auf die erste Stunde nach dem Aufstehen. Bereits 80% des Verlustes finden sich nach drei Stunden. An 8 gesunden männlichen Probanden stellten sie zirkadiane Veränderungen von 19.3 mm (1.1%) fest. Des weiteren beobachteten sie eine Regeneration der Körpergrösse um 71% in der ersten Nachthälfte.

LEATT et al (1986) zeigten in einer weiteren 24-Stundenmessung eine maximale Diskrepanz der Körpergrösse von 14.4 mm (0.89%). 38.4% des gesamten Körpergrössenverlustes wurde in den ersten eineinhalb Stunden nach dem Aufstehen erreicht, nach einer weiteren Stunde waren es 60.8% des Tageshöhenverlustes. Sie registrierten ebenso eine volle nächtliche Regeneration,

dabei fielen 68% auf die erste Nachthälfte. WILBY et al (1987) untersuchten zehn Frauen im Alter zwischen 20 und 30 Jahren, um diese Werte mit den Resultaten von REILLY et al (1984) vergleichen zu können. Sie hielten sich dabei an dieselben zeitlichen Messvorgaben mit neun Messungen über 24 Stunden. Der Basalwert wurde um Mitternacht gemessen, anschliessend weitere Körperhöhenbestimmungen um 03.45h, 07.30h, 08.15h, 09.00h, 10.00h, 12.00h, 16.00h und 20.00h. Im Tagesverlauf zeigten sich Höhenminderungen von 15.4 mm (0.92%).

Autoren	Absolut	Relativ	0'-60'	60'-180'
De Puky (1935)	17.1 mm (m) 14.2 mm (w)	1.2% (m) 0.9% (w)		
GRITZ (1975)	17.6 mm (m)	1.13%		60-70% (180')
REILLY (1984)	19.3 mm (m)	1.1%	54%	80% (180')
LEATT (1986)	14.4 mm (m)	0.89%	38.4 % (90')	60.8% (150')
WILBY (1987)	15.4 mm (w)	0.92%		
Berthold (1986)		0.92%		

Tab. 1-1: Ausmass des Körperhöhenverlustes, Angaben einiger Autoren

1.3.2 Beeinflussung der Körperhöhenabnahme durch Sport

Körperhöhenmessungen an Leistungssportlern im Tagesverlauf als Indikator für die Wirbelsäulenbelastung liegen in geringem Masse vor. WUTSCHERK et al (1984) befassten sich aus anthropometrischer Sicht mit Körpermassveränderungen nach einer extremen Ausdauerbelastung. Bei 13 Marathonläufern registrierten sie 5 min. nach Zieleinlauf eine Körperhöhenminderung zwischen 0.5 und 1.7cm (-0.57%). Dabei fand der Lauf in der Mittagszeit statt. Weitere Messungen wurden zwei Stunden (-0.51%), 24 Stunden (+0.06%) und 48 Stunden (+0.17%) nach dem Lauf durchgeführt. EKLUND et al (1984) untersuchten die zirkadianen Körperhöhenänderungen während eines Arbeitstages sowie die Erholungseffekte beim Hinlegen.

In weiteren Experimenten konnte die Abhängigkeit des Körperhöhenverlusts von der Belastung auf das Achsenorgan beobachtet werden. So bewirkte eine einstündige Belastung in Form eines 14 kg schweren Schultergewichts bei alltäglicher Bürotätigkeit eine Grössenabnahme von 3.3mm (\pm 0.5mm). Eine Kontrollgruppe ohne Schultergewichte erreichte eine Abnahme von 1.3mm (\pm 0.5mm). LEATT (1986) zeigte den Einfluss der Belastungsdauer auf die Körpergrössenminderung. 9 Läufer absolvierten einen 6 km Lauf, währenddessen 7 andere Läufer einen 25 km Lauf tätigten.

Die Läufer der 6 km Strecke (Laufgeschwindigkeit 3.3 m/s) zeigten einen Grössenverlust von 3.25 mm. Bei den 25 km Läufern (Laufgeschwindigkeit 4.0 m/s) ergab die Messung nach 6 km eine Grössereduktion von 2.35 mm, nach Abschluss des Laufes eine Minderung der Körpergrösse von insgesamt 7.8 mm. Bei anderen Angaben der gleichen Autoren über die Wirbelsäulenbelastung bei Gewichthebern führte das Training zu einer Abnahme der Grösse von 5.4 mm (\pm 1.7 mm). Der totale Höhenverlust durch Gewichtheben wies keinen signifikanten Unterschied zu den 6 km Läufern auf.

1.4 Die lumbale Traktion

Bereits in der Antike fand die lumbale Traktion ihre Anwendung. In der Moderne war es James Cyriax, der die lumbale Traktion in den 50er und 60er Jahren zur Behandlung der Diskusprotrusion populär machte. Heutzutage scheint die Traktion eine weit verbreitete Therapie in der Behandlung von Rücken- und Beinschmerzen zu sein.

1.4.1 Arten der lumbalen Traktion

Mindestens 10 verschiedene Arten der pelvinen Traktion werden in der Literatur beschrieben (GOLDISH 1989, HICKLING 1972, OLAND 1991, SAUNDERS 1993).

- Die **Langzeit- oder Bett-Traktion** verwendet niedrige Gewichte über eine längere Behandlungsdauer. CAILLIET (1988) ordnet den Benefit der Langzeittraktion der Reduktion der axialen Schwerkraftwirkung und der Verminderung der Lendenlordosierung zu. PAL et al (1986) fanden keine Behandlungseffekte bei Bett-Traktion.
- Die **anhaltende Traktion** verwendet höhere Gewichte, gleichmässig verabreicht für eine kurze Behandlungsdauer.
- Die **intermittierende Traktion** entspricht bezüglich Intensität und Behandlungsdauer der anhaltenden Traktion, gebraucht jedoch mechanische Hilfsmittel, um die Traktionskräfte alternierend einsetzen oder lösen zu können (HICKLING 1972).
- Bei der **manuelle Traktion** legt der Kliniker selbst Hand an und/oder ein Gürtel wird benutzt, um an den Beinen des Patienten zu ziehen (KENNA 1989).
- Bei der **Autotraktion** wird ein speziell konstruierter Tisch verwendet, der in zwei Teile geteilt ist. Diese Teile können individuell gekippt und rotiert werden. Der Patient erzeugt die Traktionskräfte selber, indem mit den Armen gezogen und/oder mit den Beinen gedrückt wird. Untersuchungen über die Autotraktion haben gefällige klinische Resultate gezeigt, ohne jedoch den Nachweis einer Änderungen der Grösse oder der Lokalisation einer lumbalen Diskushernie zu erbringen (GILLSTROM 1985, TESIO 1989).
- Die **Stufenlagerung** (FOWLER-POSITION) beinhaltet die Rückenlage mit angewinkelten Oberschenkeln um etwa 45°.
- Die **90/90-Traktionstechnik** gilt als ausgezeichnete Behandlungsmethode für den Hausgebrauch (COTTRELL 1985). Der Patient ist auf dem Rücken liegend in einer Stellung positioniert, in der die Hüften und die Knie 90° flektiert sind. Ein an einem Rahmen aufgehängter Beckengürtel bewirkt dabei ein Kippen des Beckens, so dass die lumbale Lordosierung aufgehoben ist.
- Bei der **Inversionstraktion** ist der Patient an den Knöcheln oder an den Oberschenkeln kopfüber aufgehängt, dabei wirkt das Gewicht des Oberkörpers als Traktionskraft. Studien über die bei der Inversionstraktion auftretenden kardiovaskulären Effekte belegen bei jungen, gesunden Probanden einen signifikanten Anstieg des Blutdrucks und des Druckes in der Arteria ophthalmica (HASKVITZ 1986, ZITO 1988), womit erhöhte Vorsichtsmassnahmen beim Gebrauch dieser Methode notwendig sind. HASKVITZ et HANTEN (1986) empfehlen, dass bei Patienten mit Hypertension oder Ungewissheit über deren Blutdruckstatus die Inversionstraktion vermieden werden sollte. ZITO (1988) erwähnte gewisse okuläre Probleme (Glaukom, Ablatio retinae) als Kontraindikation für die Inversionstraktion und schlägt vor, dass potentielle Patienten vorgängig einer ausgedehnten Retinauntersuchung unterzogen werden.
- Bei der **lumbalen Traktion durch Schwerkraft** (gravity lumbar traction) sichert ein Brustgurt den Patienten auf einem vertikal gekippten Behandlungstisch und das frei hängende Gewicht der unteren Körperhälfte wirkt als Traktionskraft.

- Die **Pooltraktion** gehört zu den modernen Traktionsmethoden und findet im Wasser statt. Resultate eines Versuches mit erwerbsunfähigen, chronischen low-back pain Patienten zeigte keinen Behandlungseffekt der Pooltraktion, weder im beruflichen Status noch im Schmerzscore (Oland 1991).

In empirischen Studien, die Effekte der Traktion untersuchten, sind die anhaltende und die intermittierende Traktion von 10 beschriebenen Arten der Traktion die geläufigsten Therapieformen. Folge dessen sollen nur noch diese zwei Therapieformen, inklusive Indikationen und Kontraindikationen sowie die Behandlungstechnik beschrieben werden.

1.4.2 Indikationen und Kontraindikationen

Traditionsgemäss wurde die lumbale Traktion bei der Behandlung von Rückenschmerzen und radikulären Reizzuständen befürwortet, verursacht durch einen hernierten Nucleus pulposus, degenerative Diskuserkrankungen und die foraminale Stenose. Die Traktion könnte auch förderlich sein bei der Behandlung von hypomobilen Facettengelenken, verkürztem Bindegewebe, Verwachsungen/Adhäsionen, Impingement der Zygapophysen, sowie dem Hartspann (GOLDISH 1989, SAUNDERS 1993, YATES 1972).

Patienten mit ausstrahlenden Schmerzen und/oder Parästhesien, die sich bei Rumpfbewegungen nicht verbessern, werden als geeignet für eine Traktionsbehandlung bezeichnet. Die primären Kontraindikationen (CYRIAX 1982, GOLDISH 1989, HINTERBUCHNER 1985) für die lumbale Traktionsbehandlung sind in der nachstehenden Tabelle aufgelistet.

spinale Malignome	Unkontrollierte Hypertension
Kompression des Myelons	kardiovaskuläre Erkrankungen
spinale Infektionen	schwere respiratorische Erkrankungen
Osteoporose	Aortaaneurysmen
Hiatushernie	Bauchwandhernien
akute Lumbago	Rheumatoide Arthritis
Schwangerschaft	schwere Hämorrhoiden

Tab. 1-2: primären Kontraindikationen für die lumbale Traktionsbehandlung

1.4.3 Behandlungstechniken

Faktoren, wie Lage des Patienten, Behandlungsart, Traktionskraft, -dauer und -frequenz sollten bei der Planung einer mechanischen lumbalen Traktion beachtet werden. CYRIAX (1984) und SAUNDERS et SAUNDERS (1993) offerieren detaillierte Richtlinien zur Planung der Traktionsbehandlung. Diese Richtlinien der Traktionstechniken basieren grösstenteils auf klinischen Anwendungen als auf kontrollierte Untersuchungen. Der Leser wird auf die Bücher von CYRIAX (1984) und SAUNDERS et SAUNDERS (1993) verwiesen, um detailliertere Angaben über deren verschiedenen Zugänge zur Verabreichung von spinaler Traktion zu erhalten.

1.4.3.1 Position des Patienten

Der Patient kann in Bauch- oder in Rückenlage positioniert sein. Mit den Traktionsriemen entsteht ein Zug auf die anterioren und posterioren Anteile des Gelenks. CYRIAX (1984) und SAUNDERS et SAUNDERS (1993) gebrauchten folgende Kriterien: Patientenkomfort, Limitierung der Rumpfbeweglichkeit, Behandlungserfolge, gezielte Patientenselektion und richtiger Sitz der pelvinen Riemen. Wie auch immer, es gibt sehr wenige empirische Ergebnisse, die die Empfehlungen dieser Experten unterstützen. WEATHERELL (1987) untersuchte 17 gesunde Probanden und beobachtete signifikant weniger lumbale sakrospinale elektomyographische Aktivität während statischer pelviner Traktion in Bauchlage als in Rückenlage.

Als Essentiell wird die muskuläre Relaxation betrachtet, um den optimalen Effekt der Traktion zu erlangen (CYRIAX 1984). Immerhin sollten die Resultate von WEATHERELL (1987) bei einer Gruppe von symptomatischen Patienten reproduziert werden, bevor gesagt werden kann, dass Bauchlage wirksamer als die Rückenlage sei.

1.4.3.2 Behandlungsmethoden

Die mechanische Traktion kann statisch oder intermittierend verabreicht werden. CYRIAX (1984) behauptete, dass die statische Traktion erforderlich wäre, um die Muskulatur zu ermüden. Dies erlaube den Traktionskräften, an den Gelenken zu wirken. Er glaubte, dass die intermittierende Traktion einen Stretchreflex auslöse und dadurch für die Reduktion einer Protrusion unwirksam sei. Im Gegensatz dazu erklärte ROGOFF (1985), dass mit statischer oder intermittierender Traktion identische Resultate erreicht werden können, obwohl Patienten viel höhere Traktionskräfte tolerieren, wenn die Traktion intermittierend verabreicht wird.

SAUNDERS et SAUNDERS (1993) bezogen die Traktionsmethode auf die Diagnose, indem sie die statische Traktion oder längere Ruhehalteperioden bei der Behandlung von Diskusprotrusionen und die intermittierende Traktion oder kürzere Ruhehalteperioden in der Behandlung von hypomobilen Gelenken und degenerativen Diskuserkrankungen empfahlen. Die begrenzt verfügbaren empirischen Aussagen neigen dazu, den Standpunkt von ROGOFF (1985) zu unterstützen. HOOD et al (1981) fanden keinen Unterschied in der sakrospinalen elektromyographischen Aktivität während intermittierender oder statischer Traktion. COLACHIS et STROHM (1969) fanden ebenfalls keinen signifikanten Unterschied in der Zunahme des Zwischenwirbelraumes bei Therapie mit 45.4 kg statischer oder intermittierender Traktion.

1.4.3.3 Traktionskraft

Effektive Kräfte der statischen oder intermittierenden Traktion schwanken zwischen 31.8 bis 68.0 kg. Der Durchschnitt liegt bei 45 kg (HICKLING 1972). JUDOVICH (1955) demonstrierte die Notwendigkeit des richtigen Anlegens der adäquaten Kräfte, um die mechanischen Effekte der lumbalen Traktion zu erreichen. An Leichen und lebenden Probanden bestimmte JUDOVICH (1955), dass 54% des Gewichtes eines Körpersegments notwendig seien, um den Widerstand zwischen dem Behandlungstisch und dem Körper zu überwinden.

Das untere Körpersegment unterhalb L3 wiegt ungefähr 49% des gesamten Körpergewichts. Daraus zu schliessen müssen Traktionskräfte 26% des gesamten Körpergewichts überschreiten ($0.49 \times 0.54 = 0.26$), um auf die lumbale Wirbelsäule einwirken zu können. JUDOVICH (1955) schlug den Gebrauch eines „Spalt-Bettes“ zur Eliminierung der Oberflächewiderstände vor, indem das untere Körpersegment durch einen mobilen unteren Abschnitt des Tisches frei beweglich wird. Diesen Vorschlag testend, zeigte GOLDISH (1989) die mechanische Tauglichkeit der Spalttisch Traktion, indem er durch Gebrauch eines 34 kg Sandsackes das Gewicht der unteren Körperhälfte einer 68 kg Person simulierte. Mit einem offenen Spalttisch gingen nur 1.5 kg einer 45.4 kg Traktionskraft durch Reibung verloren, wobei bei einem geschlossenen Tisch 16.2 kg durch Reibung verloren gingen.

1.4.3.4 Behandlungsdauer

Empfehlungen über die Dauer einer individuellen Behandlungssitzung variieren von einigen Minuten bis zu 40 Minuten. Bei der Behandlung von Diskusprotrusionen empfohlen SAUNDERS et SAUNDERS (1993) 8-10 Minuten spinale Traktion, wobei HICKLING (1972) 20-40 Minuten befürwortete. Beide Autoren rieten zu kürzerer Behandlungsdauer und Kraft während der initialen Behandlungssitzung, um die Reaktion des Patienten auf die Traktion einschätzen zu können. In der Literatur konnten keine empirischen Berichte über die Effekte unterschiedlicher Behandlungsdauer gefunden werden.

1.4.3.5 Behandlungsfrequenz

Traktion müsse täglich verabreicht werden, um effektiv zu sein behaupteten HICKLING (1972) und CYRIAX (1984). Wie dem auch sei, es lässt sich nach Durchsicht der Literatur kein klinischer Versuch auffinden, der das Ergebnis unter wechselnden Behandlungsfrequenzen auswertet. Ungeachtet dieser Lücke in der Literatur gewinnt das Erteilen von Behandlungsfrequenzen an klinischer Wichtigkeit, sind doch viele Krankenkassenpolizen nach oben limitiert, was die Anzahl Konsultationen und die Behandlungsfrequenz von physikalischen Therapien angeht. Zumal gilt es den Heimgebrauch anzustreben.

Auch deshalb bedarf es des definitiven Nachweises, um den Standpunkt zu unterstützen, dass die tägliche Traktion effektiver ist als weniger häufige Behandlungen.

1.4.4 mechanische Effekte der lumbalen Traktion

CYRIAX (1984) beschrieb drei nützliche Effekte der Traktion:

- Vergrößerung des Intervertebralspaltes,
- Dehnung des hinteren Längsbandes, dadurch entstehen nach zentripetal gerichtete Kräfte am Diskusgefüge und
- eine Saugwirkung, die eine Protrusion zum Zentrum des Diskus zieht

Weitere Effekte, die der lumbalen Traktion gutgeschrieben werden, sind eine Erweiterung des Foramen intervertebrale (SAUNDERS 1993), die Abflachung der lumbalen Lordosierung (CAILLIET 1988) und die Entlastung der Facettengelenke/Zygapophysen (GOLDISH 1989). Die mechanischen Effekte der lumbalen Traktion sind in der Literatur gut dokumentiert.

WORDEN et al (1964) gingen bei einer Vergrößerung des Intervertebralspaltes (vertebrale Separation) durch Traktion davon aus, dass eine adäquate Zugkraft zu einer Zunahme der Körperhöhe führt. Dabei erhielten fünf gesunde Probanden eine maximale Traktion von 60kg, dies 15 mal während 22 Tagen. Die Kräfte setzten beim liegenden Probanden an Kinn und Thorax in kraniale und am Becken und Knöchel in kaudale Richtung an. Verabreichung der Traktion während 60 Minuten, dies in 10 Minuten Intervallen mit Pausen von 1-3 Minuten. Die Autoren beschreiben eine Zunahme der Körpergröße von 8-11.5 mm beim stehenden Probanden mit gewisser anhaltender Grössenzunahme nach einigen Tagen Traktionsbehandlung.

TWOMEY (1985) dokumentierte bei 23 männlichen Leichen eine Zunahme des Intervertebralabstandes nach anhaltender vertebraler Traktion durch 9 kg, ebenso kam es zu einer signifikanten Zunahme der LWS Länge. 85% der Längenzunahme bestanden bereits unmittelbar nach dem Anlegen der Traktionskräfte, 60% davon wurde auf eine Zunahme des Intervertebralabstandes zurückgeführt. Wirbelsäulen mit intakten Disci intervertebrales zeigten eine grössere Zunahme des Intervertebralabstandes als jene mit degenerativen.

In einer anderen Studie über die Zunahme des Intervertebralabstandes untersuchten COLACHIS et al (1969) den Effekt von Traktion mit 22.7 kg und 45.4 kg an 10 gesunden Probanden. Sie berichteten über eine signifikante Zunahme des Intervertebralabstandes in den posterioren Strukturen mit 22.7 kg Traktion und über eine Zunahme des Intervertebralabstandes der anterioren und posterioren Strukturen mit 45.4 kg Traktion. Die grösste Zunahme im posterioren Bereich erfolgt im Segment L4/5. In verschiedenen Studien kamen bildgebende Verfahren zur Dokumentation von Diskushernienverläufen zur Anwendung. MATHEWS (1968) verabreichte 11 Patienten mit Ischialgie und positivem Lasègue eine epidurale Kontrastmittelinjektion, seitliche Röntgenbilder der LWS wurden vor, während und nach Traktion angefertigt.

Es gelang der radiologische Nachweis der Hernienregredienz, der Zunahme des Intervertebralabstandes, wie auch des zentripetalen Flusses des Kontrastmittels in den Zwischenwirbelraum.

GUPTA et RAMARAO (1978) verwendeten die Epidurographie, um den Effekt einer 10-15-tägigen Traktion mit 36.3 kg bei Patienten mit herniertem Discus intervertebralis zu untersuchen. In 10 der 14 Fälle kam es zur Verbesserung der klinischen Symptomatik und radiologische Anhaltspunkte für herniertes Diskusmaterial waren nicht mehr offensichtlich.

In einer nicht-invasiven Studie gebrauchten ONEL et al (1989) die Computertomographie, um die Effekte der Traktion bei 30 Patienten mit Diskushernie zu untersuchen. Herniertes Diskusmaterial wurde während der Traktion in 78.5% (mediane Herniation), 66.6% (mediolateral) resp. 57.1% (lateral) resorbiert. Es resultierten weitere mechanische Veränderungen wie die Zunahme des Zwischenwirbelraumes, die Zunahme der Gelenkspaltbreite von Facettengelenken, die Zunahme der Foramina intervertebralia und die Ausdünnung der Ligamenta flava. Die Autoren erklärten die Resorption des hernierten Diskusmaterials mit einem Saugeffekt des negativen intradiskalen Druckes und dem Stosseffekt des posterioren Längsbandes. 28 von 30 Patienten mit lumbaler Diskushernie zeigten eine klinische Verbesserung nach konservativer Therapie, die eine lumbale Traktion beinhaltete. Bei den 2 Patienten ohne Verbesserung handelte es sich um einen den Spinalkanal ausfüllenden Massenvorfall und um eine grosse verkalkte Diskushernie.

Änderungen des intradiskalen Druckes während aktiver (Autotraktion) und passiver Traktion waren Gegenstand der Untersuchungen von ANDERSSON et al (1983). Sie führten bei vier gesunden Erwachsenen (mean age = 21.8 y) mittels Drucksonde an einer Nadelspitze intradiskale Druckmessungen im Nucleus pulposus von L3/4 durch. Während aktiver Traktion trugen die Probanden einen Beckengurt, dieser war an einer Messvorrichtung befestigt. Unter Gebrauch der eigenen Arme entstand durch Zug an einem am Kopfteil des Traktionstisches befestigten Rahmen eine Zugkraft von 500 N (Autotraktion). Bei der passiven Traktion zog ein Untersucher am Becken, ein anderer unter den Armen. Applikation von aktiver Traktion während 2 Minuten und passiver Traktion während 30 Sekunden. Bei aktiver Traktion erhöhte sich der intradiskale Druck im Vergleich zum stehenden Probanden von 270 kPa auf 540 kPa (Faktor 2). Bei passiver Traktion blieb der Druck etwa im Bereiche des Ausgangswertes (280 kPa). Die Autoren schrieben den gesteigerten diskalen Druck während aktiver Traktion der starken Kontraktion der Rumpfmuskulatur zu.

KRÄMER (1978) führte an 82 Patienten eine 10-minütige Extension mit der von ihm entwickelten Streckbandage durch. Die auftretenden Zugkräfte bewegten sich bei den Frauen um durchschnittlich 57.5 kp, bei den Männern betragen sie durchschnittlich 112.4 kp. Die Extension erzielte eine Verlängerung der Lendenwirbelsäule von 4.8 mm. Dies entspricht einer Zunahme von 1.2 mm pro Bandscheibenabschnitt. Der Extensionseffekt wurde durch Röntgenaufnahmen der LWS verifiziert.

LEATT et al (1985) testete mit der weit verbreiteten Stufenlagerung Entlastungseffekte verschiedener Neigungswinkel von 50°, 70° und 90°. Die Regenerationszeit betrug jeweils 20 min. Sie registrierten die intensivste Kompensation der Körperhöhenzunahme bei einem Neigungswinkel von 50° (3.2%), die niedrigste bei 70° (2.5%).

BERTHOLD (1986) verglich vier Entlastungsformen miteinander und beobachtete dabei ein Kompensationsverhalten der Bandscheiben bei einer 15-minütigen Stufenlagerung und einer gleich langen Extensionslagerung. Es resultierte jeweils ein Körperhöhenzuwachs von 2.8%, in ihrer Wirkung unterschieden sich die beiden Massnahmen somit nicht voneinander. Eine 90-minütige Mittagspause im Bett erzielte einen Höhengewinn von 2.2%. Als Kontrollgruppe diente eine Schülergruppe. Die Schüler verbrachten ihre 45-minütigen Mittagspausen im Sitzen. Bei dieser Kontrollgruppe wurde eine weitere Abnahme der Körpergrösse um 1.5% beobachtet.

Zusammenfassend gesehen bestehen empirische Aussagen, um Zusammenhänge zwischen der Zunahme des Intervertebralabstandes, der Reduktion einer Diskushernie, der Änderungen des intradiskalen Druckes und der Applikation von Traktion auf die lumbale Wirbelsäule zu dokumentieren.

1.4.5 klinische Effektivität der lumbalen Traktion

Ungeachtet substantieller Aussagen, die mechanischen Effekte der pelvinen Traktion bei der konventionellen physiotherapeutischen Behandlung zu nutzen, bleibt die klinische Effektivität kontrovers diskutiert (DEYO 1990, MAYER 1991, SAUNDERS 1993). KRÄMER et GRITZ (1980) bestätigten die klinische Bedeutung der Extensionsbehandlung bei bandscheibenbedingten Erkrankungen. Da enge topographische Beziehungen zwischen den Nervenwurzeln und der Bandscheibenbegrenzung bestehen, könnten selbst kleinste Volumenschwankungen der Bandscheibe eine Schmerzlinderung bewirken.

CHEATLE et ESTERHAI (1991) befragten 534 orthopädische Chirurgen und physikalische Mediziner betreffend deren Betrachtungsweise gegenüber der pelvinen Traktion. Von 213 komplett retournierten Fragebögen würden 28% der Befragten die pelvine Traktion zur Therapie des radikulären low-back pain verordnen. 54% der Befragten gaben an, deren Grund zur Anwendung der pelvinen Traktion sei die Gewährleistung der Bettruhe. Weitere 17% berichteten, der Zweck der Traktion sei die Senkung des Druckes auf die Nervenwurzel resp. des intradiskalen Druckes zu erreichen. Die Kliniker wurden aufgefordert, die Behandlungsparameter und die Art der lumbalen Traktion zu benennen, aber diese Informationen konnten von den Autoren nicht festgehalten werden. CHEATLE et ESTERHAI (1991) behaupteten, dass eine minimale signifikante Basis vorhanden sei und unterstützen den klinischen Einsatz der pelvinen Traktion. Sie betonten jedoch, dass diese Intervention einerseits durch Förderung der muskulären Erschlaffung physikalisch harmlos sei, andererseits die psychologische Beeinträchtigung durch Verstärkung der Passivität des Patienten zu beachten sei.

Diese Behauptungen anzweifelnd gibt es Berichte von klinischen Versuchen, die durchaus gute Verläufe der lumbalen Traktion verfolgten. HOOD et CHRISMAN (1968) studierten 40 Patienten mit der Diagnose eines rupturierten Discus intervertebralis. 39 dieser Patienten berichteten sowohl von Bein- als auch von Rückenschmerzen. Ein positives Lasègue-Zeichen wurde in 38 Fällen dokumentiert. Die Patienten erhielten 29.5-31.8 kg pelvine Traktion auf einem Spalttisch während 20 Minuten. Täglich konnten physiotherapeutische Massnahmen organisiert werden, ebenso Applikation von Wärme gefolgt von einer Traktionsbehandlung. Sie beobachteten die Patienten während der Therapiedauer von etwa 18 Monaten mit dem Gebrauch folgender Kriterien: exzellent = asymptomatisch, voll arbeitsfähig; gut = Symptomatik stark verbessert, gelegentlich Rückenschmerzen und Müdigkeit; schlecht = Symptomatik gleich oder schlechter. 21 Patienten (52.5%) wurden als exzellent oder gut bewertet. 18 der 19 Patienten mit schlechtem Resultat unter Traktion wurden einer Operation unterzogen. Bei 16 dieser operierten Patienten lag die Diskusprotrusion unter (foraminal) oder medial (axilär) der Nervenwurzel.

In einer weiteren Studie wiesen LINDSTROM et ZACHRISSON (1970) 62 Patienten mit low-back pain und Ischialgie (mehr als 1 Monat andauernd) zufällig einer von drei Behandlungsgruppen zu (konventionell, alternativ, Kontrolle). Eine Gruppe mit konventioneller Behandlung erhielt Wärmetherapie, Massage und zudem mobilisierende und isotonische Stretchingübungen für das Achsenorgan. Die alternative Behandlungsgruppe erhielt pelvine Traktion, sowie isometrische Übungen der Bauchmuskulatur und der Hüftextensoren. Die Traktion wurde während 20 Minuten in einem intermittierenden Modus (4 Sekunden Zugbelastung, weitere 2 Sekunden Entlastung) verabreicht, dies bei einer Zugkraft von etwa 43-53% des Körpergewichtes. Eine Kontrollgruppe erhielt Wärmepackungen und Bettruhe. Die Patienten erhielten total je 10 Behandlungen innerhalb eines Monats.

Das Outcome wurde in 3 Klassen beurteilt:

1. auf der klinischen Untersuchung basierend, kategorisierte ein orthopädischer Chirurg den Zustand jedes Patienten als merkbar besser, gleich oder merkbar schlechter
2. die Patienten stufen ihren Fortschritt selber in obengenannte 3 Kategorien ein
3. Vergleich des Analgetikakonsums vor und nach der Behandlung

Die Einschätzungen der orthopädischen Chirurgen ($\eta^2 = 13.70$, $p < 0.01$) und diejenige der Patienten selber ($\eta^2 = 13.51$, $p < 0.01$) zeigte bei der alternativen Behandlungsgruppe eine signifikant grössere klinische Verbesserung und weniger Gebrauch von Analgetika als bei der konventionellen Behandlungs- und Kontrollgruppe.

Die Resultate von anderen Studien über die lumbale Traktion sind übereinstimmend. MATHEWS et HICKLING (1975) verglichen in einer Doppelblindstudie an 27 Patienten mit Ischialgie und Kruralgie die Behandlung mit 36.3 bis 61.2 kg Traktion und mit einer Behandlung von maximal 9.1 kg Zugkraft. Beide Gruppen erhielten eine 30 minütige Traktion täglich, dies 5 mal wöchentlich während insgesamt 3 Wochen. Die behandelte Gruppe zeigte eine Abnahme der Schmerzen um 28.8% und eine Zunahme des Lasègue-Zeichens um 3.1°. Die Kontrollgruppe erreichte eine Schmerzabnahme von 18.9% und eine Zunahme des Lasègue-Zeichens von 0.7°. Die Autoren behaupteten, dass die kleine Fallzahl die Resultate vom Erreichen der statistischen Signifikanz abhielt. Sie versäumten es jedoch, die eigenen Grenzen der Signifikanz zu bezeichnen.

Die Studie von MATHEWS und HICKLING (1975) war jedoch ein Pilotprojekt für eine spätere Untersuchung, die gleichzeitig die Manipulation, die Traktion, die Sklerosierung und die epidurale Injektion evaluierte (MATHEWS et al 1987). 513 Patienten wurden nach klinischem Erscheinungsbild in drei Behandlungsgruppen eingeteilt. An jenen Patienten mit low-back pain, asymmetrisch eingeschränkter Beweglichkeit der Wirbelsäule und einseitig vermindertem Lasègue-Zeichen oder Femoralisdehnungsschmerz untersuchten sie die Effektivität der Traktion bezüglich der Abnahme der Ischialgie. Diese 131 Patienten wurden danach zufällig einer Behandlungsgruppe (N = 77) oder einer Kontrollgruppe (N = 54) zugeteilt.

Die Behandlungsgruppe erhielt auf einem „friction-free“ Tisch eine Traktion von mindestens 45 kg während 30 Minuten, dies fünfmal wöchentlich. Der Kontrollgruppe applizierten sie im Lumbalbereich während 15 Minuten eine Wärmetherapie mit Infrarotlicht, dies dreimal wöchentlich. Alle Patienten erhielten Paracetamol-Tabletten, eine Haltungsschulung und eine Instruktion für rückschonendes Verhalten. Die Schmerzen wurden mit einer 6-Punkte umfassenden visual analogue scale beurteilt. Ein Schmerz-Score von 5 oder 6 galt als „erholt“, Werte von 1-4 galten als „nicht erholt“. Nach einer zweiwöchigen Behandlung „erholten“ sich 52% der Behandlungs- und 50% der Kontrollgruppe ($p < 0.1$ = Behandlungseffekt!). Bei einer Untergruppe von Frauen unter 45 Jahren zeigte sich ein Verlauf mit einer höheren Signifikanz ($p < 0.05$). Das Erreichen des in dieser Studie verwendeten 0.1 Signifikanzniveaus wurde nicht akzeptiert (SWEZEY 1987).

COXHEAD et al (1981) untersuchten in einer weiteren Studie 16 unterschiedliche Behandlungsgruppen. Sie beurteilten die Traktion (klare Angaben über die lumbale Traktion fehlen), körperliche Ertüchtigung, Manipulation und die Verwendung eines Stützkorsetts. Bei 334 Patienten mit Ischialgie wurden diese Behandlungsmethoden einzeln und in Kombination angewendet. Die Intensität und Dauer der Traktion überliessen sie dem Gutdünken des Therapeuten. Über die Anzahl der Traktionsbehandlungen liegen keine Angaben vor. Nach einer vierwöchigen Behandlungsdauer zeigten sich mit zunehmender Anzahl von obengenannten Behandlungsmethoden eine signifikante, subjektive Abnahme der Symptomatik. Die Studie zeigte, dass keine spezifische Methode oder Kombination von Behandlungen, inklusive der Traktion, für diesen Effekt verantwortlich war.

Andere Untersucher berichteten über einen fehlenden Effekt bei der Traktion während der Bettruhe. PAL et al (1986) beurteilten 41 wegen Rückenschmerzen und Ischialgie hospitalisierte Patienten. Diese teilten sie in eine Behandlungsgruppe mit Applikation einer Langzeit-Bett-Traktion von 5.4-8.2 kg oder in eine Kontrollgruppe mit Verwendung einer 1.4-1.8 kg Traktion. Zwischen den beiden Gruppen fanden sie keine signifikante Unterschiede bezüglich Analgetikakonsum, Schmerz-Score, Lasègue, klinisch-neurologische Defizite oder Rückkehr zur Arbeit.

Unterschiedliche diagnostische Kategorien, Traktionstypen, Behandlungsmethoden und Verlaufswertungen erschweren den Studienvergleich und erlauben es (noch) nicht, einen definitiven Schluss aus der klinischen Effektivität der lumbalen Traktion zu ziehen. Trotzdem bleibt die lumbale Traktion eine weit verbreitete Intervention in der Behandlung von Patienten mit Rückenschmerzen. Über eine anderweitige Verwendung der lumbalen Traktion als die Behandlung von Rückenschmerzen, wie etwa präventive ausgelegte Studien, Regeneration im Sport oder Tonussenkung kombiniert mit mentalem Training wurden in der Literatur keine Angaben gefunden.

1.5 Mechanismen bei Rückenschmerzen

Es sollen hier nur die neuralen Aspekte erörtert werden. Insbesondere werden die rahmensprengenden, von WARD (1997) dargestellten Erkenntnisse der Osteopathie weggelassen.

1.5.1 Die neuralen Aspekte

Sowohl die Nozizeptoren in den Gelenkkapseln, den Muskeln (MENSE et MEYER 1985) und dem Discus intervertebralis (BOGDUK 1993, YOSHIKAWA 1980), als auch das dorsale Nervenwurzelganglion sind auf Druck empfindlich. Nach der mechanischen Kompression des Ganglions können sensible Entladungen bis zu 25 Minuten anhalten (LINTH, BLUM 1948). Weil gerade bei den lateralen Diskushernien das Ganglion in Mitleidenschaft gezogen werden kann, ist es als wichtige Schmerzquelle anzusehen. Die dorsale Wurzel reagiert nicht auf Druck, ausser die Wurzel zeigt eine entzündliche Irritation.

CANOVO (1994) berichtete über Applikation von autologem Nucleus pulposus-Gewebe auf die Kaninchen-Nervenwurzel, was zur sensiblen Entladung von einigen Minuten führte. Es wurde angenommen, dass der Nucleus pulposus chemische Substanzen enthält, die entzündliche oder neurodegenerative Reaktionen induzieren oder sogar neuroexzitativ in der akuten Phase wirken.

OLMARKER et RYDEVIK (1993) beschrieben an Nervenwurzeln der porcinen Cauda equina neurophysiologische und histologische Veränderungen durch autologes Nucleus pulposus-Gewebe und gewannen damit 1993 den Volvo Award in low-back pain research. Sie beschrieben das neuroirritative Agens als Immunglobulin G oder Stromolysin. Diese Beobachtungen mögen bis zu einem gewissen Grad die anhaltenden Beschwerden radikulärer Natur auch nach erfolgreicher operativer Wurzeldekompression erklären.

1.6 Diagnostische Verfahren (Stadiometer)

GRITZ (1975) verwendete bei seinen Untersuchungen eine Messvorrichtung bestehend aus Messlatte mit Kopfteilendruck und verschiebbaren Teleskopstangen zur Erfassung einer Tiefenmessung für Hals- und Lendenlordosierung. Es wurde eine Millimetergraduierung verwendet, 1/10 mm wurden geschätzt. BERTHOLD (1986) verwendete ein Messgerät, das in Anlehnung an dasjenige von GRITZ (1975) gebaut wurde.

REILLY et al (1984) führten ihre Messungen mit einem Metallgestell mit 5° Neigung in der Vertikalen durch. Eine Reihe von Hilfsmitteln kamen für eine standardisierte Haltung zur Anwendung. Mit einem Mikrometer konnte die Grösse auf 0.01 mm genau bestimmt werden.

Die meisten bisher verwendeten Messverfahren zur Bestimmung der Körperhöhe haben ein Vertrauensbereich von 1 mm. Haltungseinflüsse auf das Messverfahren werden durch spezielle Konstruktionen und Instruktionen weitgehend vermieden.

OLBERTZ (1996) hat auf die Problematik der Interpretation derartig gewonnener Messwerte aufmerksam gemacht und betont, dass der Rückschluss einer Körperhöhenminderung auf eine alleinige Bandscheibenkompression nicht zulässig ist.

Diese Erkenntnis berücksichtigend leitet sich eine für diese Fragestellung hinreichende Genauigkeit ab.

1.7 Fragestellung

Aufgrund der nun in der Literatur besprochenen Fakten besteht das Ziel in dieser Untersuchung darin, die Extensionseffektivität einer Liegeorthese mit Lamellensystem quantitativ zu erfassen und von den extendierenden Eigenschaften der gewöhnlichen Horizontallagerung abzuheben. Im homogenen Probandengut wird auf sportliche Aktivität geachtet, um eine erhöhte axiale Belastung und damit eine schnellere Ermüdung der funktionellen Stabilisierung zu erreichen. Mittels Stadiometer soll der einzige Parameter (Körperhöhe) erfasst werden.

2 Material und Methode

2.1 Apparatur

2.1.1 Messgerät zur Bestimmung der Körperhöhe

Dieses Messgerät stellte die Firma K. Kienlein, Medizintechnik, D-90552 Röthenbach in Anlehnung an GRITZ (1975) und BERTHOLD (1986) speziell für die vorliegende Studie her. An der *Messlatte* befand sich ein Masstab mit **Millimeterskalierung**. Damit konnte nach Aufsetzen des horizontal verschiebbaren *Messbalkens* auf den Kopf des Probanden die Körperhöhe h auf **1.0 mm** genau bestimmt werden (Abb. 2-1; 2-2; 2-3).

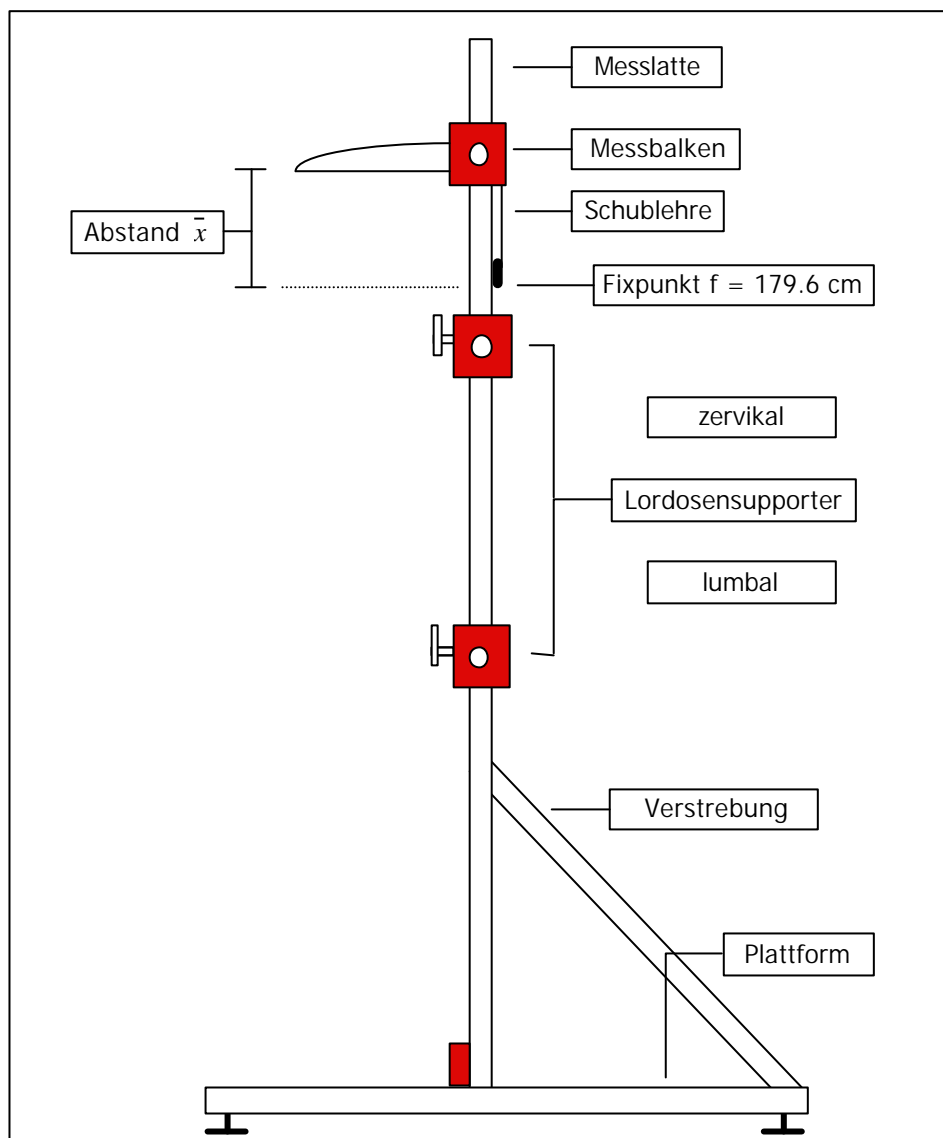


Abb. 2-1: Schema Messgerät



Abb. 2-2: Totalansicht Messgerät



Abb. 2-3: Detailansicht Messgerät

Zur genaueren Bestimmung der Körperhöhe brachten wir an einem *Fixpunkt* f der Messlatte zusätzlich eine *Schublehre* an. Der Fixpunkt f wurde während der gesamten Untersuchung auf $f = 179.6 \text{ cm}$ belassen. An der Schublehre befand sich ein Masstab mit **1/20 mm–Skalierung**. Damit konnte bei jeder Messung ein *Abstand* \bar{x} zwischen dem Fixpunkt f und dem Messbalken bestimmt werden (Abb. 2–1). Dieser Abstand \bar{x} wurde zum Fixpunkt f hinzu addiert, um die Absolutgrösse h nun auf **0.05 mm** genau angeben zu können (Abb. 2–4). Der Sinn dieser Genauigkeit wird diskutiert.

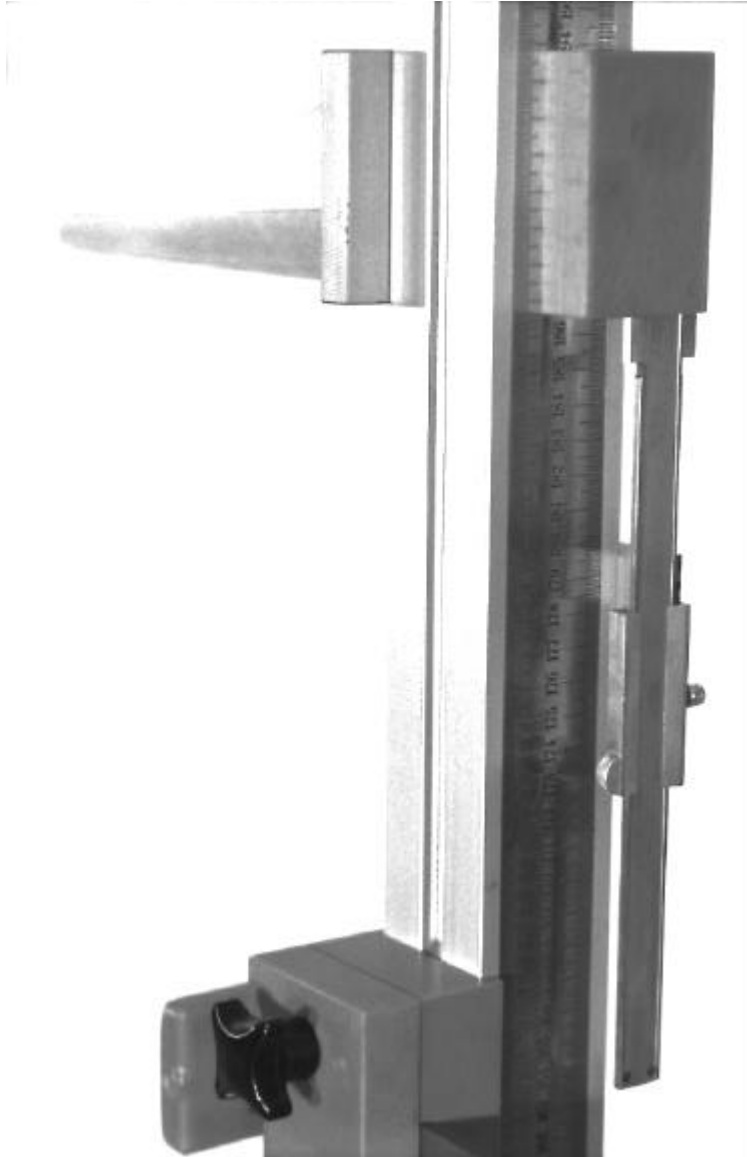


Abb. 2–4: Körperhöhe $h = f + \bar{x} = 179.6 \text{ cm} + 7.000 \text{ cm} = 186.600 \text{ cm}$

Damit haltungsbedingte Änderungen der Körperhöhe auf ein Minimum reduziert werden konnten, brachten wir an der Messlatte im Zervikal- und Lumbalbereich zwei verschiebbare *Lordosensupporter* an. Die Masstäbe an den Supportern waren ebenfalls mit einer **Millimeterskalierung** versehen (Abb. 2–5). Bei der Erstmessung wurden die individuellen Lordosenmasse in Höhe ihrer grössten Ausprägung an der HWS und LWS ermittelt und bei jeder Körperhöhenbestimmung wieder eingestellt.

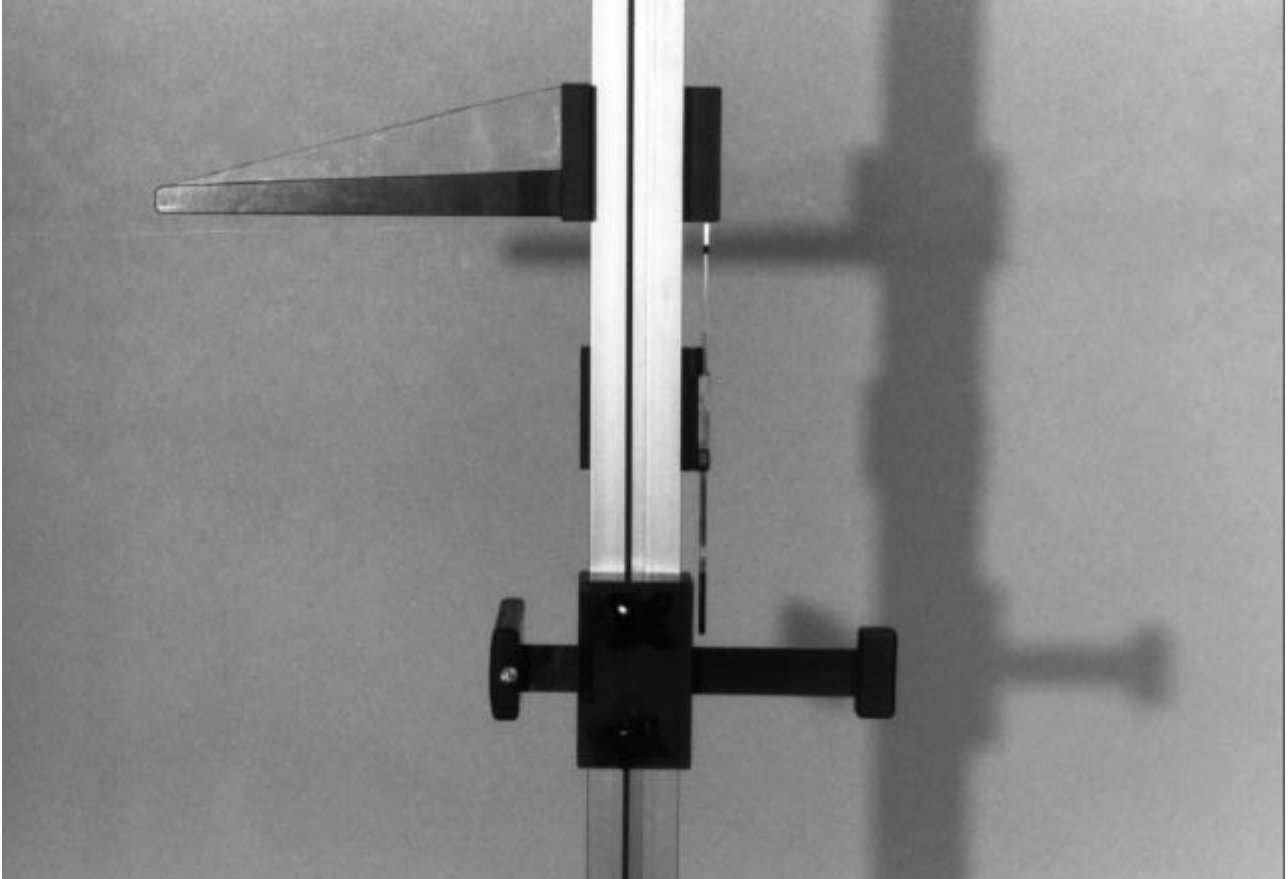


Abb. 2–5: Lordosensupporter zervikal

2.1.2 Detensorä

Zur Entlastung der Rückenstrukturen verwendeten wir die Detensor-Liegeorthese, die gemäss KIENTLEIN (1990) eine Streckung der Dornfortsatzlinie und eine Entlastung der gesamten Rückenstrukturen bewirken soll. Ausgehend von der Theorie, dass selbst in liegender Position noch etwa 10% des Körpergewichtes auf der Wirbelsäule lasten, wurde mit dieser Therapiematte ein Traktionssystem entwickelt, das zu einer Zugentlastung der Bandscheiben beitragen soll. Eine Entlastung kommt durch eine Umlenkung von Körpergewichtskräften in Zugkräfte zustande. Ein spezielles Rippen- und Lamellensystem aus offenporigem Polyätherschaum ist für diese Traktion verantwortlich. Dies aus dem Grund, weil nach kranial gerichtete Lamellen einerseits und nach kaudal gerichtete Lamellen andererseits entgegengerichtete Zugkräfte entstehen lassen. Der Scheitelpunkt (C) liegt im Bereich der Lendenwirbelsäule (Abb. 2-6). Die Liegeorthese war in einem Frottee-Strech-Spannbettuch eingepackt. Weiter wurde der funktionelle Unterschenkel-Support (FUS) und der funktionelle Zervikal-Support (FCS) verwendet. Der Detensor erzielt so mit einer bestimmten Abroll- oder Hinlegetechnik nach KIENTLEIN (1990) durch Traktion eine Zugkraft von 10-20% der Gewichtskraft. Weitere Angaben zur Liegeorthese unter <http://www.detensor.de>

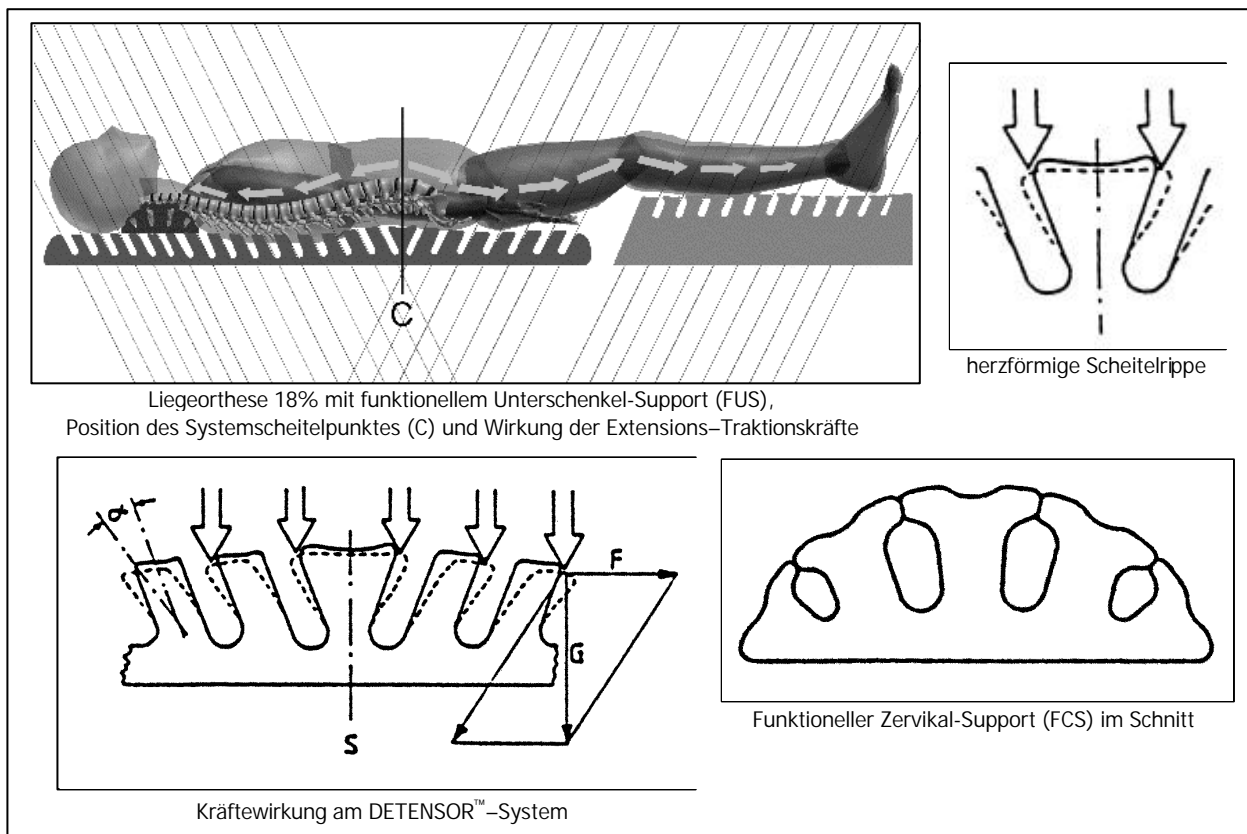


Abb. 2-6: Funktionsprinzip der DETENSOR™-Liegeorthese mit Rippen- und Lamellentechnik

2.1.3 Attrappe

Als weitere Entlastungsmassnahme diente eine Detensor-Attrappe, d.h. eine Matratze aus Polyätherschaum ohne Rippen- und Lamellensystem. Diese war ebenfalls mit einem Frottee-Strech-Spannbettuch eingepackt. Durch die Verwendung eines weicheren Polyätherschaums erhielt die Attrappe etwa denselben Härtegrad wie die Detensor-Liegeorthese. Die ebenfalls verwendeten funktionellen Zervikal- und Unterschenkel-Supporter besaßen auch kein Rippen- und Lamellensystem.

2.2 Untersuchungsgut

Es wurde auf ein homogenes Untersuchungsgut geachtet. Das Probandenkollektiv umfasste 11 freiwillige Rekruten der San RS 266/95, Kaserne Moudon. Alle waren anamnestisch und klinisch gesund.

Als Einschlusskriterien galten:

- körperliche Fitness, um das Ausmass des Dauerleistungsvermögens bei geplanter sportlicher Aktivität nicht zu überschreiten
- zivile polysportive Aktivität
- männlich, diensttauglich, 20 ±2 Jahre

Als Ausschlusskriterien galten:

- funktionelle Bewegungseinschränkungen und Vorschädigungen des Stütz- und Bewegungsapparates, insbesondere der Wirbelsäule

Proband	Alter	Gewicht	Grösse*
#	[J]	[kg]	[cm]
1	20	60	173
2	20	60	173
3	21	64	179
4	19	63	178
5	20	65	180
6	19	70	181
7	22	72	181
8	19	80	182
9	20	76	186
10	19	79	191
11	20	82	193
Mittelwert	19.91	70.09	181.55
±	0.90	7.83	6.10

Tab. 2-1: Anthropometrische Daten des Probandenkollektivs (* gemittelte Basalwerte, gerundet)

2.3 Untersuchungsgang

Jeder Proband absolvierte drei unterschiedliche Testreihen. Jede Testreihe wurde zweimal durchgeführt. Eine Testreihe beinhaltete für das gesamte Probandenkollektiv folgende Elemente:

- standardisierter, sportlich orientierter Tagesablauf (Ausführung siehe 2.6)
- Messungen der Körperhöhe zu bestimmten Zeitpunkten (Ausführung siehe 2.6)
- Anwendung einer Regenerationsmassnahme pro Tag (Ausführung siehe 2.4)

Die Testreihen dauerten jeweils einen Tag. Sie unterschieden sich nur bezüglich der angewandten Regenerationsmassnahmen.

2.4 Regenerationsmassnahmen

Pro Messtag wurde jeweils eine der folgenden Regenerationsmassnahmen während 45 Minuten angewandt:

unspezifisch:

- Freies Relaxen (**FR**): das Sitzen war erlaubt, das Liegen nicht

spezifisch:

- Liegen auf der Detensor-Attrappe (**AT**): Matratze ohne spezielle Rippen- und Lamellentechnik
- Liegen auf der Detensor-Liegeorthese (**DT**): Matratze mit spezieller Rippen- und Lamellentechnik

Jeder Proband durchlief alle Regenerationsmassnahmen.

2.5 Messmethode

2.5.1 Körperhaltung

Die Probanden hatten nach Betreten der Plattform Normalhaltung gemäss Instruktion einzunehmen. Diese entsprach nach der «Neutral-Null-Methode» einem aufrechten, bipedalen Stand mit geschlossenen Füßen, gestreckten Knie- und Hüftgelenken und gerader Kopfhaltung bei horizontaler Blickrichtung (Abb. 2–7).

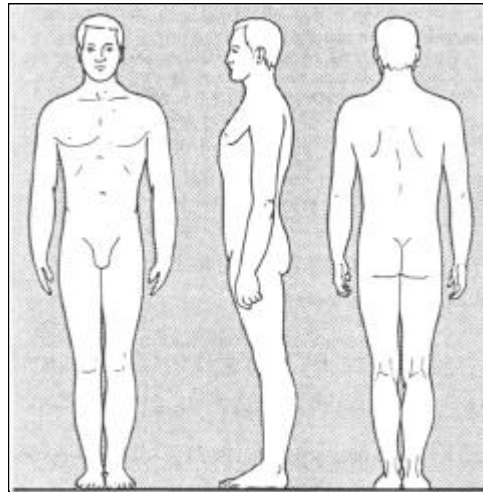


Abb. 2–7: Ansicht der Normalhaltung

Durch normalen Muskeltonus war der Rumpf gestreckt, die maximale Muskelanspannung analog der Achtungstellung wurde vermieden. Der Proband hatte somit dorsal einige Berührungspunkte mit dem Messgerät. Diese dienten ihm als Anhaltspunkte, um besagte Normalhaltung einnehmen zu können. Diese Punkte waren von kranial nach kaudal:

- okzipital: medianer Anstoss an die Messlatte
- zervikal: Anstoss an den Zervikal-Support
- interskapulär: medianer Anstoss an die Messlatte
- lumbal: Anstoss an den Lumbal-Support
- sakral: medianer Anstoss an die Messlatte
- artikulär: Strecken der Knie- und Hüftgelenke
- pedal/kalkanär: Anstossen an die Leiste der Plattform

Die Senkung des Messbalkens auf den Kopf des Probanden erfolgte in der Medianebene. Die Probanden nahmen während der Messung Atemmittelstellung ein. Die Einflüsse des Verhaltens eines Probanden während einer Messung werden diskutiert.

2.5.2 Bestimmung der Körperhöhe

Die Bestimmung der Körperhöhe h zu einem Zeitpunkt t erfolgte jeweils in fünfmaliger Messwiederholung. Dabei musste jeder Proband nach einer Einzelmessung die Plattform wieder verlassen, um sich für jede Wiederholungsmessung neu zu positionieren.

Die ersten beiden Werte x_1 und x_2 wurden aus Gründen der Gewöhnung obligat verworfen. Der Abstand \bar{x} vom Fixpunkt f zum Messbalken ergab sich somit analog zu WUTSCHERK et HERM (1984) aus dem arithmetischen Mittel der Werte x_3 , x_4 , und x_5 . Damit sollte angestrebt werden, dass unter Berücksichtigung aller auf die Körperhöhenmessung wirkende Einflüsse eine momentane Körperhöhe auf $\pm 0.5 \text{ mm}$ genau bestimmt werden konnte.

Weitere Ausführungen über die Genauigkeit der Methode sind der Diskussion zu entnehmen.

2.6 Untersuchungsdurchführung

Durch einen standardisierten Tagesablauf wurde speziell auf eine homogene Untersuchungsdurchführung geachtet. Die gesamte Untersuchung erfolgte in den Räumlichkeiten der Kaserne Moudon und wurde vom Dissertanten geleitet. Bei den sportlichen Aktivitäten assistierte jeweils ein/e SportlehrerIn. Alle Körperhöhenmessungen erfolgten ausschliesslich durch den Dissertanten selbst. Eine Testreihe gestaltete sich durch einen standardisierten Tagesablauf wie folgt:

Zeitpunkt	Uhrzeit	Tätigkeit
t1 (00:00)	06.45h	Tagwache, unmittelbar anschl. 1. Messung der Körperhöhe = h (bw) Basalwert
	07.00h	Morgenessen
t2 (01:00)	07.45h	2. Messung der Körperhöhe = h (vs) vor Sport
	08.15h	individuelles Aufwärmen, anschl. 15 km–Lauf im Freien (hügeliges Gelände mit starken Steigungen resp. Gefälle, Bodenbelag: 70% Asphalt, 30% Waldboden resp. Feldweg)
t3 (03:00)	09.45h	3. Messung der Körperhöhe = h (ws) während Sport
	10.30h	Fussballturnier in Turnhalle (3–er Teams)
	11.45h	Duschen, anschl. Mittagessen
t4 (06:00)	12.45h	4. Messung der Körperhöhe = h (vr) vor Regeneration
	anschl.	Anwendung einer Regenerationsmassnahme (FR, AT oder DT) während 45 min.
t5 (06:45)	13.30h	5. Messung der Körperhöhe = h(nr) nach Regeneration
	14.00h	Gymnastik/Jazz–Dance während 90 min.
	anschl.	Transfer ins Hallenbad Lausanne
	16.30h	Schwimmen während 60 min.
t6 (12:00)	17.30h	Duschen, anschl. Transfer Kaserne Moudon und Nachtessen
	18.45h	6. Messung der Körperhöhe = h(sw) Schlusswert

2.7 Statistik

Die statistische Datenauswertung erfolgte mit Unterstützung des Universitätsrechenzentrums (**URZ**) in Basel. Unter der Annahme eines normalverteilten Datensatzes wurde der Vergleich zweier Gruppen mit dem gepaarten T–Test durchgeführt. Um das Problem des "multiplen Testes" zu vermeiden, wurde auf dem $\frac{\alpha}{3}$ – Niveau = $\frac{0.05}{3}$ – Niveau – getestet [Bonferroni–Korrektur].

3 Ergebnisse

In den folgenden Ergebnisabschnitten wird die Einflussnahme sportlicher Belastung auf die Körperhöhe und deren Regenerationsverhalten dargestellt. Differenzierte Angaben zur Trainingsgestaltung finden sich im Kapitel Untersuchungsdurchführung (2.6). Der sportlichen Belastung folgte jeweils eine 45-minütige Regenerationsphase, die in Form ausgewählter Entlastungsmassnahmen stattfand.

3.1 Auswirkungen sportlicher Belastung auf die Körperhöhe

Tabelle 3–1 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen des zirkadianen Körperhöhenverlaufs der Probanden bei sportlicher Belastung mit der unspezifischen Regenerationsmassnahme FR.

Körperhöhe [cm]		h	Δh	Δh in ‰	$\Delta h/\Delta h_{\text{tot}}$ in %
00:00	h (bw) ± SD	181.582 6.373	0	0	0
01:00	h (vs) ± SD	180.870 6.331	-0.712 *	-3.9	43.1
03:00	h (ws) ± SD	180.206 6.308	-1.376 *	-7.6	83.2
06:00	h (vr) ± SD	180.043 6.302	-1.539 *	-8.5	93.1
06:45	h (nr) ± SD	180.059 6.28	-1.523	-8.4	92.1
12:00	h (sw) ± SD	179.929 6.265	-1.653 *	-9.1	100

Tab. 3–1: Mittelwerte und Standardabweichungen des zirkadianen Körperhöhenverlaufs mit der unspezifischen Regenerationsmassnahme FR (* $p < 0.05$)

h (bw) = Körperhöhe Basalwert	h (vr) = Körperhöhe vor Regeneration
h (vs) = Körperhöhe vor Sport	h(nr) = Körperhöhe nach Regeneration
h (ws) = Körperhöhe während Sport	h(sw) = Körperhöhe Schlusswert

Die Körperhöhe reduzierte sich bei den Probanden innerhalb von 12 Stunden nach Tagwache signifikant von durchschnittlich 181.582 ± 6.373 cm auf 179.929 ± 6.265 cm. Dies entspricht einer Abnahme von 1.653 cm oder 9.1‰. Davon gingen 43.1% in der ersten Stunde, 83.2% in den ersten drei Stunden nach dem Aufstehen verloren. 93.1% des gesamten Tageshöhenverlustes waren nach drei weiteren Stunden erreicht. Die unspezifische Regenerationsmassnahme FR hatte auf die Körperhöhe keinen signifikanten Einfluss. Graphische Darstellung der Werte in Abb. 3–1a und b.

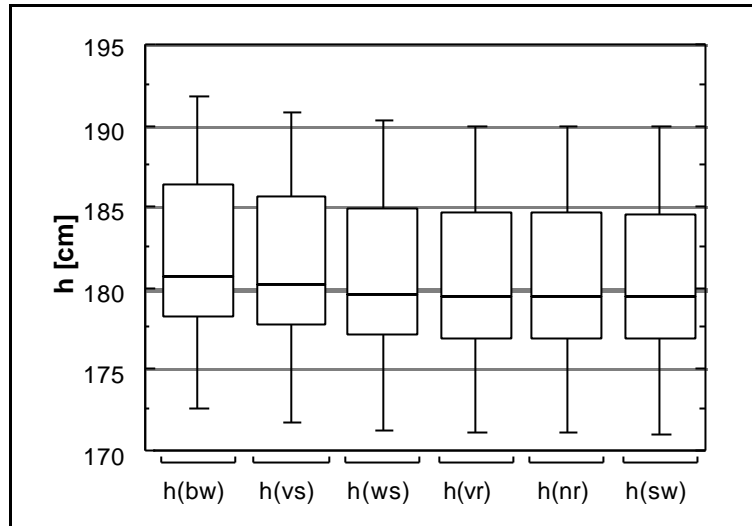


Abb. 3–1a: Der zirkadiane Körperhöhenverlauf (h) bei sportlicher Belastung und Anwendung der unspezifischen Regenerationsmassnahme FR (n=11)

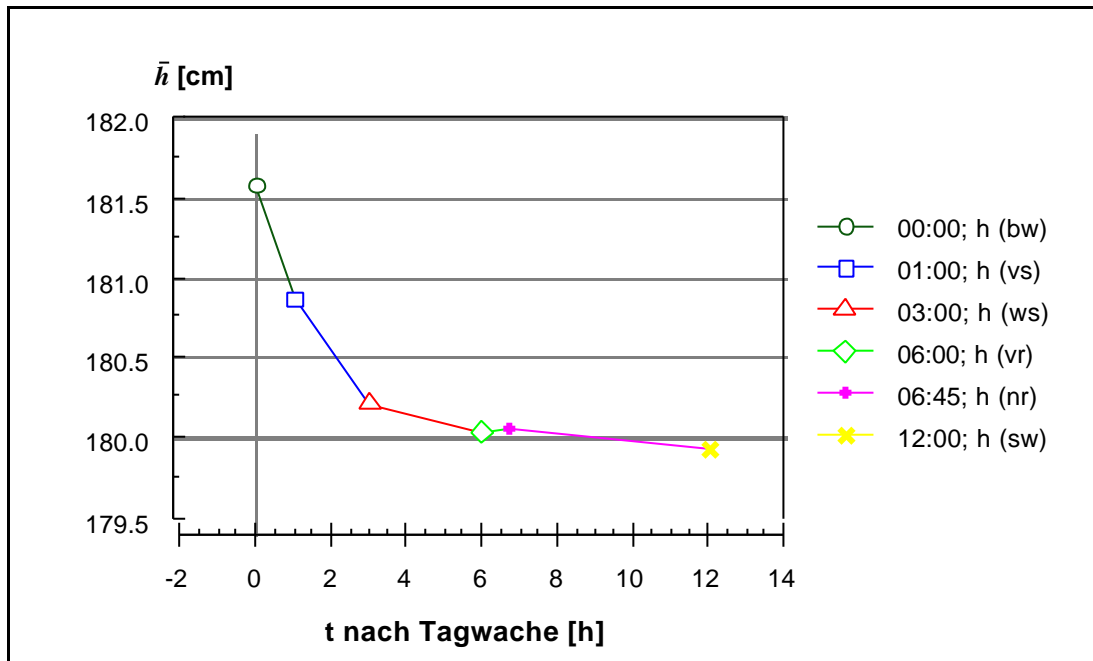


Abb. 3–1b: Der mittlere zirkadiane Körperhöhenverlauf (\bar{h}) bei sportlicher Belastung und Anwendung der unspezifischen Regenerationsmassnahme FR (n=11)

h (bw) = Körperhöhe Basalwert	h (vr) = Körperhöhe vor Regeneration
h (vs) = Körperhöhe vor Sport	h(nr) = Körperhöhe nach Regeneration
h (ws) = Körperhöhe während Sport	h(sw) = Körperhöhe Schlusswert

3.2 Untersuchungsreihe zur Regeneration der Körperhöhe durch ausgewählte Entlastungsmassnahmen

In den folgenden Darstellungen wird die Beeinflussbarkeit des zirkadianen Körperhöhenverlaufs durch 45-minütige Regeneration mit unterschiedlichen, spezifischen Entlastungsmassnahmen dargestellt.

3.2.1 Spezifische Entlastungsmassnahme Detensor-Attrappe (AT)

Tabelle 3-2 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen des zirkadianen Körperhöhenverlaufs der Probanden bei sportlicher Belastung mit der spezifischen Regenerationsmassnahme AT.

Körperhöhe (cm)		h	Δh	?h in ‰	?h/?htot in %
00:00	h (bw) ± SD	181.629 6.297	0	0	0
01:00	h (vs) ± SD	180.782 6.25	-0.847 *	-4.7	50.5
03:00	h (ws) ± SD	180.151 6.375	-1.478 *	-8.1	88.2
06:00	h (vr) ± SD	179.968 6.238	-1.661 *	-9.1	99.1
06:45	h (nr) ± SD	180.425 6.257	-1.204 *	-6.6	71.8
12:00	h (sw) ± SD	179.953 6.269	-1.676 *	-9.2	100

Tab. 3-2: Mittelwerte und Standardabweichungen des zirkadianen Körperhöhenverlaufs mit der spezifischen Regenerationsmassnahme AT

h (bw) = Körperhöhe Basalwert	h (vr) = Körperhöhe vor Regeneration
h (vs) = Körperhöhe vor Sport	h(nr) = Körperhöhe nach Regeneration
h (ws) = Körperhöhe während Sport	h(sw) = Körperhöhe Schlusswert

Die Körperhöhe reduzierte sich bei den Probanden innerhalb von 12 Stunden nach Tagwache signifikant von durchschnittlich 181.629 ± 6.297 cm auf 179.953 ± 6.269 cm. Dies entspricht einer Abnahme von 1.676 cm oder 9.2‰. Davon gingen 50.5% in der ersten Stunde, 88.2% in den ersten drei Stunden nach dem Aufstehen verloren. 99.1% des gesamten Tageshöhenverlustes waren nach drei weiteren Stunden erreicht. Die spezifische Regenerationsmassnahme AT hatte auf die Körperhöhe einen signifikanten Einfluss. Es resultierte ein mittlerer Zuwachs von 4.57 mm. Graphische Darstellung der Werte in Abb. 3-2a und b.

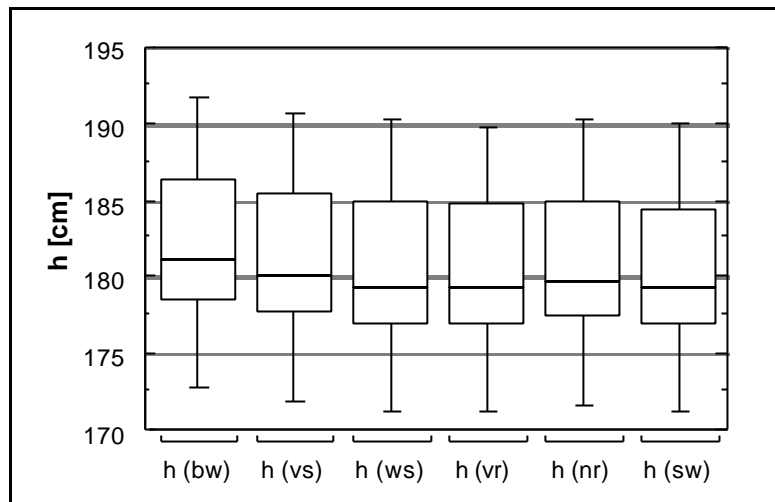


Abb. 3–2a: Der zirkadiane Körperhöhenverlauf (h) bei sportlicher Belastung und Anwendung der spezifischen Regenerationsmassnahme AT (n=11)

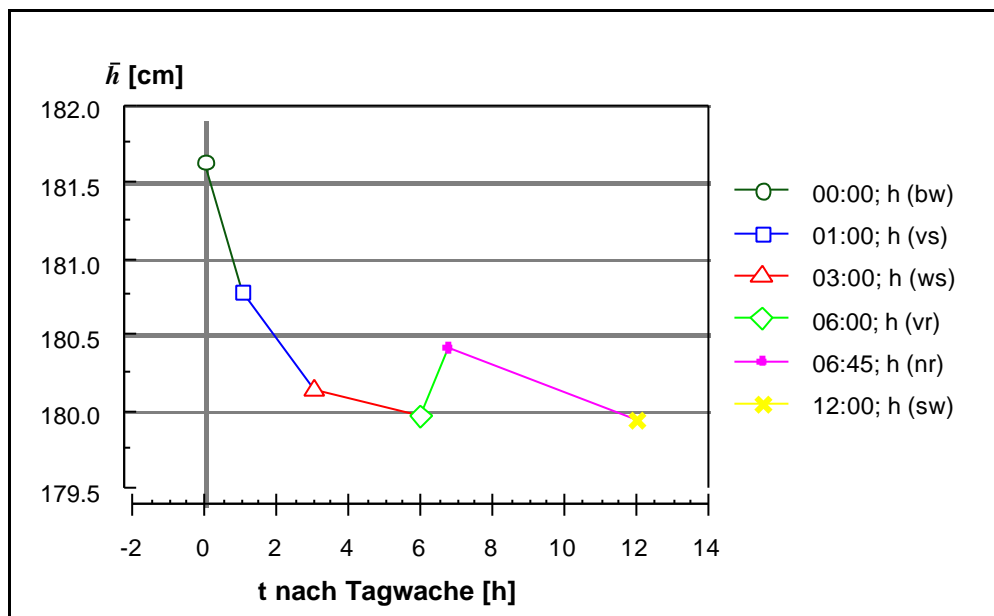


Abb. 3–2b: Der mittlere zirkadiane Körperhöhenverlauf (\bar{h}) bei sportlicher Belastung und Anwendung der spezifischen Regenerationsmassnahme AT (n=11)

h (bw) = Körperhöhe Basalwert	h (vr) = Körperhöhe vor Regeneration
h (vs) = Körperhöhe vor Sport	h(nr) = Körperhöhe nach Regeneration
h (ws) = Körperhöhe während Sport	h(sw) = Körperhöhe Schlusswert

3.2.2 Spezifische Entlastungsmassnahme Detensor–Liegeorthese (DT)

Tabelle 3–3 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen des zirkadianen Körperhöhenverlaufs der Probanden bei sportlicher Belastung mit der spezifischen Regenerationsmassnahme DT.

Körperhöhe (cm)		h	Δh	?h in ‰	?h/?htot in %
00:00	h (bw) ± SD	181.662 6.358	0	0	0
01:00	h (vs) ± SD	180.816 6.355	-0.846 *	-4.7	48.7
03:00	h (ws) ± SD	180.251 6.372	-1.411 *	-7.8	81.3
06:00	h (vr) ± SD	180.027 6.33	-1.635 *	-9.0	94.2
06:45	h (nr) ± SD	180.797 6.281	-0.865 *	-4.8	49.8
12:00	h (sw) ± SD	179.926 6.316	-1.736 *	-9.6	100

Tab. 3–3: Mittelwerte und Standardabweichungen des zirkadianen Körperhöhenverlaufs mit der spezifischen Regenerationsmassnahme DT

h (bw) = Körperhöhe Basalwert	h (vr) = Körperhöhe vor Regeneration
h (vs) = Körperhöhe vor Sport	h(nr) = Körperhöhe nach Regeneration
h (ws) = Körperhöhe während Sport	h(sw) = Körperhöhe Schlusswert

Die Körperhöhe reduzierte sich bei den Probanden innerhalb von 12 Stunden nach Tagwache signifikant von durchschnittlich 181.662 ± 6.358 cm auf 179.926 ± 6.316 cm. Dies entspricht einer Abnahme von 1.736 cm oder 9.6‰. Davon gingen 48.7% in der ersten Stunde, 81.3% in den ersten drei Stunden nach dem Aufstehen verloren. 94.2% des gesamten Tageshöhenverlustes waren nach drei weiteren Stunden erreicht. Die spezifische Regenerationsmassnahme DT hatte auf die Körperhöhe einen signifikanten Einfluss. Es resultierte ein mittlerer Zuwachs von 7.70 mm. Graphische Darstellung der Werte in Abb. 3–3a und b.

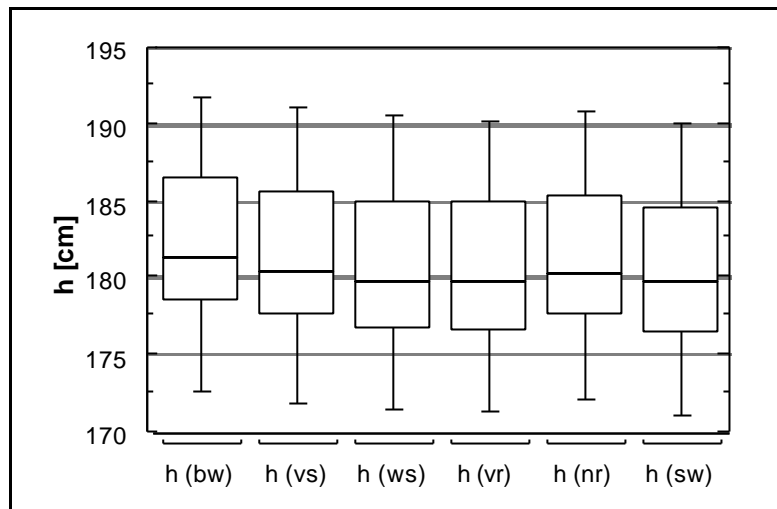


Abb. 3–3a: Der zirkadiane Körperhöhenverlauf (h) bei sportlicher Belastung und Anwendung der spezifischen Regenerationsmassnahme DT (n=11)

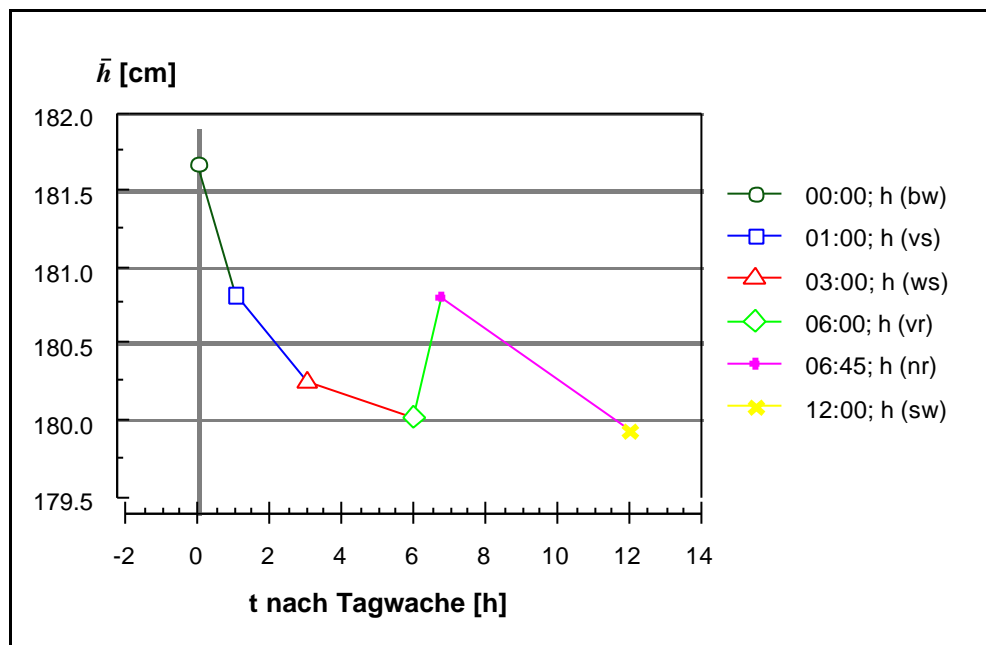


Abb. 3–3b: Der mittlere zirkadiane Körperhöhenverlauf (\bar{h}) bei sportlicher Belastung und Anwendung der spezifischen Regenerationsmassnahme DT (n=11)

h (bw) = Körperhöhe Basalwert	h (vr) = Körperhöhe vor Regeneration
h (vs) = Körperhöhe vor Sport	h(nr) = Körperhöhe nach Regeneration
h (ws) = Körperhöhe während Sport	h(sw) = Körperhöhe Schlusswert

3.3 Regenerationseffekte der ausgewählten Entlastungsmassnahmen im Vergleich

Um einen Gesamtüberblick über die Regenerationseffekte der ausgewählten Entlastungsmassnahmen zu erhalten, werden die Mittelwerte und Standardabweichungen der aus den angewandten Regenerationsmassnahmen resultierten Körperhöhendifferenzen der einzelnen Probanden in Tab 3–4 aufgeführt.

Proband	Δh (FR)	\pm SD	Δh (AT)	\pm SD	Δh (DT)	\pm SD
1	0.283	0.250	2.733	0.300	10.867	1.333
2	1.283	0.250	4.117	0.283	6.933	0.900
3	0.200	0.333	5.617	0.550	10.083	0.983
4	0.083	0.250	5.083	0.483	8.217	1.117
5	0.117	0.417	5.833	0.600	4.733	0.733
6	-0.217	1.017	5.083	0.617	6.950	0.250
7	0.150	0.517	4.167	0.633	8.183	0.083
8	-0.083	0.017	4.833	1.033	7.617	1.217
9	-0.350	0.950	3.200	0.300	4.933	0.267
10	0.233	0.000	4.883	0.050	8.283	0.583
11	0.000	0.500	4.733	0.133	7.917	1.750
Δh	0.155	*	4.571	*	7.702	
\pm SD	0.402		0.906		1.763	

Tab. 3–4: Mittelwerte und Standardabweichungen von Körperhöhendifferenzen der 11 Probanden nach Regeneration (* $p < 0.05$)

FR = freies Relaxen
AT = Attrappe
DT = Detensor

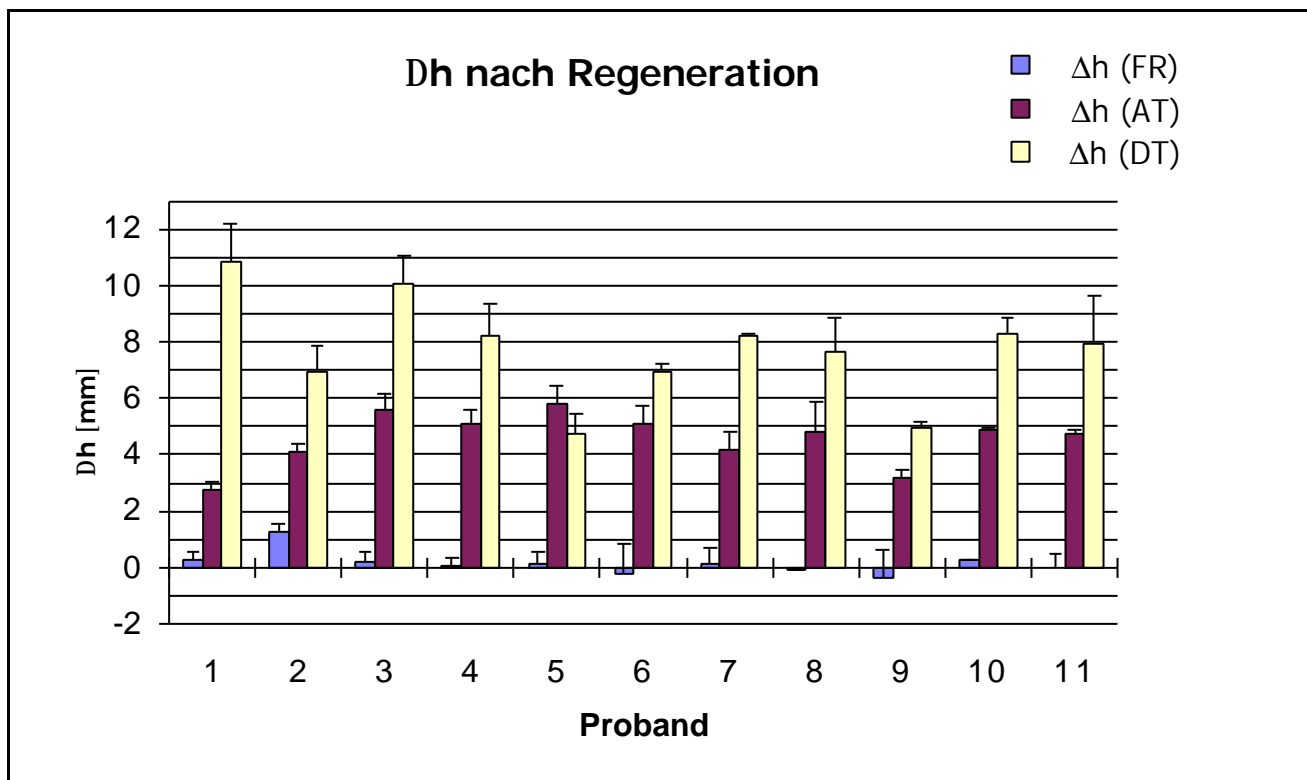


Abb. 3–4: Mittelwerte und Standardabweichungen von Körperhöhendifferenzen der 11 Probanden nach Regeneration

Ausser bei Proband 5 erzielte die Regenerationsmassnahme DT bei allen Probanden den grössten Körperhöhenzuwachs. Graphische Darstellung von Verteilungen der Regenerationseffekte in Abb. 3–5, sowie Mittelwerte und Standardabweichungen von Körperhöhenänderungen des Probandenkollektivs in Abb. 3–6.

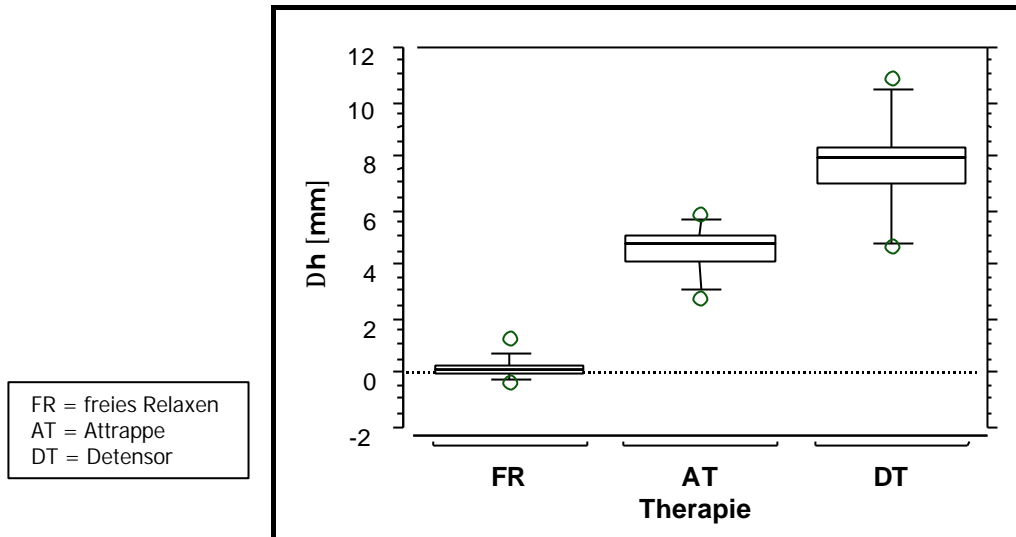


Abb 3–5: Änderung der Körperhöhe nach 45-minütiger Regeneration

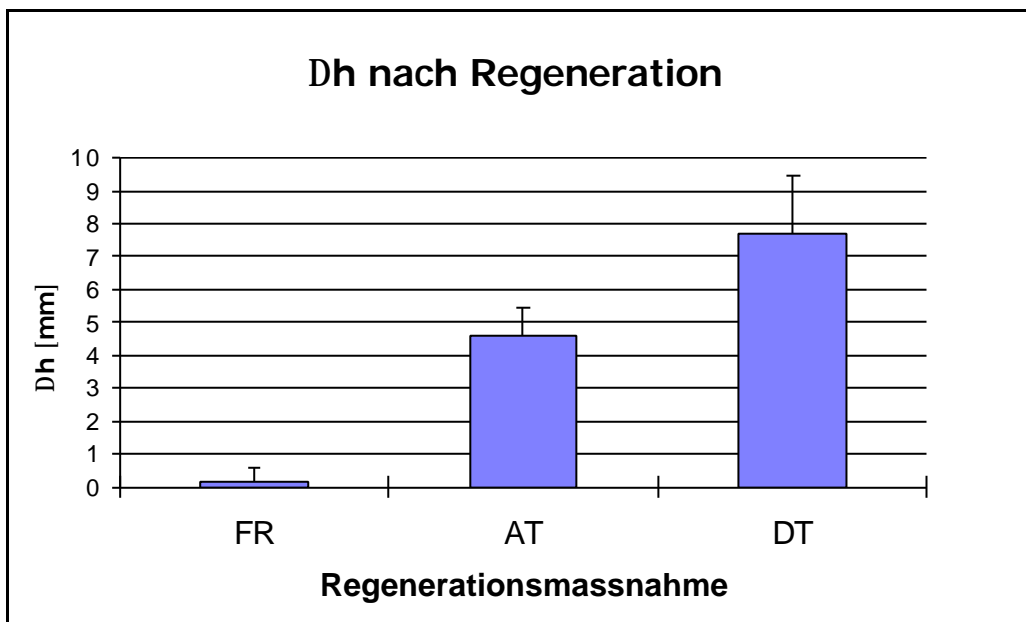


Abb. 3–6: Mittelwerte und Standardabweichungen von Körperhöhenänderungen des Probandenkollektivs

Paired t-test				
Hypothesized Difference = 0				
	Mean Diff.	DF	t-Value	P-Value
FR, AT	-4.417	10	-13.662	<.0001
FR, DT	-7.547	10	-13.751	<.0001
AT, DT	-3.130	10	-4.674	.0009

4 Diskussion

4.1 Veränderungen der zirkadianen Körpergrösse

In der Literatur werde verschiedene Parameter der Körperhöhenschwankung diskutiert: anthropometrische Daten und Körperbaumerkmale (Gewicht, Körperfettdepot), Wirbelsäulenvorbelastung, Tageszeitpunkt, Alter sowie der Anstrengungsgrad während körperlicher Belastung.

4.1.1 Anthropometrische Daten

ALTHOFF et al (1992) führten verschiedene Experimente durch, in denen auch der Einfluss unterschiedlicher Schultergewichte auf die Körperhöhe untersucht wurde. Zusätzlich erörterten sie mögliche Einflussgrössen auf die Körpergrösse. Sie untersuchten zwei Populationen. Eine von 5 Männern und 5 Frauen im Alter von 20-30 Jahren und eine von 5 Männern und 5 Frauen im Alter von 40-60 Jahren. Der Untersuchungsgang umfasste einen 30-minütigen Vortest, dem sich ein 30-minütiges Schultergewichtstragen anschloss. Der Test wurde alle 5 Minuten für 20 Sekunden unterbrochen. Jedes Schultergewicht kam bei jedem Probanden zweimal zur Anwendung (0, 5, 10, 15, 20 kg, bei Männer auch 25 und 30 kg). Der Körperhöhenverlust stieg linear zu der Gewichtsbelastung. Allerdings zeigten sich individuelle Unterschiede im Höhenverlust bei identischen Gewichten.

Ähnliche Ergebnisse können auch in der vorliegenden Studie registriert werden. Bei identischer Belastung traten in den drei Untersuchungsreihen FR, AT und DT nach Sport ähnliche Reduzierungen in der Körperhöhe auf (h (vs) bis h (vr): FR 0.83 ± 0.43 cm, AT 0.82 ± 0.52 cm, DT 0.79 ± 0.41 cm). Dies geht vermutlich auf das homogene Probandengut bezüglich Alter, Geschlecht und BMI zurück.

Andere Autoren beschreiben variabelere Resultate bei inhomogenem Probandengut. Sie beobachteten, dass die Abnahmen der Körperhöhe auf gleiche körperliche Belastung sehr variabel ausfielen. Einige Autoren führen dieses divergente Körperhöhenverhalten auf eine uneinheitliche Wirbelsäulenvorbelastung zurück.

Aus diesem Grunde wählten wir den standardisierten Tagesablauf für das gesamte Probandenkollektiv mit einer Basalmessung unmittelbar nach Tagwache. ALTHOFF et al (1992) erklärten diese Differenzen mit einer unterschiedlichen Ausprägung des Bandscheibenareals. Probanden mit schmalen Bandscheiben (vornehmlich Frauen) haben einen grösseren Höhenverlust als Personen mit grossen Bandscheibenarealen. Dieses Argument würde die hohen Körperhöhenverluste in der Studie von WILBY et al (1987) erklären, da sich das Probandenkollektiv ausschliesslich aus Frauen zusammensetzte.

4.1.2 Wirbelsäulenvorbelastung

Wie bereits oben erwähnt, sollte die unterschiedliche Vorbelastung der Probanden in dieser Untersuchung eine zu vernachlässigende Rolle spielen, da versucht wurde, einheitliche Aktivität vor den Messungen zu gewährleisten.

KRÄMER et GRITZ (1980) verweisen darauf, dass eine prallgefüllte Bandscheibe unter Belastung deutlicher an Höhe verliert als eine bereits gepresste. Demnach ist mit höheren Körperhöhenabnahmen zu rechnen, je näher die Untersuchungsreihe am Zeitpunkt des Aufstehens absolviert wurde. Andererseits wäre ein Kompensationsrückstand von vorangegangenen Belastungen möglich. In diesem Fall wären die Bandscheiben unter Umständen noch in einem komprimierten Zustand, so dass selbst unter zusätzlicher Belastung keine grösseren Bandscheibenkompressionen mehr stattfinden könnten. Ab einem gewissen Kompressionsgrad der

Bandscheibe findet gemäss GRITZ (1975) kein weiteres Auspressen mehr statt. Anscheinend sind Mechanismen auf molekularer Ebene für diese Regulation zuständig.

Genau an diesem Punkt, an dem die Bandscheibe ihren ausgepressten Zustand erreicht hat und weitere axiale Belastungen eventuell strukturelle Veränderungen bewirken, wird der therapeutische und prophylaktische Ansatz der lumbalen Extension am Bandscheibengefüge gesehen. Bei Sportlern könnte die morgendliche Belastung über Mittag teilweise durch Extensionsmassnahmen kompensiert werden, um am Nachmittag auf einem regenerierten Niveau mit der Belastung fortzusetzen. Inwieweit sich andauernde axiale Belastung ohne Regeneration gesundheitsschädigend auf das Bewegungssegment im ausgepressten Zustand auswirkt, ist nicht Gegenstand dieser Untersuchung.

4.1.3 Tageszeitpunkt

Bezüglich der verschiedenen Tageszeitmessungen zeigten sich bei ALTHOFF et al (1992) keine signifikanten Unterschiede im Körperhöhenverlust. Die Körperhöhenminderung verläuft nicht-linear im Tagesverlauf (Abb. 3-1b). Über die Hälfte der Tagesgesamtabnahme wurde in den ersten Stunden nach orthostatischer Belastung gemessen (Kap. 1.3.1). Demnach fallen die Körperhöhenreduzierungen am Vormittag am höchsten aus.

BOTSFORD et al (1994) dokumentierten in ihrer Studie tagesbedingte Volumen- und Morphologieschwankungen der lumbalen Bandscheiben. Sie bestätigten damit die allgemeine Meinung, dass das Volumen der Bandscheiben im Laufe des Tages abnimmt. Dabei beträgt die durchschnittliche Tagesvolumenminderung 16.2% in den unteren 3 Bandscheiben. Ein seitlicher Ausdehneffekt wurde nur minimal gemessen. Obwohl die Untersuchungen an einem für Alter, Gewicht und Grösse homogenen Probandenkollektiv durchgeführt wurden, traten individuell stark differierende Ergebnisse auf. Die Autoren wiesen dies auf angeborene Kriechcharakteristika der Bandscheiben zurück.

4.1.4 Alter

DE PUKY (1935) und GRITZ (1976) zeigten eine Altersabhängigkeit im Kriechverhalten der Bandscheiben. Mit zunehmendem Alter fällt das Schrumpfungsverhalten geringer aus. GRITZ (1976) bringt dies mit einem geringeren Wassergehalt der Zwischenwirbelscheiben in Zusammenhang.

4.2 Auswirkungen von Regenerationsmassnahmen

Wie in der Einleitung bereits beschrieben, weisen zahlreiche Studien auf den hohen Stellenwert der Extension als gesteigerte Form der Entlastung hin. Traktionen haben signifikanten Einfluss auf die Körperhöhe. So auch in der Untersuchung von BRIDGER et al (1990), die bei je 5 Männern und Frauen nach einer 25-minütigen Traktion einen durchschnittlichen Körperhöhengewinn von 8.94 mm registrierten. Die Traktionskraft entsprach jeweils 1/3 des Körpergewichts der Probanden. Dabei erzielten sie in der vergleichenden Untersuchungsreihe mittels 25-minütiger Stufenlagerung (crook-lying) einen Höhenzuwachs von 3.47 mm. Diese Lagerung wird von zahlreichen Autoren als FOWLER-POSITION bezeichnet. TYRELL et al (1985) registrierten nach 10-minütiger Stufenlagerung eine Bandscheibenkompensation bis zum Ausgangswert der Körperhöhe vor der körperlichen Belastung.

BOOCOCK (1990) wies auf einen nur kurzandauernden Regenerationseffekt hin. Eine erneute Messung nach 30-minütiger Stehzeit nach Schwerkraftlagerung ergab keine signifikanten Unterschiede mehr zu einer reinen Stehzeit nach Belastung ohne Entlastungslagerung. KLINGENSTIERNA et POPE (1987) verwiesen ebenfalls nach kurzer Entlastungsdauer auf einen zeitlich begrenzten Erholungseffekt.

Ebenso konnte BERTHOLD (1986) durch 15-minütige Stufenlagerung einen Körperhöhenzuwachs von 2.8‰ feststellen. Die Stufenlagerung als passive Regenerationsmassnahme hat sich gerade im Sport bewährt, da sie keinen hohen organisatorischen Aufwand erfordert und bereits nach kurzer Zeitdauer einen Regenerationseffekt bewirkt.

Wenn auch bei der Regenerationsmassnahme DT eine 45-minütige Regenerationszeit vorgeschlagen wird, sei an dieser Stelle erwähnt, dass der organisatorische Aufwand mit der Entwicklung dieser Technik nochmals reduziert werden konnte. Zusammengelegt und in einer Spezialtasche verpackt, ist diese Liegeorthese leicht zu transportieren und nimmt einen angemessenen Raum in Anspruch. Ein Faktor, den es bei der zunehmenden Mobilität eines Athleten in organisatorischer Hinsicht zu bedenken gilt.

In einer Zeit, in der die psychologische Betreuung der Athleten und das mentale Training einen immer wichtigeren Stellenwert einzunehmen scheint (MARCOLLI 1999), muss die im Vergleich zu der in der Literatur besprochenen längeren Regenerationszeit von 45 Minuten nicht unbedingt nur von Nachteil sein. So könnte doch die Regenerationszeit auch auf mentaler Ebene genutzt werden. Die erwähnten psychischen Einflussgrössen auf das Haltungsmuster lassen die Bedeutung einer mentalen Regeneration anlässlich einer solchen 45-minütigen Pause erahnen, zumal eine Korrelation zum Muskeltonus und somit auch zum unmittelbaren Traktionseffekt zu bestehen scheint.

4.2.1 Regenerationsmassnahme Freies Relaxen (FR)

Um abzugrenzen, inwieweit die Wirbelsäule auch ohne zusätzliche Regenerationsmassnahmen nach Belastung reagiert, liessen wir die Probanden in dieser Untersuchungsreihe frei relaxen. Nach dieser 45-minütigen Regenerationsmassnahme, bei der die horizontale Lagerung nicht erwünscht war, zeigten sich keine signifikanten Veränderungen (0.02 ± 0.04 cm). Aus diesen Befunden darf der Schluss gezogen werden, dass Formen der Entlastung, wie dies bei Extensionen der Fall ist, einen spezifischen Einfluss auf das Regenerationsverhalten nehmen.

BOOCOCK et al (1990) untersuchten mittels Körperhöhenmessung die Wirkung auf die Wirbelsäule sowie den Regenerationseffekt einer Schwerkraftlagerung. Für die Körperhöhenmessung wurde das Stadiometer nach REILLY (1984) verwendet. In der Studie absolvierten 8 männliche Probanden nach einer 30-minütigen Stehperiode insgesamt 25 Niedersprünge aus einer Höhe von 1 Meter, dem sich ein Hochspringen auf eine 0.5m Box anschloss. Die Übungen führten die Probanden barfuss durch, um auftretende Stosswirkungen nicht zu manipulieren. Die Niedersprünge bewirkten einen durchschnittlichen Körperhöhenverlust von 0.174 cm. Reines Stehen im Anschluss an die Niedersprünge erzielte einen Zuwachs von 0.076 cm. Diese Stehperiode ist mit der in dieser Studie durchgeführten Untersuchungsreihe FR vergleichbar. Der in dieser Studie erzielte Zuwachs von (0.02 ± 0.04 cm) lässt sich mit den Resultaten von OLBERTZ (1995) vergleichen (0.02 ± 0.3 cm).

Wie Eingangs erwähnt, weisen zahlreiche Untersuchungen auf die massgebliche Vorbelastung als Einflussgrösse auf die Körperhöhenschwankungen hin. Demgegenüber erklärten GARBUTT et al (1990) sowie ALTHOFF et al (1992), dass die Erholung der Körperhöhe von der Grösse der Vorstauchung unabhängig ist. Die Untersuchungsreihe „freies Relaxen“ unterstützt diese Aussage. Das FR zeigte trotz vorangegangenen Körperhöhenverlust von 0.83 ± 0.3 cm durch Sport keine nennenswerten Veränderungen in der Körperhöhe nach 45-minütigem freiem Relaxen. Demnach scheint das FR eine neutrale Stellung in der Entlastungsmassnahme einzunehmen. Durch das FR wurde weder der Vorgang der Kompensation in der Körperhöhe beschleunigt, noch wirkte das FR belastend.

4.2.2 Regenerationsmassnahme Detensor-Attrappe (AT)

NACHEMSON (1976) untersuchte relative Druckveränderungen in der Bandscheibe L3/4. Ausgehend von einer Druckbelastung von 100% im Stehen, reduzierte sich die Druckbelastung in Seitlage auf 75% und in Rückenlage auf 25%. Bei der Befunderhebung ist zu berücksichtigen, dass der Rückenlage damit ohnehin schon eine schonende Wirbelsäulenlagerung zukommt. Durch eine 45-minütige Entlastungslagerung auf der Attrappe besteht der Trend zu einem Körperhöhenzuwachs (0.45 ± 0.09 cm). Die Daten aus der Untersuchungsreihe „Detensor-Attrappe“ dienen der Erfassung des Körperhöhenzuwachses durch die eigentliche Horizontallagerung.

Sie soll als Basis dienen, um den eigentlichen Effekt der Traktion durch das Lamellensystem der Detensor-Liegeorthese zu erkennen.

4.2.3 Regenerationsmassnahme Detensor-Liegeorthese (DT)

Durch eine 45-minütige Entlastungslagerung auf der Detensor-Liegeorthese besteht der Trend zu einem Körperhöhenzuwachs (0.77 ± 0.18 cm). Die hohen Standardabweichungen verweisen auf grosse individuelle Unterschiede bezüglich des Entlastungseffekts. Während beispielsweise die Körperhöhe eines Probanden (N° 1) durch Lagerung auf der Orthese um 1.09 cm zunahm, konnte bei einem anderen Probanden (N° 5) ein Zuwachs von lediglich 0.47 cm registriert werden. Diese individuellen Unterschiede haben mehrere Ursachen. Sicher liegen primär konstitutionelle Unterschiede vor, so dass jede Wirbelsäule anders auf die Lagerung auf der Orthese reagiert. Es darf auch angenommen werden, dass bei „verspannten“ Probanden die Lamellentechnik der Orthese nicht primär eine Traktionswirkung ausübt, sondern hier vorerst detonisierend wirkt. Dazu ein Denkmodell in Anlehnung an FASSBENDER (1980) über dessen Hartspanntheorie.

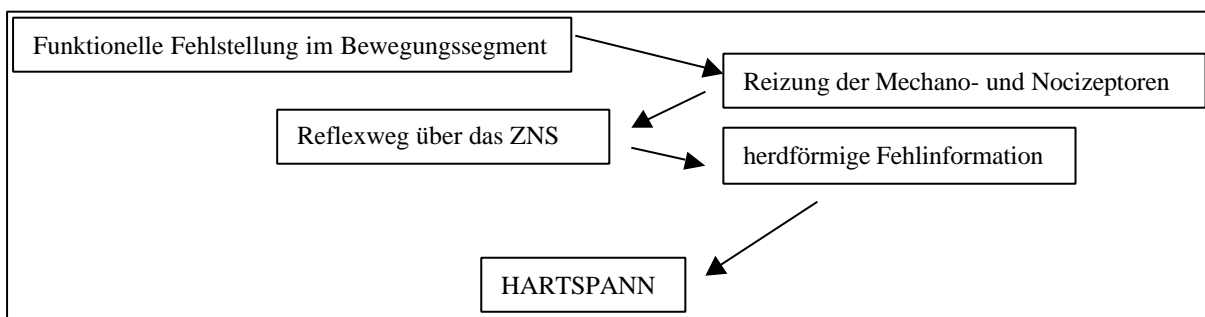


Abb. 4-1: Entwicklung eines Hartspans (nach FASSBENDER 1980)

Es soll hier nicht die Frage gestellt werden, ob die Genese des Hartspans durch die Detensor-Methode nicht rückwärts durchlaufen werden kann. Dies könnte Gegenstand von Studien über die klinische Effektivität dieser Orthese sein. Bei weiteren Untersuchungen über die mechanischen Effekte dieser Orthese sollte jedenfalls die Tonussituation objektiviert werden. Ebenso könnten Faktoren wie die Bekleidung eine vermindernde Traktionswirkung besitzen. In dieser Studie trugen alle Probanden ein T-Shirt.

Zieht man bezüglich der mechanischen Effektivität der Massnahme Vergleiche, erzielte die verwendete Orthese mit einem durchschnittlichen Körperhöhengewinn von 0.77 ± 0.18 cm den grössten Körperhöhenzuwachs. Hier gilt es zu berücksichtigen, dass sich gemäss KRÄMER (1986) ein durch Kompression dehydrierter Diskus schneller wieder aufrichten kann als ein weniger dehydrierter. Demnach muss das Resultat der Vorbelastung in den Vergleich mit einbezogen werden. In der Untersuchungsreihe DT lag der höchste Körperhöhenverlust nach sportlicher Belastung vor (-1.64 ± 0.16 cm nach Tagwache). Die DT-Lagerung bewirkte einen durchschnittlichen Rückgewinn der Körperhöhe um die Hälfte der vorangegangenen Stauchung seit

Tagwache und eine nahezu vollständige Kompensation der Körperhöhe bis zum Ausgangswert vor der körperlichen Belastung. Auf den totalen Körperhöhenverlust hatten die verschiedenen Regenerationsmassnahmen FR, AT und DT keinen Einfluss. Dieser betrug unabhängig von der ausgewählten Untersuchungsreihe 12 Stunden nach Tagwache 1.61 ± 0.11 cm.

Mit um 15-30 Minuten längeren Regenerationszeiten konnte in den eigenen Untersuchungsreihen grössere Zugewinne der Körperhöhe erzielt werden. Durch 20-minütige Schwerkraftlagerung verzeichneten BOOCOCK et al (1990) einen durchschnittlichen Körperhöhengewinn von 5.18 mm. Sie stellten dabei fest, dass leichtere Personen höhere Entlastungseffekte erreichten. In dieser Untersuchung erzielte der leichteste Proband (N°1) auch den grössten Entlastungseffekt nach Regenerationsmassnahme DT.

Möglicherweise spielen die subjektiven Faktoren Bequemlichkeit und Wohlbefinden eine wesentliche Rolle für den Regenerationseffekt, so wie diese Faktoren auch Einfluss auf die Körperhaltung haben (Kapitel 1.2.1 und 1.4.3). Dadurch liessen sich die relativ hohen individuellen Körperhöhenschwankungen innerhalb einer Entlastungsmassnahme erklären, die in den Untersuchungsreihen AT und DT gegenüber FR verzeichnet werden und somit nicht dem methodischen Fehler alleine zugeschrieben werden müssen.

4.3 Methode

Die Objektivierung von zirkadianen Körpergrößenänderungen verlangte ein Messgerät, das die erwarteten kleinen Schwankungen der Zielvariablen eindeutig nachweisen konnte. Dabei war in erster Linie der Fehler des Messgerätes und derjenige der Messmethode von Interesse. Es galt zu zeigen, dass die methodischen Fehler in Bezug auf die zu erwartenden Körperhöhenab- resp. -zunahmen so klein waren, dass diese Fehler das Gesamtbild nicht entscheidend verfälschten. Bezüglich den Fehlern des Messgerätes wurde festgehalten: mass man mit dem zur Verfügung stehenden Messgerät einen starren Gegenstand, so zeigten sich kleinste Abweichungen von weniger als 0.1 mm. Dies dadurch, weil der horizontal liegende Messbalken bei jeder Einzelmessung losgelöst und vertikal entlang der Messlatte verschoben werden musste. Wurde der Messbalken beim Aufsetzen auf den Kopf nicht exakt an der Messlatte geführt, kam es zur Abweichung der Rechtwinkelstellung zwischen Messbalken und Messlatte, was nach dem Festschrauben eine Höhendifferenz mit sich brachte.

Durch exakte Führung und Schmierung konnte dieser Fehler auf ein minimales Ausmass reduziert werden. Ausserdem wurden alle Messungen von einer Person vorgenommen. Bezüglich den Fehlern der Messmethode wurde festgehalten: vor Beginn der eigentlichen Testreihen führten wir analog zu BERTHOLD (1986) an einer einzelnen Person 30 Einzelmessungen der Körperhöhe in Serie durch. Der Messvorgang entsprach dabei genau den späteren Körperhöhenbestimmungen. Die Versuchsperson musste die Plattform nach jeder Messung verlassen, um sich bei der Wiederholungsmessung neu zu positionieren. Die dadurch ermittelte Standardabweichung betrug $s = 0.5\text{mm}$ (BAUMANN 1994).

Neben dem Einfluss der Messvorrichtung musste vor allem der Haltungseinfluss auf das Messergebnis berücksichtigt werden. Darauf wies GRITZ (1975) hin und schlug ein Messgerät vor, mit dem die individuellen Lordosenwerte bestimmbar waren. Mit den Lordosensupportern konnte gewährleistet werden, dass bei Wiederholungsmessungen annähernd gleiche Körperhaltung eingenommen werden konnte. Haltungsänderungen im Rumpfbereich resultieren vor allem aus einer Ermüdung der Muskulatur. Vom Versuchsleiter wurde darauf geachtet, dass beim Messvorgang die unter 2.5.1 beschriebene Normalhaltung eingenommen wurde. Dabei wurde auch auf die Tension des M. abdominalis und auf die Atmung geachtet. Messtechnisch war es bis auf OLBERTZ (1996) kaum möglich, geringe Krümmungs- bzw. Haltungsveränderungen der Wirbelsäule exakt zu registrieren. Wie bereits erwähnt, ergeben sich Variationen der Körpergrösse durch willkürliche Veränderungen der physiologischen Wirbelsäulenkrümmungen, andererseits entstehen Krümmungsänderungen aber auch durch den Tonus der Rumpfmuskulatur.

Das Hauptproblem des verwendeten Stadiometers als Messvorrichtung für Körperhöhenchwankungen liegt darin, dass die entscheidenden Einflussgrößen nicht exakt erfasst werden konnten. Auch bei dieser Methode wurde die Gesamtgrösse gemessen. Dadurch gehen viele Gelenke mit in die Berechnung ein, die als Ursache für eine Veränderung der Körperhöhe durch Winkelstellungsveränderungen in Frage kommen.

Bisher wurde eine starke Körperhöhenminderung einer starken Kompression der Bandscheiben gleichgesetzt. Körperhöhenchwankungen sollten Rückschlüsse auf die Höhe der axialen Druckbelastung auf die Bewegungssegmente zulassen, die von aussen auf das Achsen skelett ausgeübt wurde.

Analog zu den in dieser Arbeit gewonnenen Resultate beobachtete auch OLBERTZ (1996) in einer ultraschalltopometrischen Studie Wirbelsäulenlängen, die sich trotz einer spezifischen Regenerationsphase verkürzten. Daraus wurde der Schluss gezogen, dass nicht nur die Faktoren Be- und Entlastung der Wirbelsäule, Tageszeit und Alter für die Höhenchwankungen verantwortlich sind. Es wurde postuliert, dass möglicherweise auch die Veränderung der Körperhaltung einen weiteren entscheidende Einfluss auf die Messgrösse nimmt.

Berücksichtigen wir die Körperhaltung beeinflussenden Faktoren in Kap. 1.2.1, so muss eigentlich davon ausgegangen werden, dass mit mechanischen Instrumenten die Objektivierung der Haltungseinflüsse (noch) nicht vollständig möglich ist (Reproduzierbarkeit der individuellen endogenen Faktoren (Psyche) und der neuromuskulären Begebenheiten (Muskeltonus, Inervationsgrad)).

4.4 Lumbale Traktion: Schlussfolgerung

Die mechanischen Effekte der lumbalen Traktion sind in der Literatur gut dokumentiert. Im Gegensatz dazu bieten Studien über die klinische Effektivität der Traktion widersprüchliche Resultate. Einigen Studien unterstützen den Gebrauch der Traktion und anderen berichten von doppelsinnigen Erkenntnissen. Schwierigkeiten in der Darstellung der Wirksamkeit können sich aus der derzeitigen Vielfalt der klinischen Praxis ergeben. Kliniker gebrauchen typischerweise Expertenmeinungen bei der Entscheidung über den Gebrauch der Traktion. Trotz der langen Geschichte der Traktion als physikalische Therapiemodalität benötigen viele Aspekte dieser Intervention weitere Untersuchungen. Es müssen Klassifikationssysteme über Indikationen und Kontraindikationen entwickelt und gewertet werden. Ebenso wurden noch einige Faktoren bezüglich der Wirksamkeit der Traktionstherapie nicht systematisch untersucht, so zum Beispiel der Muskeltonus und die Hämodynamik als neurovegetative Komponenten, das Bewegungsausmass als funktionelle Komponente, oder klinische Kriterien, die über das Rückleiden hinaus gehen. Die Qualität der Regeneration sowie weitere neuropsychologische Faktoren, die Einfluss auf die Leistungsfähigkeit besitzen, könnten Gegenstand fortführender Untersuchungen sein. Weitere wissenschaftliche Tätigkeit wird nötig sein, um die optimale Behandlungsart, -dauer und -frequenz der lumbalen Traktion zu bestimmen. Mit der Verwendung der Detensor-Methode kann künftig der Begriff „lumbale Traktion“ erweitert werden, da es sich bei dieser Extensionsmassnahme durch die Verwendung der 18%-Liegeorthese und den funktionellen Zervikal- & Unterschenkelstützern nicht nur um eine lumbale Traktionsmassnahme, sondern um eine komplette Traktion des gesamten Achsenorgans handelt.

4.5 Ausblick: Long-Term Traction

Die genannten Ausführungen haben einerseits die Nutzen der regelmässigen Anwendung der generalisierten Traktion des Achsenorgans in Aussicht gestellt, andererseits scheint der Einbau der Regenerationsmassnahmen trotz dem Wissen um deren Bedeutung nicht nur ein logistisches Problem zu sein. Eine regelmässige Verabreichung der Extension könnte nachts durch ein Schlafsystem sichergestellt werden. Mit niedrigeren Traktionskräften über eine längere Traktionszeit könnte eine Regeneration zusätzlich zum Effekt des Schlafes allein erreicht werden.

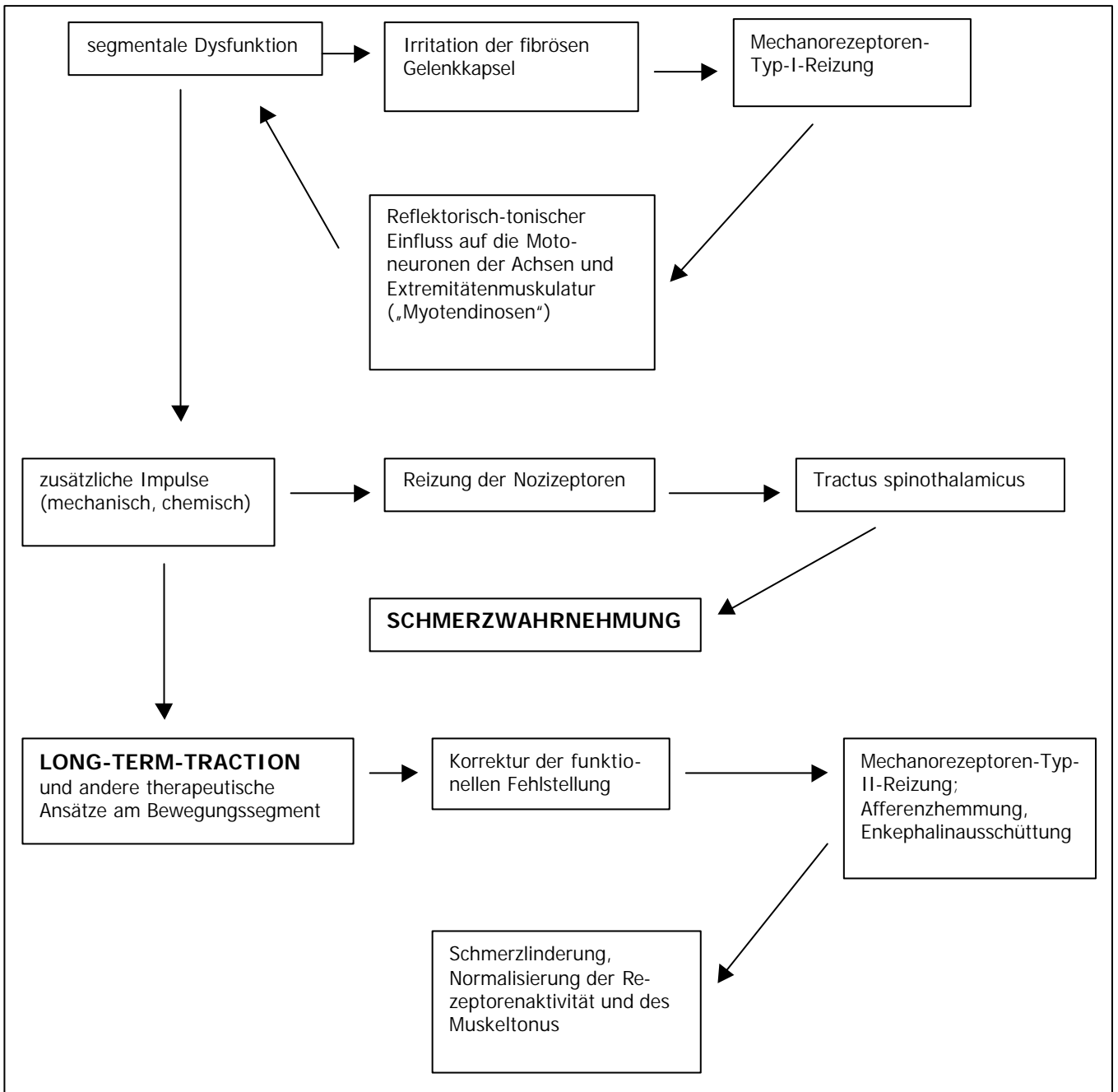


Abb. 4-2: Ausblick; Gedankenmodell der segmentalen Dysfunktion in Anlehnung an DVORAK (1997) und Ansatz der LONG-TERM-TRACTION als nicht-omnipotentes Therapeutikum

5 Zusammenfassung

In dieser Untersuchung wurde das Verhalten der zirkadianen Körperhöhe nach sportlicher Belastung und nach spezifischen Regenerationsmassnahmen beobachtet. Es galt, die Auswirkungen eines sportlich orientierten Tagesablaufes auf die Körperhöhe zu erfassen sowie eine umschriebene Entlastungsmassnahme auf ihre Extensionseffektivität zu prüfen.

Die Körperhöhe wurde mittels Stadiometer analysiert. Es erfolgte eine Körperhöhenmessung unter der Annahme, dass Haltungseinflüsse das Messresultat nur geringfügig verfälschen. Anteile der täglichen Körperhöhenschwankungen sind dadurch begründet, dass die Intervertebralscheiben bei Belastung Wasser verlieren und bei Entlastung Wasser aufnehmen. Diese Volumenschwankungen gehen mit Höhenverminderungen der einzelnen Intervertebralabschnitte einher, die sich zu einer messbaren Grösse summieren.

Für die Untersuchung stellten sich 11 anamnestisch gesunde männliche Rekruten der San RS 266/95, Kaserne Moudon freiwillig zur Verfügung. Das mittlere Lebensalter betrug 19.91 ± 0.90 Jahre, die mittlere Grösse 181.55 ± 6.10 cm und das mittlere Gewicht 70.09 ± 7.83 cm. Bei homogener Untersuchungsdurchführung unterzog sich jeder Proband zweimal den drei verschiedenen Testreihen, die bezüglich der durchgeführten Regenerationsmassnahmen differierten. Jede Testreihe beinhaltete sechs Körperhöhenmessungen mittels Stadiometer, ein definiertes Sportprogramm (15 km-Lauf, Fussball, Gymnastik, Schwimmen) sowie die Anwendung einer Regenerationsmassnahme. Die Körperhöhenmessungen erfolgten in fünfmaliger Messwiederholung, wobei nur das arithmetische Mittel der Werte 3, 4 und 5 in die Messung einging. Sie erfolgte unmittelbar nach Tagwache, vor und nach dem 15-km Lauf, vor und unmittelbar im Anschluss an die Entlastungsmassnahme sowie 12 Stunden nach Tagwache als Schlusswert. Die Regenerationsmassnahmen wurden jeweils 45 Minuten lang durchgeführt:

Folgende Massnahmen kamen während der Mittagszeit zur Anwendung:

- Freies Relaxen
- Horizontallagerung auf einer Schaumstoffmatte (Detensor Attrappe)
- Liegen auf der Detensor-Liegeorthese mit Lamellentechnik

Im Tagesverlauf kommt es zu einem nicht-linearen, exponentiellen Absinken der Körperhöhe. Sportler und Personen mit normaler Alltagsbelastung unterscheiden sich im Gesamtkörperhöhenverlust kaum. Der Unterschied besteht in einem belastungsabhängigen schnelleren Körperhöhenverlust der Sportler in den Vormittagsstunden.

Mittagsruhe in Horizontallagerung sowie Extensionslagerung auf der Detensor-Liegeorthese bewirken eine signifikante Zunahme der Körperhöhe. Dabei erreichte die Extensionslagerung einen vermehrten Extensionseffekt von 68.5% (7.70mm) im Vergleich zur Horizontallagerung ohne Lamellentechnik. Freies Relaxen führte zu keiner Veränderung der Körperhöhe.

Trotz standardisiertem Tagesablauf sowie standardisierten Be- und Entlastungsformen wiesen die Probanden individuell unterschiedliche Körperhöhenveränderungen auf. Demnach sind nicht nur Art, Intensität und Dauer einer Belastung für die Höhenminderung verantwortlich, es scheinen auch individuelle, konstitutionelle und morphologische Voraussetzungen eine Rolle für das Ausmass der Körperhöhenschwankung zu spielen.

Für die sportmedizinische Tätigkeit sind folgende Schlussfolgerungen ableitbar: Ein Teil des gesamten Körperhöhenverlustes ist neben einer Haltungsänderung durch Ermüdung auch auf die schnellere Dehydratation der Disci intervertebrales und auf eine Stauchung am gesamten Bewegungssegment zurückzuführen. Ein qualitatives Verifizieren dieser Abnahme ist mit der Körperhöhenmessung nicht möglich. Jedoch scheint dieser beschleunigte morphologische Prozess ungünstig für die Nutrition der Intervertebralscheibe sowie für die statische und dynamische

Belastbarkeit des gesamten Achsenorgans zu sein. Daher wird an Tagen mit stark wirbelsäulenbelastenden Training eine Extensionsmassnahme vorgeschlagen. Die Detensor Methode erreicht im Vergleiche zu den in der Literatur beschriebenen Extensionsverfahren quantitativ vergleichbare Resultate.

6 Anhang

6.1 Literaturverzeichnis

1. Mense S, Meyer H: Different types of slowly-conducting afferent units in cat skeletal muscle and tendon. *J Physiol* 403:17, 1985
2. Bogduk N: The anatomical basis for cervicogenic headache. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 15(1):67-70, 1992
3. Adams MA, Dolan P, Hutton WC, Porter RW: Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance. *J Bone Joint Surg* 72(2):266-270, 1990
4. Adams MA, Dolan P, Hutton WC: Diurnal variations in the stresses on the lumbar spine. *Spine* 12:130-7, 1987
5. Adams MA, McMillian DW, Green TP, Dolan P: Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. *Spine* 21:434-438, 1996
6. Alexander MJ: Biomechanical aspects of lumbar spine injuries in athletes: *Can J Appl Sport Sci* 10:1-20, 1985
7. Althoff I, Brinckmann P, Frobin W, Sandover J, Burton K: An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading. Application to sitting postures and whole body vibration. *Spine* 17:682-693, 1992
8. Andersson GBJ, Schultz AB, Nachemson AL: Intervertebral disc pressures during traction. *Scand J Rehabil Med* 9:88-91, 1983
9. Baumann MR: Über die Genauigkeit einer Methode zur Körperhöhenbestimmung. Detensor Selbstverlag Röthenbach, 1994
10. Benninghoff A: Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen Band 1, Cytologie, Histologie, allgemeine Anatomie und Anatomie des Bewegungsapparates, Urban & Schwarzenberg Verlag, 1985
11. Berthold F: Die Änderungen der Körperhöhe von Sportlern im Tagesverlauf als Indikator für die Be- und Entlastung der Wirbelsäule. *Med Diss, Dresden*, 1986
12. Beurskens AJ, de Vet HC, Koke AJ, Regtop W, van der Heijden GJ, Lindeman E, Knipschild PG: Efficacy of traction for non-specific low back pain. a randomized clinical trial. *Lancet* 346:1596-600, 1995
13. Beurskens AJ, de Vet HC, Koke AJ, Regtop W, van der Heijden GJ, Lindeman E, Knipschild PG: Efficacy of traction for nonspecific low back pain. 12-week and 6-month results of a randomized clinical trial. *Spine* 22:2756-62, 1997
14. Beurskens AJ, van der Heijden GJ, de Vet HC, Koke AJ, Regtop W, Lindeman E, Knipschild PG: Efficacy of traction for nonspecific lumbar back pain, design of a randomized clinical trial. *J Manipulative Physiol Ther* 18:141-7, 1995
15. Boocock MG, Garbutt G, Linge K, Reilly T, Troup JDG: Changes in stature following drop jumping and post-exercise gravity inversion. *Med Sci Sports Exerc* 22:385-390, 1990
16. Botsford DJ, Esses SI, Ogilvie-Harris DJ: In vivo diurnal variation in intervertebral disc volume and morphology. *Spine* 19(8):935-40
17. Bridger RS, Ossey S, Fourie G: Effect of lumbar traction on stature. *Spine* 15, 522-4, 1990
18. Brinckmann P: Injury of the annulus fibrosus and disc protrusions. An in vitro investigation on human lumbar discs. *Spine* 11:149-53, 1986
19. Brinckmann P: Strain on the intervertebral disk and vertebrae in stress. *Z Orthop* 124:63-8, 1986
20. Brinckmann T: *Praktische Orthopädie Bd 17. Die Wirbelsäule des Jugendlichen* KG Bruchsal, 1986
21. Cailliet R: *Low Back Pain Syndrome*, Philadelphia: F.A. Davis Company, 1988
22. Cannon SR, James SE: Back pain in athletes. *Br J Sports Med*, 18:159-64, 1984
23. Cheattle MD, Esterhai JL: Pelvic traction as treatment for acute back pain. *Spine* 16:1379-1381, 1991
24. Christensen TH, Bliddal H, Hansen SE, Jensen EM, Jensen H, Jensen R, Bay H: Severe low back pain. I: Clinical assessment of two weeks conservative therapy. *Scand J Rheumatol* 22:25-9, 1993
25. Colachis SC, Strohm BR: Effects of intermittent traction on separation of lumbar vertebrae. *Arch Phys Med Rehabil* 50:251-258, 1969
26. Cornefjord M, Sato K, Olmarker K, Rydevik B, Nordborg C: A model for chronic nerve root compression studies. Presentation of a porcine model for controlled slow-onset compression with analyses of anatomic aspects, compression onset rate, and morphologic and neurophysiologic effects. *Spine* 22(9):946-957, 1997
27. Cottrell GW: New, conservative, and exceptionally effective treatment for low back pain. *Compr Ther* 11:59-65, 1985
28. Coxhead CE, Meade TW, Inskip H, North WRS, Troup JDG: Multicentre trial of physiotherapy in the management of sciatic symptoms. *Lancet* 1:1065-1068, 1981
29. Cyriax J: *Textbook of Orthopedic Medicine, Volume I: Diagnosis of Soft Tissue Lesions*, London: Bailliere Tindall, 1982
30. Cyriax J: *Textbook of Orthopedic Medicine, Volume II: Treatment by Manipulation, Massage, and Injection*, London: Bailliere Tindall, 1984
31. De Puky P: The physiological oscillation of the length of the body. *Acta Orthop Scand* 6:338-347, 1935
32. Debrunner AM: *Orthopädie, Orthopädische Chirurgie*, Verlag Hans Huber, 1994
33. Deyo RA, Loeser JD, Bigos SJ: Herniated lumbar intervertebral disk. *Ann Intern Med* 112:598-603, 1990
34. Duus P: *Neurologisch-topische Diagnostik*. Thieme-Verlag Stuttgart, 1995
35. Dvorák J, Dvorák V, Schneider W, Spring H, Tritschler T: *Manuelle Medizin, Diagnostik*. Thieme-Verlag Stuttgart, 1997
36. Dvorak J, Vajda EG, Grob D, Panjabi MM: Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender. *Eur Spine J* 4(1):18-23, 1995
37. Eklund JA, Corlett EN: Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine. *Spine* 9:189-194, 1984
38. Ernst E, Fialka V: Conservative therapy of backache. Part 5: TENS, acupuncture, biofeedback, traction, cryotherapy, massage and ultrasound. *Fortschr Med* 111:420-2, 1993
39. Fassbender HG: Der rheumatische Schmerz. *Die medizinische Welt* 31:36:1263-7, 1980
40. Garbutt G, Boocock MG, Reilly T, Troup JD: Running speed and spinal shrinkage in runners with and without low back pain. *Med Sci Sports Exerc* 22:769-72, 1990
41. Gillstrom P, Ericson K, Hindmarsh T: Autotraction in lumbar disc herniation. *Arch Orthop Trauma Surg* 104:207-210, 1985
42. Goldish GD: A Study of the mechanical efficiency of split-table traction. *Spine* 15: 218-219, 1989
43. Goldish GD: Lumbar traction. In: Tollison CD, Krieger ML (eds), *Interdisciplinary Rehabilitation of Low Back Pain*, pp 305-321. Baltimore: Williams & Wilkins, 1989
44. Gritz HA: Die physiologischen Längenänderungen der menschlichen Wirbelsäule im Verlaufe eines Tages sowie der Einfluss von Be- und Entlastung auf den Intervertebralabschnitt (eine klinische Studie unter Verwendung von Längenmessung): *Med Diss, Düsseldorf* 1975
45. Gupta RC, Ramarao MS: Epidurography in reduction of lumbar disc prolapse by traction. *Arch Phys Med Rehabil* 59:322-327, 1978
46. Haskvitz EM, Hanten WP: Blood pressure response to inversion traction. *Phys Ther* 66:1361-1364, 1986
47. Hefti F: *Kinderorthopädie in der Praxis*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 1998
48. Hickling J: Spinal traction technique. *Physiother* 58:58-63, 1972
49. Hinterbuchner C: Traction. in: Basmajian JV (ed), *Manipulation, Traction, and Massage*, pp 172-200. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985
50. Hood CI, Hart DL, Smith HG, Davis H: Comparison of electromyographic activity in normal lumbar sacrospinalis musculature during continuous and intermittent pelvic traction. *J Orthop Sports Phys Ther* 2:137-141, 1981
51. Hood LB, Chrisman D: Intermittent pelvic traction in the treatment of the ruptured intervertebral disc. *Phys Ther* 48:21-30, 1968
52. Jazwinska EC, Adam K: Diurnal changes in stature: effects of sleep deprivation in young men and middle-aged men. *Experientia* 41:1533-5, 1985
53. Jensen R, Bliddal H, Hansen SE, Karle A, Jensen H, Christensen TH, Bay H: Severe low back pain, Part II: Changes in CT scans in the acute phase and long-term observation. *Scand J Rheumatol* 22:30-4, 1993
54. Judovich BD: Lumbar traction therapy – Elimination of physical factors that prevent lumbar stretch. *JAMA* 159: 549-550, 1955

55. Junghanns H: Die Wirbelsäule in der Arbeitsmedizin, Teil I: Biomechanische und biochemische Probleme der Wirbelsäulenbelastung. - In: Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd 78, Hippokrates Verlag Stuttgart, 1979
56. Junghanns H: Nomenclatura Columnae vertebralis. - In: Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd 75, Hippokrates Verlag Stuttgart, 1977
57. Kenna C, Murtagh J: Manual traction for sciatica. *Aust Fam Physician* 18:1296, 1989
58. Kienlein KL: Die Detensor Methode, Detensor Selbstverlag Nürnberg, 1990
59. Kienlein KL: Ergebnisse und Erfahrungen mit der Langzeit-Traktions-Therapie, Detensor Selbstverlag Röthenbach, 1997
60. Kienlein KL: Private Institute of Detensorology, Rosenthal 2, D-90552 Röthenbach/Peg (personal communication)
61. Klingenstierna U, Pope MH: Body height changes from vibration. *Spine* 12:566-8, 1987
62. Knutsson E, Skoglund CR, Natchev E: Changes in voluntary muscle strength, somatosensory transmission and skin temperature concomitant with pain relief during autotractor in patients lumbar and sacral root lesions. *Pain* 33(2): 173-9, 1988
63. Kolditz D, Kramer J, Gowin R: Wasser- und Elektrolytgehalt der Bandscheibe des Menschen unter wechselnder Belastung. *Z Orthop* 123(2): 235-8, 1985
64. Köller W, Funke F, Hartmann F: Das Verformungsverhalten von lumbalen menschlichen Zwischenwirbelscheiben unter langeinwirkender axialer dynamischer Druckkraft. *Z Orthop* 119: 206-216, Stuttgart, 1981
65. Krämer J, Gritz A: Körperlängenveränderungen durch druckabhängige Flüssigkeitsverschiebungen im Zwischenwirbelabschnitt. *Z Orthop* 118(2):161-164, 1980
66. Krämer J: Pressure dependent fluid shifts in the intervertebral disc. *Orthop Clin N Am* 8:211-216, 1977
67. Leatt P, Reilly T, Troup JG: Spinal loading during circuit weight-training and running. *Br J Sports Med* 20 (3):119-24, 1986
68. Letchuman R, Deusinger RH: Comparison of sacrosplanis myoelectric activity and pain levels in patients undergoing static and intermittent lumbar traction. *Spine* 18(10):1361-5, 1993
69. Lew PC, Morrow CJ, Lew AM: The effect of neck and leg flexion and their sequence on the lumbar spinal cord. Implications in low back pain and sciatica. *Spine* 19(21):2421-5, 1994
70. Lindstrom A, Zachrisson M: Physical therapy on low back pain and sciatica: An attempt at evaluation. *Scand J Rehabil Med* 2:37-42, 1970
71. Magnusson M, Almqvist M, Broman H, Pope M, Hansson T: Measurement of height loss during whole body vibrations. *J Spine Disord* 5(2):198-203, 1992
72. Magora A: Investigation of the relation between low back pain and occupation, Part VII. Neurologic and orthopedic condition.
73. Marcolli C, Schilling G, Segesser B: Psychological treatment and mental training in the rehabilitation of severe sport injuries. In: Hosek V et al, *Psychology of Sport and Exercise: Enhancing the Quality of Life Part 2*, FEPSAC, 1999
74. Mathews JA, Hickling J: Lumbar traction: A double-blind controlled study for sciatica. *Rheumatol Rehabil* 14: 222-225, 1975
75. Mathews JA, Mills SB, Jenkins VM, Grimes SM, Morkel MJ, Mathews W, Scott CM, Sittampalam Y: Back pain and sciatica: Controlled trials of manipulation, traction, sclerosant, and epidural injections. *Br J Rheumatol* 26:416-423, 1987
76. Mathews JA: Dynamic discography: A study of lumbar traction. *Ann Phys Med* 9:275-279, 1968
77. Mayer TG, Mooney V, Gatchel RJ: Contemporary Conservative Care for Painful Spinal Disorders, Philadelphia: Lea & Febiger, 1991
78. McGill SM, van Wijk MJ, Axler CT, Gletsu M: Studies of spinal shrinkage to evaluate low-back loading in the workplace. *Ergonomics* 39(1):92-102, 1996
79. Morscher E, Müller W, Jani L, Baumann JU, Dick W, Gächter A: Orthopädie, Inspektion der Wirbelsäulenhaltung. In: Allgöwer M, Sievert JR, Chirurgie, Springer Verlag Berlin, 1992
80. Nachemson AL: The lumbar spine, an orthopaedic challenge. *Spine* 1:59-71, 1976
81. Newiger C: Osteopathie, sanftes Heilen mit den Händen, TRIAS Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1998
82. Oland G, Tveiten G: A trial of modern rehabilitation for chronic low-back pain and disability: Vocational outcome and effect of pain modulation. *Spine* 16:457-459, 1991
83. Olbertz KJ: Das Wirbelsäulenlängen- und Wirbelsäulendistanzverhalten nach körperlicher Belastung sowie nach ausgewählten Entlastungsmassnahmen. Diss. Deutsche Sporthochschule Köln, 1995
84. Olmarker K, Rydevik BL, Nordborg C: Autologous Nucleus Pulposus induces neurophysiologic and histologic changes in porcine cauda equina nerve root. *Spine* 18(11):1425-1432, 1993
85. Onel D, Tuzlaci M, Sari H, Demir K: Computed tomographic investigation of the effect of traction on lumbar disc herniations. *Spine* 14:82-90, 1989
86. Pal B, Mangion P, Hossain MA, Diffey BL: A controlled trial of continuous lumbar traction in the treatment of backpain and sciatica. *Br J Rheumatol* 25:181-183, 1986
87. Reilly T, Tyrrell A, Troup JD: Circadian variation in human stature: *Chronobiol Int* 1(2):121-126, 1984
88. Rogoff JB: Motorized intermittent traction. In: Basmajian JV (ed), *Manipulation, Traction and Massage*, pp 201-207. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985
89. Rohlmann A, Siraky J: Reproduzierbarkeit der Oberflächenmessung des Rückens nach dem optimetrischen Verfahren. *Z Orthop* 123(2): 205-210, 1985
90. Saunders HD, Saunders R: Evaluation, Treatment and Prevention of Musculoskeletal Disorders, Bloomington, MN: Educational Opportunities, 1993
91. Schmidt RF, Thews G: Physiologie des Menschen. Springer-Verlag Berlin, 1990
92. Swezey RL: Low back pain treatment: Is a 'yank' in King Arthur's court or elsewhere as effective as traction, epidural injections, or what else? *Br J Rheumatol* 26:401-408, 1987
93. Tesio L, Luccarelli G, Fornari M: Natchev's auto-traction for lumbago-sciatica: Effectiveness in lumbar disc herniation. *Arch Phys Med Rehabil* 70:831-834, 1989
94. Tiischer H, Eder M: Die Klinik der Wirbelsäule. Hippokrates Verlag Stuttgart, 1993
95. Twomey LT: Sustained lumbar traction: An experimental study of long spine segments. *Spine* 10:146-149, 1985
96. Tyrrell AR, Reilly T, Troup JG: Circadian variation in stature and the effects of spinal loading. *Spine* 10:161-164, 1985
97. van der Heijden GJ, Beurskens AJ, Koes BW, Assendelft WJ, de Vet HC, Bouter LM: The efficacy of traction for low back and neck pain: a systematic, blinded review of randomized clinical trial methods. *Phys Ther*, 75:93-104, 1995
98. Van Dieem JH, Toussaint HM: Spinal shrinkage as a parameter of functional load. *Spine* 18:1504-14, 1993
99. von Lanz T, Wachsmuth W: Praktische Anatomie. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 1982
100. Ward RC: Foundations for Osteopathic Medicine. Williams & Wilkins Baltimore, 1997
101. Weatherell VF: Comparison of electromyographic activity in normal lumbar sacrosplanis musculature during static pelvic traction in two different positions. *J Orthop Sports Phys Ther* 8:382-390, 1987
102. Wilby J, Linge K, Reilly T, Troup JD: Spinal shrinkage in females: circadian variation and the effects of circuit weight-training. *Ergonomics* 30:47-54: 1987
103. Worden RE, Humphrey TL: Effect of spinal traction on the length of the body. *Arch Phys Med Rehabil* 45:318-320, 1964
104. Wutscherk H, Herm KP: Der Einfluss intensiver sportlicher Belastung auf die Körpermasse. *Med. Sport* 24:56-59, 1984
105. Yates DAH: Indications and contraindications for spinal traction. *Physiother* 54:55-57, 1972
106. Zito M: Effect of two gravity inversion methods on heart rate, systolic brachial pressure, and ophthalmic artery pressure. *Phys Ther* 68:20-25, 1988

6.2 Danksagungen

Mein Dank gebührt allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben

- Herrn Dr. med. P. Jenoure und seinem Team, Praxisklinik Rennbahn Muttenz
- Herrn Dr. h.c. K.L. Kienlein, Private Institute of Detensorology, D-90552 Röthenbach/Peg.
- Herrn H. Dommann(†), Berado Handelsgesellschaft, Luzern
- Kdo San RS 266/95 und den 11 Rekruten, Kaserne Moudon
- Babara Styk, Annette Müller und Seppli Gambon

- meinem Baba und meiner Mutter
- meiner Tochter Anina
- Nicole Brunschwig
- Sandra Rigassi

