

1. Einleitung

In den letzten Jahren ist der Einsatz von Vibrationen im Leistungs- und Breitensport sowie in der Prävention und Rehabilitation Gegenstand zahlreicher Studien geworden. Bei diesem Prinzip geht es um die Übertragung mechanischer Vibrationen auf des neuromuskuläre System. Die Schwingungsamplituden sowie die Frequenzbereiche unterliegen hierbei einer großen Streubreite. Bereits 1943 beschrieb der österreichische Neurophysiologen Rohrer das Phänomen der Muskeleigenfrequenz. Nach seinen Untersuchungen finden innerhalb der Muskulatur stetig unwillkürliche Mikrovibrationen statt, welche zu Schwingungsprozessen an den dazugehörigen Sehnen führen. Sowohl bei Muskelaktivität, als auch in Ruhe, ist eine Eigenfrequenz nachweisbar. Nicht nur die Muskulatur, sondern sämtliche Organe weisen diese Eigenfrequenzen auf (Augen ca. 20 Hz, innere Organe ca. 8 Hz, Wirbelsäule ca. 8 Hz, Muskulatur ca. 7-15 Hz Gehirn ca. 18 Hz. Inwieweit von außen angewandte Vibrationen sich positiv oder negativ auf den Organismus auswirken, wurde in den letzten Jahrzehnten immer wieder diskutiert.

Ende der 70er Jahre entwickelte der Russe Prof. Vladimir Nazarov das System der Biomechanischen Stimulation der Muskulatur. Er setzte seine Methoden vorwiegend im Spitzensport zur Verbesserung der Dehnbarkeit und zur Steigerung der Kraftentfaltung ein. Weitere Anwendungsgebiete umfaßten die Muskellockerung und Rehabilitation nach Verletzungen. Unter dem stetigen Druck der Spitzensportler ihre Leistung fortwährend zu verbessern bzw. einen größtmöglichen Effekt zu erzielen wurde das Vibrationstraining unter Berücksichtigung der beträchtlichen Erfolge Nazarovs wiederbelebt. Es folgten Studien u.a. von Issurin, Bosco, Schlumenberger, Schlitter, Felsenberg, Schiessel, Runge et.al. . Die Ergebnisse der Autoren waren aufgrund unterschiedlicher Methodik nicht immer eindeutig vergleichbar und dennoch kam es in der Vergangenheit zu klar widersprüchlichen Resultaten. Im Rahmen des Galileo 2000 Projektes wird ein modernes Vibrationstraining einem konventionellen Krafttraining in Hinblick auf die Entwicklung der Maximalkraft und der Knochenfestigkeit gegenübergestellt. Die beiden Untersuchungsparameter weisen eine enge Verknüpfung miteinander auf. Bereits 1892 erkannte der Berliner Arzt Julius Wolf, daß die Menge an Knochensubstanz, sowie auch deren Verteilung im Raum der mechanischen Beanspruchung des Knochens entspricht (Gesetz von der Transformation des Knochens).

Folglich ist nicht die Schonung, sondern vielmehr das stetige gezielte Training eine wichtige Prävention für den Erhalt der Knochendichte . Die muskuläre Kraft, welche auf den Knochen einwirkt ist hierbei der größte Stimulus für seinen Aufbau und den Erhalt seiner Festigkeit.

Damit kommt dem Zusammenspiel zwischen Muskelarbeit/Leistung und Modulation der Knochen eine bedeutende Rolle zu.

Folgt man diesen Gedanken, ergibt sich die Möglichkeit mit Hilfe einer zielgerichteten Muskeltätigkeit die erforderliche mechanische Beanspruchung zu erzeugen, welche die Festigung der Knochensubstanz moduliert.

Inwieweit ein Vibrationstraining die Muskulatur und damit die zugehörige Knochendichte im Vergleich zu einem konventionellem Krafttraining anders beeinflusst, ist Gegenstand dieser Studie.

1.1 Wissenschaftliche Grundlagen und Stand der Forschung im Bereich der Muskel und Knochenphysiologie, sowie der Trainingslehre

1.1.1 Grundlagen zur Muskulatur und deren Arbeitsformen, sowie die spezifischen Veränderungen des Muskels unter dem Einfluß von Krafttraining

1.1.1.1 Aufbau der Muskulatur

Die Muskulatur wird nach anatomischen Gesichtspunkten in quergestreifte Skelettmuskulatur und glatte Muskulatur der inneren Organe eingeteilt. Eine Sonderstellung nimmt das Herz ein, dessen Muskulatur ebenfalls quergestreift ist.

Das kleinste Bauelement der Skelettmuskulatur ist die Muskelfaser, welche sich aus den Myofibrillen, den kontraktilen Proteinen, zusammensetzt. Mit ihrer Hilfe ist es möglich chemische Energie in mechanische Energie umzuwandeln. Die dabei entwickelte mechanische Energie entspricht einem Wirkungsgrad von $\eta = 20$ bis 30% (zum Vergleich - Ottomotor: $\eta = 15$ bis 20%) [Schmidt/ Thews, 1995]. Die Myofibrillen lassen sich in das dicke Myosinfilament und das dünne Aktinfilament einteilen. Beide Myofilamente greifen ineinander und bilden ein Sarkomer. Erfolgt nun eine elektrische Erregung an der Muskelzelle wird eine elektromechanische Kopplung in Gang gesetzt. Ca^{+} Ionen aus intrazellulären Speichern werden freigesetzt und binden an das sogenannte Regulatorprotein, das Troponin C. Durch eine folgende Verlagerung des Tropomyosinmoleküls werden Bindungsstellen am Aktinfilament für das Myosinfilament frei. Beide Filamente können unter ATP Verbrauch ineinander gleiten und den Muskel so verkürzen.

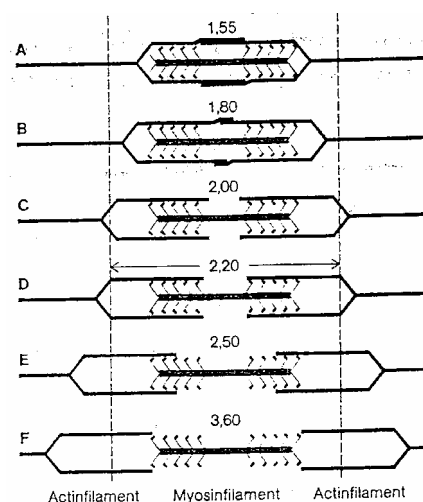


Abb. 01: Ein Sarkomer im Ablauf einer Muskeldehnung.
Die Sarkomerlänge wird in μm angegeben.

1.1.1.2 Neurophysiologische Grundlagen der Muskelkontraktion

Mehrere Muskelfasern werden mit Hilfe einer Vorderhornzelle (Motoneuron) erregt. Die Einheit einer Vorderhornzelle mit ihren zu erregenden Muskelzellen (=Muskelfasern) wird als motorische Einheit bezeichnet. Je präziser ein Muskel ohne große Kraftentfaltung arbeiten muß, um so kleiner ist die Zahl der in einer motorischen Einheit mitwirkenden Muskelzellen. Ein Beispiel ist die Augenmuskulatur mit teilweise 4 Muskelzellen pro Motoneuron. Steht hingegen eine große schnelle Kraftentfaltung im Vordergrund umfaßt die motorische Einheit oft weit über 1000 Muskelzelle (z.B. Glutealmuskulatur) [Silbernagel u.Klinke,1994].

Die Kraftentwicklung eines Muskels wird durch die Frequenz der Aktionspotentiale in den zuständigen Motoneuronen gesteuert. Mit Hilfe dieser Frequenzmodulation ist eine Steuerung durch das Nervensystem möglich. Die Zunahme der Kraft erfolgt durch den Anstieg der Erregungsfrequenz, da sich die Kräfte der Einzelzuckungen summieren. Wird eine genügend hohe Frequenz erreicht, kommt es zu einem Tetanus. Hierbei ist die Stimulationsfrequenz so hoch, daß die Einzelzuckungen miteinander verschmelzen und die betroffene Muskelfaser stetig erregt ist. Ab welcher Stimulationsfrequenz eine tetanische Kontraktionsform auftritt, hängt von dem Typ des Skelettmuskels (I, IIa, IIb Fasern) ab. Die durchschnittliche Frequenz in den α -Motorneuronen beträgt selten mehr als 25 Hz. Ab einer Erregungsfrequenz von 10-30 Hz verschmelzen die Einzelzuckungen der Muskelfasern zu einer Dauerkontraktion, einem vollständigen Tetanus. Die weitere Steigerung der Erregungsfrequenz auf maximal 80-120 Hz dient der Steigerung der Verkürzungsgeschwindigkeit [De Marées, 1996]. Eine theoretisch denkbare Erregungsfrequenz von 500-1000 Hz ist zeitlich durch die Wiederherstellung der Überträgerstoffe an der motorischen Endplatte (Synapse) limitiert.

Durch einen asynchronen Erregungsablauf der einzelnen Fasern eines Muskels ist es jedoch möglich in situ eine glatte tetanische Kontraktion durchzuführen, obwohl die Erregungsfrequenz einzeln betrachtet nur unvollständige tetanische Kontraktionen auslöst [Deetjen u. Speckmann, 1994].

1.1.1.3 Fasertypen der Skelettmuskulatur

Die menschliche Skelettmuskulatur besteht aus schnellen weißen und langsamen roten Muskelfasern. Die farbliche Unterscheidung ist auf Grund des unterschiedlichen Myoglobingehaltes möglich. Rote Faseranteile mit hohem Myoglobingehalt (hoher Teil an Sauerstoffträgern) sind in Folge ihrer guten aeroben Arbeitsfähigkeit vorwiegend in statisch

arbeitender Muskulatur, wie z.B. dem geraden Bauchmuskel zu finden [Rüegg, 1995]. Diese langsamen Faseranteile unterliegen meist einer Dauererregung mit Frequenzen zwischen 10-20 Aktionspotentialen pro Sekunde. Sie sind von einem dichten Kapillarnetz umgeben, so daß die Diffusionsstrecke für den benötigten Sauerstoff kurz ist [De Marées, 1996, Rohen/ Lutjen-Drecoll, 1990]. Die Rumpfmuskulatur leistet überwiegend Haltefunktionen und verfügt daher über einen größeren Teil an roten, myoglobinreichen Fasern. Überall dort, wo eher schnelle Kontraktionen ausgeführt werden, wie z.B an den Extremitäten, befinden sich überwiegend weiße Faseranteile. Sie werden von größeren α -Motoneuron mit schnell leitenden Neuriten elektrisch innerviert [De Marées, 1996]. Die Erregung erfolgt eher über kurzfristige Aktionspotentialsalven von durchschnittlich 40 Hz. Da die weißen Faseranteile dicker sind, ist eine höhere Kraftentwicklung pro Zeiteinheit möglich [Ghez/Gordon, 1996]. Vermutlich liegt stets eine Mischform beider Faseranteile vor [Markworth, 1993]. Weitere Autoren diskutieren das Vorhandensein von sogenannten Intermediärfasern, welche ein Zwischenform der beiden oben genannten Fasertypen darstellt. Sie vermuten, daß durch spezifisches Training die Intermediärfasern zu weißen oder roten Fasern umtrainiert werden können [De Marées 1996; Hollmann/Hettinger 1990]. Seit der Einführung der Nadel-Biopsie-Technik zur Untersuchung struktureller und funktioneller Veränderungen in der Skelettmuskulatur sind bislang zahlreiche Publikationen erschienen, in denen Langstreckenläufer, Radrennsportler, Ruderer und Skilangläufer im musculus vastus lateralis und im musculus gastrocnemius relativ mehr slow-twitch-Fasern als fast-twitch-Fasern aufwiesen. Demgegenüber fanden sich bei Sprintern, Springern und Kraftathleten überwiegend fast-twitch-Fasern [Daug's, 1987; Komi 1989]. Weitere Untersuchungen zeigten, daß jede Muskelfaser sich unterschiedlichen Trainingsreizen in Struktur und metabolischer Kapazität anpaßt. Studien an eineiigen Zwillingen ergaben wiederum eine hohe Übereinstimmung der Muskelfaserzusammensetzung, welches wiederum für eine Dominanz der Genetik spricht [Röcker/Meller/Mellerowicz/Stoby, 1971]. De Marées geht davon aus, das erst postnatal eine Spezialisierung der Fasertypen hinsichtlich ihrer Funktion erfolgt. Experimentell konnte eine Umwandlung von ST-Fasern zu FT-Faser durch Kreuzinnervation nachgewiesen werden. In diesem Experiment wurde die nervale Versorgungsstruktur vertauscht. Mehrere Wochen danach stellten sich morphologische Adaptationen in den jeweiligen Fasern ein [De Marées 1996/Deetjen,Speckmann 1994]. Weitere Autoren gehen davon aus, das mit dem Ende der Pubertät der Fasertyp sich kaum noch ändert [Badtke,1995].

Zu welchem Anteil nun in einem Muskel weiße/phasische Fasern (FT-Fasern = fast twitch, Typ II) bzw. rote/tonische Fasern (ST-Fasern = slow twitch, Typ I) vorhanden sind, hängt

vermutlich sowohl von seiner Lokalisation und damit Beanspruchungsform, als auch von der Konstitution des Menschen ab.

Die weißen, schnell kontrahierenden Muskelfasern werden in der Sportmedizin weiter untergliedert in FTO (fast twitch oxydative = Typ II A) und FTG (fast twitch glycolytische = Typ II B) Fasern. Im Durchschnitt finden sich beim Menschen 40-50 % FT-Fasern (davon 60% FTO-und 40% FTG Muskelfasern) und 50-60 % ST- Fasern. Die individuelle Verteilung an roter und weißer Muskulatur ähnelt sich in den funktionsverwandten Muskeln eines Individuum. Die Fasertypausstattung im M. biceps brachii entspricht in etwa der des M. biceps femoris.

1.1.1.4 Das Spannungs- und Längenänderungs-Kontrollsystem der Muskulatur

Zur Körperwahrnehmung und zur raschen Reaktion auf muskuläre Veränderungen stehen dem Organismus zahlreiche Propriozeptoren zur Verfügung. Der größte Teil dieser Informationen werden supraspinal verarbeitet. Wir wissen z.B. genau, ohne eine visuelle Kontrolle, in welcher Gelenkstellung wir unsere Extremitäten halten. Einige Propriozeptoren sind direkt mit dem Rückenmark verschaltet, was zu einem entscheidenden Zeitvorteil bei der Reaktion auf veränderte Parameter führt. Im Muskel finden sich zwei wesentliche Spannungs- und Längenkontrollsysteme. Die Muskelspindel und das Golgi-Sehnenorgan.

Die Muskelspindel misst die Länge des Muskels und kontrolliert über den Dehnungsreflex die Längenkonstanz des Muskels. Sie besteht aus Muskelfasern, die jedoch nur an ihren Endstücken kontraktile sind (intrafusale Muskulatur). Das nicht kontraktile Mittelstück stellt einen dehnungsempfindlichen Rezeptor dar. Die sich hier befindlichen elastischen Fasern lassen sich unterteilen in die Nuclear- Bag- und Nuclear- Chain- Fasern. Die NC-Fasergruppe leitet die Information über die absolute Länge des Muskels zum ZNS, hingegen die NB-Fasergruppe Auskunft über die Dehnungsgeschwindigkeit liefern [Wood/McKay,1994]. Wäre die Spindel nur wie eine Feder aus einer elastischen Einheit aufgebaut, so würde sie bei Kontraktion der benachbarten extrafusalen Muskulatur gestaucht werden und keine Reize mehr registrieren können. Es würde eine sog. "Spindelpause" entstehen. Um dies zu vermeiden, reagiert die intrafusale Muskulatur und kompensiert die Skelettmuskelkontraktion, sodass der elastischen Einheit eine konstante Spannung garantiert ist. Diese gleichzeitige Aktivierung der intra- und extrafusalen Muskulatur wird unter dem Begriff der α - γ -Koaktivierung zusammengefasst und garantiert eine Umgehung der Spindelpause [Schmidt Thews, 1995].

Im Gegensatz zur Muskelspindel besteht das Sehnenorgan ausschließlich aus einer elastischen Einheit. Es befindet sich in der zugehörigen Sehne des Muskels und ist somit seriell mit der Muskulatur verschaltet. Hier wird lediglich ein Spannungsanstieg registriert und über Ib-Afferenzen zum ZNS geleitet. Im Falle eines deutlichen Spannungsanstieges kommt es zur Hemmung des agonistischen α -Motoneurons bei gleichzeitiger Aktivierung des antagonistischen α -Motoneurons über so genannte Interneurone. Mit diesem Mechanismus ist die Entlastung der Sehne durch die Kontraktion des Antagonisten und Relaxation des betroffenen Muskels gewährleistet.

1.1.1.5 Statische und dynamische Arbeitsform

Im Wesentlichen werden zwei Arbeitsformen unterschieden: die isometrische Arbeitsform, die eine statische Haltearbeit beschreibt und die isotonische Arbeitsform, welche sich in dynamischer Arbeit ausdrückt. Betrachtet man Spannung und Muskellänge bzw. Muskelverkürzung, zeigt sich eine deutliche Spannungszunahme und gleich bleibende Muskellänge bei isometrischer Arbeitsform. Zu einer Längenänderung kommt es hingegen hauptsächlich bei isotonischer /dynamischer Arbeit [De Marées,1996].

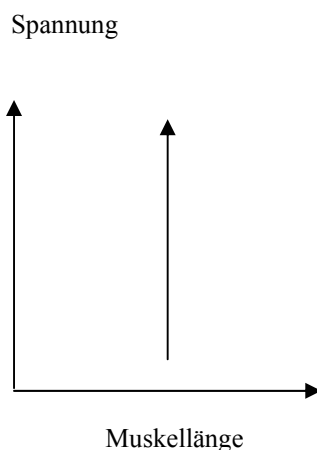


Abb. 02:
Isometrische Arbeitsform bei statischer Arbeit
Muskellänge nahezu konstant, jedoch deutliche
Zunahme der Muskelspannung

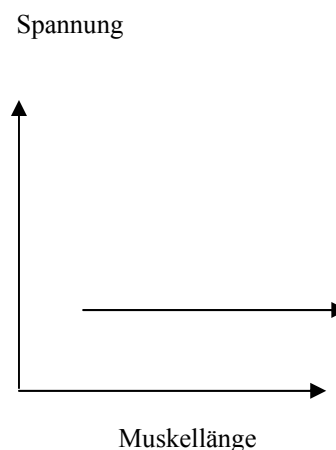


Abb. 03:
Isotonische Arbeitsform bei dynamischer Arbeit
Spannung nahezu konstant, jedoch deutliche
Verminderung der Muskellänge

Da bei der isometrischen Arbeitsform nach der physikalischen Definition von Arbeit (W) (= Kraft F x Weg d in $\text{kg} \times \text{m}/\text{sec}^2 \times \text{m}$ (= $[\text{J}][\text{Nm}]$)) keine wirkliche Arbeit verrichtet wird, behilft man sich hier mit der Definition: Arbeit entspricht Sauerstoffmehrerverbrauch infolge muskulärer Tätigkeit. In den meisten Fällen liegt bereits eine Mischform beider Arbeitsformen vor. Sie wird als auxotonische Arbeitsform bezeichnet. Zum Beispiel das Heben eines Gewichtes beginnt mit einem statischen Anteil, bis die aufgewendete Kraft das Gewicht überschreitet und es in eine dynamische Bewegung übergeht [Badtke,1995]. Wird bei der Muskelkontraktion ein Widerstand überwunden, d.h. das Trainingsgewicht bewegt, so spricht man von konzentrischer Arbeit. Wird einem Widerstand lediglich entgegengewirkt bzw. ist die äußere einwirkende Kraft so groß, dass keine überwindende Arbeit mehr geleistet werden kann und sich Ansatz und Ursprung des Muskels voneinander entfernen., liegt eine exzentrische Arbeitsform vor. Die Kraftwerte, die bei solchen exzentrischen Maximalkontraktionen auftreten, liegen je nach Messverfahren ca. 5-40% über der isometrischen Maximalkraft [Schmidtbleicher, 1982].

1.1.1.6 Definition der Maximalkraft

Physikalisch betrachtet lässt sich der Begriff Kraft (force) mithilfe der Newtonschen Gesetze klar definieren. Eine Bewegung wird als Ortsveränderung eines Körpers in Raum und Zeit bezüglich eines festgelegten Bezugssystems beschrieben [Baumann/Reim, 1994]. Hierfür ist stets eine Kraft (F) nötig, welche zu einer Beschleunigung oder Bremsung des betreffenden Körpers führt, da nach dem Trägheitsgesetz (erstes Newtonsches Gesetz) ein Körper so lange in Ruhe oder in seiner gegebenen Bewegung verharrt, bis eine äußere Kraft auf ihn einwirkt [Hollmann/Hettinger, 1990].

Das zweite Newtonsche Gesetz (vgl. Baumann 1989; Martin/Carl/Lehnertz 1993; Sust 1996) beschreibt einen proportionalen Zusammenhang zwischen der einwirkenden Kraft und der Zustandsänderung des Körpers. Hiernach kann die Kraft definiert werden über die Masse (m) und die dazugehörige Beschleunigung (a) [Baumann 1989].

$$F = m \cdot a$$

Wird durch die Einwirkung der Kraft eine Änderung der Form des Körpers hervorgerufen, spricht man von verformender Wirkung der Kraft [Preiß, 1996]. Dieser Vorgang lässt sich mit dem dritten Newtonschen Gesetz beschreiben. Dieses besagt, dass jede Aktion eine gleiche

entgegengesetzt gerichtete Reaktion auslöst [Hollmann/Hettinger 1990; Baumann/Reim 1994]. Dieses Prinzip wurde unter der Bezeichnung „actio et reactio“ bekannt. Die Einheit der Kraft ist das Newton [N]. Ein Newton ist die Kraft, die einen Körper mit einer Masse von einem Kilogramm in einer Sekunde auf die Geschwindigkeit von 1m/sec beschleunigt. In Meereshöhe und in 45° Breite werden durch die Gravitationskraft alle Körper mit einer Beschleunigung von 9,81 m/ sec² von der Erde angezogen. Aufgrund dessen muss bspw. ein Sportler mit einer Masse von 70 kg mittels Muskelkraft 686,7 Newton überwinden, wenn er senkrecht vom Erdboden abspringen will [Lehnertz, 1987].

Wird der Begriff „Kraft“ aus physiologischer Sichtweise betrachtet (strength) müssen unterschiedliche Aspekte, wie bspw. Art der Muskelarbeit, der Spannungsentwicklung bzw. der Hapterscheinungsform [Hollmann/Hettinger1990; Martin/Carl/Lehnertz 1993; Weineck 1994a] unterschieden werden. Eine einheitliche Definition der Kraft lässt sich in der zahlreichen Literatur nicht finden.

Zusammenfassend lässt sich jedoch Kraft definieren, als die Fähigkeit des Nerv-Muskelsystems, durch Muskelkontraktion Widerstände zu überwinden oder ihnen entgegenzuwirken [Zimmermann 1995, Zintl 1989]. Die meisten Beschreibungen hinsichtlich der Maximalkraft beziehen sich auf die maximale willkürliche Muskelkontraktion (MVC = „maximal voluntary contraction“). Nach Hollmann/Hettinger [1990] hängt die Maximalkraft (statische) hauptsächlich von folgenden Faktoren ab: Muskelfaserquerschnitt, Muskelfaserzahl, Struktur, Muskelfaserlänge, Zugwinkel, Koordination und Motivation.

Weineck [1994] erweitert die leistungsbestimmenden Faktoren und bezieht zusätzlich die muskuläre Energiebereitstellung, das Geschlecht und Alter, sowie die Tagesperiodik mit ein.

Schnabel/Harre/Borde [1997] differenzieren den koordinativen Aspekt genauer in intramuskuläre und intermuskuläre Koordination und halten darüber hinaus ein sporttechnisches Können für relevant.

1.1.1.7 Krafttrainingsspezifische Veränderungen der Muskulatur

Zur Verbesserung der Muskelleistung stehen dem Organismus prinzipiell drei Angriffspunkte zur Verfügung. Zum einen die intramuskuläre Koordination, welche die Begriffe Frequenzierung, Rekrutierung und Synchronisation umfasst, sowie die intermuskuläre Koordination, welche das Zusammenspiel einzelner an einer Bewegung beteiligter Muskeln beschreibt. Der dritte wesentliche Faktor ist die morphologische Adaptation.

Nach De Marées [1996] wird bei einem durchgeführten Krafttraining zunächst in den ersten 2-3 Wochen des Trainings die intramuskuläre Arbeit verbessert, d.h. es kommt zu einer effektiveren Rekrutierung der Fasern und höheren Aktionspotentialfrequenz (Frequenzierung) der aktiven Motoneurone. Ebenfalls verbessert sich die Energiebereitstellung über Erhöhung der ATP-Asen, Kreatininkinasen und Enzyme der Glykolyse. Sowohl energetisch als auch durch nervale Ermüdungsprozesse ist die Maximalkraft zeitlich limitiert. Innerhalb dieses Zeitintervalls ist das ZNS jedoch in der Lage, durch so genannte Synchronisation, alle am Bewegungsvorgang beteiligten motorischen Einheiten zeitgleich zu aktivieren. Hiermit erfolgt eine letzte Optimierung. Sie entspricht z.B. einem „Zu-Gleich-Effekt“ beim Tauziehen. Erst nach ca. 20-30 Trainingseinheiten in einem Abstand von 2 Tagen erreicht die koordinative Komponente ein Plateau und die weitere Kraftsteigerung erfolgt über die Muskelquerschnittsvergrößerung. Hierbei werden zunächst die kontraktilen Proteine gesteigert und gleichzeitig der Anteil an Sarkoplasma verringert. Daher steigt auch bei anhaltendem Krafttraining die Maximalkraft pro cm² Muskelquerschnitt. Der adäquate Reiz für die Hypertrophie ist mit hoher Wahrscheinlichkeit die entwickelte mechanische Spannung [Hettinger 1983, Hollmann/ Hettinger 1990, Stoboy 1987]. Noch in den 50er Jahren wurde davon ausgegangen, dass die zu realisierende Maximalkraft lediglich von dem Muskelquerschnitt bzw. Muskelmasse abhängig ist. Der Kraftbetrag, der „pro Einheit des physiologischen Muskelquerschnittes“ aufgebracht werden konnte, war somit unabhängig vom Geschlecht, Alter und Muskelstruktur.

1961 wurde von Ikai / Steinhaus zum ersten Mal der Aspekt der willkürlichen Aktivierungsfähigkeit diskutiert. Untersuchungsergebnissen zufolge wurde bei einer subjektiv maximalen Kraftleistung nicht das gesamte in der Muskelmasse angelegte Kraftpotenzial ausgeschöpft. Nur in Ausnahmesituationen, wie z.B. Todesangst kam es zur 100%-Kraftentfaltung. Der Begriff der autonomen Kraftreserven wurde damit in die Sportwissenschaft aufgenommen. Weiter fanden die Autoren heraus, dass die dem willkürlichen Zugriff nicht zugänglichen Kraftreserven bei hochtrainierten Sportlern wesentlich geringer sind, als bei völlig Untrainierten. Folgend musste Krafttraining die Fähigkeit der intensiven neuronalen Aktivierung verbessern.

1979 berichteten Massalgin und Ushakow, dass durch Überlagerung der isometrischen Maximalkraft durch Elektrostimulation eine deutliche Erhöhung der Maximalkraft erzielt werden konnte. Sie bezeichneten den prozentualen Wert als „Kraftdefizit“. Bei Überprüfung der Ergebnisse an der neurophysiologischen Universitätsklinik Freiburg ergaben sich ähnliche Ergebnisse [Brühle, 1985].

Weitere Autoren, wie bspw. Narici [1989] erwiesen eine signifikante Zunahme der im EMG gemessenen elektrischen Aktivität bei Durchführung von gezieltem Maximalkrafttraining. Auf Grund der vorliegenden Untersuchungsergebnisse ist anzunehmen, dass durch Training eine neurale Adaptation und Verbesserung der willkürlichen Aktivierungsfähigkeit möglich ist.

Zusammenfassend muss davon ausgegangen werden, dass bei nicht hochtrainierten Athleten eine Maximalkraftsteigerung über Veränderung der neuralen Aktivierung möglich ist. Bei Leistungssportlern der oberen Klasse werden vermutlich bei willkürlicher Innervation bereits alle motorischen Einheiten mit einer Frequenz von $> 50-60$ Hz innerviert. Diese Frequenz reicht aus, um einen verschmolzenen Tetanus zu bewirken, womit kein weiterer Kraftzuwachs erwartet werden kann [Carl,1995].

Die These, dass Krafttraining die neurale Aktivierung verbessert und dass ein vibrationsgestütztes Krafttraining diesen Mechanismus im Vergleich zum herkömmlichen konventionellen Krafttraining verstärkt, soll in der vorliegenden Studie untersucht werden.

1.1.2 Grundlagen der Knochenphysiologie

1.1.2.1 Die Frost'sche Lehre

Knochen stellt keinesfalls ein starres Material dar, sondern unterliegt vielmehr einer stetigen Verformung auf Grund äußerlich einwirkender Kräfte. Nach Newton gilt, dass im statischen Zustand Aktion gleich Reaktion ist. Entsprechend führt eine Verformung, als Folge äußerlich einwirkender Kraft, zu einer genauso großen entgegengerichteten inneren Kraft. Diese wird als Spannung bezeichnet. Überschreitet die Spannung die Festigkeit des Knochens, führt dies zur Fraktur. Die Festigkeit wird nach Frost von der Materialeigenschaft (Elastizitätsmodul, Dichte, Spannkraft, ect..), der Materialmenge des Querschnittes (Masse), der Anordnung des Materials im Raum und der Anzahl der Mikroläsionen des Knochens beeinflusst [Frost, 2001]. Nach Frost unterliegt der Knochen einem stetigen Umbauprozess. Dies bedeutet, es findet gleichzeitig ein permanenter Auf- und Abbau von Knochensubstanz statt. Dieser Vorgang folgt einem Regelkreis (Mechanostat) [Frost, 1987]. Der Auslöser für Auf-, Ab- und Umbau von Knochen ist dessen Verformung (Verkürzung, engl. Strain,[E]), durch die über die Muskulatur einwirkende Kraft. Die Verformung ist definiert, als der Quotient aus Längenänderung l und Ursprungslänge l_0 . Die Größe der Verformung wird in microstrain

(1/1.000 000 [μE]) ausgedrückt. Eine Längenänderung von 0,01% entspricht 0,0001 strain oder 100 microstrain.

Frost unterscheidet zwei unterschiedliche Mechanismen des Knochenumbaus: Modeling und Remodeling.

Modeling ist dafür verantwortlich, dass vorhandene Knochenstruktur sich in Richtung und Größe der einwirkenden Kräfte anpasst. Osteoblasten und Osteoklasten arbeiten hier unabhängig voneinander an verschiedenen Oberflächen. Ein Formationdrift (F) entsteht dort, wo eine Druckspannung auftritt und ein Resorptionsdrift (R) dort, wo eine Zugspannung einwirkt. Modeling führt im Allgemeinen zu einem Nettogewinn an Knochensubstanz und dient einer Zunahme der Festigkeit des Knochens.

Remodeling beinhaltet die Erneuerung der vorhandenen Knochensubstanz. Hierdurch wird eine Ermüdung des Materials verhindert. Ermüdung von Knochenmaterial zeigt sich in so genannten microdamages (Mikrofrakturen/Faserstrukturverletzungen). Diese treten innerhalb jedes Verformungszykluses je nach Krafteinwirkung in verschieden großer Anzahl auf. Überschreiten sie ein bestimmtes Limit, kommt es zu den bekannten Stressfrakturen. Im Unterschied zum Modeling benötigt es beim Remodeling einer so genannten Basic cellular unit (BMU), welche als Einheit agiert. Sie besteht aus Osteoblasten und Osteoklasten, die gemeinsam aktiviert werden (Aktivierung A) und folgend eine Resorption (R) und eine Formation (F) an der gleichen Oberfläche durchführen (ARF- Sequenz).

Es wird davon ausgegangen, dass innerhalb von 10 Jahren das gesamte Skelett erneuert wird. Mit zunehmendem Alter und abnehmender körperlicher Aktivität wird jedoch weniger Knochen aufgebaut, als vorher resorbiert wurde. Die Knochenbilanz wird negativ. Insgesamt liegt beim Remodeling meist eine negative Knochenbilanz vor.

Die Aktivierung der beiden Umbauprozesse unterliegt einem Schwellenphänomen. Ab einer Verformung von 1500 μE (MES m = minimal effektiv strain for modeling) wird Knochensubstanz mithilfe der vermehrt stimulierten Osteoblasten an der Knochenoberfläche aufgelegt (periostal, perichondral, endostal, trabekulär). Es entsteht Modeling. Im Bereich bis 800 μE kommt es zum Remodeling (MES r = minimal effektiv strain for remodeling). Bei Werten bis 50 μE resultiert eine Knochennegativbilanz. Bei lokaler Verkürzung zwischen 50 und 800 μE ist der Nettoeffekt ausgeglichen.

Die Frakturgrenze liegt bei 25000 μE , bzw. 2,5 % Längenveränderung [Frost 2001].

1.1.3 Grundlagen der Trainingslehre

1.1.3.1 Allgemeine Trainingsprinzipien

Die Grundlage jeder Trainingsplanung sind die allgemeinen Trainingsprinzipien. Sie beschreiben die grundlegenden wissenschaftlich anerkannten physiologischen Gesetzmäßigkeiten des sportlichen Trainings [Schnabel/ Harre/ Borde,1997]. Hierbei dient ein Trainingsreiz im Sinne einer muskulären Beanspruchung als Homöostasestörung, die zu einer Ermüdung der Muskulatur und/oder des Herzkreislaufsystems führt. Im Folgenden kommt es zu einer Regeneration des Organismus mit anschließender Hyperkompensation. Diese beschreibt eine positive Anpassung des Organismus an die an ihn gerichteten Anforderungen. Das Leistungsniveau steigt. Kommt es folgend zu keinem weiteren Trainingsreiz, fällt dieses jedoch wieder auf das Ausgangsniveau ab. Entscheidend ist folglich der regelmäßige und zum richtigen Zeitpunkt eintreffende Trainingsreiz. Fällt er zu früh ein, reicht die Zeit für eine vollständige Regeneration des Organismus nicht aus und die Leistung wird unter das Ausgangsniveau abfallen. Im optimalen Fall wird die neue Trainingseinheit am maximalen Punkt der Hyperkompensation erfolgen. Hierbei wird eine effektive Leistungszunahme sichtbar.

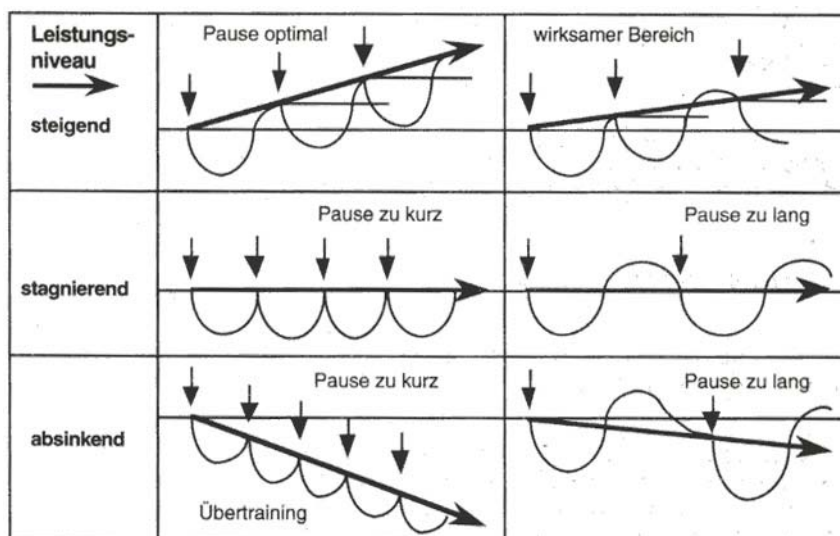


Abb. 04: Homöostasestörung durch einen Trainingsreiz mit folgender Hyperkompensation. Veränderung des Leistungsniveaus in Abhängigkeit von der Pausenlänge.

Weiterhin ist zu beachten, dass die zu leistende Arbeit ein richtiges Maß erreicht, jedoch dieses nicht deutlich überschreitet. Wird der entsprechende Muskel nicht ausreichend

beansprucht, reicht der Reiz nicht für eine Hyperkompensation aus und das Leistungsniveau wird nicht steigen. Wird er jedoch zu stark überfordert, reicht die Erholungsphase nicht aus und das Leistungsniveau fällt. Ebenfalls kann es zu Verletzungen kommen, die ein Fortführen des Trainings verbieten.

1.1.3.2 Unterscheidung der Trainingsmethoden mit Hervorhebung des progressiv dynamischen Krafttrainings

Je nach Ziel des Trainierenden stehen verschiedene Trainingsmethoden zur Verfügung. Sie beschreiben verschiedene Formen der Trainingsgestaltung. Grob lässt sich eine Gliederung in Maximalkrafttraining, Intervall- und Dauerperiode vornehmen.

Für die Galileostudie 2000 wurde die Form des Maximalkrafttrainings ausgewählt. Definiert wurde die Maximalkraft als diejenige Kraft, die ein Proband bei einmaligem Versuch gegen einen unüberwindbaren Widerstand maximal aufzubringen vermag.

Wird als Ziel die Verbesserung der Schnellkraft (definiert, als die maximale Kraftentfaltung pro Zeiteinheit) bzw. der Kraftausdauer angestrebt, würden die Intervall- oder Dauerperiode zur Anwendung kommen.

Der entscheidende Unterschied zwischen den einzelnen Methoden wird durch die Wahl der zu bewältigenden Arbeit und Reizdauer deutlich. Je höher die zu leistende Arbeit, desto geringer muss die Reizdauer sein, um vom Trainierenden sinnvoll verrichtet werden zu können.

Entsprechend nimmt die Reizdauer bei zunehmender Arbeitsschwere ab [Schnabel/ Harre/ Borde,1997].

Tab. 01: Darstellung der verschiedenen Trainingsmethoden. Die Unterscheidungskriterien der Trainingsmethoden sind in erster Linie die Reizintensität und die Reizdauer.

Methoden	Maximalkrafttraining	Intervallmethode	Dauerperiode
Reizintensität	Maximal	Mittel	Gering
Reizdauer	Kurz	Mittel	Lang
Wiederholungszahl	3-5	10-15	>25

Beim progressiv dynamischen Krafttraining wird eine definierte Anzahl von Bewegungen innerhalb einer vorgegebenen Zeit durchgeführt. Die Reizintensität richtet sich nach der bisher bewältigten Trainingszeit bzw. den Wiederholungen pro Zeiteinheit. Ist es einem Sportler z.B. möglich über eine bestimmte Zeit hinaus zu trainieren, folgt eine Steigerung der

zu bewältigenden Arbeit z.B. das persönliche Trainingsgewicht. Durch diese Trainingsform ist ein individueller Trainingsaufbau möglich.

1.4 Zielsetzung der Galileo 2000 Studie

Die hier beschriebenen Untersuchungen bilden nur einen Teil der Gesamtstudie Galileo 2000. weitere Untersuchungsergebnisse zur Veränderung der Knochendichte und der laborspezifischen Parameter lassen sich in den Arbeiten von Dr.med.Ulrich Koch und Dr.med.Florian Schmidt nachlesen.

Zielsetzung dieses Abschnittes war der Vergleich der Maximalkraftentwicklung an Ober- und Unterschenkel, sowie die Sprunghöhenentwicklung bei gesunden Männern und Frauen im Alter zwischen 20 und 30, die 5 Monate lang ein progressiv dynamisches Krafttraining mittels Galileo 2000 versus eines konventionellen Krafttrainings an Kraftmaschinen durchführten.