

Bewertung verschiedener Trainingsformen zur Prävention der Osteoporose anhand struktureller Anpassungen des Knochens und der Änderungen des Muskelstatus bei postmenopausalen Frauen

Christoph Lammel

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Sportwissenschaft der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Philosophie genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. med. A. Imhoff

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. phil. Dr. h.c. M. Grosser, i.R.
2. Univ.-Prof. Dr. med. D. Jeschke, i. R.

Die Dissertation wurde am 18.08.2003 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Sportwissenschaft am 21.01.2004 angenommen.

[*»Nature rings her many changes
on a few simple themes.«* **]**

D'Arcy Thompson, 1942

INHALTSVERZEICHNIS

Inhaltsverzeichnis	1
Maßeinheiten und Terminologie	3
Abbildungsverzeichnis	6
Tabellenverzeichnis	11
Abkürzungen	13
1. Einleitung	14
1.1. Problemstellung	15
1.2. Ziele der Studie	16
1.2.1 Primärer Endpunkt	16
1.2.2. Sekundäre Endpunkte	16
1.3. Aufgabenabgrenzung	17
2. Physiologische und biomechanische Aspekte zum Thema	18
2.1 Physiologische Aspekte	18
2.1.1 Der Knochenstoffwechsel	18
2.1.1.1 Mechanismen der Anpassungsvorgänge im Knochen	20
2.1.1.2 Regulation der Anpassungsvorgänge im Knochen durch mechanische Beanspruchung	22
2.1.2 Mechanotransduktion	25
2.2 Biomechanische Aspekte	31
2.2.1 Festigkeitsparameter	32
2.2.1.1 Der Elastizitäts-Modul	32
2.2.1.2 Flächenträgheitsmoment	35
2.2.1.3 Polares Trägheitsmoment	37
2.2.1.4 Bone Strength Index (BSI)	38
2.2.2 Veränderung der Knochengeometrie und Festigkeit in Abhängigkeit von Muskelstatus und Alter	39
3. Empirische Untersuchungen	44
3.1 Studienplanung	44
3.1.1 Studienablauf	44
3.1.2 Untersuchungsparameter	50
3.1.2.1 Klinische Untersuchungen	50
3.1.2.2 Densitometrische Verfahren	51
3.1.2.3 Kraftmessungen	56
3.1.2.4 Fragebögen	60

3.2	Probanden	62
3.2.1	Ein- und Ausschlusskriterien	62
3.2.2	Drop-Outs	63
3.3	Interventionen	66
3.3.1	Wirbelsäulengymnastik (WS)	66
3.3.2	Oszillierendes Krafttraining (GALILEO)	67
3.3.3	Dynamisches Krafttraining (KRAFT)	73
3.4	Statistische Methoden	81
3.4.1	Fallzahlplanung	81
3.4.2	Statistische Auswertungen	81
3.4.3	Störvariablen	82
4.	Ergebnisse	84
4.1	Knochenparameter	84
4.1.1	DEXA Analysen	84
4.1.2	pQCT Analysen	92
4.1.2.1	pQCT Analysen: Zusammenfassung und Korrelationen	107
4.2	Parameter der Muskelkraft und Muskelleistung	110
4.2.1	Maximales Drehmoment und Einwiederholungsmaximum	110
4.2.2	Muskelflächenbestimmung	116
4.2.3	Muskelleistung im Sprung	117
5.	Diskussion	118
5.1	Knochenparameter	118
5.2	Kraftparameter	124
6.	Zusammenfassung	130
	Literatur	133

MASSEINHEITEN UND TERMINOLOGIE

Maßeinheiten

Masse	Kilogramm [kg]
Weg	Meter [m]
Zeit	Sekunden [s]
Geschwindigkeit	Meter pro Sekunde [$m \cdot s^{-1}$]
Beschleunigung	Meter pro Sekunde ² [$m \cdot s^{-2}$]
Kraft	Newton [N]
Arbeit	Joule [J]
Leistung	Watt [W]
Drehmoment	Newton Meter [Nm]
Druck	Pascal [Pa]
Verformung	Strain[ε]
Volumen	Kubikzentimeter [cm^3]
Dichte	Gramm pro Kubikzentimeter [$g \cdot cm^{-3}$]

Terminologie

Masse: Die Masse ist die Grundeigenschaft der Materie. Jeder Körper setzt einer Änderung seiner Geschwindigkeit (Beschleunigung) einen Widerstand (Trägheit) entgegen, dessen Ursache seine träge Masse ist. Damit ist die Masse diejenige Eigenschaft einer Körpers, die seine Trägheit bestimmt.

Kraft: Kraft ist definiert als Produkt aus Masse und Beschleunigung ($F = m \cdot a$). Damit ist Kraft als Ursache von Beschleunigung bestimmt. Die Kraft von 1N wirkt, wenn eine Masse von 1kg mit $1 m \cdot s^{-2}$ beschleunigt wird. Bei statischer Arbeit wird Kraft als Deformation bzw. Verformung wirksam. Neben der genannten quantitativen Größe besitzt die Kraft eine zweite elementare Eigenschaft. Sie besteht darin, dass Kraft durch eine Richtung ausgezeichnet ist. Aus der Formel $F = m \cdot a$ geht hervor, dass die eine Beschleunigung verursachende Kraft immer in Richtung der Beschleunigung wirkt. Daher ist der Kraftbegriff auch nur für translatorische Bewegungen definiert.

Drehmoment: Das Drehmoment M ist eine zusammengesetzte Größe und – im Speziellen – das Produkt aus der wirkenden Kraft F und ihrem senkrechten Abstand r zur Drehachse ($M = r \cdot F$). Dies zeigt, dass ein Dreh-

moment als zusammengesetzte Größe keine Kraft ist, auch wenn das Drehmoment in der Umgangssprache häufig als Drehkraft bezeichnet wird. Das Drehmoment ist für rotatorische Bewegungen definiert.

Strain: Ein Körper, auf den eine Kraft F wirkt, wird beschleunigt oder verformt. Dabei entspricht eine 0,1%-ige Strukturveränderung 1.000 sogenannten Microstrain [$\mu\epsilon$]. Die Bruchgrenze eines Knochens liegt bei ca. 25.000 $\mu\epsilon$ ^{15,24}. Maximale, willentlich über Muskelkräfte auf den Knochen übertragene Verformungen liegen bei Erwachsenen im Bereich von 800 bis 1.200 $\mu\epsilon$ ⁴⁷.

Druck: Druck ist definiert als das Verhältnis aus einer senkrecht auf eine Fläche A wirkenden Kraft F und der Größe der Fläche. Es herrscht der Druck von 1 Pa, wenn eine Kraft von 1 N senkrecht auf eine $1 m^2$ große Fläche einwirkt ($p = N \cdot m^{-2}$).

Arbeit: Die Arbeit W von 1 Joule wird verrichtet, wenn ein Körper 1m weit durch eine gleichbleibende Kraft von 1N bewegt wird.

Leistung: Die Leistung P von 1 Watt wird verrichtet, wenn ein Körper innerhalb 1s 1m weit durch eine gleichbleibende Kraft von 1N

bewegt wird. Sie kann auch ausgedrückt werden als das Produkt von Kraft und Geschwindigkeit ($P = F \cdot v$) oder als Arbeit pro Zeiteinheit ($P = W \cdot t^{-1}$).

Dichte: Die Dichte ρ beschreibt das Verhältnis einer physikalischen Größe zu Raum, Fläche oder Länge. Die meist verwandte *Massendichte* eines Stoffes ist der Quotient aus seiner Masse und dem Volumen ($\rho = m \cdot V^{-1}$) und gilt als Materialeigenschaft. Wasser bei 4°C hat die Dichte $1\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$. Der kortikale Knochen weist ein Dichte von $\approx 1200\text{mg}\cdot\text{cm}^{-3}$ auf.

Modeling: Modeling beschreibt den Prozess, um eine funktionell und anforderungsgerechte Gewebearchitektur auszubilden und vollzieht sich oft über Wachstum. Es formt und vergrößert (Femur, Herz, Sehnen, Zähne, usw.) und steht unter dem Einfluss von Hormonen, Vitaminen, Medikamenten und mechanischen Kräften. Modeling lässt sich als biologisches Bildhauern verstehen. Die frühere Vorstellung, dass nur Osteoblasten Beiträge zur Knochenmasse kontrollieren ist nicht länger haltbar. Unabhängige Veränderungen durch Resorption und Formation bestimmen das Modeling. Als Krankheiten, die auf fehlerhafte Modeling-Prozesse zurückzuführen sind, gelten bspw. Osteogenesis imperfecta, Klumpfuß, Syndaktylie. Die Modelingschwelle liegt bei ca. $1.500\ \mu\epsilon^{47}$.

Remodeling: In der Literatur verursachen unterschiedliche Bedeutungen des Begriffes einige Verwirrung. Hier ist damit der Umsatz des Knochens in kleinen Paketen (BMU: Basic Multicellular Unit) gemeint. Remodeling verläuft in sog. ARF-Sequenzen (Aktivierung – Resorption – Formation). All diejenigen Zellen, die an diesen Vorgängen beteiligt sind, bilden eine „*Basic-Multicellular-Unit*“ (BMU) und sind an verschiedenen Prozessen beteiligt. Dazu zählen Reparaturmechanismen nach (Mikro)Frakturen, die Knochenerneuerung, die Kalziumhomöostase oder auch die Anpassung des Knochens an seine jeweilige mechanische Beanspruchung. Die frühere Vorstellung, dass nur Osteoklasten den Knochenabbau kontrollieren ist nicht länger haltbar. Unterscheiden werden beim Remodeling einmal der »*conservation mode*« und bezeichnet einen Gewebeumbau ohne eine Massen- bzw. Mengenänderung. Zum anderen beschreibt der »*disuse mode*« einen Gewebeumbau mit Verringerung der Festigkeit und/oder der Masse/Menge des Gewebes⁶⁹. Letzteres wird als »*natures chief way*« be-

zeichnet werden, um überschüssiges Gewebe loszuwerden. Als Krankheiten bzw. Verletzungen, die auf fehlerhafte Remodeling-Prozesse zurückzuführen sind, gelten bspw. Osteomalazia, Stress- und Spontanfrakturen, Spontanrupturen von Bändern, Sehnen oder Faszien.

Die Remodelingschwelle als Übergang vom »*disuse mode*« zum »*conservation mode*« liegt bei ca. $100\ \mu\epsilon^{47}$.

Wachstum: Wachstum beschreibt die bloße Zunahme an Zellen und/oder Interzellulärsubstanz und ist eine reine Größenzunahme: „... *makes disorganized masses of tissue*“⁴². Demgegenüber steht der organisierte Prozess des Längenwachstums. Wachstumsstörungen sind u.a. der Gigantismus oder auch der Kleinwuchs. In beiden Fällen funktionieren Modeling- und Remodelingprozesse.

Flächenträgheitsmoment: $I = r^2 \cdot a$

Dieser Wert repräsentiert die geometrischen Eigenschaften eines Körpers und ist ein Maß für den Widerstand, den ein Körper einer Änderung seiner Drehbewegung entgegensetzt. Dieser Widerstand ist abhängig von der Massenverteilung relativ zu seiner Drehachse. Wird auch Biegesteifigkeit genannt.

Das *polare* Flächenträgheitsmoment steht für den Widerstand gegenüber Torsion und ist unabhängig von der Richtung der einwirkenden Kraft. Das *axiale* Flächenträgheitsmoment gibt den Widerstand gegen Biegung an und ist bei nicht kreisrunden oder quadratischen Querschnittsflächen abhängig von der Richtung der einwirkenden Kraft.

Widerstandsmoment: $W = I \cdot r_{\max}^{-1}$

BSI (Bone Strength Index): Grundlage des Knochenfestigkeitsparameters ist die Bestimmung des Flächenträgheitsmoments ($I = r_i^2 \cdot a$). Dieses wird in Relation zum maximalen Abstand eines Bildpunktes gesetzt ($W = r_i^2 \cdot a \cdot r_{\max}^{-1}$) und ergibt damit das Widerstandsmoment gegen Biegung und Torsion. Um zusätzlich die Materialeigenschaften des Knochens zu berücksichtigen, wird das Widerstandsmoment mit dem Quotienten aus gemessener (CD) und physiologisch normaler Knochendichte (ND; $1200\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$) multipliziert. Damit ergibt sich folgender Term:

$$\text{BSI} = \Sigma (r_i^2 \cdot a \cdot r_{\max}^{-1}) \cdot (\text{CD} \cdot \text{ND}^{-1}).$$

Da der axiale BSI abhängig von der Drehung des Armes bzw. des Beines bei der Messung ist und damit weniger gut reproduziert werden kann, wurde nur der polare BSI zur Auswertung herangezogen.

Elastizitätsmodul: Er gibt das Verhältnis der Spannung σ zur zugehörigen elastischen Verformung ϵ an, die nach einer Entlastung vollständig zurückgeht. Der E-Modul ist ein Maß für die Festigkeit eines Materials. Er gibt an, um wie viel sich ein Werkstoff unter einer bestimmten Last dehnt. Je größer der E-Modul, desto weniger dehnt sich ein Material bei gleicher Last aus, und um so höher ist die Steifigkeit. Die Maßeinheit des E-Moduls ist $\text{N}\cdot\text{mm}^{-2}$. Man spricht von *elastischer* Verfor-

mung, wenn ein Festkörper nach Beendigung der Krafteinwirkung seine ursprüngliche Form wieder annimmt, von *plastischer* Verformung, wenn sich eine bleibende Formänderung ergibt.

Stress: Unter „*stress*“ wird im Folgenden die Beanspruchung (Druck/Spannung) durch eine auf einen Körper wirkende Last (*load*) verstanden. Eine Last verursacht Verformung (*strain*) resultierend in Druck- oder Zugspannung.

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1.	Regulation der Kalziumhomöostase durch Parathormon, Calcitonin und Vitamin-D-Hormon.	19
Abbildung 2.	Phasen des Remodeling	20
Abbildung 3.	Beispiel für die entlang den Kraftlinien erfolgte Mineralisierung der Wirbelsäule	21
Abbildung 4.	Schematische Darstellung des Begriffs „Strain“	23
Abbildung 5.	Schematische Darstellung des Schwellenkonzepts nach Frost und Turner	23
Abbildung 6.	Mechanotransduktion	25
Abbildung 7.	Schematische Darstellung des fluid flow	26
Abbildung 8.	Schematische Darstellung des <i>biochemical coupling</i> mittels eines G-Protein-gekoppelten Rezeptors.	28
Abbildung 9.	Schematische Darstellung des <i>biochemical coupling</i> mittels des Integrin-Zytoskelett-Komplexes.	29
Abbildung 10.	Schematische Darstellung des Transduktionsweges via gap junctions.	30
Abbildung 11.	Masse versus Festigkeit eines Körpers	31
Abbildung 12.	Kraft-Verformungs- bzw. Stress-Strain-Diagramm	33
Abbildung 13.	Vergleich verschieden elastischer bzw. steifer Materialien	34
Abbildung 14.	Berechnung des Flächenträgheitsmoment für verschiedene kreisrunde Querschnittsflächen.	36
Abbildung 15.	Flächenträgheitsmoment für verschiedene kreisrunde Querschnittsflächen	36
Abbildung 16.	Berechnung des polaren Trägheitsmoment für verschiedene kreisrunde Querschnittsflächen.	37
Abbildung 17.	Berechnungsgrundlage des Festigkeitsindex SSI	38
Abbildung 18.	Frühes Beispiel eines an Poliomyelitis erkrankten Menschen. Die pQCT-Aufnahmen verdeutlichen den Einfluss der Muskulatur auf die Knochengometrie.	40

Abbildung 19.	Veränderung der flächenbezogenen Knochenmineraldichte bei kaukasischen Frauen im Altersverlauf nach Lindsay et al.	41
Abbildung 20.	Veränderung der Materialeigenschaften des kortikalen Knochens (Oberschenkelknochen; Elastizitätsmodul und maximal tolerable Spannung) im Altersverlauf.	42
Abbildung 21.	Der Vergleich der Knochen des Unterarms einer 26-jährigen Frau mit denen einer 57-jährigen Frau verdeutlicht die altersspezifische Veränderung der Knochengeometrie.	42
Abbildung 22.	Schematische Darstellung der altersentsprechenden Veränderungen des kortikalen Knochens bei Männern und Frauen.	43
Abbildung 23.	Studienablauf	44
Abbildung 24.	Übersicht der einzelnen pQCT-Messbereiche am Unterarm und Unterschenkel	52
Abbildung 25.	Positionierung bei Messung der distalen Tibia und des distalen Radius	53
Abbildung 26.	m3-Diagnos+ - Messsystem der Firma Schnell	56
Abbildung 27.	Positionierung während der isometrische Drehmomentsmessungen der Beinstreck- und der Armbeugemuskulatur	56
Abbildung 28.	Positionierung und Bewegungsablauf während der Messungen der Einwiederholungsmaxima der Beinstreck- und Armbeugemuskulatur	58
Abbildung 29.	Trainingsplan der Galileo-Trainingsgruppe	71
Abbildung 30.	Ausgangs- und Endposition der Übung „Kniebeugen“	72
Abbildung 31.	Ausgangs- und Endposition der Übung „Biceps-Curl mit anschließendem Nackendrücken“	72
Abbildung 32.	Trainingsplan der Krafttrainings-Gruppe	74
Abbildung 33.	Ausgangs- und Endposition der Übung „Brustdrücken“	75
Abbildung 34.	Ausgangs- und Endposition der Übung „Ruderzug“	76
Abbildung 35.	Ausgangs- und Endposition der Übung „Latissimuszug“	76
Abbildung 36.	Ausgangs- und Endposition der Übung „Butterfly“	77
Abbildung 37.	Ausgangs- und Endposition der Übung „Rumpfextension“	78
Abbildung 38.	Ausgangs- und Endposition der Übung „Bauchflexion“	78

Abbildung 39.	Ausgangs- und Endposition der Übung „Abduktion“	79
Abbildung 40.	Ausgangs- und Endposition der Übung „Adduktion“	79
Abbildung 41.	Ausgangs- und Endposition der Übung „Beinpresse“	80
Abbildung 42.	Veränderungen der Knochenwerte BMC und aBMD der Lendenwirbelkörper 2-4 im Studienverlauf	85
Abbildung 43.	Zusammenhang zwischen der Dauer von Hormoneinnahme und der prozentualen Veränderung der Knochenmasse und Knochendichte im Studienverlauf	86
Abbildung 44.	Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung der Muskelkraft der Kniestrecker (als max. isometrisches Drehmoment und der prozentualen Veränderung der Knochendichte (A) und Knochenmasse (B) im Studienverlauf	87
Abbildung 45.	Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung der Muskelkraft der Kniestrecker (als Einwiederholungsmaximum und der prozentualen Veränderung der Knochendichte und Knochenmasse im Studienverlauf	87
Abbildung 46.	Veränderungen der Knochenwerte BMC, aBMD und Fläche des Oberschenkelhalses im Studienverlauf (Visit 1-5)	89
Abbildung 47.	Prozentuale Änderung der Knochendichte und Knochenfläche des Oberschenkelhalses im Gruppenvergleich	90
Abbildung 48.	Zusammenhänge zwischen den prozentualen Änderungen der Beinkraft (als 1RM und NMmax) der und der prozentualen Änderung der Knochendichte, Knochenfläche und -masse im Studienverlauf	91
Abbildung 49.	Verhalten der Knochenflächen im Studienverlauf und deren prozentualen Änderungen im 4%-Messbereich des Radius	93
Abbildung 50.	Verhalten der Gesamt-Knochendichte vBMD im Studienverlauf und deren prozentualen Änderungen im 4%-Messbereich des Radius	94
Abbildung 51.	Verhalten der Knochenflächen im Studienverlauf und deren prozentualen Änderungen der Knochenfläche im 4%-Messbereich des Radius	95
Abbildung 52.	Verlauf der Knochenfläche und der Fläche des Medullarraums im 14%-Messbereich des Radius	96
Abbildung 53.	Verlauf des BSI und der kortikalen Knochendichte im 14%-Messbereich des Radius	97

Abbildung 54.	Verlauf der Knochenfläche und der Fläche des Medullarraums im 14%-Messbereich der Tibia	98
Abbildung 55.	Verlauf des BSI und der kortikalen Knochendichte im 14%-Messbereich der Tibia	99
Abbildung 56.	Verlauf der Knochenfläche und der Fläche des Medullarraums im 38%-Messbereich des Radius	100
Abbildung 57.	Verlauf des BSI und der kortikalen Knochendichte im 38%-Messbereich des Radius	101
Abbildung 58.	Verlauf der Knochenfläche und der Fläche des Medullarraums im 38%-Messbereich der Tibia	102
Abbildung 59.	Verlauf des BSI und der kortikalen Knochendichte im 38%-Messbereich der Tibia	103
Abbildung 60.	Verlauf und prozentuale Veränderungen verschiedener geometrischer Flächenparameter der Tibia im 66%-Messbereich	105
Abbildung 61.	Gruppenspezifische geometrische Veränderungen der Tibia im 66%-Messbereich	105
Abbildung 62.	Verlauf des BSI und der kortikalen Knochendichte im 66%-Messbereich der Tibia.	106
Abbildung 63.	Korrelationen zwischen Gesamtknochendichte und Gesamtknochenfläche im 4% Messbereich des Radius bei Studienbeginn sowie deren prozentualen Änderungen im Studienjahr im 4%-Messbereich des Radius und im 4%- und 66%-Messbereich der Tibia.	108
Abbildung 64.	Prozentuale Änderungen des Einwiederholungsmaximums und des maximalen isometrischen Drehmoments der Kniestreckmuskulatur	111
Abbildung 65.	Prozentuale Änderungen des Einwiederholungsmaximums und des maximalen isometrischen Drehmoments der Armbeugemuskulatur	113
Abbildung 66.	Veränderungen der maximalen isometrischen Drehmomente der Armbeuger und Kniestrecker im Studienverlauf.	114
Abbildung 67.	Zusammenhang zwischen Einwiederholungsmaximum und maximalem isometrischem Drehmoment der Kniestreck- und Armbeugemuskulatur bei Studienbeginn	115

-
- Abbildung 68. Zusammenhang zwischen den prozentualen Änderungen der Einwiederholungsmaxima und maximalen isometrischen Drehmomenten der Kniestreck- und Armbeugemusculatur im Studienverlauf 115
- Abbildung 69. Zusammenhang zwischen Muskel- und kortikaler Fläche am 66%-Messbereich der Tibia zu Studienbeginn 116
- Abbildung 70. Gruppenvergleich der Sprungleistung bei Studienbeginn und deren prozentualen Veränderungen im Studienverlauf 117

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1.	Übersicht über die Untersuchungen an den einzelnen Untersuchungszeitpunkten	49
Tabelle 2.	Aufgliederung der Probandenzahlen zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten und der Studienabbrecher	62
Tabelle 3.	Tabellarische Auflistung der Gründe für die Studienabbrüche	64
Tabelle 4.	Anthropometrische Daten	64
Tabelle 5.	Knochenwerte (DEXA) bei Studienbeginn	65
Tabelle 6.	Kraftparameter bei Studienbeginn	65
Tabelle 7.	Operationale Definition der von den oszillierenden Geräten erzeugten Intensitäten	70
Tabelle 8.	Knochenwerte der LWK 2-4 (DEXA) im Studienverlauf	84
Tabelle 9.	Prozentuale Veränderungen der Knochenwerte der LWK 2-4 (DEXA) im Studienverlauf	85
Tabelle 10.	Knochenwerte am Oberschenkelhals (DEXA) im Studienverlauf	88
Tabelle 11.	Prozentuale Veränderungen der Knochenwerte am Oberschenkelhals (DEXA) im Studienverlauf	88
Tabelle 12.	Gesamt-Knochenflächen im 4%-Messbereich des Radius	92
Tabelle 13.	Gesamt-Knochendichten im 4%-Messbereich des Radius	93
Tabelle 14.	Gesamt-Knochenmassen im 4%-Messbereich des Radius	93
Tabelle 15.	Gesamt-Knochenflächen im 4%-Messbereich der Tibia	94
Tabelle 16.	Gesamt-Knochendichten im 4%-Messbereich der Tibia	95
Tabelle 17.	Gesamt-Knochenmassen im 4%-Messbereich der Tibia	95
Tabelle 18.	Gesamt- und endostale Knochenflächen im 14%-Messbereich des Radius	96
Tabelle 19.	Knochenfestigkeitsindex BSI und kortikale Knochendichten im 14%-Messbereich des Radius	97
Tabelle 20.	Gesamt- und endostale Knochenflächen im 14%-Messbereich der Tibia	98

Tabelle 21.	Knochenfestigkeitsindex BSI und kortikale Knochendichten im 14%-Messbereich der Tibia	99
Tabelle 22.	Gesamt- und endostale Knochenflächen im 38%-Messbereich des Radius	100
Tabelle 23.	Knochenfestigkeitsindex BSI und kortikale Knochendichten im 38%-Messbereich des Radius	101
Tabelle 24.	Gesamt- und endostale Knochenflächen im 38%-Messbereich der Tibia	102
Tabelle 25.	Knochenfestigkeitsindex BSI und kortikale Knochendichten im 38%-Messbereich der Tibia	103
Tabelle 26.	Gesamt- und Medullarraumflächen im 66%-Messbereich der Tibia	104
Tabelle 27.	Kortikale Knochendichten und Knochenfestigkeitsindex BSI im 66%-Messbereich der Tibia	106
Tabelle 28.	Zusammenfassung der prozentualen Änderungen des BSI, der Gesamt-Knochendichte, kortikalen Knochendichte, Gesamt-Knochenfläche sowie der Fläche des Medullarraums im Studienverlauf	107
Tabelle 29.	Korrelationskoeffizienten zwischen Knochendichte und Knochenfläche zu Studienbeginn sowie die prozentualen Änderungen im Studienverlauf	108
Tabelle 30.	Zusammenstellung der Korrelationskoeffizienten r_s zwischen den prozentualen Änderungen ausgewählter Knochenparameter und den prozentualen Änderungen der Kraftparameter	109
Tabelle 31.	Veränderungen der Beinkraft im Studienverlauf	110
Tabelle 32.	Prozentuale Änderungen der Beinkraft im Studienverlauf	110
Tabelle 33.	Veränderungen der Armkraft im Studienverlauf	111
Tabelle 34.	Prozentuale Veränderungen der Armkraft im Studienverlauf	112
Tabelle 35.	Muskelflächen im 66%-Messbereich der Tibia	116
Tabelle 36.	Relative und absolute Sprungleistungen	117

ABKÜRZUNGEN

1RM	Einwiederholungsmaximum
aBMD	Areal Bone Mass Density (flächenbezogene Knochendichte)
BMC	Bone Mineral Content (Knochenmineralgehalt)
BMI	Body Mass Index
BSI	Bone Strength Index (Knochenfestigkeitsparameter)
CRT_DEN	Kortikale Knochendichte
CSA	Cross Sectional Area (Querschnittsfläche)
DEXA	Dual Energy X-Ray Absorptiometrie
END_AREA	Endostale Fläche; Fläche des Medullarraums
LWK	Lendenwirbelkörper
LWS	Lendenwirbelsäule
MW	Mittelwert
NMmax	Maximales isometrisches Drehmoment
ns.	Nicht signifikant
pQCT	Periphere Quantitative Computertomographie
SD	Standardabweichung
SSI	Strength Strain Index (Knochenfestigkeitsparameter)
T	Torque (Maximales isometrisches Drehmoment)
TOT_AREA	Gesamt-Knochenfläche
TOT_CNT	Gesamt-Knochenmasse
TOT_DEN	Gesamt-Knochendichte
vBMD	Volumetric Bone Mass Density (volumenmetrische Knochendichte)

1. EINLEITUNG

Im Mittelpunkt des menschlichen Bewegungssystems steht das Skelett in seinem Zusammenspiel mit der Muskulatur. Muskulatur und Knochen bilden eine muskuloskelettale Einheit. Die zunehmende Bedeutung, die muskuloskelettalen Erkrankungen – dazu zählt auch die Osteoporose – auf Grund ihrer Häufigkeit, der massiven Einschränkung der Lebensqualität für die betroffenen Patienten und der explodierenden Folgekosten beigemessen wird, unterstreicht die Weltgesundheitsorganisation WHO, indem sie am 13.01.2000 die Jahre 2000 – 2010 zur „Bone and Joint Decade“ erklärte. Es wird beispielsweise eine Verdreifachung der Frakturhäufigkeit während der nächsten 60 Jahre angenommen. Somit gilt es, rechtzeitig Osteoporose zu diagnostizieren, effizient zu therapieren und vor allem durch Aufklärung vorzubeugen. Dies erspart nicht nur der Allgemeinheit hohe Kosten, sondern verbessert auch entscheidend die Lebensqualität der Betroffenen.

Obgleich die Erkenntnis des Zusammenhangs der auf Knochen einwirkenden mechanischen Kräfte und der Form und Tragfähigkeit des so beanspruchten Knochen lange zurückliegt – bereits vor über 100 Jahren formulierte Wolf¹⁴⁶: „*Nur die statische Brauchbarkeit und Nothwendigkeit oder das statische Ueberflüssigsein entscheiden über die Existenz und Oertlichkeit jedes einzelnen Knochenpartikelchens und demgemäss auch über die gesammte Knochenform*“ –, so rücken diese Zusammenhänge erst wieder in jüngerer Vergangenheit in den Mittelpunkt des Forschungsinteresses. Die biochemische und endokrinologische Betrachtungsweise des Knochens standen im Vordergrund.

Medikamentöse Therapieformen haben gezeigt, dass sie das Frakturrisiko bei Hochrisikopatientinnen (Patienten mit Osteoporose) um 40-50% reduzieren können¹²¹. Die Mehrzahl aller Frakturen (50-75%) ereignet sich jedoch in der großen Masse der Frauen mit nur verminderter flächenbezogener Knochendichte und nur moderatem Frakturrisiko¹³⁸. Wie es in der Prävention von Herzinfarkt oder Schlaganfall schon üblich ist, bedarf es anderer Konzepte als nur der medikamentösen Therapie oder Prophylaxe. Die Kosten und Nebenwirkungen einer flächendeckenden prophylaktischen Verabreichung von Medikamenten rechtfertigen nicht den Nutzen, zumal bei Niedrigrisikopatienten die Zahl der eventuell vermiedenen Frakturen sehr

gering ist gegenüber der Gesamtzahl behandelter Personen. Hinzu kommt, dass bislang die Wirkung medikamentöser Therapie zum größten Teil bei der im Vergleich zur Gesamtbevölkerung nur kleinen Gruppe osteoporotischer Frauen untersucht wurde.

Nichtmedikamentöse, präventiv wirksame Therapieformen müssen evaluiert werden. Neben dem Wissen um den Einfluss der Ernährung auf den Knochenstoffwechsel vermehrt sich auch die Erkenntnis um die Wirkung körperlicher Aktivität auf Knochenfestigkeit und Knochenmassenentwicklung. Neue Impulse hierfür gaben die Arbeiten von LaCroix⁸¹, Carter^{18,19} und vor allem auch von Frost^{42,45,46}. Nicht zuletzt haben auch die Erfahrungen, die bei Astronauten unter dem Einfluss der Schwerelosigkeit gewonnen wurden^{17,84,139,140}, dazu geführt, den Einfluss von Schwerkraft und der Arbeit gegen diese auch im Sinne verschiedener Trainingsprogramme weiter zu erforschen.

1.1. Problemstellung

Der Einfluss körperlicher Aktivität auf die Knochenmasseentwicklung wird unterschiedlich beschrieben. Die liegt vor allem daran, dass körperliche Aktivität nicht gleich körperliche Aktivität ist. Radfahren beispielsweise ist eine andere Art körperlicher Arbeit als ein Muskelaufbautraining. Die Frage nach der richtigen Dosierung (Intensität, Umfang, Dauer, Häufigkeit) bleibt bislang unbeantwortet. Auch wenn viele praktizierende Ärzte und Träger von Osteoporosesportgruppen leichtere gymnastische Übungsformen als ausreichend ansehen, wird in der aktuellen Forschung eher zu kürzeren, aber intensiveren Trainingsformen geraten. Wenngleich die optimale Dosierung und Trainingsform noch nicht gefunden sind, so muss letztere effektiv, verletzungsarm, einfach auszuführen, kostengünstig und möglichst allen zugänglich sein.

Um dieser Frage nach einer günstigen Trainingsform nachzugehen, war das Ziel dieser 12-monatigen experimentellen Studie der parallelisierte, randomisierte und kontrollierte Vergleich eines dynamischen Krafttrainings an Krafttrainingsgeräten im Vergleich zu einem dynamischen Krafttraining unter oszillierender Intervention und einer Wirbelsäulengymnastik in einer Gruppe osteopenischer Frauen im Alter vom 50.-70. Lebensjahr.

Osteoporose und damit einhergehend ein erhöhte Frakturrisiko ist nicht allein Frage des Knochenmineralgehalts. Bei mehr als 90% der Oberschenkelhalsfrakturen bei Älteren sind Stürze die Ursache^{23,51}. So vermag auch in diesem Zusammenhang eine gut ausgeprägte Muskulatur und der Erhalt koordinativer Fähigkeiten protektiv wirken.

1.2. Ziele der Studie

1.2.1 Primärer Endpunkt

Primärer Endpunkt dieser Studie war die prozentuale Änderung der flächenbezogenen Knochendichte (aBMD) im Bereich der Lendenwirbelkörper 2-4 und des Oberschenkelhalses vor und nach einem progressivem dynamischen Muskelaufbautraining an Maschinen im Vergleich zu einem progressivem dynamischen Krafttraining mit oszillierender Intervention bzw. einer Wirbelsäulengymnastik bei postmenopausalen osteopenischen Frauen im Alter vom 50.-70. Lebensjahr.

1.2.2. Sekundäre Endpunkte

Daneben wurden noch folgende weitere Änderungen verfolgt:

1. Prozentuale Änderung der vBMD (Dichte) im Vergleich zu den Basiswerten an folgenden Messorten:
Radius und Tibia im 4%-Messbereich (trabekulär);
Radius und Tibia im 14, 38 und 66%-Messbereich (kortikal)
2. Prozentuale Änderung der Knochenfestigkeit im Vergleich zur Basisuntersuchung gemessen als SSI an Radius und Tibia (14, 38 und 66%-Messbereich)
3. Prozentuale Änderung der Knochenstoffwechselfparameter: Osteocalcin, Knochenspezifische Alkalische Phosphatase (BAP) und C-terminale Telopeptide (CTX) im Vergleich zur Basisuntersuchung sowie Calcium und anorganisches Phosphat im Serum
4. Prozentuale Änderung der Muskelquerschnittsfläche am Unterschenkel im 66%-Messbereich
5. Prozentuale Änderung der Einwiederholungsmaxima und der maximalen Drehmomente der Arme und Beine, der Handkraft, Haltekraft der Arme sowie die Veränderung von Arbeit und Leistung der unteren Extremitäten
6. Änderung des Befindlichkeitsscores im Studienverlauf (Visual Analogue Scale nach Guilford⁵³)
7. Änderung des Schmerzniveaus Studienverlauf in Schulter und Rücken (Visual Analogue Scale nach Guilford⁵³)

1.3. Aufgabenabgrenzung

Die vorliegende Dissertationsschrift entstand im Rahmen eines Projektes, aus dem noch eine weitere Dissertation hervorging.

Der Schwerpunkt dieser Arbeit ist die Aufarbeitung und Auswertung der muskuloskelettalen Zusammenhänge mit besonderem Augenmerk auf die geometrischen Knochenfestigkeitsparameter und der zugrunde liegenden biomechanischen Betrachtungsweise einer funktionalen Adaptation des muskuloskelettalen Systems. Zur Auswertung wurden neben den verschiedenen Parametern der Muskelkraft vor allem auch die Ergebnisse der pQCT-Messungen herangezogen, die in der Parallelarbeit nicht berücksichtigt werden.

Die Parallelarbeit von Frau Monika Siegrist beinhaltet die altersspezifischen Veränderungen in den Bereichen Knochenstoffwechsel und Muskulatur sowie den Einfluss körperlicher Aktivität auf Befindlichkeit und Schmerzempfinden in der untersuchten Altersgruppe. Die Trainingsprogramme werden hinsichtlich ihrer unterschiedlichen Effekte auf genannte Aspekte untersucht und bewertet.

2. PHYSIOLOGISCHE UND BIOMECHANISCHE ASPEKTE ZUM THEMA

2.1 Physiologische Aspekte

2.1.1 Der Knochenstoffwechsel

Knochen haben, wie jedes Organ, einen eigenen Stoffwechsel. Sie können und müssen sich in Masse, Dichte und Form an die Beanspruchung anpassen sowie Risse und Brüche beheben. Als lebendes Gewebe befinden sie sich in einem kontinuierlichen Umbauprozess und werden fortwährend erneuert. Die Geschlechtshormone (Östrogen, Testosteron) steuern neben anderen Funktionen auch diesen Knochenumbau. Hormone regulieren unter anderem die Aufnahme von Calcium in das Knochengewebe und bremsen den Knochenabbau. Aber auch ohne die systemisch wirkenden Hormone ist das Knochengewebe in Autarkie zum Aufbau und Erhalt eines minimalen Knochens im Stande. Zu diesen Minimalleistungen gehört beispielsweise die Knochenbruchheilung. Zwei zentrale Aufgaben hat also das knöchernerne Skelett zu erfüllen¹³⁰: (i) *metabolische* und (ii) *mechanische*.

Metabolische Aufgabe

Die Knochen sind wichtigster und größter Kalziumspeicher im menschlichen Körper. Nur ein Prozent des Gesamtkörperkalziums sind im extra- und intrazellulären Raum verteilt, die restlichen 99% sind in den Knochen als Depot gespeichert. Da Kalzium bei einer Vielzahl inter- und intrazellulärer Vorgänge wie der Muskelkontraktion, Transmitterfreisetzung und Second-Messenger-Aktivitäten, Blutgerinnung oder der Aktivierung von Enzymsystemen eine zentrale Rolle spielt und schon kleinste intra- sowie extrazelluläre Konzentrationsänderungen eine große Wirkung haben, ist es elementar wichtig, ein empfindliches und genau arbeitendes System der Konzentrationsregelung zu besitzen. Der Knochen als Kalziumdepot ist bei dieser Kalziumhomöostase in einer Schlüsselfunktion tätig. Die folgende Abbildung 1 stellt diesen Regelungsprozess schematisch dar.

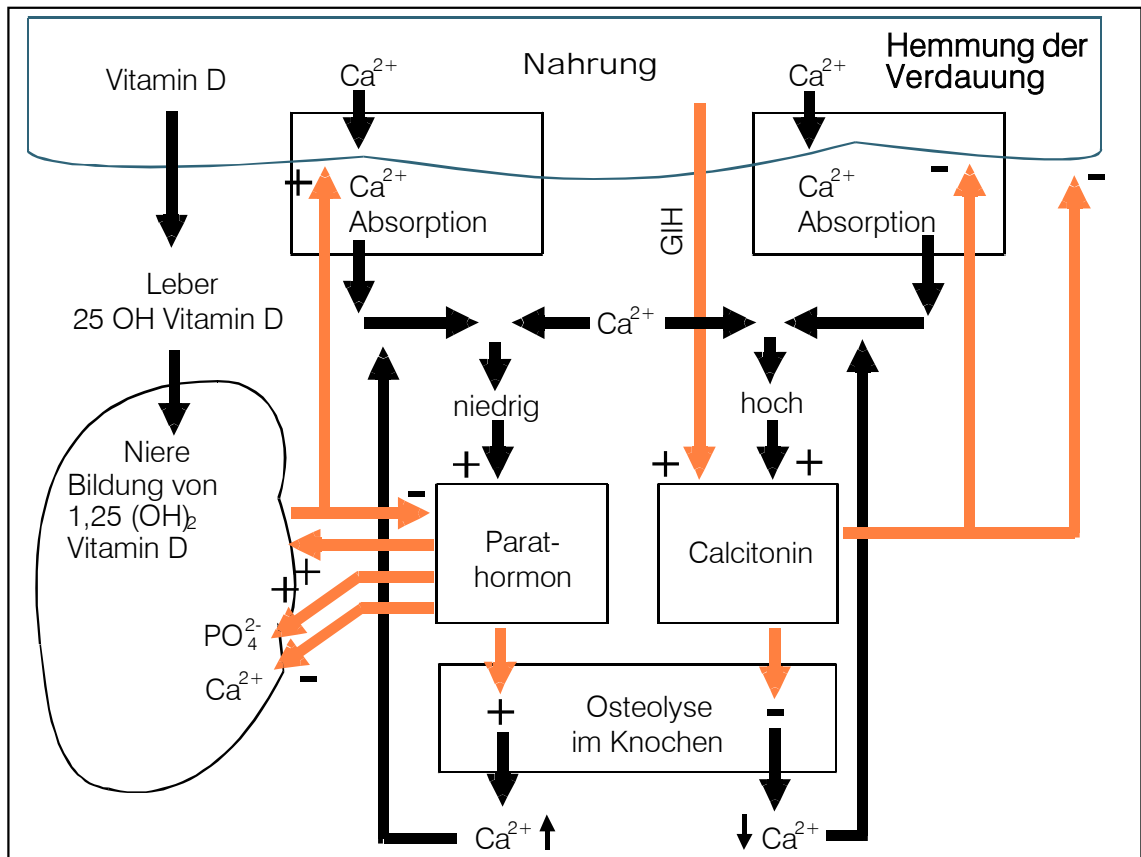


Abbildung 1. Regulation der Kalziumhomöostase durch Parathormon, Calcitonin und Vitamin-D-Hormon. Niedrige Kalziumionenkonzentration im Blut stimulieren die Sekretion des Parathormons und damit die Osteolyse. Gleichzeitig wird die Bildung des Vitamin-D-Hormons in der Niere und dadurch die Kalziumaufnahme aus dem Darm gefördert. Bei hohen Kalziumkonzentrationen wird Calcitonin ausgeschüttet, das die Osteolyse und die Kalziumresorption aus dem Darm verlangsamt. Gastrointestinale Hormone (GIH) stimulieren die Calcitoninsekretion. Nach Wuttkke, 1993¹⁴⁷

Mechanische Aufgabe

Neben der metabolischen Funktion bietet das knöcherne Skelett dem Gehirn, inneren Organen, dem Rücken- und Knochenmark Schutz und dient in vielfältiger Form als Hebel. Dafür bedarf es einer möglichst steifen und stabilen Konstruktion. Gleichzeitig aber müssen Knochen für Fortbewegung und Stoßabsorption in gewissem Maße flexibel sein und geringfügige Verformungen zulassen, ohne sofort und plötzlich zu brechen. Die Bruchfestigkeit setzt somit ein optimales Verhältnis zwischen Festigkeit und Flexibilität voraus. Damit muss aber auch ein Regelungssystem vorhanden sein, das den Knochen an die von ihm geforderte mechanische Festigkeit anpasst. Dass dies so ist belegen Querschnittsstudien, die bis zu 30% höhere Knochenmassewerte bei körperlich aktiven Personen im Vergleich zu inaktiven Referenzpopulationen aufzeigten¹²⁷.

Immobilisation dagegen führt zu einer rasch einsetzenden und erstaunlich progressiv verlaufenden Abnahme der Knochenmasse¹⁹.

2.1.1.1 Mechanismen der Anpassungsvorgänge im Knochen

Damit der Knochen seinen Aufgaben gerecht werden kann, bedarf es interner Arbeitseinheiten. Im Knochenstoffwechsel sind zwei verschiedene „Baukolonnen“ aktiv: Osteoklasten, für den Abbau von Knochensubstanz spezialisierte Zellen und Osteoblasten für den Knochenaufbau. Zusammen mit den vielen anderen Zellen, die insgesamt am permanenten Knochenumbau beteiligt sind, bilden diese beiden Zellarten die kleinste funktionelle Einheit im Knochenstoffwechsel, auch als „Basic-Multicellular-Unit“ (BMU) bezeichnet⁴³.

Aktiviert wird die Knochenumbaueinheit durch verschiedenartige Signale wie eine veränderte mechanische Beanspruchung, eine Fraktur oder Hormoneinfluss. Dellinger et al.²⁶ geben als Dauer einer ARF-Sequenz (Abbildung 2) den Zeitraum von 90-120 Tagen an, wobei der Resorptionsprozess in durchschnittlich 30 Tagen abgeschlossen ist und danach ein 60-90 Tage dauernder osteoblastär vermittelter Formationsprozess folgt.

Die Bilanz dieses Knochenumbaus kann ausgeglichen, negativ oder positiv ausfallen. Bei gesunden Menschen sind Auf- und Abbautätigkeit des Knochen so aufeinander abgestimmt, dass die Knochenmasse und die strukturell unverzichtbaren Knochenanteile erhalten bleiben.

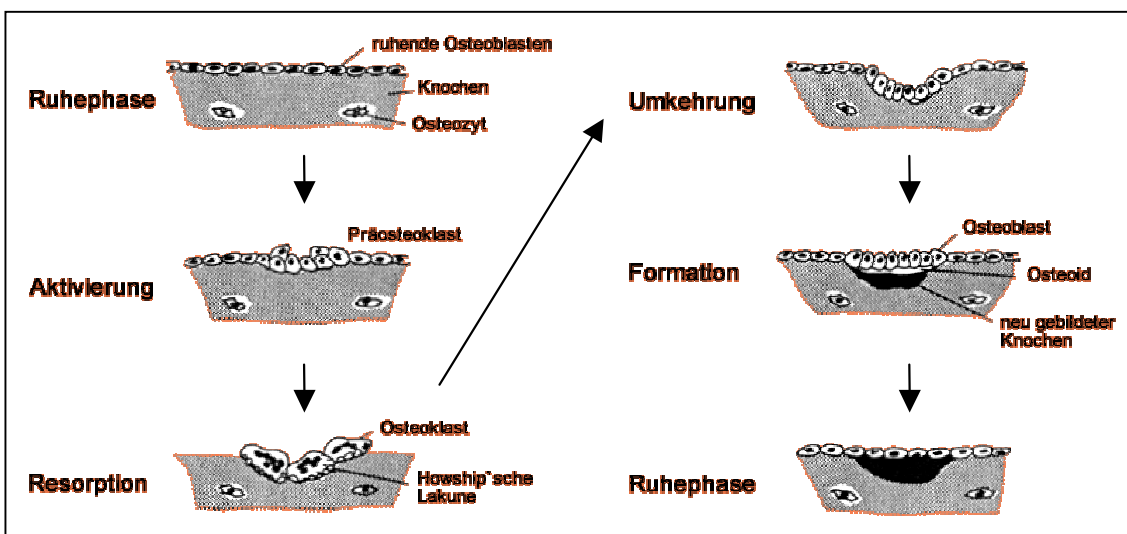


Abbildung 2. Phasen des Remodeling; auch als ARF-Sequenz bezeichnet: Aktivierung, Resorption und Formation (nach Christiansen, C., Riis, B. Die postmenopausale Osteoporose: die schleichende Epidemie; ein Leitfaden für Ärzte. Aalborg: Handelstrykkeriet ApS.; 1990).

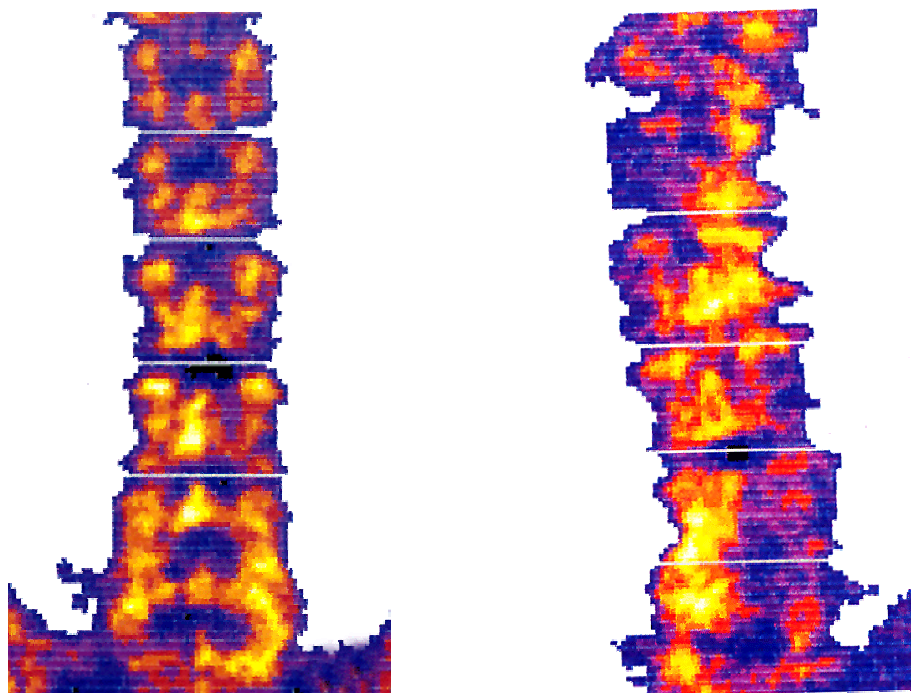


Abbildung 3. Beispiel für die entlang den Kraftlinien erfolgte Mineralisierung (helle Stellen). Links die gleichmäßig mineralisierten Wirbelkörper der LWS einer 57-jährigen Frau. Rechts die entlang der senkrechten Kraftlinie sehr ungleichmäßig mineralisierten LWK 1-5 (mit T12) einer 55-jährigen Frau mit stark ausgeprägter Skoliose. (Beide Aufnahmen entstanden mit dem DEXA-Messgerät XR26 der Fa. Norland, NY, USA).

Bei älter werdenden Menschen fällt die Bilanz negativ aus, d.h. es wird mehr Knochen ab- als aufgebaut; dies ist typisch für die endostalen und trabekulären Oberflächen. Positiv bilanziertes Remodeling wird während des normalen Alterungsprozess nur in Form eines periostalen Anbaus beobachtet. Der Spongiosaverlust sowie die Zunahme der Knochenmarkhöhle des älter werdenden Menschen sind Ausdruck des negativ bilanzierten *Remodeling*.

Über *Modeling* erhält der Knochen seine Struktur und funktionelle Architektur und vollzieht sich häufig über *Wachstum*. Modeling wird daher auch als biologisches Bildhauern bezeichnet⁴². Die Umstellungsosteotomie als Korrektur von Coxa vara oder valga beispielsweise ist ein beeindruckendes Beispiel für Modeling-Prozesse. Die Mineralisation erfolgt dabei entlang den neuen Kraftlinien. Abbildung 3 zeigt in beeindruckender Weise diese Anpassung am Beispiel einer stark ausgeprägten Skoliose. Im Gegensatz zum Remodeling kann Knochen auch an Stellen neu gebildet werden, ohne dass vorher bestehende Knochensubstanz resorbiert wurde. Umbauprozesse durch Modeling erhöhen insgesamt die Knochenmasse⁴² und dürften nur während der Wachstumsphasen oder bei Frakturen eine entscheidende Rolle spielen²⁶. Im Erwachsenenalter wurden Modelingpro-

zesse nur noch an trabekulären Strukturen beobachtet⁴¹. Die Frage, inwieweit Anpassungen auch im Alter über Modeling oder über positiv bilanziertes Remodeling erfolgen, wird derzeit kontrovers diskutiert und ist wohl auch eine Frage der Definition.

2.1.1.2 Regulation der Anpassungsvorgänge im Knochen durch mechanische Beanspruchung

Informationsverarbeitung mit Rückkopplungsmechanismen bzw. Regelkreise sind in der Biologie bestens bekannt. So werden physiologische Vorgänge wie Herzschlag, Atembewegungen, Hormonausschüttung und physiologische Zustände wie Blutzucker, Blutdruck oder Körpertemperatur durch Regelkreismechanismen konstant gehalten. D'Arcy Thompson¹²⁹ schrieb 1942: „*Nature rings her many changes on a few simple themes*“. Ein zentrales Thema ist die Anpassung verschiedener Gewebe oder Organe in der Form, dass sich physiologische mechanische Beanspruchungen nicht gewebsschädigend auswirken. Bemerkenswert in diesem Zusammenhang ist eine Studie von Rubin und Lanyon¹¹², die zeigten, dass bei verschiedenen Wirbeltieren (vom Truthahn bis zum Elefanten) der gemessene Druck in den Knochen der Extremitäten (das Verhältnis der auf den Knochen axial wirkenden Kraft zur Knochenfläche) während schnellen Laufens bei allen untersuchten Tieren nahezu gleich groß war.

Im Gegensatz zu Maschinen ist lebendes Gewebe in der Lage, sich selbst und im Rahmen gewisser Grenzen an unterschiedliche Anforderungen anzupassen oder gegebenenfalls sich selbst zu reparieren.

In Anlehnung an einen Thermostat, der die Temperatur eines Raumes konstant hält, lehrt die „*Mechanostat-Theorie*“^{42,43}, dass Verformungen des Knochen, wenn sie gewisse Schwellen über- bzw. unterschreiten, die knochenauf- bzw. knochenabbauenden Zellen aktivieren, um ihn an seine geforderte Widerstandskraft und Festigkeit anzupassen. Im Gegensatz zu einem einfachen Thermostat, der von außen ein- und verstellt werden muss, wird die Empfindlichkeit des Knochens gegenüber Verformungen intern, beispielsweise über Hormone reguliert. Auch genetische Einflüsse spielen eine Rolle und sind für eine mögliche Setpoint-Verschiebung verantwortlich⁴⁷.

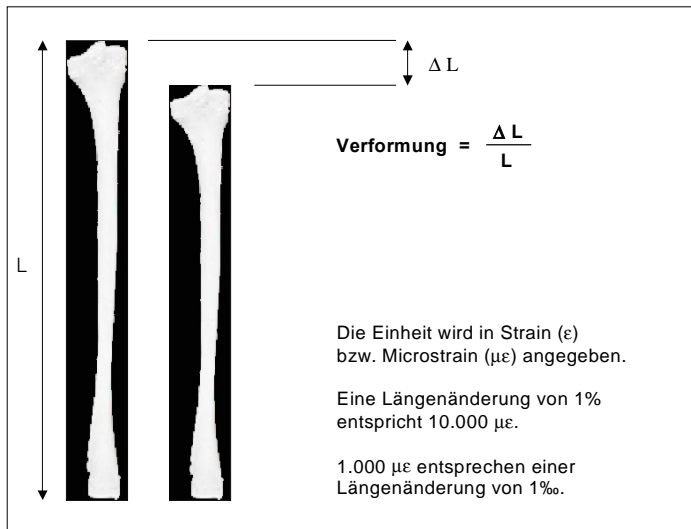


Abbildung 4. Schematische Darstellung des Begriffs „Strain“

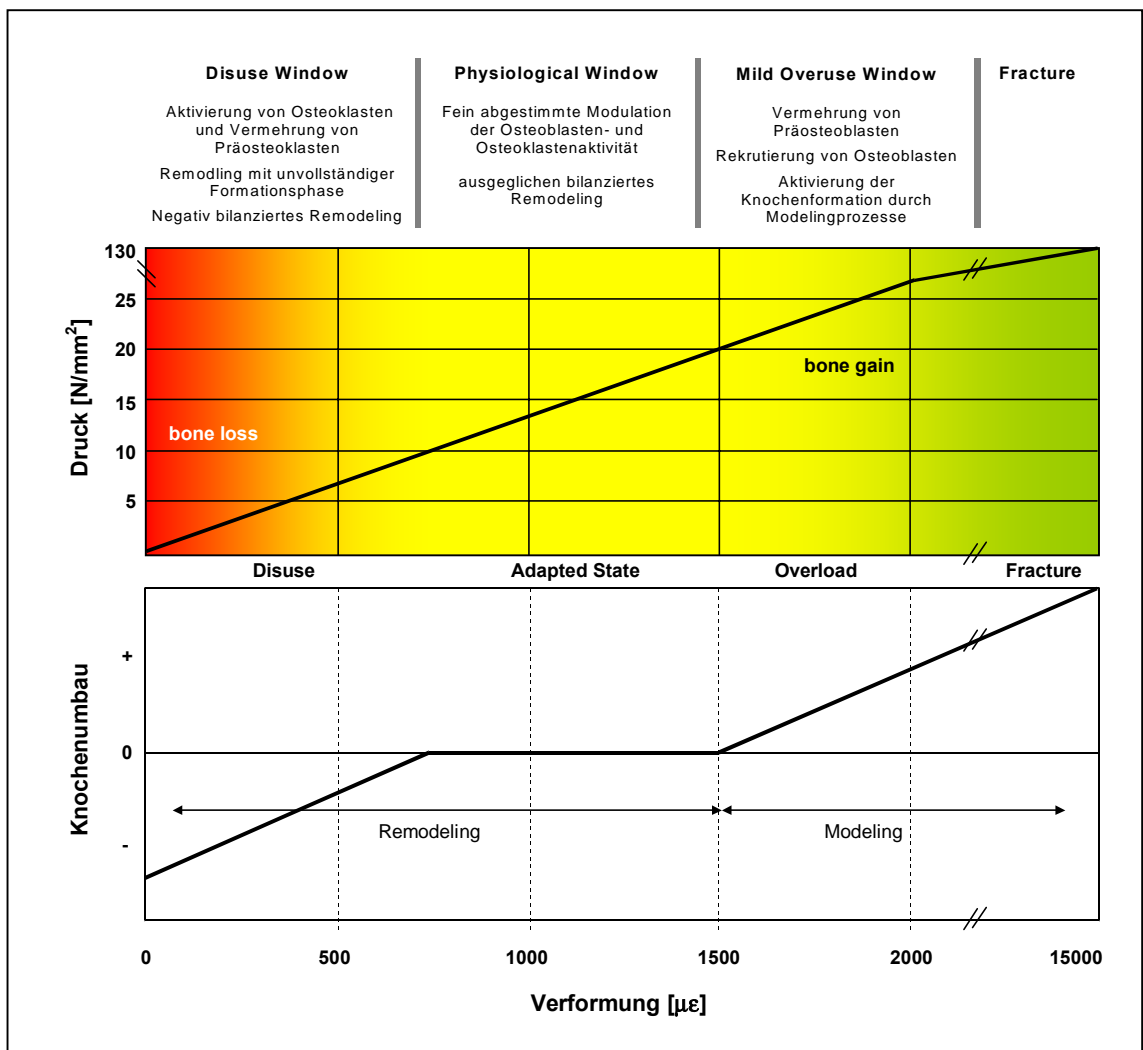


Abbildung 5. Schematische Darstellung des Schwellenkonzepts nach Frost⁴⁵ und Turner¹³¹

Das Maß der Verformung wird normalerweise als *Microstrain* ($\mu\epsilon$) angegeben. Dabei entspricht eine axiale 0,1%-ige Strukturveränderung 1.000 $\mu\epsilon$ bzw. 10.000 $\mu\epsilon$ einer Längenänderung um 1% (Abbildung 4). Burstein et al. geben die Bruchgrenze der humanen Tibia mit ca. 25.000 $\mu\epsilon$ ¹⁵. Dies entspricht einer axialen Längenänderung um 2,5%. Die Bruchgrenze des menschlichen Femur liegt bei ca. 15.000 $\mu\epsilon$. Willentlich über Muskelkräfte auf den Knochen übertragene Verformungen liegen bei Erwachsenen im Bereich von 800 bis 1.200 $\mu\epsilon$ ⁴³. Hier liegen auch die notwendigen Verformungen, damit die Bilanz des Knochenumbaus ausgeglichen bleibt (Abbildung 5). Bleiben beispielsweise durch Immobilisation die Reize aus oder liegen sie unterhalb der Schwelle von 800 $\mu\epsilon$ so wird durch Remodelingprozesse Knochensubstanz entfernt und die Festigkeit des Knochen soweit reduziert, bis die aktuell auftretenden Kräfte wieder Verformungen von 800 $\mu\epsilon$ bewirken⁴³. Umgekehrt gilt gleiches: treten kontinuierlich Kräfte auf, die den Knochen um 1500-2500 $\mu\epsilon$ verformen, so wird über Modeling die Festigkeit so weit erhöht, dass der Knochen unter diesen Bedingungen keine Verformungen über 800-1.200 $\mu\epsilon$ zulässt⁴³. Verformungen im Bereich von ca. 3.000 $\mu\epsilon$, wie sie beim Laufen entstehen aktivieren ebenfalls Modelingprozesse. Allerdings entstehen in diesem Bereich bereits kleinste Verletzungen in der Knochenstruktur, die sich bei ungenügender Regenerationszeit trotz gesteigerter Aktivität des Knochenumbaus akkumulieren und zu Spontanfrakturen führen können.

Nach all diesem stellt sich die Frage, ob die Osteoporose, so wie sie derzeit verstanden und von der WHO formuliert wird⁷⁴, nämlich als Reduktion der aktuellen Knochenmasse um mehr als 2,5 Standardeinheiten unterhalb der Peak-Bone-Mass einer gesunden ca. 30-jährigen Frau, eine metabolische Knochenerkrankung oder nur Folge einer im Alter bewegungs- und widerstandsreduzierten Lebensweise ist. Gegen eine solch einfache Definition spricht, dass die maximale Muskelkraft und die Biegefestigkeit des Knochens sowie die Knochen- und Muskelmasse sehr hoch miteinander korrelieren ($r=0,94$), wie neuere Studien zeigten^{14,117}. Frost⁴⁴ spricht in diesem Zusammenhang von einer physiologischen Osteopenie, wenn der Verlust an Knochenfestigkeit und Masse gleichermaßen einhergeht mit verminderter Muskelkraft und körperlicher Aktivität, so dass Spontanfrakturen nicht auftreten. Knochenbrüche ereignen sich dann nur in Zusammenhang mit Stürzen und betreffen die Knochen der Extremitäten. Im Gegensatz

dazu stimmt bei einer echten Osteoporose dieses Verhältnis zwischen Knochenmasse/-festigkeit und Muskelkraft infolge metabolischer Dysregulationen nicht überein. Die Knochen erfüllen nicht die Anforderungen durch Muskelzug und körperliche Aktivität mit der Folge von Knochenschmerzen und Spontanfrakturen. In erster Linie sind davon die Wirbelkörper betroffen. Die alleinige Beurteilung des aktuellen Knochenstatus im Vergleich zu einer jungen Frau ist nicht aussagekräftig genug.

2.1.2 Mechanotransduktion

Einleitend wurde erwähnt, dass die Zusammenhänge zwischen den auf die Knochen einwirkenden Kräften und der Knochenarchitektur auf Grund einer rein biochemischen Betrachtungsweise des Knochenstoffwechsels in den Hintergrund gedrängt wurden. Die Mechanotransduktion versucht den Brückenschlag zwischen diesen beiden Einflüssen auf den Knochen, indem sie in einem ersten Schritte untersucht, wie überhaupt mechanisch auftretende Kräfte die Knochengeometrie ändern können, über welche Signalwege Informationen im Körper an die entsprechenden Zellen weitergegeben werden und wo dann in einem zweiten Schritt die Hormone ihren zweifelsfreien Einfluss geltend machen.

Mechanotransduktion, also die Umwandlung eines biophysischen Signals in eine entsprechende Zellantwort ist ein grundlegender Mechanismus für eine Vielzahl physiologischer Abläufe, die es dem lebenden Organismus letztendendes ermöglicht, sich den internen und den von außen einwirkenden Kräften anzupassen.

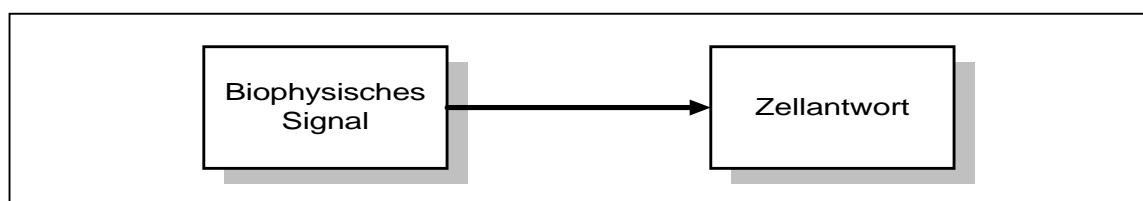


Abbildung 6. Mechanotransduktion

Turner¹³⁴ unterteilt die Umwandlung der einwirkenden Kräfte in eine entsprechende Zellantwort im Knochengewebe in vier Phasen: (i) *mechanocoupling* als Umwandlung der mechanischen, den Knochen verformenden Kraft in ein lokales mechanisches Signal, das von der Sensorzelle erkannt wird; (ii) *biochemical coupling* als Transformation des lokalen mechanischen in ein biochemisches Signals mit

anschließender Proteinaktivierung oder Gen-Expression; (iii) *cell to cell communication* als der Übermittlung des biochemischen Signals von Sensor- zur Effektor-Zelle (Osteoblast, Osteoklast); (iv) *effector response* als Zellantwort der Effektor-Zelle (Modeling, Remodeling oder Resorption von Knochengewebe).

Mechanocoupling

Unter Alltagsbedingungen, sei es beim Gehen, Laufen, Springen, Tragen von Lasten etc. wirken die Kräfte in den seltensten Fällen axial auf die Knochen sondern meist exzentrisch. Im Knochen selbst kommt es durch diese Biegekräfte und Verformungen zu Druckunterschieden zwischen den Regionen mit Druck- und denen mit Zugbeanspruchung. Durch diese Druckunterschiede wird in den *canaliculae* die extrazelluläre Gewebsflüssigkeit in Bewegung gebracht. Canaliculae sind winzige Kanalsysteme, die sich dreidimensional durch das Knochengewebe ziehen und so die einzelnen Osteozyten in den Lakunen und die dem Knochen anliegenden Zellen (*bone lining cells*) miteinander verbinden. In diesem Netzwerk fließt nun die extrazelluläre Gewebsflüssigkeit von den Bereichen mit Druck- zu denen mit Zugbeanspruchung (*fluid flow*; Abbildung 7). Zudem konnten piezoelektronische Effekte und elektrische Felder, sog. Strömungspotenziale (*streaming potentials*) nachgewiesen werden²⁰.

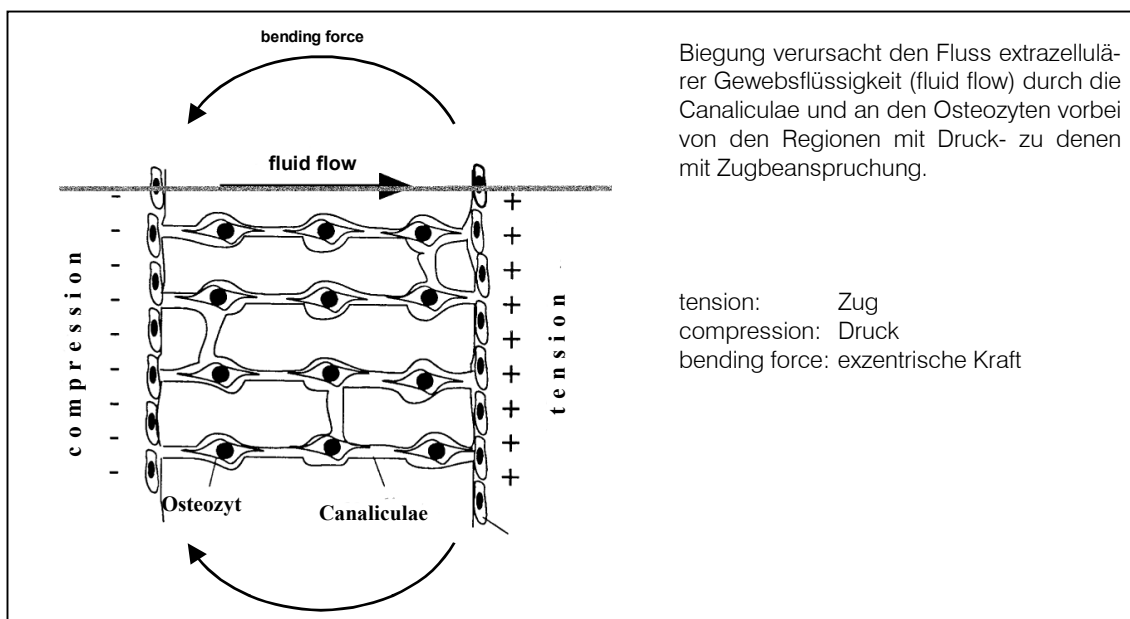


Abbildung 7. Schematische Darstellung des *fluid flow*¹³⁴

Es gilt als sicher, dass jeder dieser genannten Effekte eine Rolle bei der Signalübertragung spielt, da Knochenzellkulturen auf mechanische Kräfte¹²⁵, dadurch induzierten fluid flow¹⁰⁴, und elektrische Felder⁷⁹ reagieren.

Es ist allerdings anzunehmen, dass dem *fluid flow* die wohl größte Bedeutung zukommt, da die in den Versuchen angewandten mechanischen Verformungen 10- bis 100-fach höher waren, als sie beim Menschen *in vivo* auftreten.

Biochemical Coupling

Bei der biochemischen Koppelung geht es um die Frage, wie die mechanischen Signale in die Zellen weiter gegeben werden und welche chemischen Reaktionen sie dort bewirken.

Zwei biochemische Transduktionssysteme werden derzeit diskutiert: (i) *Transduktion durch einen G-Protein gekoppelten Rezeptor* und (ii) *Transduktion durch den Integrin-Zytoskelett-Komplex*.

TRANSDUKTION DURCH EINEN G-PROTEIN GEKOPPELTEN REZEPTOR

Turner vermutet einen membranständigen Rezeptor, der den Fluss der extrazellulären Flüssigkeit (*fluid flow*) erkennen kann¹³⁴. Dieser Rezeptor ist mit einem G-Protein gekoppelt, das die Produktion von Prostaglandinen als *second messenger* stimuliert und auch die Kalziumausschüttung aus intrazellulären Depots beeinflusst. Prostaglandine sind Botenstoffe für die Knochenbildung und werden von den Osteozyten bei mechanischer Belastung gebildet.

Es konnte nachgewiesen werden, dass innerhalb von Minuten nach Einwirken mechanischer Kräfte in Zellkulturen der intrazelluläre Kalziumspiegel und die Produktion von Prostaglandinen anstieg^{65,105}. Die Tatsache, dass die Bildung von Prostaglandinen um 70-80% geringer ausfiel, nachdem man die G-Proteine blockiert hatte, bestärkt die Vermutung eines G-Protein-Gekoppelten Mechanotransduktors in der Zellmembran¹⁰⁵.

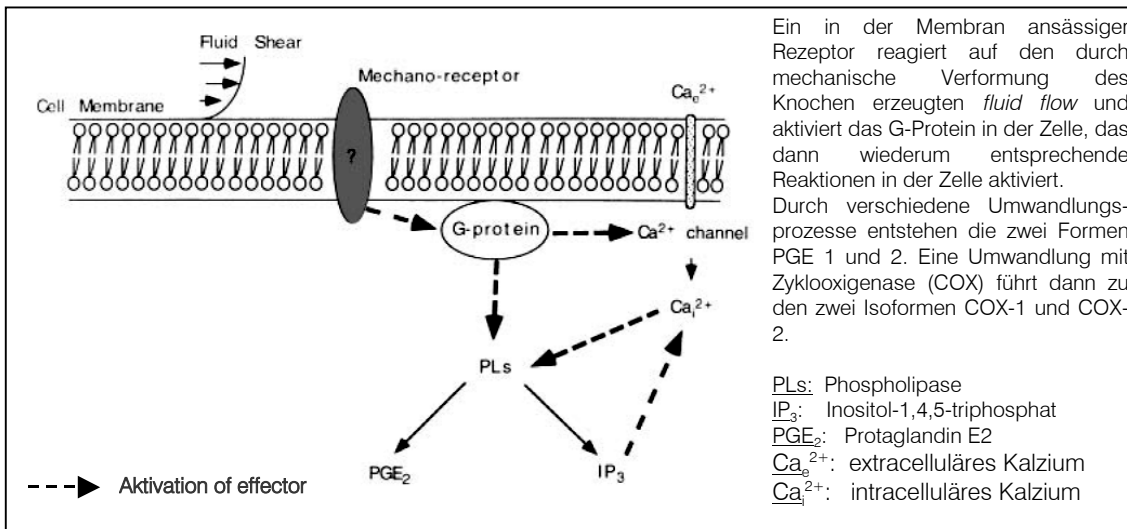


Abbildung 8. Schematische Darstellung des *biochemical coupling* mittels eines G-Protein-gekoppelten Rezeptors. Aus Reich, 1997¹⁰⁵

Zusätzlich zum Anstieg des intrazellulären Kalziumspiegels und der vermehrten Produktion von Prostaglandinen beobachtete Johnson auch die erhöhte Bildung von Stickstoffmonoxid⁷¹. NO ist wie Prostaglandin ein *second messenger* und wird bei mechanischem Stress in Osteozyten und knochenanliegenden Zellen gebildet. Es passiert als gut diffundierendes Gas die Membrane und wirkt an den Zielorganen. Zusammen mit Prostaglandin ist es für die Osteoblasten ein Signal zur Knochenbildung.

TRANSDUKTION DURCH DEN INTEGRIN-ZYTOSKELETT-KOMPLEX

Im Gegensatz zu der eben beschriebenen indirekten Übertragung eines biophysischen Signals in das Zellinnere über einen G-Protein-gekoppelten Rezeptor wird auch eine direkte Mechanotransduktion diskutiert.

Hierbei kommen den transmembranen Integrinen, dem intrazellulären Aktin-Zytoskelett und der Zellkern-Transkriptions-Maschinerie die wesentliche Bedeutung zu.

Integrine gehören zu den Adhäsionsproteinen (transmembrane Glykoproteine). Sie sind in der extrazellulären Matrix verankert und im Zellinneren mit dem Aktin-Zytoskelett durch ihre kurzen zytoplasmatischen Fortsätze – der β -Untereinheit – verbunden. Die Verbindungsstellen werden auch als *focal adhesions* bezeichnet.

Werden die Integrine infolge des durch mechanische Verformung induzierten *fluid flow* aktiviert, geben diese ein Signal an das angeschlossene Aktin-Zytoskelett weiter. Dadurch werden die Aktin-Filamente im Zellinneren angeregt, sich zu großen parallel zueinander liegenden Bündeln, den sog. *stress fibers* umzustrukturieren. Diese Neustrukturierung der mit dem Zellkern verbundenen Aktin-Filamente stellt für diesen wiederum ein Signal zur COX-2 Produktion. Cyclooxygenase-2 (COX-2) ist als Mediator zur Knochenbildung ein wichtiges Enzym bei der Umwandlung mechanischer Reize in eine entsprechende Zellantwort³⁸.

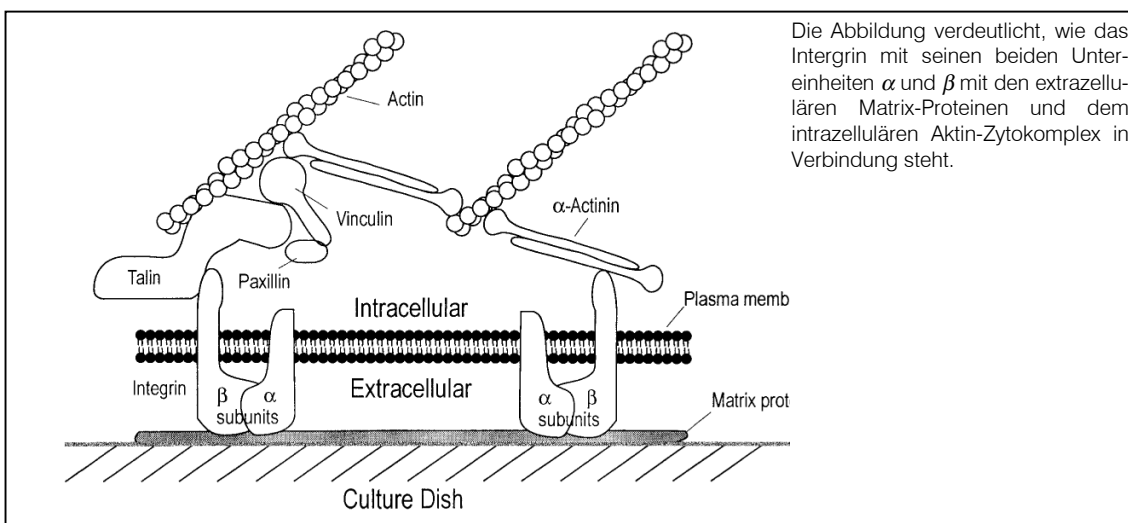


Abbildung 9. Schematische Darstellung des *biochemical coupling* mittels des Integrin-Zytoskelett-Komplexes. Aus Turner, 1998¹³⁴

Cell to Cell Communication

Wenn nun die Übertragung in die Zellen stattgefunden hat, stellt sich die Frage, wie wiederum die Reize von Zelle zu Zelle weiter vermittelt werden.

Duncan und Turner teilen die Auffassung, dass gerade die Osteozyten und die dem Knochen anliegenden Zellen sensibel auf *fluid flow* reagieren^{28,134}. Diese sind jedoch nicht in der Lage selbst Knochen zu bilden bzw. umzubauen. Folglich müssen die Signale zur Knochenneubildung bzw. zum -umbau von den Sensorzellen zu den Effektorzellen, den Osteoblasten und -klasten weitergeleitet werden. Prostaglandine und Stickstoffmonoxid gelten hierbei als wahrscheinlichste Mediatoren.

Als Transduktionsweg dieser Botenstoffe zu den Effektorzellen werden sog. *gap junctions* angenommen. Dies sind membranspannende Kanäle, die es kleinen

Molekülen ermöglichen von einer Zelle zur Nächsten zu gelangen und gelten als Schlüsselverbindungen zwischen den Osteozyten, den *bone lining cells* und den Osteoblasten. Sie sind ideal geeignet, extrazelluläre Signale, einschließlich hormonaler (bspw. Parathormon PTH) und biophysischer Signale, in Knochenzellverbänden an andere Zellen weiterzugeben und zu verstärken.

Effector Response

Die Anpassung des Knochens infolge mechanischer Beanspruchung oder Immobilisation ruft entweder eine Vermehrung von Osteoprogenitorzellen hervor oder eine Verminderung. Die Differenzierung der Osteoprogenitorzellen zu Präosteoblasten und später dann zu Osteoblasten nach mechanischer Beanspruchung erfolgt während der ersten 72 bis 69 Stunden. Innerhalb kürzerer Zeit – Turner et al. sprechen von 48 Stunden– werden die dem Knochen anliegenden Osteoblasten zur Knochenneubildung rekrutiert und aus den Präosteoblasten neue Osteoblasten gebildet¹³³.

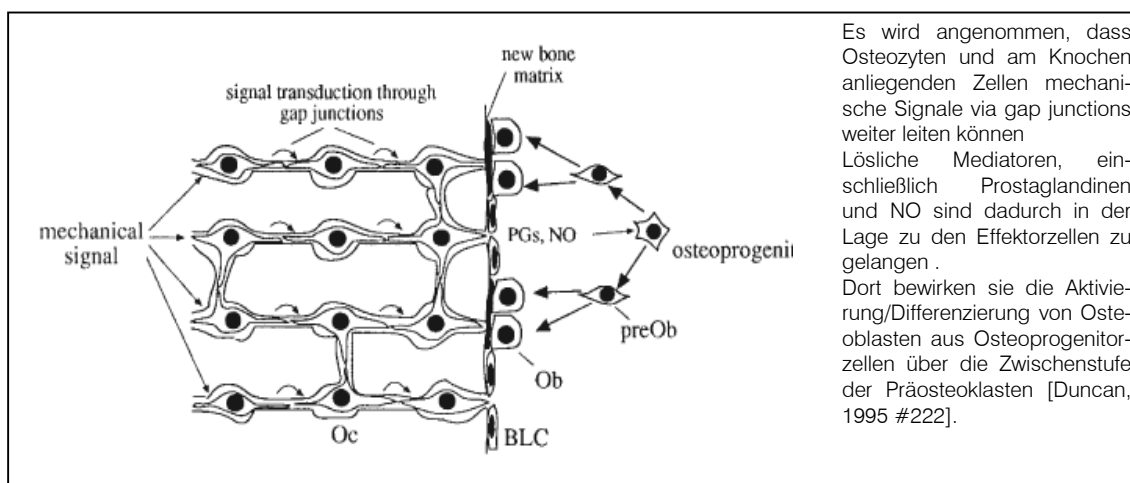


Abbildung 10. Schematische Darstellung des Transduktionsweges via *gap junctions*. Aus Duncan, 1995²⁸

Studien mit Vier-Punkt-Biegungsmodellen zeigten, dass statische Verformungen keine Rolle in der Mechanotransduktion spielen³⁹. Die Frage, wann und ob Knochen auf- oder abgebaut wird, ist abhängig von Schwellen. Dazu zählt die Stärke der Verformung, also die Schwere der Last, das Ausmaß der Verformung und die Dauer und Häufigkeit der einwirkenden Last. Damit unterliegt die Adaptation des Knochens ebenso gewissen Belastungsnormativen wie es von Anpassungsvorgängen des Herz-Kreislaufsystems oder der Skelettmuskulatur bekannt ist.

2.2 Biomechanische Aspekte

Kontrovers diskutiert wird die Frage nach einem Surrogatparameter, der die Festigkeit des Knochens mittels densitometrischer Verfahren *in vivo* am besten wiedergibt. Nach wie vor gilt die Bestimmung der Knochenmassen an der Lendenwirbelsäule und des Oberschenkelhalses mittels DEXA (Dual Energy X-Ray Absorptiometry) als „*Golden Standard*“. Dabei handelt es sich um ein *zweidimensionales* Verfahren, das selektiv anorganische Materialien innerhalb eines organischen Körpers quantifiziert. Es wird ein Knochenmineral- bzw. Weichteil-Bild erstellt, aus dem die Knochenmineralanteile quantitativ errechnet werden. Physikalisch nicht korrekt wird der gemessene Wert als Knochendichte bezeichnet. Die gemessene Masse ist nur auf eine Fläche projiziert und nicht volumetrisch wiedergegeben, so dass es in Abgrenzung zur tatsächlichen volumetrischen Knochendichte (Materialeigenschaft) besser ist, von einer flächenbezogenen Knochendichte (aBMD) zu sprechen. Zwar erhöht eine verringerte aBMD das Frakturrisiko, der Zusammenhang allerdings ist nicht linear. Studien zeigten, dass trotz identischer aBMD die für eine Fraktur aufzuwendende Kraft um bis zu 100% variieren kann⁸⁵. Wie die Fluoridtherapie erkennen ließ, resultiert aus einer höheren aBMD nicht automatisch eine gesteigerte Knochenfestigkeit bzw. eine geringere Frakturrate¹⁰⁶. Abbildung 11 verdeutlicht den nicht zwingend notwendigen Zusammenhang von Masse und Festigkeit eines Körpers: Ein Stück massives Holz wiegt genau soviel wie ein Stück gehobeltes Holz gleicher Masse. Die Festigkeit beider Körper ist aber trotz gleicher Grundfläche und gleicher Masse sehr unterschiedlich; das Massivholz wird einen Schlag mit der Faust ohne Formveränderung überstehen, während ein kleiner Windhauch die Hobelspäne durcheinander wirbelt.

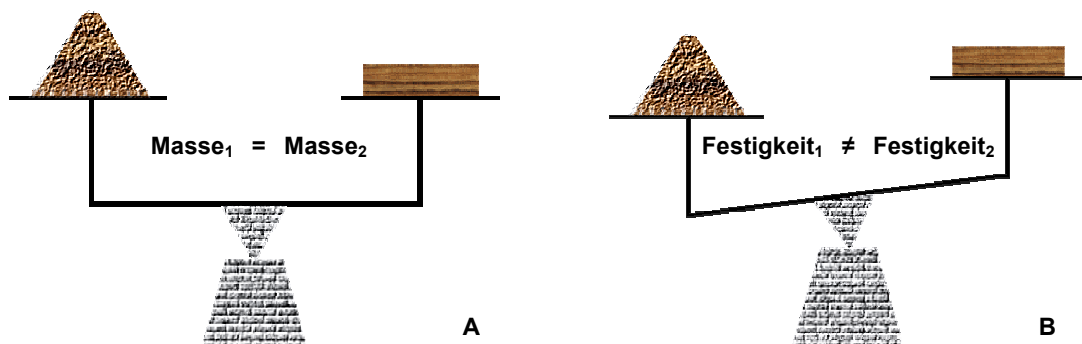


Abbildung 11. Masse (A) versus Festigkeit eines Körpers (B)

Andere Parameter als nur die Masse bestimmen also die Widerstandsfähigkeit eines Körpers mit. Insgesamt vier Kriterien sind zu nennen: (i) die Eigenschaft des Materials (spezifische Dichte ρ), (ii) die Menge an Material (Masse m), (iii) die Verteilung und Anordnung der Masse, also die Form und Architektur und (iv) mögliche Beschädigungen des Körpers. Sie lassen sich in zwei Gruppen zusammenfassen: in *intrinsische* und *extrinsische* biomechanische Parameter.

Zu den *intrinsischen* Eigenschaften werden alle Eigenschaften gezählt, die die Festigkeit *des Gewebes* ausmachen. Dazu gehören die Zusammensetzung und räumliche Anordnung der druckfesten Apatitkristallite, der zugfesten Kollagenfibrillen, der Lamellen, der Osteone sowie die Mineralisierung der Matrix. Einfluss auf die Gewebefestigkeit nehmen mögliche Beschädigungen (Microdamages). Messbar und damit vergleichbar sind die Materialeigenschaften durch die spezifische Dichte ρ , den *Elastizitätsmodul* E , die maximal tolerable relative Verformbarkeit (*Strain*) und den maximal tolerablen Druck (*Stress*).

Die *extrinsischen* Eigenschaften werden charakterisiert durch die *strukturellen, geometrischen Parameter*; dazu gehören u.a. das Flächenträgheitsmoment oder das polare Trägheitsmoment. Strukturelle Veränderungen ergeben sich durch An- und Abbau von Knochenmasse, wodurch letztendlich die Knochengeometrie und Knochenarchitektur beeinflusst wird.

2.2.1 Festigkeitsparameter

An anderer Stelle wurde bereits erwähnt, dass Knochen für Fortbewegung und Stoßabsorption fest und steif, gleichzeitig aber auch in gewissem Maße elastisch sein müssen, um geringfügige Verformungen zu tolerieren, ohne schnell und plötzlich zu brechen. Die Bruchfestigkeit setzt somit ein optimales Verhältnis zwischen Festigkeit und Flexibilität voraus.

2.2.1.1 Der Elastizitäts-Modul

Festigkeit und Elastizität widersprechen sich. Gummi ist sehr elastisch, aber kaum als Knochenmaterial geeignet. Kreide ist sehr fest, bricht aber mangels Elastizität auch sehr plötzlich. Physikalisch wird diese Verhältnis durch den Elastizitäts-Modul angegeben. Ein starrer Körper, auf den eine Kraft einwirkt, wird verformt. Im

Körper selbst entsteht dadurch Spannung, definiert als Kraft pro Querschnittsfläche (F/m^2). Nach dem Hook'schen Gesetz ist bis zum Erreichen der Elastizitätsgrenze die Spannung σ proportional der relativen Längenänderung ε . Der Proportionalitätsfaktor ist der Elastizitäts-Modul E und beschreibt damit das elastische Verhalten eines festen Körpers. Das Verhältnis von Festigkeit und Elastizität wird in Kraft-Dehnungs-Diagrammen („*Stress-Strain-Diagramme*“; Abbildung 12) verdeutlicht. Der E-Modul bestimmt dabei die Steigung der Kurve: je flacher die Kurve d.h. je kleiner der E-Modul, desto mehr dehnt sich ein Material bei gleicher Last aus und um so flexibler und weicher ist es (Abbildung 13-A).

Knochenerkrankungen wie die Osteomalazia oder die Osteopetrosis nehmen zwar unterschiedlich Einfluss auf die Materialeigenschaften des Knochen, beide Erkrankungen erhöhen aber das Frakturrisiko (Abbildung 13-B). *Osteopetrosis* verursacht starre und spröde Knochen, die wenig tolerant gegenüber Verformung sind und dadurch auch nur wenig Energie absorbieren können, bevor es zum Bruch kommt. Osteopetrotsische Knochen brechen bei Traumata sehr leicht und plötzlich.

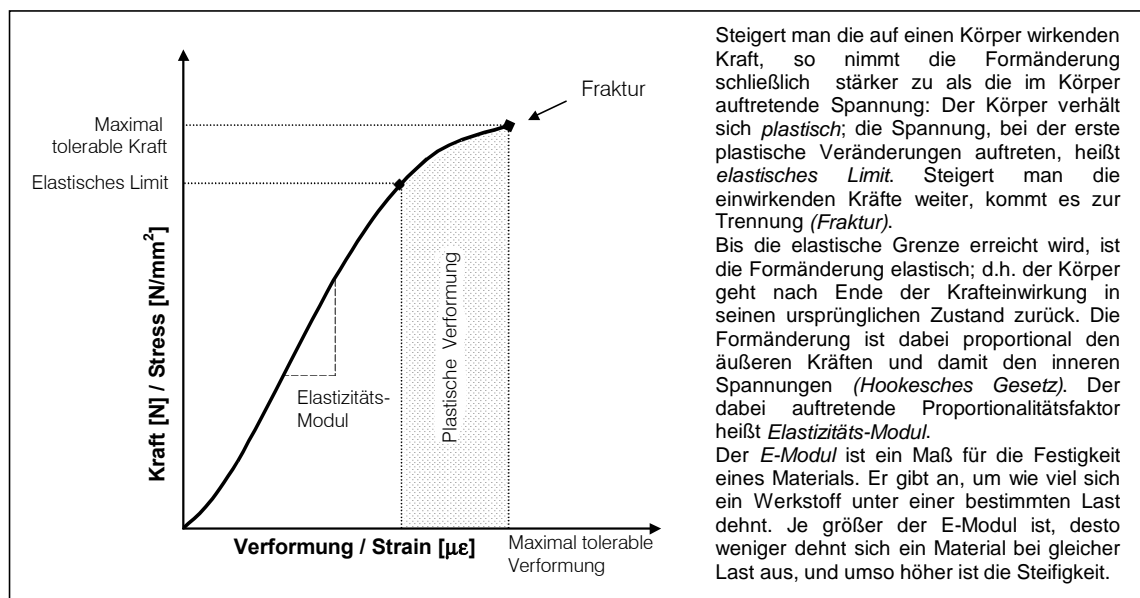


Abbildung 12. Kraft-Verformungs- bzw. Stress-Strain-Diagramm

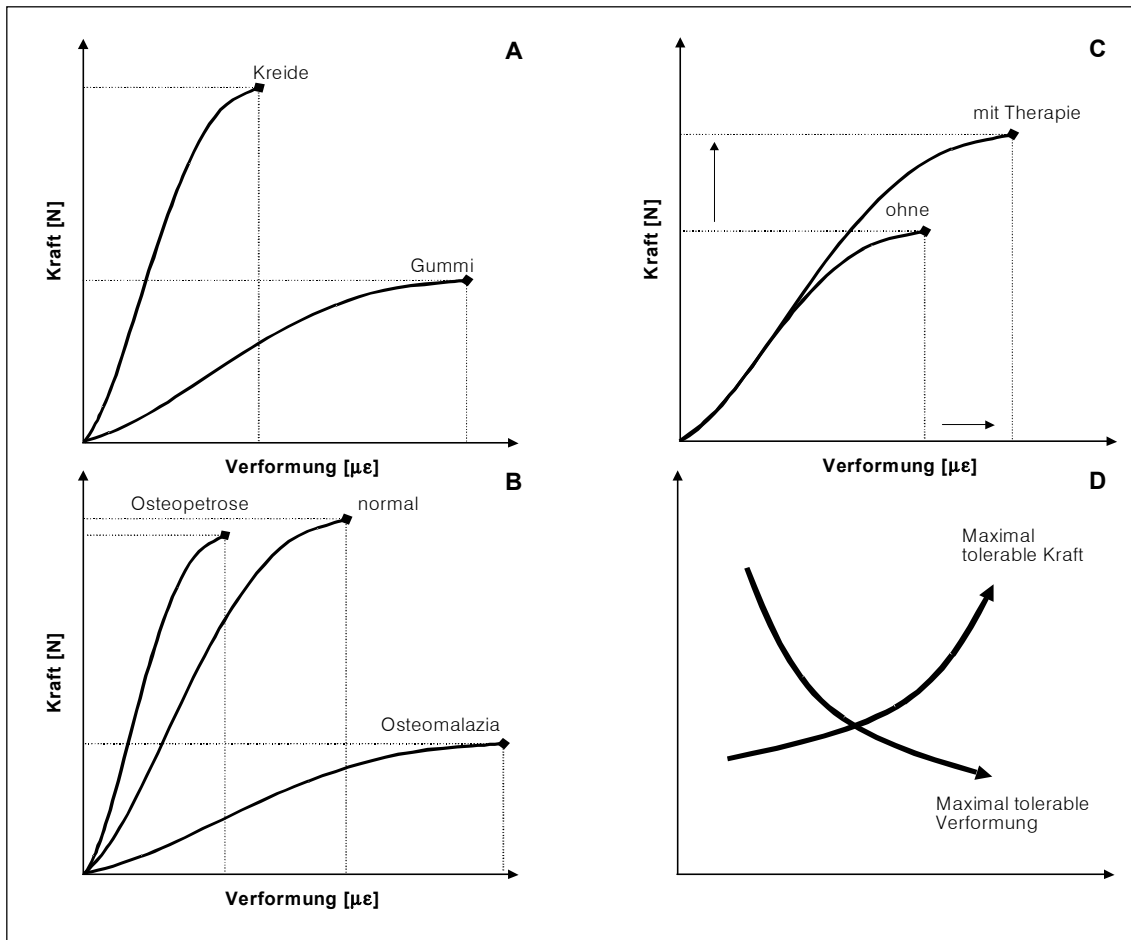


Abbildung 13. Vergleich verschieden elastischer bzw. steifer Materialien (A). Auch Knochenerkrankungen verändern die Elastizität des Knochens (B). Eine optimale Therapie zunehmender Knochenbrüchigkeit sollte gleichzeitig die Festigkeit (maximal tolerable Kraft) und die Elastizität erhöhen (C). Gegenläufiges Verhalten von Steifheit und Elastizität bei vermehrter Mineralisation (D). In Anlehnung an Turner, 2002¹³⁰

Osteomalazia dagegen verursacht weiche und stark verformbare Knochen. Aber auch hier ist das Frakturrisiko stark erhöht, da schon geringe Kräfte ausreichen, den Knochen so stark zu deformieren, dass er bricht.

Wie aus biomechanischer Sicht eine optimale Behandlung – ob medikamentös oder durch verschiedene Bewegungs- und Trainingsprogramme – der im Alter zunehmenden Brüchigkeit des Knochen aussähe, um die mechanischen strukturellen Eigenschaften zu verbessern, ohne dabei die Gewebeeigenschaften negativ zu beeinflussen, verdeutlicht Abbildung 13-C: ein möglicher Gewinn an Festigkeit muss einhergehen mit erhöhter Toleranz an Verformbarkeit. Am Beispiel der Fluorid-Therapie wurde schon erwähnt, dass dies eine Gradwanderung sein kann. Die Behandlung osteoporotischer Veränderungen mit Fluoriden konnte zwar die Knochenmasse erhöhen¹⁰⁶, verringerte gleichzeitig aber die maximale tolerable Kraft

um bis zu 62%¹³². Eine vermehrte Mineralisierung des Knochens vermag die Festigkeit des Knochens zu erhöhen, macht den Knochen aber spröder; es geht auf Kosten der maximalen Verformbarkeit²⁵.

Wie schon erwähnt ist nicht allein die bloße Zu- oder Abnahme an Knochenmasse verantwortlich für ein verringertes oder erhöhtes Frakturrisiko. Wie sehr eine auf einen Körper wirkende Kraft diesen biegt, dehnt, staucht oder verdreht hängt zusätzlich zur Materialeigenschaft vor allem von seiner Konstruktion ab. Geometrische Parameter und die Knochenarchitektur bestimmen die Widerstandskraft des Knochens mit.

2.2.1.2 Flächenträgheitsmoment

Die Natur tendiert zum Minimum. Auf den Knochen bezogen bedeutet dies, dass der Organismus versucht mit einem Minimum an Material maximale Festigkeit und Bruchsicherheit zu erreichen. Wenn Architekten oder Fahrradbauer im Leichtbau tätig sind, müssen die überlegen, *wo* sie *wie viel* von *welchem* Material unterbringen müssen, damit die resultierende Konstruktion den Anforderungen gerecht wird. Abgesehen von der Gesamtanordnung kommt es vor allem auf die tragende Elemente an. Bei den Säugetieren sind dies die Knochen, die von Sehnen, Bändern und Muskel zusammengehalten werden. Beim Menschen erledigen v.a. die Knochen der unteren Extremitäten und die Wirbelsäule die stützenden Aufgaben, beide über das Becken miteinander verbunden.

Da Wirbelkörper vor allem axial belastet werden, auf Tibia oder Femur mittschäftig aber in erster Linie Biege- und Torsionskräfte wirken, bedarf es unterschiedlicher Konstruktionen. Selbst die Konstruktion der Tibia ist nicht einheitlich mit einer mittschäftig dicken kortikalen Rinde aber kleiner Knochenfläche im Gegensatz zur epiphysär, aufgrund der vornehmlich axialen Krafteinwirkung großen Fläche mit ausgeprägter trabekulärer Struktur aber nur dünnen kortikalen Rinde. Konstruktionen, die axial einwirkenden Kräften ausgesetzt sind (Epiphysen, Wirbelkörper) müssen breiter gebaut werden, um den dadurch erzeugten Druck ($\text{Druck} = \text{Kraft} / \text{Fläche}$) klein zu halten. Auf Femur oder Tibia wirken kaum axiale sondern vor allem exzentrische Kräfte, die den Knochen biegen und in sich verdrehen.

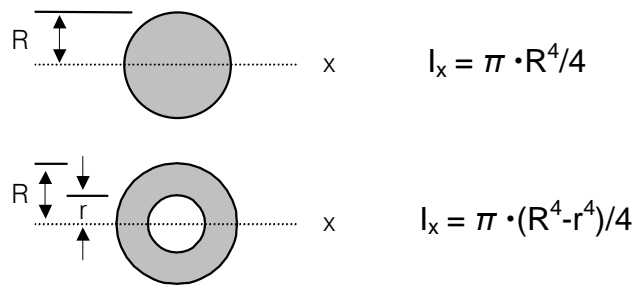


Abbildung 14. Berechnung des Flächenträgheitsmoment für verschiedene kreisrunde Querschnittsflächen.

Das Maß für den Widerstand, den ein Körper einer Änderung seiner Drehbewegung in Folge einwirkender Biegekräfte entgegensetzt, heißt Flächenträgheitsmoment I und wird auch Biegesteifigkeit genannt. Das Flächenträgheitsmoment repräsentiert die geometrische Eigenschaften des Knochens. Der Widerstand ist abhängig von der Massenverteilung relativ zu seiner Drehachse und der Richtung der einwirkenden Kraft. Die Berechnung des Flächenträgheitsmoments für kreisrunde Körper ist Abbildung 14 zu entnehmen.

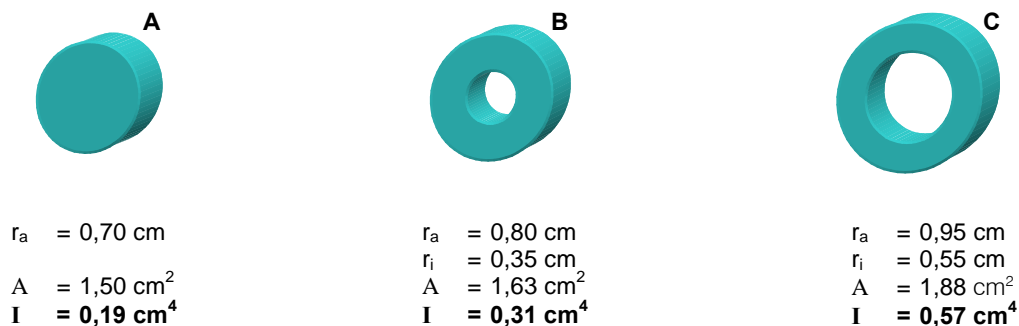


Abbildung 15. Flächenträgheitsmoment für verschiedene kreisrunde Querschnittsflächen in Abhängigkeit von äußeren (r_a) und inneren (r_i) Radien.

Bei nicht kreisrunden oder quadratischen Querschnittsflächen, wie die der Knochen, ist die Richtung der einwirkenden Kraft für das Maß des Widerstands von entscheidender Bedeutung. Wichtig anzumerken ist ebenfalls, dass vor allem die Masseteilchen, die weiter entfernt von der neutralen Achse bzw. dem Massenschwerpunkt liegen, die Größe des Widerstands ausmachen, da der Radius bzw. die Entfernung eines Massenteilchens vom Schwerpunkt mit der vierten Potenz in die Formel eingeht (Abbildung 15). Deutlich wird dies, wenn man versucht ein Lineal zu verbiegen. Es lässt sich leicht von rechts nach links biegen, wenn es so

senkrecht in der Hand gehalten wird, dass man auf die schmale Seite schaut. Wird es 90 Grad um die Längsachse gedreht, ist dies nur noch unter größter Kraftanstrengung möglich. An diesem Beispiel wird auch noch einmal deutlich, dass nicht allein die Materialeigenschaft maßgebend für die Festigkeit ist, sondern vor allem auch die Geometrie eines Körpers unter Berücksichtigung der Krafteinwirkung. Erfolgt dabei die Krafteinwirkung aus verschiedenen Richtungen, ist ein hohlrunder Körper am besten geeignet, den Biege- und Torsionskräften zu widerstehen. Wie aus Abbildung 15 hervorgeht ist ein zylindrischer Hohlkörper bei vergleichbarem Materialaufwand (Fläche A) um ein vielfaches fester als ein massiver Rundkörper: die Fläche A der Körper (von A nach C) wird um nur 25% größer, das Flächenträgheitsmoment I steigt gleichzeitig um 300%.

2.2.1.3 Polares Trägheitsmoment

Das *axiale* Flächenträgheitsmoment beschreibt den Widerstand gegenüber Biegung in Abhängigkeit der Richtung der einwirkenden Kraft. Dem gegenüber steht das *polare Trägheitsmoment* J für das Maß des Widerstands gegenüber Torsion (Verdrehung).

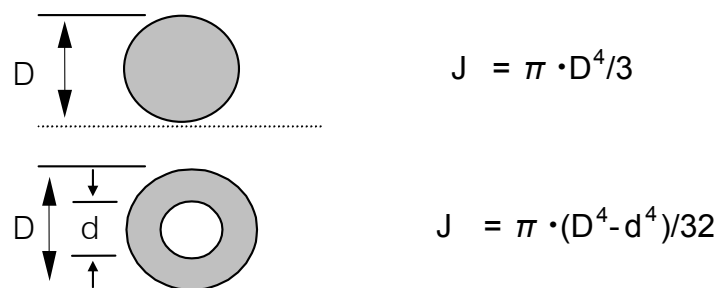


Abbildung 1. Berechnung des polaren Trägheitsmoments für verschiedene kreisrunde Querschnittsflächen.

Für die Körper in Abbildung 15 ergeben sich die polaren Trägheitsmomente von $J_A = 0,38$, $J_B = 0,62$ und $J_C = 1,14$. Umgerechnet bedeutet dies, dass eine Erweiterung des inneren und äußeren Durchmessers eines hohlrunden Körpers um ca. 10% eine ca. 50%-ige Erhöhung des polaren Trägheitsmoments bewirkt.

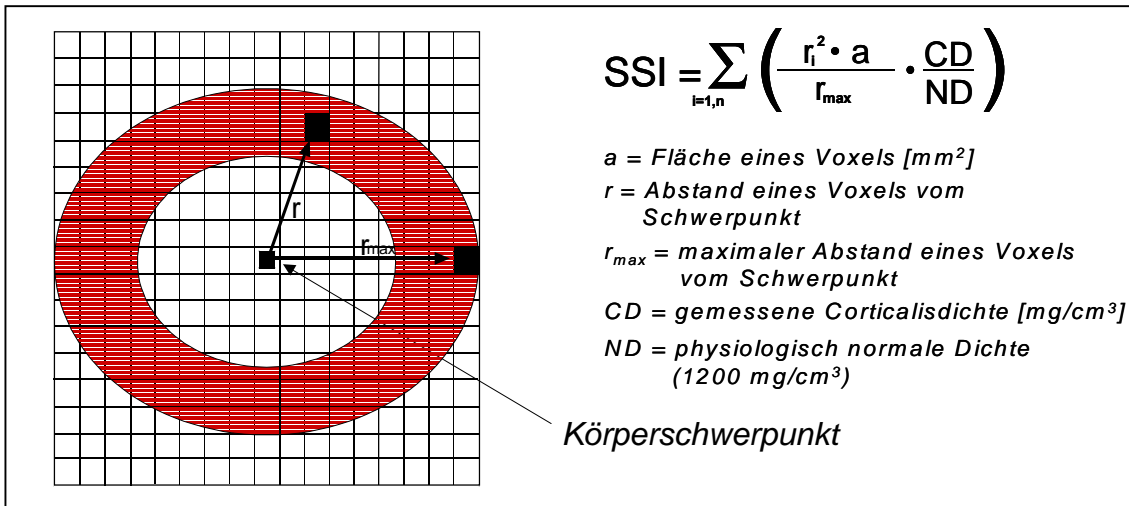


Abbildung 17. Berechnungsgrundlage des Festigkeitsindex SSI

2.2.1.4 Bone Strength Index (BSI)

Quantitative computertomographische Messungen (QCT, pQCT) ermöglichen durch die Trennung kortikaler und trabekulärer Knochenpartien neben der Bestimmung der volumetrischen Knochendichte (vBMD) auch die Messung histomorphometrische Parameter wie endostaler und periostaler Umfang in vivo. Dadurch ist es auch möglich, flächenbezogene Festigkeitsparameter zu berechnen. Der *BSI* (*Bone Strength Index*), auch *SSI* (*Stress Strain Index*) genannt, ist das knochenspezifische Äquivalent zum Flächenträgheitsmoment. Zusätzlich berücksichtigt er zu den geometrischen Eigenschaften auch noch Materialeigenschaften. Grundlage der Berechnung des knochenspezifischen Festigkeitsparameters ist die Bestimmung des Flächenträgheitsmoments. Da der Knochen keine kreisrunde Fläche aufweist, kann die exakte Bestimmung nicht über den Radius mit der vereinfachten Formel bei runden Querschnittsflächen erfolgen. Daher wird der BSI über die Summe der Flächenträgheitsmoment jedes einzelnen kleinst möglichen Einheit (Voxel; Bildpunkt) berechnet (Abbildung 17).

Das Flächenträgheitsmoment eines einzelnen Voxel wird dabei zusätzlich durch den maximalen Abstand eines Bildpunktes vom Schwerpunkt des Knochens divi-

diert. Dadurch erhält man das Widerstandsmoment, das direkt proportional zur maximalen Spannung des Knochens ist.¹

Um neben den geometrischen Eigenschaften auch die Materialeigenschaft des Knochens zu berücksichtigen, wird das Widerstandsmoment mit dem Quotienten aus gemessener Kortikalisdichte und der physiologisch normalen Kortikalisdichte von 1200 mg/cm^3 multipliziert.

Die computergestützten Berechnungen ermöglichen die Bestimmung sowohl des axialen (x-/y-Achse) als auch des polaren Widerstandsmoments. Da der axiale BSI sehr stark von der Drehung des Armes bzw. Beines abhängt und damit weniger gut reproduzierbar ist, kam nur der polare SSI zur Auswertung. Der Partialvolumeneffekt spielt bei der Berechnung des BSI eine geringere Rolle, da die Dichte jedes einzelnen Voxel in die Kalkulation eingeht.

2.2.2 Veränderung der Knochengeometrie und Festigkeit in Abhängigkeit von Muskelstatus und Alter

Der positive Zusammenhang zwischen Muskelkraft und Knochenfestigkeitsparametern gilt als gesichert^{101,137}. Vereinfacht ausgedrückt führt Muskelhypertrophie zur Knochenhypertrophie. Unter Knochenhypertrophie ist dabei eine Vergrößerung der kortikalen Fläche infolge sowohl periostalen als auch endostalen Knochenanbaus zu verstehen, verbunden mit einer Zunahme der Flächenträgheitsmomente. Jones et al.⁷² konnten dies an Tennisspielern, Heinonen et al. an Dreispringern⁶⁰ aufzeigen. In diesem Zusammenhang bleibt die Frage bislang unbeantwortet, ob solche Anpassungen ausschließlich während des Wachstums möglich sind oder aber auch noch im Erwachsenenalter erfolgen können. Eigene Untersuchungen lassen vermuten, dass diese Anpassungen infolge intensiven Krafttrainings tendenziell auch im Alter möglich sein können^{82,83}.

Nicht nur ein Mehr an Muskelkraft, auch das Ausbleiben muskulärer Stimulation verändert die Geometrie der Knochen sichtbar. Deutlich wird dies am Beispiel der Poliomyelitis (Abbildung 18).

¹ Bei Biegung und Torsion treten die größten Spannungen an der Oberfläche auf (r_{\max} = Randfaserabstand).

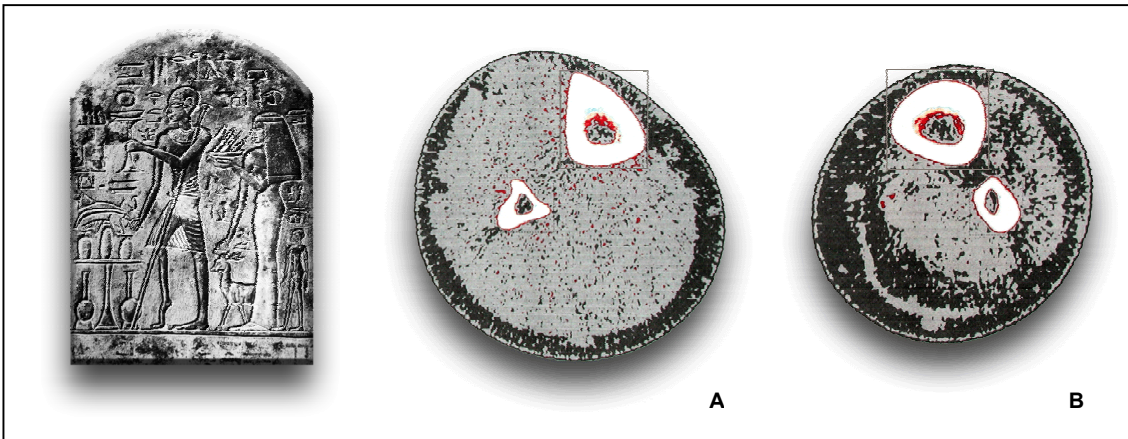


Abbildung 18. Frühes Beispiel eines an Poliomyelitis erkrankten Menschen (rechtes Bein). pQCT-Aufnahmen des Unterschenkels eines Mannes mit Poliomyelitis (rechtes Bein; B) verdeutlichen den Einfluss der Muskulatur auf die Knochengometrie: die typische Dreiecksform der Tibia im 38%-Messbereich (A) im Gegensatz zur rundlichen Form der Tibia des kranken Beines (B).

Die typische dreiecksförmige Knochengometrie der Tibia des gesunden Beines bildet sich aufgrund der normalen Ausprägung der Muskulatur in charakteristischer Art und Weise aus, während die Form des erkrankten Beines rundlich bleibt. Die runde Form der Tibia ist die ursprüngliche Geometrie der Tibia eines Neugeborenen. Erst mit Beginn des Gehens und Laufens, der damit verbundenen Ausbildung der Muskulatur und unter Einwirkung der durch Muskelzug erzeugten Biege- und Torsionskräfte, passt sich die Geometrie in genannter Form den neuen Anforderungen und Kräften an. Bleiben diese Kraftreize beispielsweise durch Lähmung aus, so vergrößert sich über die normalen Wachstumsprozesse nur der Durchmesser⁴². Zanchetta et al.¹⁴⁹ konnten zeigen, dass bis zur Pubertät bei Mädchen und Jungen sowohl die Knochen- als auch die Muskelmasse linear ansteigt (ca. 50g Knochen pro kg Muskel). Wohl bedingt durch die vermehrte Östrogenproduktion nimmt mit dem Eintritt in die Pubertät (12. Lebensjahr) bei den Mädchen (77g Knochen pro kg Muskel) die Knochenmasse stärker zu als bei den Jungen (55g Knochen pro kg Muskel). Es wird mehr Knochen angebaut als für rein mechanische Bedürfnisse nötig wäre. Dieses Mehr an Knochen dient möglicherweise als Kalziumquelle während der Stillzeit. Es wird vermutet, dass unter dem Einfluss von Östrogen die Modelingschwelle (s. Kap. 2.1.1.2) erniedrigt wird. Dies soll heißen, dass schon geringere Verformungen Reiz genug sind, die „Knochenproduktion“ anzuregen. Mit Beginn der Menopause und der einhergehend geringer werdenden Östrogenausschüttung wird die Sensitivität der Knochen gegenüber mechanischer Beanspruchung wieder erniedrigt.

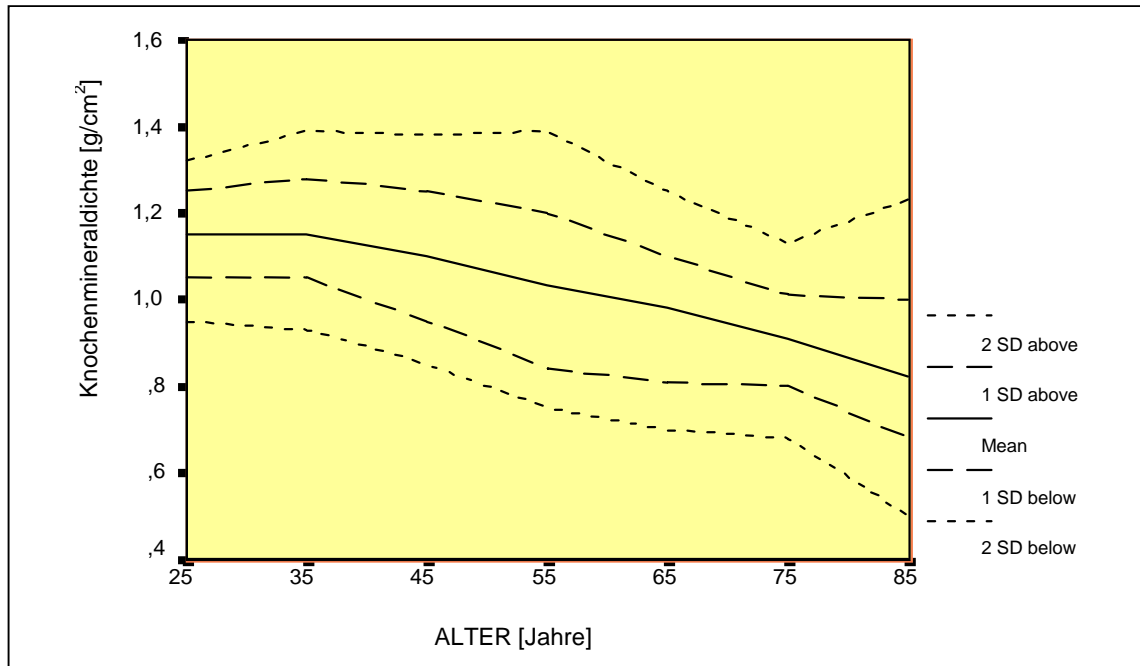


Abbildung 19. Veränderung der flächenbezogenen Knochenmineraldichte (LWK 1-4) bei kaukasischen Frauen im Altersverlauf nach Lindsay et al.⁸⁷ Auffallend ist die zunehmende Streuung der Mineraldichte ab dem 75. Lebensjahr. Hierbei spielen auch degenerative Veränderungen eine Rolle.

Dies vermag zum Teil den deutlichen Knochenabbau bei postmenopausalen Frauen mit zu erklären³⁴.

Die „*Peak Bone Mass*“ (Maximale Knochenmasse) ist mit ca. 30 Jahren erreicht. Danach wird im Mittel durch die fortwährenden Knochenumbauvorgänge mehr Knochen ab- als aufgebaut. Ein Nettoverlust an Knochenmasse ist die Folge.

Aus Abbildung 19 wird aber auch deutlich, dass die Streuung der Knochenmasseentwicklung mit zunehmendem Alter bis zum Eintritt in die Menopause (ca. 55. Lebensjahr) zunimmt, was bedeutet, dass viele Frauen auch nach dem 30. Lebensjahr noch Knochen aufbauen und ihre *Peak Bone Mass* länger beibehalten. Erst postmenopausal fällt die Entwicklung bzw. der Abbau der Knochenmasse homogener aus. Mit der Abnahme des Knochenmineralgehalts und der Knochenmineraldichte des *trabekulären Knochens* verändern sich auch dessen Materialeigenschaften. Hayes und Bouxsein berechneten, dass eine Reduktion der trabekulären Knochendichte um 25% den maximal tolerablen Druck um 44% und den Elastizitätsmodul gar um 58% verringert⁵⁸. Dies erklärt auch, warum Wirbelkörper einbrechen, bevor radiologisch ein Risiko festgestellt wurde. Während die spezifische *Dichte ρ* des *kortikalen Knochens* als Materialkonstante nahezu unabhängig von Alter und Geschlecht ist¹⁴⁸, nimmt doch die Materialfestigkeit des Knochen ab (Abbildung 20).

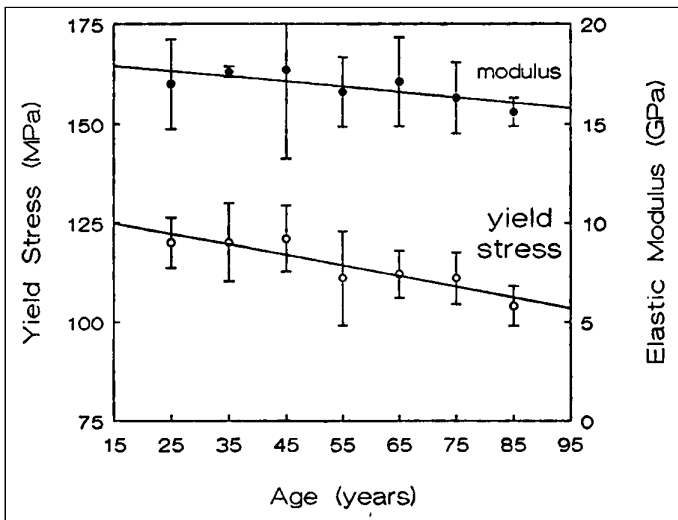


Abbildung 20. Veränderung der Materialeigenschaften des kortikalen Knochens (Oberschenkelknochen; Elastizitätsmodul und maximal tolerable Spannung) im Altersverlauf. Aus Burstein et al.¹⁵

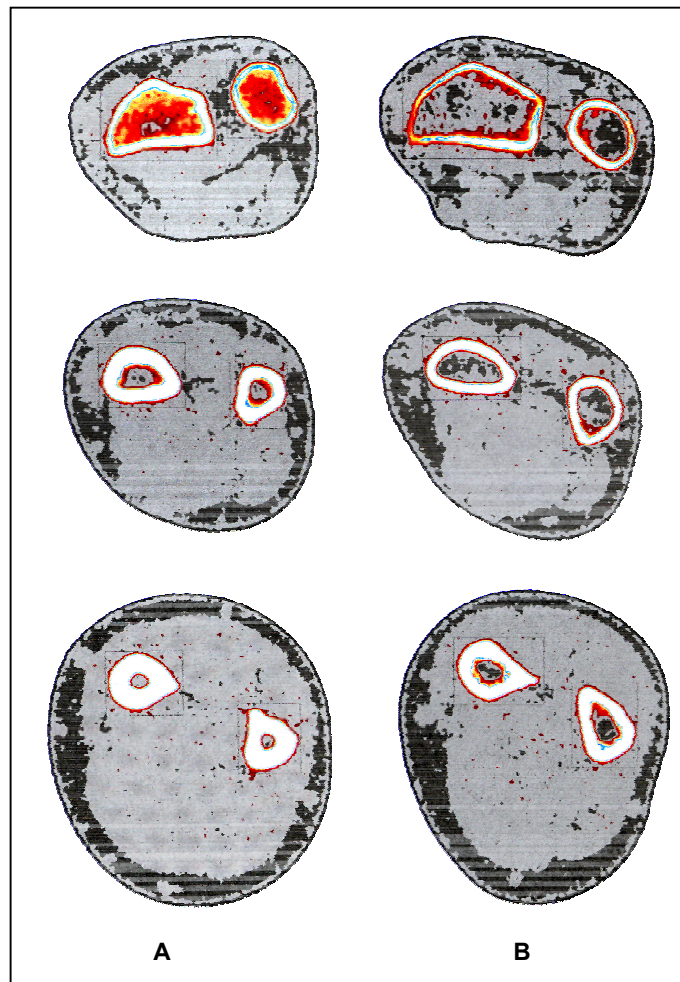


Abbildung 21. Der Vergleich der Knochen des Unterarms einer 26-jährigen Frau (A; 170 cm; 55 kg) mit denen einer 57-jährigen Frau (B; 160 cm; 50 kg) verdeutlicht die altersspezifische Veränderung der Knochengometrie mit endostalem Abbau und subperiostalen Knochenanbau mit der resultierenden leichten Vergrößerung der Knochenfläche. (Aufnahmen entstanden mit dem pQCT-Scanner XCT 2000 der Fa. Stratec (Pforzheim, Deutschland))

Burstein et al. beziffern die Abnahme des E-Moduls und der maximal tolerablen Spannung mit 2% pro Jahrzehnt ab dem 20. Lebensjahr einhergehend mit einem erhöhten Frakturrisiko des alternden Menschen¹⁵.

Diesen Veränderungen der Materialeigenschaften des Knochens stehen geometrische Änderungen gegenüber. Es ist zu vermuten, dass durch die Anpassung der Knochenform die abnehmende Festigkeit des Knochengewebes kompensiert wird. So erweitert sich im Alter der Knochen durch endostalen Knochenabbau und subperiostalen Anbau: das weniger werdende Material wird weiter vom Zentrum entfernt angebaut. Somit wird trotz der dünner werdenden kortikalen Rinde das Flächenträgheitsmoment erhöht. Diese Kompensation fällt bei Frauen jedoch geringer aus als bei Männern. Während bei letzteren die kortikale Fläche durch den endostalen Ab- und den periostalen Anbau annähernd erhalten bleibt, wird bei älter werdenden Frauen subperiostal weniger Knochen an- als endostal abgebaut. Als Konsequenz wird in Summe die kortikale Fläche kleiner.⁹⁰ Abbildung 22 verdeutlicht die unterschiedliche Bilanz des kortikalen Remodelings bei alternden Männern und Frauen. Hayes und Bouxsein berechneten, dass im Vergleich zu Männern das Frakturrisiko bei Frauen aufgrund der geringer ausfallenden periostalen Erweiterung um 26% erhöht ist⁵⁸.

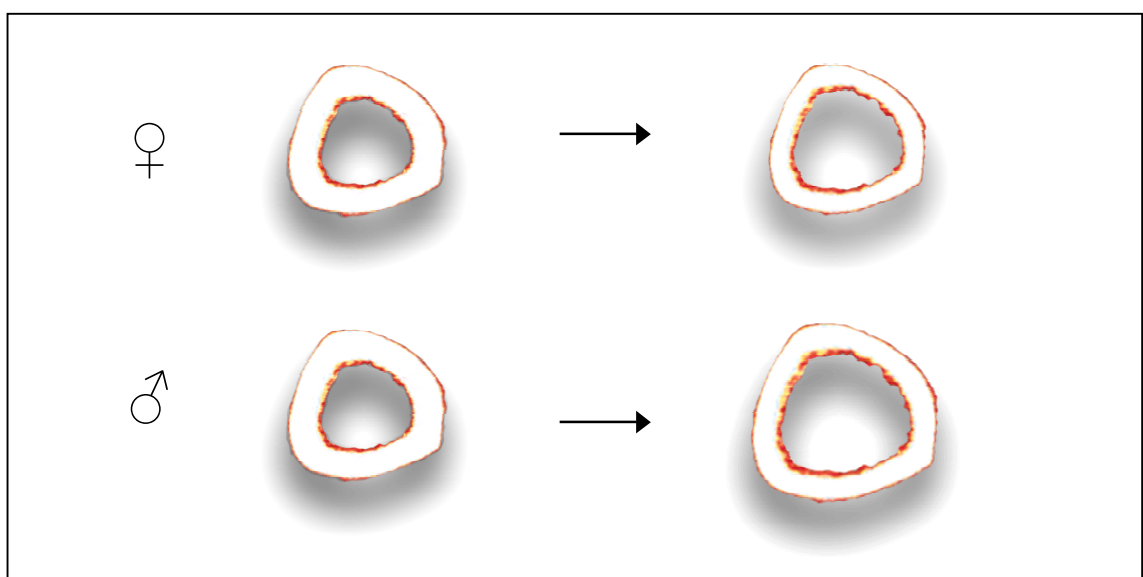


Abbildung 22. Schematische Darstellung der altersentsprechenden Veränderungen des kortikalen Knochens bei Männern und Frauen, wie sie von Ruff und Hayes¹¹³ beschrieben wurden.

3. EMPIRISCHE UNTERSUCHUNGEN

3.1 Studienplanung

3.1.1 Studienablauf

Die Studie wurde von Anfang 2001 bis Mitte 2002 am Lehrstuhl für Präventive und Rehabilitative Sportmedizin in Kooperation mit dem Lehrstuhl für Trainings- und Bewegungslehre der Technischen Universität München unter Leitung von Univ. Prof. Dr. med. D. Jeschke durchgeführt. Das Studienprotokoll war von der lokalen Ethikkommission der Medizinische Fakultät der Technischen Universität München überprüft und genehmigt worden.

Der Studienablauf ist in unten stehender Abbildung schematisch dargestellt. Die einzelnen Untersuchungsabschnitte werden im Folgenden detailliert erläutert.

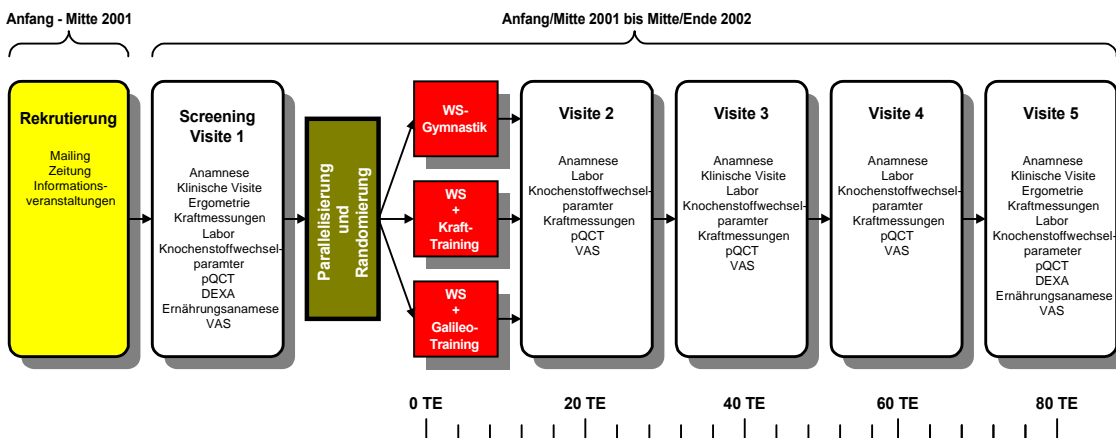


Abbildung 23. Studienablauf

Rekrutierung

Frauen im Alter vom 50. – 70. Lebensjahr wurden eingeladen, sich an der Trainingsstudie zu beteiligen. Sie konnten unter Mitwirkung der lokalen Presse (Süddeutsche Zeitung, Münchener Merkur) und mit Unterstützung des Einwohnermeldeamtes im Rahmen von Anschreiben gewonnen werden. Außerdem wurden im Vorfeld regelmäßig Informationsveranstaltungen angeboten, in denen neben Inhalten zur allgemeinen Problematik der Osteoporose auch ganz konkret die Studieninhalte besprochen wurden.

Interessentinnen konnten sich telefonisch an die Studienführung wenden. Während des ersten direkten Telefonkontaktes wurden die Frauen über Alter, Erkrankungen, Medikamente, Ernährung und derzeitige körperliche Aktivität befragt und über die Studie informiert. Ebenso wurde die Bereitschaft der Frauen abgefragt, für mindestens 40 Wochen während der 12-monatigen Studie zweimal pro Woche an einem Training teilzunehmen. Sie wurden im Besonderen auch darauf aufmerksam gemacht, dass die Einteilung in die einzelnen Gruppen per Losverfahren bestimmt werde, sie also nicht auswählen könnten, welches Training (Wirbelsäulengymnastik, Krafttraining oder Galileo-Training) sie absolvieren würden.

Nach dem Telefonscreening konnte mit 78 der etwa 100 Bewerberinnen ein Termin für das klinische Screening vereinbart werden. Für die Mehrzahl der telefonischen Absagen waren gesundheitliche Kriterien und gleichzeitige Medikamenteneinnahme ausschlaggebend.

Visite 1 (Screening)

Zu Beginn dieser Untersuchung gaben die Frauen nach mündlicher und schriftlicher Information ihr schriftliches Einverständnis zur Studienteilnahme. Während des klinischen Screenings wurden aktuelle oder chronische Erkrankungen durch eine vollständige klinische Anamnese, die körperliche Untersuchung und die Bestimmung des Sicherheits-Labors erfasst. Ebenso wurden eine gynäkologische und eine Sportanamnese erhoben. Das aktuelle Aktivitätsniveau konnte durch den Bewegungsindex nach Sinaki¹²⁴ ermittelt werden. Serum- und Urinproben zur späteren Analyse der Bone Marker wurden eingefroren. Die anthropometrischen Parameter Größe, Gewicht und Körperfett wurden erfasst, der BMI daraus errechnet. Die flächenbezogenen Knochendichte (aBMD) der Lendenwirbelkörper 2-4 und des Oberschenkelhalses wurde mittels DXA bestimmt. Außerdem erfolgte die Bestimmung der volumenbezogenen Knochendichte (vBMD) und verschiedener geometrischer und Festigkeitsparameter am Unterschenkel und Unterarm jeweils im 4-, 14-, 38- und 66%-Messbereich mittels pQCT (66%-Messbereich nur am Unterschenkel). Zusätzlich wurde ebenfalls mittels pQCT die Muskelfläche im 66%-Messbereich der distalen Tibia bestimmt.

Zur Bestimmung der körperlichen Leistungsfähigkeit wurde eine ausbelastende Fahrradergometrie durchgeführt. Im Anschluss daran fanden nach einer mindes-

tens halbstündigen Pause die Kraftmessungen (Einwiederholungsmaximum, Drehmomentsmessungen, Haltekraft, Counter-Movement-Jump, isometrische Haltekraft, Handkraft) statt.

Ein Ernährungs-Fragebogen (DGE Ernährungsfragebogen) wurde an die Frauen ausgeteilt mit der Bitte, ihr Ernährungsverhalten 7 Tage lang zu dokumentieren und den Fragebogen in den nächsten Wochen abzugeben.

Die Blutabnahme und die Urin- sowie die klinische Untersuchungen fanden immer vormittags zwischen 7.30 und 11.30 Uhr statt. Kraft- und Knochenmessungen konnten auch nachmittags erfolgen, wenn es von den Studienteilnehmerinnen aus zeitlichen Gründen gewünscht war.

Alle weiteren Untersuchungen fanden ebenfalls vormittags zwischen 7.30 und 11.30 Uhr statt. Um tageszeitliche Schwankungen bei den Kraftmessungen weitgehend auszuschließen, erfolgten diese zur selben Tageszeit wie bei der Eingangsuntersuchung.

Zwischen der letzten Trainingseinheit und den einzelnen Untersuchungen mussten mindestens 24 Stunden vergangen sein. Außerdem wurden die Probandinnen angehalten am Tag vor jeder Untersuchung nicht schwer körperlich tätig zu sein. Die Probandinnen sollten am Tag vor der Blutabnahme auf eine normale Lebensführung (keine diätetischen Besonderheiten, normaler Tag-/ Nachtrhythmus) achten.

Dauer der Untersuchung: ca. 4 h.

Parallelisierung und Randomisierung

Ein wichtiges Qualitätsmerkmal dieser Studie ist die Tatsache, dass es sich um eine parallelisierte, randomisierte und kontrollierte Studie handelt. Als Parallelisierungsmerkmal wählten wir die maximale Kraft der Armbeuger und Beinstrecker (gemessen als Einwiederholungsmaximum), da sich die Hauptfragestellung dieser Studie auf die Änderung der maximalen Kraft und den möglicherweise daraus resultierenden Änderungen des Knochenstatus infolge unterschiedlicher Trainingsprogramme bezieht.

Damit die Parallelisierung geschehen konnte, ohne die Startphase der Studie unnötig in die Länge zu ziehen und einen möglichst einheitlichen Studienbeginn für alle Probandinnen zu gewährleisten, musste die Rekrutierungs- und Scree-

ningphase zeitlich kompakt erfolgen. Somit entschieden wir uns, die Kraftmessungen vorzuziehen, auch auf die Gefahr hin, dass einzelne Probandinnen nachträglich von der Studie ausgeschlossen werden müssten, wenn sie die klinischen und densitometrischen Ein- und Ausschlusskriterien nicht erfüllten.

Nachdem bei allen 78 eingeladenen Interessentinnen, die nach mündlicher und schriftlicher Information ihr schriftliches Einverständnis zur Studienteilnahme gegeben hatten, die Kraftmessungen erfolgt waren, wurden zwei Ranglisten erstellt. Erst wurde anhand des Einwiederholungsmaximums der Armbeuger sortiert, dann nach der maximalen Kraft der Beinstrecker (ebenfalls als Einwiederholungsmaximum). Beide Listen wurden zusammengefasst, indem für jede Probandin aus beiden Einzelrängen die Rangsumme gebildet wurde. Anhand dieser resultierenden Liste erfolgte dann die per Los randomisierte Zuteilung in die einzelnen Gruppen:

Die Probandinnen wurden entsprechend ihrer Rangfolge in 6er-Gruppen unterteilt und innerhalb dieser Gruppen den einzelnen Interventionsformen zugelost, so dass pro Untergruppe zwei Frauen in die reine Wirbelsäulengymnastik-Gruppe, zwei in die mit Krafttraining und weitere zwei in die mit Galileotraining kombinierten Gruppen kamen.

Bei neun der insgesamt 78 untersuchten Frauen stellte sich bei den klinischen Untersuchungen heraus, dass sie die Ein- bzw. Ausschlusskriterien nicht erfüllten, so dass wir sie nachträglich von der Studie ausschließen mussten.

Zwei Probandinnen konnten nur weiterhin an der Studie teilnehmen, wenn sie aufgrund der vorgegebenen Trainingszeiten aus beruflichen Gründen in die Krafttrainingsgruppe wechselten. Dies wurde ihnen zugesagt, nachdem dadurch die Vergleichbarkeit der Gruppen unberührt blieb.

Letztendlich ergaben sich damit die Gruppengrößen von $N=26$ in der Krafttrainingsgruppen, $N=23$ in der Galileotraininggruppe und $N=20$ in der Wirbelsäulengymnastikgruppe.

Visite 2

Die Studienteilnehmerinnen wurden 10 Wochen (20 Trainingseinheiten; TE) nach Trainingsbeginn zur zweiten Visite einbestellt. Folgende Untersuchungen wurden durchgeführt:

- Zwischenanamnese
- Körperliche Untersuchung
- Venenblutentnahme zur Bestimmung der Knochenstoffwechselfparameter
- Urinuntersuchung
- Messung des max. Drehmoment der Arm- und Beinmuskulatur; Handkraft
- pQCT von Unterarm und Unterschenkel

Dauer der Untersuchung: ca. 60 min.

Visite 3

Die Halbjahresuntersuchung fand nach 20 Trainingswochen, bzw. 40 TE (± 2) statt. Folgende Untersuchungen wurden durchgeführt:

- Zwischenanamnese
- Körperliche Untersuchung
- Venenblutentnahme zur Bestimmung der Knochenstoffwechselfparameter
- Urinuntersuchung
- Messung des max. Drehmoment sowie des Einwiederholungsmaximums der Arm- und Beinmuskulatur; Hand- und Haltekraft; Counter-Movement-Jump
- pQCT von Unterarm und Unterschenkel

Dauer der Untersuchung: ca. 90 min.

Visite 4

Die Visite fand am Ende des 9. Trainingsmonats nach 30 Trainingswochen, bzw. 60 TE (± 2) statt. Folgende Untersuchungen wurden durchgeführt:

- Zwischenanamnese
- Körperliche Untersuchung
- Venenblutentnahme zur Bestimmung der Knochenstoffwechselfparameter
- Urinuntersuchung
- Messung des max. Drehmoment der Arm- und Beinmuskulatur; Handkraft
- pQCT von Unterarm und Unterschenkel

Dauer der Untersuchung: ca. 60 min.

Visite 5

Die Untersuchungen der Abschlussvisite entsprechen denen der Eingangsvisite und fand am Ende des 12. Trainingsmonats bzw. nach 80 TE (± 2) statt.

Tabelle 1 fasst die einzelnen Untersuchungen an den jeweiligen Untersuchungszeitpunkten noch einmal zusammen.

Tabelle 1. Übersicht über die Untersuchungen an den einzelnen Untersuchungszeitpunkten

		VISIT 1	VISIT 2	VISIT 3	VISIT 4	VISIT 5
Untersuchungen		Trainingsmonat 0	3	6	9	12
(Zwischen-) Anamnese		x	x	x	x	x
Klinische Visite		x		x		x
Ergometrie		x				x
pQCT	Radius (4,14,38%)	x	x	x	x	x
	Tibia (4,14,38%)	x	x	x	x	x
	Muskelfläche (Tibia 66%)	x		x		x
DEXA (LWS ap; Collum)		x				x
Ernährungsanamnese		x				x
Visuelle Analogskala				wöchentlich		
Labor		x				x
Knochenstoffwechsel-Parameter		x	x	x	x	x
Kraftmessungen	1 Wdh _{max.}	x		x		x
	max. Drehmoment	x	x	x	x	x
	Handkraft	x	x	x	x	x
	Sprung	x		x		x
	Haltekraft	x		x		x

3.1.2 Untersuchungsparameter

3.1.2.1 Klinische Untersuchungen

Anthropometrie

Zu Beginn und am Ende der Studie wurden das Körpergewicht und die Körpergröße bestimmt. Daraus konnte der Body-Mass-Index (BMI) errechnet ($\text{BMI} = \text{Körpergewicht [kg]} \cdot \text{Körpergröße}^{-2} [\text{m}]$) werden.

Die Bestimmung des prozentualen Gesamtkörperfettgehalts – ebenfalls am Anfang und Ende der Studie – erfolgte mittels Harpenden-Skinsold-Kaliper (Wilken; Schweiz) durch Messung der Hautfaldendicke an sieben definierten Stellen und der Berechnung nach Jackson und Mitarbeiter⁶⁸.

Laborparameter

Im Rahmen der *allgemeinen Blutuntersuchungen* zur Überwachung des Gesundheitszustandes der Probandinnen wurden folgende Parameter verfolgt:

Blutsenkungsgeschwindigkeit, Differentialblutbild, die alkalische Phosphatase (AP) photometrisch mittels Farbenzym-Reaktionstest (Boehringer, Mannheim), die Serumwerte von γ -GT, Kreatinin und Magnesium, Triglyceride, HDL und LDL (Methode nach Burstein et al.¹⁶), Blutzucker mittels automatischer Analyse mit RA 2000 (Bayer Diagnostic/Technicon, München), Gesamtkalzium im Serum mittels automatischer Analyse mit EFOX 5053, (Eppendorf; Hamburg), Elektrophorese mit Olympus Elphor Fractoscan (Olympus Diagnostica GmbH; Hamburg, Deutschland), TSH- basal mit Luminescence Assay Lumi-Test-TSH (Brahms, Berlin) und Urin-Analyse. Die Bestimmung der Parameter (bis auf TSH-basal; Institut für Klinische Chemie der TU München) erfolgte durch das Labor der Poliklinik für Präventive und Rehabilitation der TU München.

Eventuelle Auffälligkeiten wurden den Teilnehmerinnen im Arztbrief mitgeteilt bzw. führten zum Ausschluss sofern die Ein- und Ausschlusskriterien davon betroffen wurden.

Neben dem allgemeinen Sicherheitslabor wurden auch knochenstoffwechselspezifische Parameter bestimmt (Institut für Klinische Chemie der TU München):

Intaktes Osteocalcin (OC) im Plasma mit Luminescence Assay Lumi-Test-Osteocalcin (CLIA; Nichols Institute Diagnostics; CV 3.0%, MV 1.53 ng/ml). Dazu

wurde das Blut sofort nach der Abnahme kühl gelagert und innerhalb von 30 Minuten zentrifugiert, eingefroren und bei -40°C aufbewahrt.

Die knochenspezifische alkalische Phosphatase (BAP) im Serum, IRMA, mittels 1277 Gamma master counter (Tandem Ostase[®], Coulter Beckman, Krefeld, Germany; CV 6.1%, MV 21.2 ng/ml) und das C-terminale Telopeptid (CTx) im Serum, ECLIA (β -CrossLaps, Roche; CV 4,31%, MV 0,79 ng/ml). Die Proben wurden innerhalb von 30 Minuten verarbeitet und bei -40°C , vor Tageslicht geschützt, gelagert.

Fahrradergometrie

Bei der Eingangsvisite und während der Abschlussuntersuchung wurde zur Beurteilung der individuellen maximalen dynamischen Leistung eine ausbelastende Fahrradergometrie durchgeführt. Die Messungen erfolgten mit einem drehzahlunabhängigen Fahrradergometer (Ergo Metrics 900 Fa. Ergo-Line; Bitz, Deutschland). Die Anfangsleistung betrug 25 W und wurde alle 2 Minuten um 25 W gesteigert. Vor der eigentlichen fahrradergometrischen Untersuchung wurde ein Ruhe-EKG (Cardioscript CD 6000, Picker, München, Deutschland) geschrieben.

Die Ergometrie selbst fand unter kontinuierlicher EKG-Kontrolle statt: Die Aufzeichnungen erfolgten in Ruhe, innerhalb der letzten 15 Sekunden jeder Leistungsstufe sowie bei Belastungsabbruch. Ebenso wurde in Ruhe, innerhalb der letzten halben Minute einer Leistungsstufe und während der ersten Minute nach Abbruch der Fahrradergometrie eine indirekte Blutdruckmessung nach Riva-Rocci durchgeführt. In Ruhe und nach Abbruch wurden je 20 μl Blut aus dem Ohrläppchen zur Bestimmung des Blutlaktats abgenommen. Das Laktat wurde enzymatisch-amperometrisch mittels BIOSEN5040 (EKF-Diagnostic GmbH; Barleben, Deutschland) bestimmt.

3.1.2.2 Densitometrische Verfahren

Flächenbezogene Knochendichte-Messungen (DXA)

Die flächenbezogene Knochendichte (aBMD) und die Erfassung des Knochenmineralgehalts (BMC) wurde jeweils zu Beginn und am Ende der Studie mit dem DXA-Gerät XR-26 Mark II der Firma Norland Medical Systems Inc. (New York,

USA) bestimmt. Dabei wurde die Lendenwirbelsäule (Lendenwirbelkörper 2-4) und der rechte Oberschenkelhals (Neck) entsprechend den Vorgaben des Herstellers für die Positionierung gemessen. Die Auswertung der Messungen erfolgte mittels der integrierten Software (Version 2.5.3) durch automatische Konturfindung.

An jedem Arbeitstag wurde das Gerät kalibriert und eine Messung zur Qualitätssicherung mit dem vom Hersteller mitgelieferten Phantom durchgeführt.

Zur Auswertung wurden die flächenbezogene Knochenmasse [g/cm^2] sowie der reine Knochenmineralgehalt [g] herangezogen.

Volumenbezogene Knochendichte-Messungen (pQCT)

Die pQCT-Messungen der distalen Tibia und des distalen Radius wurden bei der Eingangsvisite, sowie nach 3, 6, 9 und 12 Monaten Training mit dem XCT 2000 Scanner der Fa. Stratec (Pforzheim, Deutschland) jeweils im 4, 14, und 38% Messbereich (distal) durchgeführt (Abbildung 24).

Zusätzlich erfolgte die Messung der Muskelfläche im 66%-Messbereich der distalen Tibia zu Beginn, nach einem halben Jahr und noch einmal bei Studienende. Vor der Muskelflächenmessung wurde eine standardisierte Ruhephase von 20 Minuten mit stufenförmig hochgelagerten Beinen eingehalten, um eine Beeinflussung des Messergebnisses durch unterschiedliche Durchblutungsverhältnisse auszuschließen.

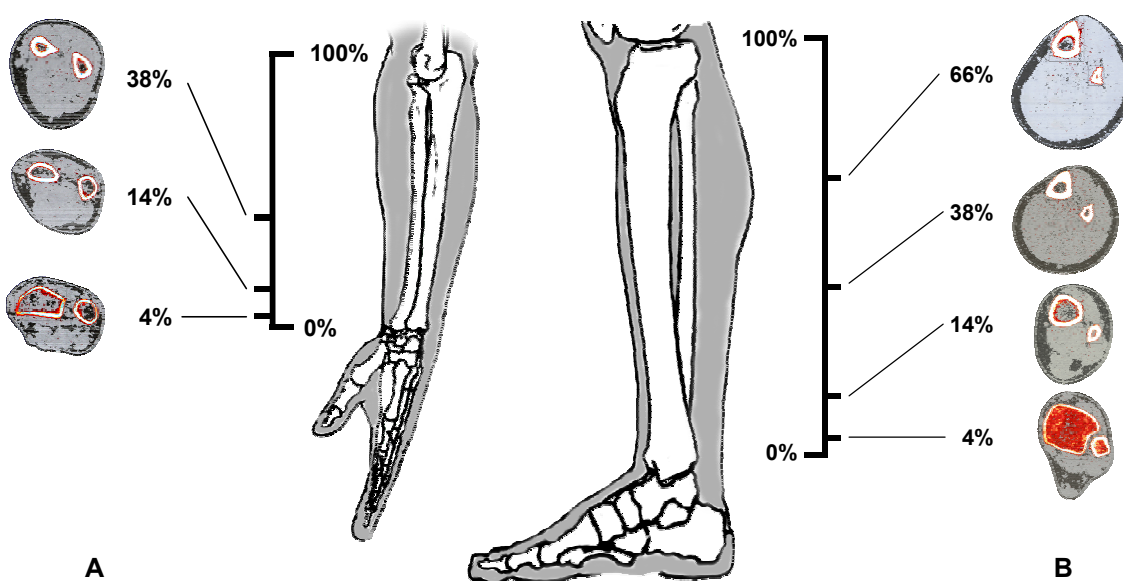


Abbildung 24. Übersicht der einzelnen pQCT-Messbereiche am Unterarm (A) und Unterschenkel (B)

Zur Qualitätskontrolle wurde an jedem Untersuchungstag eine Messung des Standardphantoms (eine Schicht), alle 30 Tage zusätzlich eine Messung des Co-ne-Phantoms (4 Schichten) durchgeführt.

POSITIONIERUNG BEI MESSUNGEN AM UNTERSCHENKEL

Zunächst wurde die Länge der Tibia als Abstand vom höchsten Punkt des Malleolus medialis bis zum tastbaren Abschluss des Condylus medialis abgemessen. Der rechte Unterschenkel – bei prävalenten Frakturen in diesem Bereich der linke – wurde dann so im Messbereich positioniert, dass der Winkel zwischen Fuß und Unterschenkel 120° betrug. Das Kniegelenk war dabei leicht gebeugt (Abbildung 25-A). Der Fuß wurde mit einem Klettband, der Unterschenkel kurz unterhalb des Kniegelenkes durch einen Focusverschluss fixiert. Bei dieser Messmethode erfolgt die Lagerung des Unterschenkels senkrecht zur Strahlrichtung. Um die Startposition festlegen zu können, wurde ein Übersichtsscan (Scout View) im Bereich des oberen Sprunggelenkes und der distalen Tibia angefertigt. Die Referenzlinie wurde in die distale tibiale Gelenkfläche gelegt. Bei 4-, 14- und 38- und 66% in Bezug auf die Tibialänge wurden vier Schnitte proximal der Referenzlinie ausgeführt. Die Scangeschwindigkeit betrug dabei 20 mm/s, die Voxelgröße 0,5 mm in der Ebene und 2,4 mm in Richtung der z-Achse, was der Breite des Röntgenstrahles entspricht. Die Spannung betrug 45 kV, die Stromstärke $150 \mu\text{A}$.

Um zu gewährleisten, dass die Messpositionen bei den Wiederholungsmessungen immer dieselben sind, konnte anhand der Vorschaufunktion über eine Vergleichsfunktion der aktuelle mit dem ersten Scan verglichen werden.

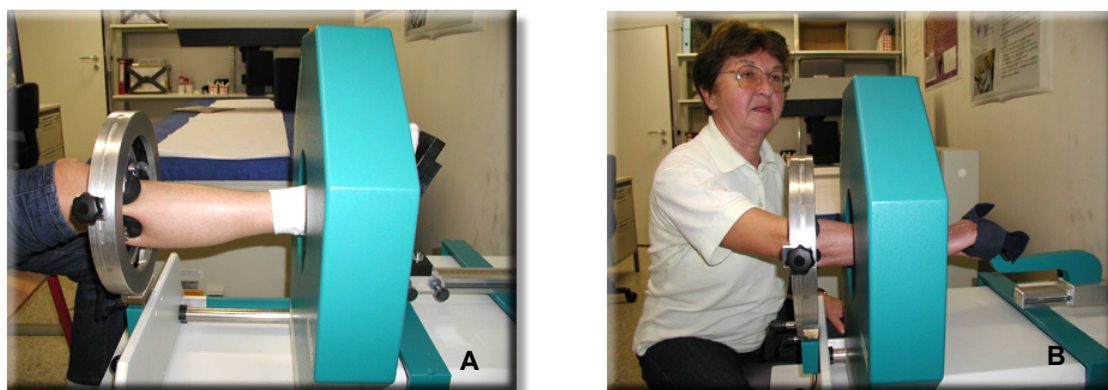


Abbildung 25. Positionierung bei Messung der distalen Tibia (A) und des distalen Radius (B)

POSITIONIERUNG BEI MESSUNGEN AM UNTERARM

Zunächst wurde die Länge des Unterarmes als Abstand des proximalsten Punktes des Olecranon bei rechtwinklig im Ellbogengelenk gebeugtem Arm bis zum tastbaren Abschluss des Caput ulnae abgemessen. Der rechte Unterarm – bei prävalenten Frakturen in diesem Bereich, der linke – wurde dann so im Messbereich positioniert, dass der Winkel zwischen Hand und Unterarm ca. 160° betrug. Das Ellbogengelenk war dabei 120-140° gebeugt (Abbildung 25-B). Die Hand wurde mit einem Klettband, der Unterarm kurz unterhalb des Ellbogengelenks durch einen Focusverschluss fixiert. Auch bei dieser Messmethode erfolgte die Lagerung des Unterarmes senkrecht zur Strahlrichtung.

Um die Startposition festlegen zu können, wurde auch hier ein Übersichtsscan (Scout View) im Bereich des Handgelenkes und des distalen Radius angefertigt. Die Referenzlinie wurde in die distale radiale Gelenkfläche gelegt.

Bei 4-, 14- und 38% in Bezug auf die Unterarmlänge wurden die drei Schnitte proximal der Referenzlinie ausgeführt. Die Scangeschwindigkeit betrug dabei 20 mm/s, die Voxelgröße 0,5 mm in der Ebene und 2,4 mm in Richtung der z-Achse, was der Breite des Röntgenstrahles entspricht. Die Spannung betrug ebenfalls 45 kV, die Stromstärke 150 μ A.

AUSWERTUNGEN

Die Auswertung der Messungen erfolgte mit der integrierten Software Version 5.4. Für die Auswertung wurden folgende Parameter entsprechend den Empfehlungen des Herstellers festgelegt: Die äußeren Konturen der Knochen wurden mit dem Kontur Modus 1 erfasst. Dabei wurde jeder einzelne Bildpunkt mit einer Dichte von mindestens 280 mg/cm³ als Knochen, bei einer geringeren Dichte als umgebendes weiches Gewebe erfasst.

Mit dem sog. Peel Mode 1 wurden trabekulärer und kortikaler Knochen differenziert. Dabei wurden konzentrisch von außen nach innen 55% der Querschnittsfläche separiert. Die verbleibenden 45% wurden zur Berechnung der trabekulären Dichte herangezogen. Für die Berechnung des BSI wurde eine Schwelle von 480 mg/cm³ festgelegt. Diese Einstellungen entsprechen den Empfehlungen des Herstellers.

Diese Auswahl der Schwellen erfolgte im Hinblick auf die Problematik des Partialvolumeneffektes, einer bekannten Problematik bei QCT-Messungen. Der Partialvolumeneffekt kommt dadurch zustande, dass einige Voxel nur teilweise mit mineralisiertem Knochen gefüllt sind. Die hier gewählte Dichte von 710 mg/cm^3 liegt in etwa in der Mitte zwischen den Dichtewerten von vollständig mineralisierten Knochen und Muskel- und Fettgewebe. Dadurch werden bei der Differenzierung der beiden Gewebe ungefähr genauso viele Bildpunkte, die nur teilweise mit mineralisiertem Knochen gefüllt sind, fälschlich bei der „Knochenauswertung“ ein- wie ausgeschlossen. Der Fehler, der durch den Partialvolumeneffekt verursacht wird, kann dadurch minimiert werden.

MESSPARAMETER

Am 4%-Messbereich wurden Knochenmasse [g], Gesamtfläche [cm^2] und Gesamtdichte [g/cm^3] bestimmt. Am 14, 38 und 66%- Messbereich wurden die Masse [g], der polare SSI [mm^3], die kortikale Dichte [g/cm^3] und die Gesamtfläche [cm^2]. Als zusätzlicher Parameter wurde die endostale Fläche (Medullarraum) als Differenz aus Gesamtfläche und kortikaler Fläche berechnet.

3.1.2.3 Kraftmessungen

Messung der maximalen Drehmomente

Die Drehmomentsmessungen wurden mit maximalen willkürlichen isometrischen Kontraktionen über fünf Sekunden durchgeführt. Als Messsystem diente das m³-Diagnos⁺-System von Schnell (Peutenhausen, Deutschland) mit angeschlossenen Rechner inklusive Software (Version 2000.1).



Abbildung 26. m³-Diagnos⁺ - Messsystem der Firma Schnell (Peutenhausen, Deutschland)

Mittels einer PC Einschubkarte mit 8 Kanal und 12 Bit A/D Wandler wurden dabei die im Piezo-Kraftaufnehmer erzeugten Analogsignale zur Übertragung der Daten auf dem angeschlossenen Rechner weiterverarbeitet und gespeichert. Die Messungen erfolgten bei allen vierteljährlichen Visiten.

Die Positionen, in denen die Messungen der Armbeuge- und Beinstreckmuskulatur erfolgten, sind in Abbildung 27 graphisch dargestellt.

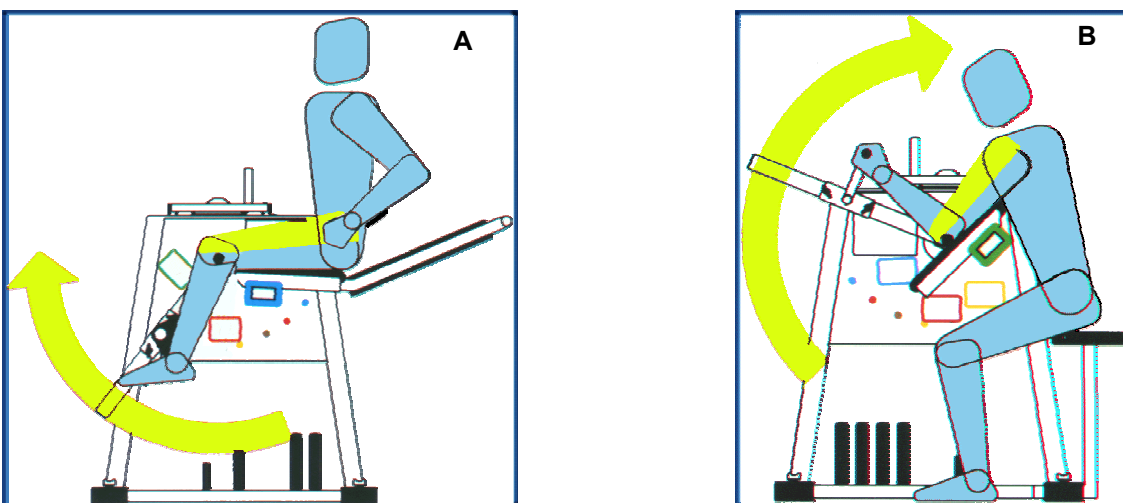


Abbildung 27. Positionierung während der isometrische Drehmomentsmessungen der Beinstreck- (A) und der Armbeugemuskulatur (B)

Während der Messung der *Kniestreckmuskulatur* saß die Versuchsperson aufrecht, in Hüft- und Kniegelenk 90 bzw. 60 Grad gebeugt, auf der am Messgerät anzubringenden Sitzfläche. Die Kniekehlen schlossen dabei bündig mit der Sitzkante ab, so dass die Kniegelenkachse in der gedachten Verlängerung der Messachse lag. Eine Polsterrolle, die jeweils etwas oberhalb des lumbosacralen Bereichs angebracht wurde, stützte während der isometrischen Maximalkontraktionen den Oberkörper. Zusätzlich fixierte ein gepolsterter Gurt das Becken in der beschriebenen Position. Die Polsterrolle des Hebelarmes zur Übertragung der Kraft lag dem distalen Ende der Tibia auf. Alle vorgenommenen individuellen Einstellungen (Rückenpolsterhöhe, -entfernung und Schienbeinpolsterhöhe) wurden zentimetergenau dokumentiert, so dass die Probandinnen bei Wiederholungsmessungen ihre eigenen individuellen Einstellungen vorfanden. Die Messungen wurden jeweils für die rechte und linke Seite getrennt sowie beidbeinig vorgenommen.

Die Messung der *Armbeuger* erfolgte in rechtwinkliger Position. So bildeten der supinierte Unterarm mit dem Oberarm einen Winkel von 90 Grad. Das Handgelenk war soweit gestreckt, dass die gestreckten Finger bei geöffneter Hand in Verlängerung des Unterarms lagen. Ellbogen und Oberarm lagen dabei einer nach vorn geneigten Fläche auf. Wie bei der Messung der Kniestreckmuskulatur wurde auch hier von den Versuchsleitern darauf geachtet, dass die Gelenkachse der Ellbogen in der gedachten Verlängerung der Messachse lag. Als Hilfe für die Probanden diente eine Markierung auf der geneigten Fläche, die die Drehachse symbolisieren sollte. Sie wurden angewiesen, während der maximalen Kontraktionen die Ellbogen nicht von dieser Linie zu nehmen, damit der Winkel von 90 Grad im Ellbogengelenk konstant bleibe.

Auch hier konnten alle vorgenommenen Einstellungen zentimetergenau am Gerät abgelesen werden. Bei allen folgenden Messwiederholungen erfolgten somit die Messungen zur Optimierung der Reliabilität wieder in der ursprünglichen Position. Die Messungen wurden jeweils für die rechte und linke Seite getrennt sowie beidhändig vorgenommen.

Auf Anweisung des Versuchsleiters wurden die Probanden aufgefordert nach Überbrückung des Gerätespiels, explosiv eine maximale Kontraktion auszuführen und diese möglichst über fünf Sekunden aufrecht zu erhalten. Um sogenannte

Peaks (Spitzen in der Kraft-Zeit-Kurve) zu vermeiden, konnten die Kraftschwellen, ab der das Gerät zu messen begann, verändert werden. Vor jeder Messung erfolgte ein Nullabgleich. Zwischen den Einzelmessungen wurden Pausen von einer Minute eingehalten.

Auch wenn nach Gutenbrunner⁵⁴ die Mittelung von drei reproduzierbar wiederholten Kraftwerten zu einer höheren Reproduzierbarkeit der Kraftwerte führen soll als die von Hettinger u. Müller⁶² bzw. von K.-J. Müller⁹⁵ vorgeschlagen Verfahren der Bewertung nur des Maximalwertes dreier bzw. von 3-5 Messungen, wurde nach letzterer Methode vorgegangen. Dies ist damit zu begründen, dass ohnehin schon jeder Versuchsperson bei der Vielzahl an verschiedenen Messungen ein Höchstmaß an Konzentration und Motivation abverlangt wurde. Bei Anwendung des erstgenannten Verfahrens wäre zu vermuten, dass noch mehr Messungen erforderlich wären, was letzten Endes wohl den Rahmen und die Geduld der Versuchspersonen gesprengt hätte.

Messung des Einwiederholungsmaximums (1RM)

Ebenfalls am m³-Diagnos⁺-Messsystem von Schnell (Peutenhausen, Deutschland) wurden die Einwiederholungsmaxima (1RM) der Armbeuger und Beinstrecker erhoben. Die Messungen erfolgten zu Studienbeginn, -mitte und -ende. Zur Veranschaulichung sind die Positionen, in denen die Messungen der Armbeuge- als auch der Beinstreckmuskulatur erfolgten, in Abbildung 28 graphisch dargestellt.

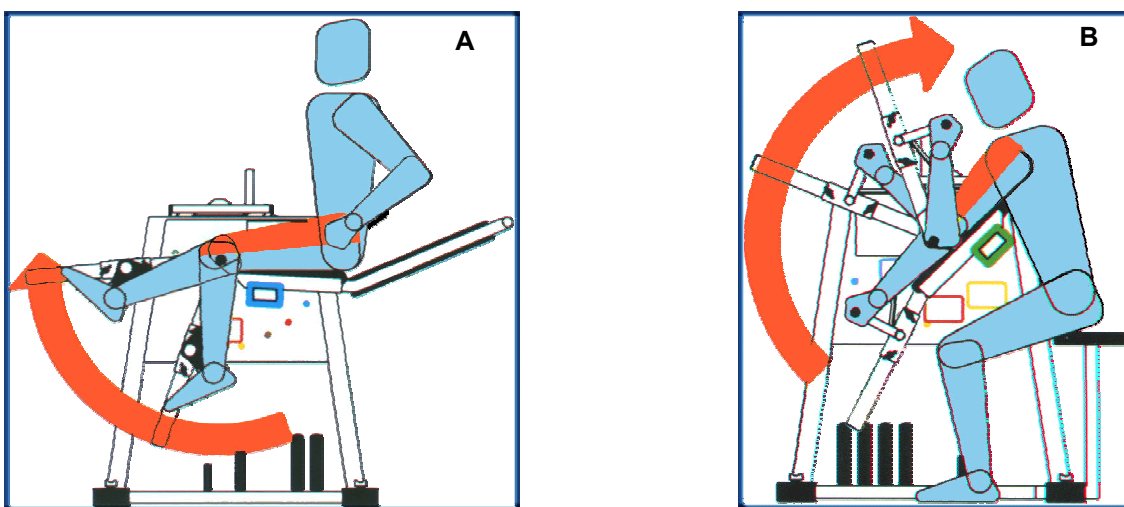


Abbildung 28. Positionierung und Bewegungsablauf während der Messungen der Einwiederholungsmaxima der Beinstreck- (A) und Armbeugemuskulatur (B)

Die Positionierung der Probandinnen erfolgte wie bei den isometrischen Drehmomentsmessungen. Die Hebel waren jetzt allerdings nicht mehr fixiert sondern frei beweglich. Der Widerstand wurde über Gewichtsscheiben, die an der Rückseite des Gerätes angesteckt werden konnten, erhöht. Das Gerät funktioniert in dieser Einstellung nach dem Synchronprinzip. Daher mussten wir vor jeder Messfolge die Stellung von Last- zu Hebelarm kontrollieren und gegebenenfalls korrigieren. Die Hebelarme hatten die richtige Position, wenn ohne Zusatzgewicht beide parallel zueinander standen und senkrecht nach unten zeigten.

Bevor die eigentlichen Messungen erfolgten, wurde für jede Probandin der maximal mögliche Bewegungsumfang bestimmt, indem sie die Zielbewegung ohne Widerstand langsam und ohne Schwung ausführten. Über den angeschlossenen Rechner konnte der maximale Bewegungsumfang (in Winkelgrad) abgelesen werden. Ein Versuch wurde dann nicht mehr gültig gewertet, wenn der Bewegungsumfang mehr als acht Grad unter dem individuellen maximale Bewegungsumfang blieb. Zwischen den einzelnen Versuchen wurden Pausen von ca. 30 Sekunden gewährt. Die Steigerung des Widerstand erfolgte so, dass nach 4-6 Versuchen das individuelle Maximum erreicht sein sollte.

Es wurde von den Versuchsleitern ganz besonders darauf geachtet, dass die Teilnehmerinnen alle Bewegungen ohne Schwung und mit gleichmäßig langsamer Bewegungsgeschwindigkeit absolvierten.

Haltekraft der Armbeuger

Die Softwareversion 2000.1 des m³-Diagnos⁺-System von Schnell (Peutenhausen, Deutschland) ermöglichte auch die Erfassung der isometrischen Kraftausdauer (Haltekraft). Da die Haltekraft im Alltagsleben der Frauen durchaus eine Rolle spielt (z.B. Tragen der Einkaufstasche), wurde dieser Test in die Studie mit einbezogen, auch wenn noch keine Literatur als Grundlage für diesen Test existiert.

Der Test bestand darin, dass die Probandin motiviert wurde, 70 ± 5% ihres maximalen Drehmoments über einen möglichst langen Zeitraum aufrecht zu erhalten. Die Messung wurde automatisch abgebrochen, wenn die aufgebrauchte Kraft länger als eine Sekunde unterhalb des vorgegebenen Bereichs lag. Die Probandinnen hatten visuelle Kontrolle über einen am Bildschirm als Sollvorgabe angezeigten Balken. Die Kraftkurve sollte in diesem grünen Bereich gehalten werden. Die

Zeitmessung begann automatisch, wenn die Sollvorgabe erreicht wurde. Um Veränderungen festzustellen, wurde als Sollwert immer das maximale beidarmige isometrische Drehmoment bei der Eingangsuntersuchung eingetragen.

Gemessen wurde die maximal mögliche Haltedauer [s].

Handkraft

Die Handkraft wurde mittels Handdynamometer (Jamar Hydraulic Hand Dynamometer, Sammons Preston Rolyan Corp., Bolingbrook, USA) mit derselben Hand gemessen, an der auch die pQCT-Messung erfolgten (meistens rechts). Gewertet wurde der bessere von zwei Versuchen.

Leistung im Sprung

Zur Erfassung der Leistung im Sprung wurden einzelne beidbeinige Counter-Movement-Sprünge durchgeführt. Als Messsystem diente die Sprungmessplatte Leonardo der Fa. Novotec (Pforzheim, Deutschland) durchgeführt. Nach ausführlicher Instruktion und ein bis zwei Probesprüngen wurden die Probandinnen motiviert aus dem Stand nach kurzer Ausholbewegung und Tiefgehen möglichst hoch abzuspringen und anschließend weich zu landen. Insgesamt wurden 3-5 Sprünge absolviert mit einminütigen Pausen dazwischen. Gewertet wurde der Versuch mit der größten relativen Leistung [$\text{W}/\text{kg}_{\text{Körpergewicht}}$]. Ausgewertet wurde die maximale relative Leistung sowie die Komponenten der Leistung im Absprung (Geschwindigkeit [m/s^2] und Kraft [N]).

3.1.2.4 Fragebögen

Visual Analog Scale (VAS)

Während des gesamten Interventionszeitraumes wurde wöchentlich an einem der beiden Trainingstage das allgemeine Befinden sowie die Stärke eventueller Rücken- und Nackenschmerzen erfasst. Dies erfolgte einmal direkt nach dem Nachtschlaf, dann auch direkt vor und unmittelbar nach dem Training.

Verwendet wurde dafür die visuelle Analogskala nach Guilford⁵³ als vertikale Skala von 0 – 100 (sehr schlecht bzw. sehr stark bis sehr gut bzw. keine Scherzen) mit einer Unterteilung in Zehnerschritten. Die Probandinnen füllten den Fragebogen

allein und ohne Kontakt mit einem Übungsleiter oder einer anderen Person aus und legten ihn im Trainingsraum in einer Mappe ab. Zu Beginn der Studie erhielten die Studienteilnehmerinnen eine genaue Erläuterung zum korrekten Ausfüllen mit der Bitte um möglichst differenzierte Angaben.

Fragebogen nach Sinaki

Zur Erfassung der aktuellen körperlichen Aktivitäten in Haushalt, Beruf und Freizeit (Sport) diente der Fragebogen zur Ermittlung des Bewegungsindex nach Sinaki. Hierfür wurde für die genannten Bereiche das jeweilige Aktivitätsniveau in einer Skala von 0 – 6 (sehr leicht bis sehr schwer) anhand der Schwere der Tätigkeit in MET (metabolischer Sauerstoffbedarf unter basalen Bedingungen) eingeschätzt¹²⁴. Hilfreich waren beigefügte vorformulierte typische Tätigkeiten für die einzelnen Bereiche und Aktivitätsniveaus.

Ernährungsprotokoll

Zur Beschreibung des Ernährungsverhaltens wurde den Probandinnen zu Beginn und am Ende des Studienjahres ein nach Pudel¹⁰² validiertes Formblatt (s. Anhang) zur Erfassung der Ernährungsgewohnheiten bei Normalgewichtigen und Adipösen ausgehändigt und die Handhabung erklärt. Es handelte sich dabei um ein 7-Tage-Protokoll zur Dokumentation der Nahrungsaufnahme. Die Auswertung erfolgte mit der Software DGE-PC, entwickelt von der Gesellschaft für interdisziplinäre Verhaltenswissenschaften (GiV) und der Deutschen Gesellschaft für Ernährung (DGE).

Trainingsanamnese

Zu Beginn der Studie wurde der Umfang und die Intensität aktueller und früherer körperlicher Aktivitäten (erfasst als mittlere Stundenzahl pro Woche) sowie die beruflichen Tätigkeiten dokumentiert. Außerdem wurden dabei die eventuelle Einnahme von Kontrazeptiva und Hormonen und deren Einnahmezeitraum festgehalten, sowie Besonderheiten des Ernährungsverhaltens und Phasen längerer Immobilisation durch Krankheiten und Verletzungen.

Zu Kontrollzwecken wurde dieser Fragebogen am Studienende noch einmal abgefragt.

3.2 Probanden

Von etwas mehr als einhundert Interessentinnen wurden nach telefonischem Vor-Screening 78 Frauen zum ersten Termin und zur endgültigen Abklärung der Ein- und Ausschlusskriterien eingeladen. Letztendlich konnten 69 Bewerberinnen in die Studie aufgenommen werden. Die nachfolgende Tabelle gibt Aufschluss über die Gruppenverteilung und die Gruppenstärken zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten.

Tabelle 2. Aufgliederung der Probandenzahlen zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten und der Studienabbrecher für die einzelnen Gruppen

Gruppen	VISIT 1	VISIT 2	VISIT 3	VISIT 4	VISIT 5	Drop-Outs
WS	20	20	20	19	19	1
Galileo	23	21	19	18	17	6
Kraft	26	23	20	18	20	6
Gesamt	69	64	59	55	56	13

3.2.1 Ein- und Ausschlusskriterien

In die Studie eingeschlossen wurden Frauen im Alter von 50 – 70 Jahren, deren Eintritt in die Menopause mindestens 24 Monate zurücklag und bei denen keine behandlungsbedürftigen klimakterischen Beschwerden vorlagen. Die Knochenmasse (Flächenbelegung gemessen mittels DXA) der LWS (LWK 2-4) und des Femur (Neck) musste zwischen $-0,1$ SD und $-2,5$ SD (T-Score: Vergleich mit jungen Erwachsenen) liegen. Frauen, deren Knochenmasse unterhalb des T-Scores von $-2,5$ SD lagen, konnten nur dann eingeschlossen werden, wenn anamnestisch keine typischen osteoporotische Frakturen (Radius-, Oberschenkelhals-, Wirbelkörperfraktur) aufgetreten waren.

Die klinische Durchuntersuchung musste einen altersentsprechenden Befund ergeben; Knochenerkrankungen (aktuell oder zurückliegend) führten zum Ausschluss ebenso wie degenerative Veränderungen der Wirbelsäule (schwere Skoliose, Morbus Bechterew), bekannte Blockwirbel oder Frakturen im Messbereich (LWS und Oberschenkelhals).

Nicht an der Studie teilnehmen konnten Frauen, die in den letzten 12 Monaten mit Bisphosphonaten oder Fluoriden oder in den letzten 6 Monaten mit Calcitonin the-

rapiert worden waren bzw. sich in den letzten 3 Monaten einer Hormonersatztherapie (HRT) unterzogen. Während der laufenden Studie führte jede andere Therapie mit Einfluss auf den Knochenstoffwechsel als die in dieser Studie durchgeführten Trainingsformen zum Ausschluss. Eine Calcium und Vitamin D Supplementierung von nicht mehr als 1000 Einheiten pro Tag war erlaubt.

Zum Ausschluss führten auch folgende aktuelle oder frühere Erkrankungen mit der möglichen Folge einer sekundären Osteoporose: Hypo- bzw. Hyperthyreose oder Hyperparathyreodismus, Leber- und Nierenerkrankungen, chronische entzündliche Magen-Darm-Erkrankungen (bspw. Morbus Crohn), Malignome in den letzten fünf Jahren und insulinpflichtiger Diabetes mellitus.

Frauen mit erhöhtem Alkohol- und Nikotinkonsum (>20 g/Woche bzw. mehr als 20 Zigaretten pro Tag) konnten nicht aufgenommen werden.

Folgende frühere oder aktuelle Erkrankungen bzw. Therapien mit direktem Einfluss auf das kardiovaskuläre System führten zum Ausschluss: Koronare Herzerkrankung, arterielle Verschlusskrankheit, thromboembolische Prozesse, Hypertonie (auch eingestellt, Limit: 170/105 mmHg), belastungsinduzierte Hypertonie ($\geq 200/120$ mmHg bei 50 Watt) und Gesamt-Cholesterin > 8 mmol/l. Eine klinisch unauffällige Fahrradergometrie war Voraussetzung.

Frauen mit Ösophaguserkrankungen, Hypokalzämie, schwerer Niereninsuffizienz, eingeschränkter Leberfunktion und ungeklärten Uterusblutungen konnten ebenfalls nicht an der Studie teilnehmen.

Der Body Mass Index (BMI) musste zwischen 18 und ≤ 30 kg/m² liegen

Frauen, die eine anamnestiche oder aktuelle Ausübung von Leistungssport oder Krafttraining angaben, wurden nicht in die Studie aufgenommen.

Studienteilnehmerinnen mit weniger als 40 Trainingswochen im Studienverlauf wurden von der Auswertung ausgeschlossen.

3.2.2 Drop-Outs

Insgesamt mussten 13 Studienabbrecher verzeichnet werden (Tabelle 2). Davon trainierten jeweils sechs in der Galileo- und in der Kraftgruppe. Eine Probandin der Wirbelsäulengymnastik-Gruppe beendete das Trainingsjahr nicht. Die von den Probandinnen genannten Gründe für ihren Studienabbruch sind in Tabelle 3 zusammengefasst.

Tabelle 3. Tabellarische Auflistung der Gründe für die Studienabbrüche in den einzelnen Gruppen

Gruppen		Von den Studienteilnehmern genannte Gründe für ihren Studienabbruch (abgeschlossene Visiten)
WS	N = 1	Keine Angabe von Gründen (1,2,3)
Galileo	N = 6	Rezidivierende Rückenbeschwerden ungeklärter Ursache (1) Wieder aufgetretene rezidivierende Knochenbeschwerden (1,2) Erkrankung an Brustkrebs (1,2) Kreislaufprobleme ungeklärter Ursache (1,2) Rezidivierende Kniebeschwerden mit Ergussbildung (1,2,3) Lumbago mit starken Schmerzen (1,2,3)
Kraft	N = 6	Zeitprobleme (1) Pflegebedürftiges Familienmitglied (1) HWS-Beschwerden (1) Bandscheibenvorfall (1,2) Unregelmäßiges Training (1,2,3) Unregelmäßiges Training (1)

Die Studienabbrecher unterschieden sich weder in den anthropometrischen Merkmalen (Tabelle 4) noch in den Knochenparametern aBMD und BMC der Lendenwirbelkörper 2-4 und des Oberschenkelhalses (Tabelle 5) von den übrigen Studienteilnehmern.

Tabelle 4. Anthropometrische Daten (Wahrscheinlichkeiten p für einen Gruppenunterschied)

Gruppen		Alter [Jahre] ⁽¹⁾	Größe [cm] ⁽²⁾	Gewicht [kg] ⁽³⁾	BMI [kg/m ²] ⁽⁴⁾	Körperfett [%] ⁽⁵⁾
WS	Mittelwert	61,4	167,4	69,6	24,8	26,7
	N	19	19	19	19	18
	Standardabw.	4,7	6,4	8,9	2,8	5,2
	Minimum	51	152,5	51,7	20,5	15,7
	Maximum	70	181,5	83,6	29,9	35,0
Galileo	Mittelwert	59,4	163,9	64,4	24,0	26,3
	N	17	17	17	17	17
	Standardabw.	4,1	4,6	7,4	3,2	5,7
	Minimum	51	155,0	54,0	18,1	16,0
	Maximum	66	173,5	78,0	29,9	34,0
Kraft	Mittelwert	60,6	166,1	66,8	24,2	26,2
	N	20	20	20	20	20
	Standardabw.	4,8	5,4	7,9	2,5	3,2
	Minimum	51	157,0	55,7	20,4	21,6
	Maximum	69	180,0	85,1	29,8	32,6
Drop-Outs	Mittelwert	57,0	163,4	65,6	24,5	28,1
	N	13	13	13	13	13
	Standardabw.	5,3	5,5	10,3	3,1	4,8
	Minimum	50	152,0	47,2	19,9	19,8
	Maximum	67	170,0	85,0	29,8	34,1
Gesamt	Mittelwert	59,8	165,4	66,8	24,4	26,7
	N	69	69	69	69	68
	Standardabw.	4,9	5,7	8,7	2,8	4,7
	Minimum	50	152,0	47,2	18,1	15,7
	Maximum	70	181,5	85,1	29,9	35,0

⁽¹⁾ p= 0,07⁽²⁾ p=0,14⁽³⁾ p=0,31⁽⁴⁾ p=0,85⁽⁵⁾ p=0,69

Tabelle 5. Knochenwerte (DEXA) bei Studienbeginn (Mittelwert MW \pm Standardabweichung SD)

Gruppen		LWS ap		Collum	
		aBMD[g/cm ²] ⁽¹⁾	BMC [g] ⁽²⁾	aBMD[g/cm ²] ⁽³⁾	BMC [g] ⁽⁴⁾
WS	MW \pm SD	0,924 \pm 0,090	43,773 \pm 5,349	0,791 \pm 0,109	4,074 \pm 0,604
	N	19	19	19	19
Galileo	MW \pm SD	0,951 \pm 0,083	43,838 \pm 3,824	0,832 \pm 0,101	4,207 \pm 0,514
	N	17	17	17	17
Kraft	MW \pm SD	0,907 \pm 0,100	43,092 \pm 5,854	0,751 \pm 0,049	3,810 \pm 0,412
	N	20	20	20	20
Drop-Outs	MW \pm SD	0,897 \pm 0,114	42,843 \pm 6,477	0,777 \pm 0,087	3,814 \pm 0,618
	N	13	13	13	13
Gesamt	MW \pm SD	0,921 \pm 0,096	43,416 \pm 5,307	0,787 \pm 0,092	3,981 \pm 0,550
	N	69	69	69	69

⁽¹⁾ p= 0,92 ⁽²⁾ p=0,94 ⁽³⁾ p=0,06 ⁽⁴⁾ p=0,09

Gleiches gilt für die Kraftparameter. In Tabelle 6 sind stellvertretend die Werte der Einwiederholungsmaxima und maximalen Drehmomente der Armbeuger und Kniestreckter angegeben.

Tabelle 6. Kraftparameter bei Studienbeginn (Wahrscheinlichkeiten p für einen Gruppenunterschied)

Gruppen		Einwiederholungs-Maximum [kg]		Max. Drehmoment [Nm]	
		Beine ⁽¹⁾	Arme ⁽²⁾	Beine ⁽³⁾	Arme ⁽⁴⁾
WS	Mittelwert	32,4	15,1	230,7	70,5
	N	19	19	18	19
	SD	10,12	3,6	63,6	12,0
	Minimum	17,50	5,00	139	43
	Maximum	52,50	20,00	353	90
Galileo	Mittelwert	27,8	13,4	250,8	72,2
	N	17	17	17	17
	SD	6,17	3,9	43,2	13,4
	Minimum	18,75	6,25	171	48
	Maximum	40,00	21,25	305	97
Kraft	Mittelwert	28,7	14,0	268,8	70,7
	N	20	20	20	20
	SD	7,7	3,9	54,1	8,5
	Minimum	18,75	6,25	164	52
	Maximum	55,00	21,25	362	84
Drop-Outs	Mittelwert	26,0	12,1	241,6	64,9
	N	13	13	13	13
	SD	5,8	3,4	34,0	7,8
	Minimum	17,50	5,00	187	49
	Maximum	36,25	17,50	324	73
Insgesamt	Mittelwert	28,7	13,8	249,0	69,9
	N	69	69	68	69
	SD	8,0	3,8	52,2	10,8
	Minimum	17,50	5,00	139	43
	Maximum	55,0	21,25	362	97

⁽¹⁾ p= 0,26 ⁽²⁾ p=0,18 ⁽³⁾ p=0,15 ⁽⁴⁾ p=0,29

Den Studienabbrechern konnten keine spezifischen Merkmale zugeordnet werden. Damit blieben trotz der Studienabbrecher die Trainingsgruppen nach erfolgreicher Parallelisierung und anschließender Randomisierung zu Studienbeginn vergleichbar.

3.3 Interventionen

Nachdem die Studienteilnehmer anhand ihrer maximalen Kraft der Armbeuger und Beinstrecker (gemessen als Ein-Wiederholungsmaximum) parallelisiert und den Gruppen zugelost wurden, begann für sie der 12-monatige Interventionszeitraum. Grundlage aller drei Gruppen war eine in Kernübungen gleichartig gestaltete Wirbelsäulengymnastik.

Die „Galileo-Gruppe“ trainierte im Anschluss an die Wirbelsäulengymnastik zusätzlich an oszillierenden Geräten.

Die Teilnehmerinnen der dritten Interventionsgruppe, im Folgenden als „Kraft-Gruppe“ bezeichnet, absolvierten neben wirbelsäulengymnastischer Übungen ein Muskelaufbautraining an stationären Krafttrainingsgeräten.

Alle Trainingsstunden fanden unter Aufsicht geschulter und qualifizierter Studentinnen der Diplomsportwissenschaften höherer Semester unter Anleitung der Studienführung statt.

3.3.1 Wirbelsäulengymnastik (WS)

Grundlagen

Inhalt und Schwerpunkt einer Wirbelsäulengymnastik ist die Mobilisation, Aktivierung und Kräftigung der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur durch gezielte funktionelle gymnastische Übungen. Oftmals wird dies kombiniert mit Haltungs- und Gangschulungen wie es in den verschiedenen Rückenschulungskonzepten^{33,37} vertreten wird.

Im Rahmen dieser Studie führten alle Teilnehmerinnen eine Wirbelsäulengymnastik durch, bei der die Aktivierung der Muskulatur durch den gezielten Einsatz von Gymnastikübungen verbunden mit Koordinations- und Gleichgewichtsübungen im Vordergrund stand.

Durchführung

Zu Beginn der Stunde erfolgte eine Aktivierung des Kreislaufs durch kreislaufanregende Übungen am Ort oder im Raum. Im Anschluss daran wurden gymnastische Übungen für alle wichtigen Muskelgruppen, insbesondere der rumpfstabilisierenden Muskulatur durchgeführt. In der Wirbelsäulengymnastik wurden einfache und sich immer wieder wiederholende Übungen vermittelt, die gut zu Hause selbstständig nachvollzogen werden konnten. Diese Übungen sollten langsam ausgeführt werden, durch Variationen der Kernübungen konnte die Gymnastik abwechslungsreich gestaltet werden. Gelegentlich wurden Kleingeräte eingesetzt und Übungen zur Haltungsschulung und Verbesserung der Koordination integriert. Den Abschluss einer jeden Stunde bildeten Dehnübungen oder Entspannungsübungen in Form von Partnerentspannung, Phantasiereisen oder Muskelentspannung nach Jacobsen.

Die Dauer der Wirbelsäulengymnastik betrug 45 min und sollte zwei Mal pro Woche durchgeführt werden, davon mindestens einmal in der Gruppe unter Anleitung. Die Teilnehmerinnen erhielten ein Informationsblatt mit einer Auswahl der Kernübungen als Unterstützung für das Training zu Hause. Sie dokumentierten ihr Training in Form einer Anwesenheitsliste. Darin vermerkten sie das Datum und den Ort (ZHS oder zu Hause) ihres Trainings.

3.3.2 Oszillierendes Krafttraining (GALILEO)

Die Teilnehmerinnen der Galileo-Gruppe trainierten im Anschluss an die Wirbelsäulengymnastik zusätzlich an oszillierenden Trainingsgeräten. Dabei handelte es sich um eine oszillierende Wippe für das Training der unteren und einer oszillierenden Hantel für das Training der oberen Extremitäten.

Grundsätzlich ist zu betonen, dass es sich bei den hier angesprochenen und im Folgenden abgehandelten Vibrationen stets um mechanische Schwingungen handelt, die über den Boden oder über die Arme/Hände auf den menschlichen Körper übertragen werden.

Grundlagen

Wurden bisher die Auswirkungen mechanischer Vibrationen (Schwingungen) und im Speziellen die Auswirkungen von Ganzkörpervibrationen (»whole body vibrations«, WBV) auf verschiedene Organsysteme des menschlichen Körpers untersucht und beschrieben, so handelte es sich hierbei meist um schädigende und nachteilige Wirkungen (»adverse effects«) mechanischer Vibrationen.

Stellt man sich die Frage, wo denn überhaupt Menschen solchen Vibrationen (WBV) ausgesetzt sind, so ist nicht verwunderlich, dass viele Untersuchungen diesbezüglich der arbeitsmedizinischen Forschung entstammen.^{2,22,27,29,30} So existieren zahlreiche Untersuchungen über vibrationsbedingte Verletzungen und Schäden bei LKW-Fahrern¹⁰, Helikopterpiloten^{11,50}, Bauarbeitern¹²⁰, Holzfällern¹¹⁵ und vielen anderen.

Gleichzeitig wurde aber auch immer versucht, sich über mögliche kurative Wirkungen (»positiv effects«) Kenntnis zu verschaffen, vor allem zur Linderung akuter und chronischer Schmerzen aber auch hinsichtlich einer verbesserten Knochenheilung^{89,136}.

In jüngerer und jüngster Zeit wird zudem vermehrt versucht, die Erkenntnisse, die in den letzten Jahrzehnten über vibratorische Stimulation gerade auch in der neurophysiologischen Forschung gewonnen wurden, im Bereich der Rehabilitation und des sportlichen (Leistungs- und Hochleistungs-) Trainings zu etablieren. So untersuchten Issurin et al.^{66,67} und auch Bosco mit Mitarbeitern⁷⁻⁹ unter anderem die Auswirkungen vibratorischer Stimulationen auf das Kraft- und Leistungsverhalten der willkürlich aktivierbaren Muskulatur. Ein Hauptproblem solcher Vorhaben war bisher immer gewesen, dass die im Labor verwendeten Vibrationsgeräte für den praktischen Einsatz im Feld, sprich im Alltag, nicht zu gebrauchen waren. Bereits Jumanov et al.⁷³ (übersetzt von Vehreschild) forderten die Konstruktion einer transportablen Apparatur zur praktischen Anwendung im Trainingsprozess und bei Rehabilitationsmaßnahmen. Die im Labor verwandten Apparaturen waren meist entweder zu aufwendig oder aber die vibratorische Stimulation der Muskel und Sehnen erfolgte nur lokal. Mit der Entwicklung einer oszillierend schwingenden Wippe und einer oszillierenden Hantel hat die Firma Novotec (Pforzheim, Deutschland) eine Brücke zu diesem Problem geschlagen. Während Issurin et al. noch mit einer aufwendigen Apparatur arbeiten mussten⁶⁶, konnten Bosco et al.⁷⁻⁹

in ihren Studien zum muskulären Kraft- und Leistungsverhalten nach oszillierendem Training bereits auf Galileo 2000 zurückgreifen.

Die ersten Untersuchungen über die Auswirkungen vibratorischer Stimulation auf den menschlichen Muskel gehen auf Rood zurück¹⁰⁹. Er erzeugte mit einer vibrierenden Hantel ($f =$ bis zu 60 Hz; Schwingweg-Amplitude $w = 6\text{mm}$) mechanische Schwingungen und konnte dabei beobachten, dass während des Halten der Hantel unwillkürliche Kontraktionen der Hand- bzw. Armmuskulatur ausgelöst wurden. Dies zeigte sich darin, dass die Versuchspersonen Schwierigkeiten hatten, den Handgriff zu lösen. Zwischenzeitlich ist dieser Effekt, der später dann in der englischsprachigen Literatur von Eklund und Hagbarth³¹ als »*tonic vibration effect*« (TVR) bezeichnet wurde, eingehend untersucht und mit elektromyographischen Aufzeichnungen angereichert. Homma et al.⁶⁴ definierten diesen TVR als einen Anstieg der aktiven Muskelspannung während vibratorischer Stimulation der zugehörigen Sehne.

Durch die Vibrationen erfährt der Muskel kleinste Längenänderungen, wodurch in erster Linie die primären Muskelspindelendigungen aktiviert werden. Nach Matthews et al.⁹¹ bewirkt eine Längenänderung von 0,1 mm eine 30%-ige Entladung der Spindelafferenzen. Sie betonten dabei auch, dass die Sensibilität der primären Enden wesentlich größer ist als die der sekundären. Somit teilen sich der tonische Vibrationsreflex und der monosynaptische Dehnungsreflex dieselben afferenten Fasern. Die Entladungsfrequenz der primären Muskelspindelendigungen folgt dabei der Stimulationsfrequenz. Frequenzen von 20-30Hz führen über die Ia-Schleifen zu einer Aktivierung der α -Motoneurone und damit zu einer Entkopplung von Agonisten und Antagonisten¹²⁶. In Folge eines phylogenetischen Schutzreflexes entsteht so eine verstärkte Koaktivierung von Agonisten und Antagonisten. Dieser Vorgang trägt nicht nur zu einer deutlich höheren Gelenkstabilität, sondern könnte auch entscheidend zu einer signifikant höheren Druckbelastung auf den Knochen beitragen.

Durchführung

Damit sich die Teilnehmerinnen an die ihnen noch unbekanntem Vibrationen gewöhnen konnten, sollten sie die ersten Trainingseinheiten mit nur wenig geräuschten Beinen locker auf der Wippe stehen (markierte Positionen 1 oder 2, Fußabstand 15 – 20cm, Amplitude 5 mm), bzw. die Hantel ohne allzu festen Griff in der Hand halten. Sie sollten spüren, welche Muskel in verschiedenen Stand-/Haltepositionen aktiviert werden. Daneben sollten die Probandinnen aber auch schon als „Trockenübung“ die Zielbewegung erlernen. Für die untere Extremität war dies eine Kniebeuge mit anschließendem Zehenstand (Abbildung 30), für die oberer Extremität wählten wir einen Biceps-Curl mit anschließendem Nackendrücken (Abbildung 31). Nach 8-10 Trainingseinheiten und Stand- und Bewegungssicherheit auf der Wippe bzw. mit der Hantel wurde das Training intensiviert. Dies bedeutete für das Training mit der Galileohantel, dass das Trainingsgewicht so gewählt werden sollte, dass bis zur lokalen Muskelererschöpfung mindestens acht aber nicht mehr als zwölf Wiederholungen möglich waren. Das Gewicht der Hanteln konnte durch zusätzlich angesteckte Gewichtsscheiben erhöht werden. Die Bewegungsausführung sollte von Anfang bis Ende über den gesamten Bewegungsradius gleichmäßig langsam ausgeführt werden. Dadurch ergab sich eine Anspannungsdauer von 60-90 Sekunden pro Arm.

Für das Training auf der Galileowippe galt, dass nach drei Minuten und ca. 25-30 Wiederholungen die subjektive Erschöpfung erreicht sein sollte. Der Widerstand wurde zuerst über eine breitere Fußstellung und eine sich dadurch vergrößerte Vibrationsamplitude erhöht (10-15 mm; Position 3-4), dann über Zusatzgewichte in Form individuell dosierbarer Gewichtswesten und/oder Kurzhanteln.

Tabelle 7. Operationale Definition der von den oszillierenden Geräten erzeugten Intensitäten

	GALILEO-Hantel	GALILEO-Wippe
	Galileo 100	Galileo 2000
Schwingfrequenz f	28 Hz	26 Hz
Schwingweg-Amplitude w	6 mm	5-15 mm
Schwingbeschleunigung \cdot Amplitude a	$17 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2} = 1,7 \text{ g}$	$27 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2} = 2,7 \text{ g}$
Gewicht	2,8 kg	-
Dauer	60-90 sek. pro Arm	3 min
Art	mechanische sinusoidale Schwingungen	

Datum	Trainingsprogramm →	Galileo-Kniebeuge mit Fersenheben	Galileo-Armebeugen und -strecken	Visum des Übungsleiters
		3 min bis zur lokalen Muskelermüdung Notieren Sie bitte das Gewicht der Gewichtsweste in kg Erreichen sie nach den 3 min. keine lokale Ermüdung, erhöhen Sie zum nächsten mal das Gewicht der Weste.	Max. 12 Wiederholungen; min. 8 Wdh. Notieren Sie bitte das zusätzliche Gewicht der Hanteln in kg	
1.5.2001		10 kg / 26 Wdh. / Position 3	1 kg / 11 Wdh.	CL
		20 /	1 /	
9.8.01		- / - / 1-2	- / -	SR
14.8.01		- / - / 1-2	- / 12	ST
16.8.01		- / 25 / 2	- / 12	OC
6.9.01		- / 25 / 3	- / 12	81
10.9.01		- / 25 / 3	- / 12	CL
13.9.01		- / 25 / 3	- / 12	119
19.9.01		- / 20 / 3	- / 12	110
20.9.01		- / 32 / 3	- / 20	110
26.9.01		- / 30 / 3	- / 12	110
27.9.01		10 / 25 / 3	1 / 12	110
2.10.01		10 / 25 / 3	1 / 12	110
4.10.01		10 / 25 / 3	1 / 12	119
15.10.01	Gewicht erhöhen →	10 / 30 / 3	1 / 12	110

Name: _____ Gruppe: _____ Trainingsbeginn: _____ Gewicht ◀ 8-12 Wdh. ▶ Gewicht

AKTIV2001 Trainingsstudie TRAININGSPLAN_Galileo.doc 30.07.01

Abbildung 29. Trainingsplan der Galileo-Trainingsgruppe

Im ersten Trainingshalbjahr genügte jeweils ein Satz pro Trainingseinheit, später sollten es zwei sein. Die Teilnehmerinnen dokumentierten ihr Training in Form eines Trainingsplans (Abbildung 29). Darauf vermerkten sie mit Datum ihr gewähltes Trainingszusatzgewicht, die maximale Wiederholungszahl, die Standposition auf der Galileowippe sowie etwaige Probleme. Sie wurden angehalten, ihr Trainingsprogramm (Zusatzgewicht, Standposition) sofort für das nächste Mal anzupassen und einzutragen. Die Trainingspläne wurden am Ende einer Trainingseinheit von den ÜbungsleiterInnen überprüft und abgezeichnet.

KNIEBEUGEN MIT ANSCHLIEBENDEM ZEHENSTAND

In der Ausgangsposition standen die Probandinnen aufrecht mit je nach Trainingsfortschritt wenig (Position1-2) bis weit (Position 3-4) gegrätschten Beinen auf der Plattform. Die Probandinnen sollten langsam (in ca. 2 Sekunden) bis zu einem Kniewinkel von 90 Grad tief gehen, ohne dabei die Knie über die gedachte senkrechte Linie durch die Fußspitzen hinaus zu schieben und ohne die Fersen vom Boden zu nehmen. Anschließend richteten sie sich im gleichen Tempo wieder auf und drückten sich in den Zehenstand. Der gesamte Bewegungszyklus sollte 6-8 Sekunden dauern.



Abbildung 30. Ausgangs- (A) und Endposition (B) der Übung „Kniebeugen“

BICEPS CURL MIT ANSCHLIEBENDEM NACKENDRÜCKEN

In der Ausgangsposition standen die Probandinnen aufrecht mit leicht gerätschten Beinen und seitlich neben dem Körper hängenden und außenrotierten Armen. Die Ellenbogen langen dabei dem Körper an. Die Probandinnen sollten die Arme gleichmäßig langsam so weit wie möglich beugen, ohne dabei die Ellbogen vom Körper zu nehmen. In dieser Position wurden die Arme einwärts gedreht, so dass die Handrücken nach dorsal zeigten und anschließend senkrecht nach oben gestreckt.



Abbildung 31. Ausgangs- (A) und Endposition (B) der Übung „Biceps-Curl mit anschließendem Nackendrücken“

3.3.3 Dynamisches Krafttraining (KRAFT)

Die Teilnehmerinnen der „Kraft-Gruppe“ absolvierten neben wirbelsäulengymnastischer Übungen ein Muskelaufbautraining an stationären Krafttrainingsgeräten.

Grundlagen

Krafttraining gewann in den letzten Jahrzehnten nicht nur im Leistungssport an Bedeutung. Auch im präventiven und rehabilitativen Gesundheitssport erkannte man den positiven Einfluss eines gezielten Muskelaufbautrainings. Nicht zuletzt durch den bewegungs- und widerstandsreduzierten Alltag eines jeden einzelnen und die zunehmenden Rückenbeschwerden erlebten Fitness- und Krafttrainingsanbieter einen enormen Aufschwung. Gerade auch Senioren konnten als Zielgruppe gewonnen werden.

Grundlage jeden Krafttrainings ist eine ausreichend hohe Last. Im Krafttraining muss mit schwereren Lasten gearbeitet werden, als man sie von alltäglichen Arbeiten kennt. Der Körper wird sich diesen Beanspruchungen anpassen. Voraussetzung ist aber, dass auch während des Trainingsjahres kontinuierlich das Trainingsgewicht bzw. der Widerstand erhöht wird. Dies ist immer dann notwendig, wenn sich der Körper angepasst hat, d.h. wenn im Training eine Last häufiger als vorher bewegt werden kann. Die für unsere Teilnehmerinnen und Studienziele geeignete Methode, schien uns die „Fitnessmethode für Fortgeschrittene“ nach Grosser und Starischka⁵².

Durchführung

Damit sich die Probandinnen mit ihrem Programm „identifizieren“ konnten, achteten wir bei der Auswahl der einzelnen Übungen vor allem darauf, Übungen anzubieten, die zum einen zentrale Muskelgruppen aber auch erfahrungsgemäß von Frauen geschätzte Muskelgruppen (Oberschenkel- und Oberarmmuskulatur; Gesäß- und Bauchmuskulatur) ansprechen, ein Vorgehen, das für die Compliance unerlässlich ist. Das Trainingsprogramm war vorgegeben, konnte aber im Einzelfall leicht abgeändert werden, was aber in keinem Falle notwendig wurde.

Insgesamt war das Trainingsprogramm auf Ausgewogenheit bezüglich agonistisch und antagonistisch wirkender Muskeln ausgerichtet. Die Empfehlung zur

Übungsreihenfolge war demzufolge Agonist und Antagonist im Wechsel hintereinander zu trainieren.

Jede Trainingseinheit dauerte ca. 60 Minuten und begann mit einer kreislaufanregenden Gymnastik von 5-10 Minuten und endete mit gemeinsamen wirbelsäulengymnastischen sowie Dehnungs- und Entspannungsübungen.

Die ersten 8-10 Trainingseinheiten dienten dazu, die Teilnehmerinnen mit den Trainingsgeräten vertraut zu machen, die individuellen Geräteeinstellung festzulegen und die Bewegungen zu erlernen. Die maximal mögliche Wiederholungszahl lag bei 13-20 Wiederholungen. Nach dieser Eingewöhnungsphase wurde das Training intensiviert, so dass bis zur lokalen Muskeler schöpfung mindestens acht aber nicht mehr als 12 Wiederholungen möglich waren. Die Bewegungsausführung sollte von der ersten bis zur letzten Wiederholung über den gesamten Bewegungsradius gleichmäßig langsam ausgeführt werden. Dadurch sollte sich eine Anspannungsdauer von 60-90 Sekunden je Übung ergeben. Im ersten Trainingshalbjahr genügte jeweils ein Satz pro Trainingseinheit, später sollten es zwei sein. Das Training sollte dann als Zirkeltraining organisiert werden. Die Teilnehmerinnen dokumentierten ihr Training in Form eines Trainingsplans (Abbildung 32).

Datum	Trainingsprogramm →		Brustdrücken A: 0 B: 4 C: 2 D: unten	Ruderzug Sitz: unten Brust: 2	Latissimuszug 33	Butterfly Sitz: unten	Bauchstation ✓	Rücken-trainer Schräge: 4 Löcher	Grätsche auf Lehne: steil	Grätsche zu Lehne: steil	Beinpresse Fuße: 15 Schräge: 4 Schulter: 2	Visum des Übungsleiters
	Puls	Blutdruck										
1.5.2001	69	120/80	54/12				9/20					CL
			54/1				12/1					
7.8.01				15/15	20/25	15/20	6/20	-/20	36/25	27/30		CL
9.8.01			15/23	15/20	25/20	20/25	6/20	-/20	45/25	36/30	63/30	SK
14.8.01			20/20	20/18	25/20	25/15	9/20	-/17	54/20	45/25	72/30	CL
16.8.01			25/20	25/15	30/15	25/20	12/20	-/15	63/18	54/20	81/25	CL
21.8.01			35/17	30/8	35/10	30/10	15/18	-/15	63/20	63/12	90/22	BS
23.8.01			40/10	25/10	35/12	30/10	15/20	-/15	72/15	63/14	90/25	BS
28.8.01			35/12	25/9	35/10	35/8	18/12	-/15	81/10	72/8	99/20	BS
30.8.01			40/10	20/18	40/8	35/9	21/14	-/15	81/12	87/6	108/16	BS
04.09.			40/10	35/4	30/8	35/9	24/12	-/15	90/8	81/8	117/15	CL
06.09.			40/8	35/17	30/10	35/9	21/8	-/15	80/10	62/8	113/12	CL
11.09.			40/9	36/13	30/10	35/9	21/9	-/17	81/9	62/10	117/15	CL
13.09.			40/9	16/16	30/9	35/8	21/9	-/15	72/9	63/8	117/17	CL
18.09.			40/10	17/12	30/7	30/6	21/10	-/15	72/10	63/8	117/18	CL
20.09.			40/10	17/12	30/6	30/8	21/12	-/12	72/10	63/9	126/11	CL
25.09.			40/13	17/12	30/9	30/10	21/10	-/12	72/10	63/8	126/12	CL

Name: _____ Gruppe: _____ Trainingsbeginn: _____ Gewicht \leftarrow 8-12 Wdh. \rightarrow Gewicht

AKTIV2001 Trainingsstudie TRAININGSPLAN_Kraft.doc 01.08.01

Abbildung 32. Trainingsplan der Krafttrainings-Gruppe

Darauf vermerkten sie mit Datum ihren Trainingswiderstand, die maximale Wiederholungszahl sowie etwaige Probleme. Sie wurden angehalten, ihr Trainingsprogramm (Trainingswiderstand) sofort für das nächste Mal anzupassen und einzutragen. Außerdem wurden die individuellen Geräteeinstellung notiert. Die Trainingspläne wurden am Ende einer Trainingseinheit von den ÜbungsleiterInnen überprüft und abgezeichnet.

BRUSTDRÜCKEN (CHEST PRESS)

Die Sitzhöhe wurde so gewählt, dass sich die Hände der Trainierenden in der Ausgangsposition auf Achselhöhe befanden. Die Rückenlehne konnte so eingestellt werden, dass die Arme nicht vollkommen gestreckt werden konnten. Die Handgriffe wurden langsam und gleichmäßig nach vorne gerückt, bis sie sich berührten. Dort sollten die Trainierenden kurz verharren und langsam wieder nachgeben, bis im Brustbereich leichte Dehnung spürbar wurde. Die Ellbogen sollten während der gesamten Bewegungsausführung auf Achselhöhe gehalten werden.



Abbildung 33. Ausgangs- (A) und Endposition (B) der Übung „Brustdrücken“

RUDERZUG (ROW)

Die Sitzposition wurde so eingestellt, dass die Handgriffe noch knapp zu erreichen waren und das Brustbein vom Brustpolster gestützt wurde. Die Trainierende sollte die Ellbogen gleichmäßig langsam so weit als möglich nach hinten ziehen, in dieser Position kurz verharren und die Arme gleichmäßig langsam wieder in die

Ausgangsposition zurückführen. Das Brustbein sollte während der gesamten Bewegung dem Brustpolster anliegen.



Abbildung 34. Ausgangs- (A) und Endposition (B) der Übung „Ruderzug“

LATISSIMUSZUG

Die Sitzhöhe wurde so gewählt, dass die Stange nur knapp erreicht werden konnte. Dabei saß die Trainierende in der Ausgangsposition rücklings mit aufrechtem und leicht nach vorn gebeugten Oberkörper und mit nach oben gestreckten Armen. Die Geräte-Stange sollte etwas mehr als schulterbreit im Ristgriff umfasst werden, der Blick ging geradeaus. Die Stange wurde mit den Armen gleichmäßig langsam nach unten, hinter den Kopf bis zum Haaransatz gezogen werden. Dort sollten die Trainierenden kurz verharren und langsam die Arme wieder nach oben strecken. Die Ellbogen blieben während der gesamten Bewegung knapp hinter dem Körper.



Abbildung 35. Ausgangs- (A) und Endposition (B) der Übung „Latissimuszug“.

BUTTERFLY

Die Sitzhöhe wurde so gewählt, dass sich die Hände der Trainierenden in der Ausgangsposition auf Achselhöhe befanden. Die Arme blieben während der gesamten Bewegung parallel zum Boden und nahezu gestreckt. Die gestreckten Arme wurden langsam und gleichmäßig vor dem Körper zusammengeführt bis sich die Hände berührten. Dort sollten die Trainierenden kurz verharren und langsam die Arme wieder gestreckt zurückführen, bis im Brustbereich leichte Dehnung spürbar wurde.



Abbildung 36. Ausgangs- (A) und Endposition (B) der Übung „Butterfly“

RUMPFEXTENSION (BACK EXTENSION)

Die Trainierende lag mit fixierten Beinen auf der leicht schräg nach oben zeigenden Extensionsbank, so dass der Beckenkamm dem vorderen Polster auflag und der Oberkörper frei nach unten hängen konnte. Die Arme wurden auf der Brust überkreuzt und die Hände auf die Schultern gelegt. Der nach unten gebeugte Oberkörper wurde Wirbel für Wirbel gleichmäßig langsam, bei der Lendenwirbelsäule beginnend bis knapp über die Waagerechte aufgerollt. In dieser Position sollten die Trainierenden kurz verharren und anschließend wieder gleichmäßig langsam, Wirbel für Wirbel, bei der Halswirbelsäule beginnend nach unten abrollen.



Abbildung 37. Ausgangs- (A) und Endposition (B) der Übung „Rumpfextension“

BAUCHFLEXION (ABDOMINAL FLEXION)

Die Trainierende saß in halb liegender Position mit angestellten Beinen im Gerät. Die Oberarme und Ellbogen lagen den seitlichen Polstern auf. Aus dieser Position wurden Ellbogen und Knie gleichmäßig langsam zusammengeführt, ohne dass der Kopf vom Polster gehoben wurde. In dieser Position sollten die Trainierenden kurz verharren und anschließend wieder gleichmäßig langsam zurückgehen, ohne dass die Gewichtsplatten aufsetzten. Es wurde darauf geachtet, dass die Bewegung von den Bauchmuskeln gesteuert wurde und die Oberarme lediglich als Hebel dienten.



Abbildung 38. Ausgangs- (A) und Endposition (B) der Übung „Bauchflexion“

ABDUKTION SITZEND (ABDUCTOR)

Die Trainierende saß mit leicht außenrotierten und im Kniegelenk leicht gebeugten Beinen im Gerät. Die Polster sollten knapp oberhalb der Kniegelenke anliegen. Durch Druck gegen die Polster wurden die Beine gleichmäßig langsam und so weit wie möglich auseinander geführt. In dieser Position sollten die Trainierenden kurz verharren und anschließend wieder gleichmäßig langsam zurückgehen, ohne dass die Gewichtsplatten aufsetzten.



Abbildung 39. Ausgangs- (A) und Endposition (B) der Übung „Abduktion“

ADDUKTION SITZEND (ADDUCTOR)

Die Trainierende saß mit leicht innenrotierten und im Kniegelenk leicht gebeugten Beinen im Gerät. Etwas oberhalb der Kniegelenke sollten die Polster anliegen. Gegen den Widerstand wurden die auseinander gespreizten Beine gleichmäßig langsam und so nahe wie möglich zusammengeführt. In dieser Position sollten die Trainierenden kurz verharren und anschließend wieder gleichmäßig langsam zurückgehen, ohne dass die Gewichtsplatten aufsetzten.



Abbildung 40. Ausgangs- (A) und Endposition (B) der Übung „Adduktion“

BEINPRESSE (LEG PRESS)

Sitzposition, Neigung und Schulterpolster wurden so eingestellt, dass der Winkel zwischen dem fixierten Oberkörper und Oberschenkel bei parallel zum Boden ausgestreckten Beinen ca. 130 Grad betrug. Der Winkel im Kniegelenk betrug in der Ausgangsposition etwas weniger als 90 Grad. Die Füße wurden hüftbreit und leicht außenrotiert aufgesetzt. Mit Hauptdruck auf den Fersen sollten die Beine gleichmäßig langsam gestreckt werden ohne aber ganz durchzustrecken. In dieser Position sollten die Trainierenden kurz verharren und anschließend wieder gleichmäßig langsam zurückgehen, ohne dass die Gewichtsplatten aufsetzten. Während der gesamten Bewegung blieben beide Beine parallel zueinander.

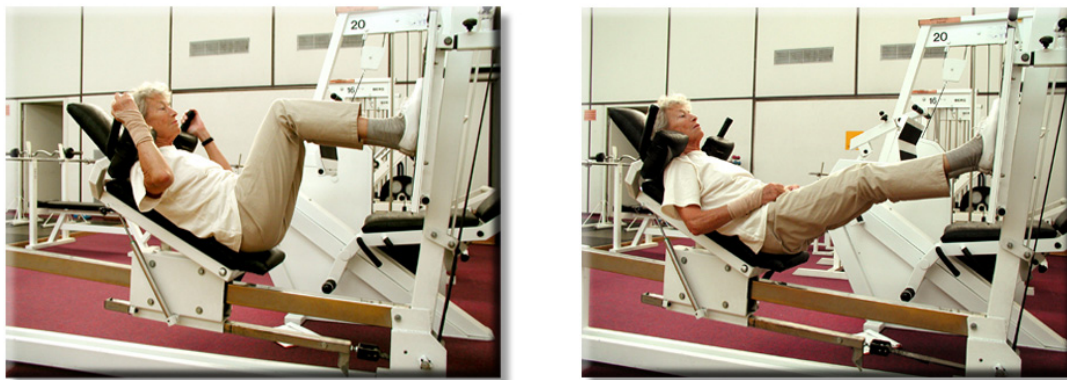


Abbildung 41. Ausgangs- (A) und Endposition (B) der Übung „Beinpresse“

3.4 Statistische Methoden

3.4.1 Fallzahlplanung

Die Fallzahlplanung erfolgte in Anlehnung an die Publikation von Heinonen et al.⁵⁹ und Hartard et al.⁵⁷ mit Unterstützung durch Frau Busch am Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie am Klinikum rechts der Isar an der Technischen Universität München und wurde im Hinblick auf die prozentualen Veränderungen der Knochenmassen in Folge intensiven Krafttrainings durchgeführt.

Als Zielparameter wurden die Veränderung der flächenbezogenen Knochenmasse von Lendenwirbelsäule (Lendenwirbelkörper 2–4) und rechtem Oberschenkelhals herangezogen bei folgenden Vermutungen unter der Annahme einer Standardabweichung von $\pm 2\%$:

Kraftgruppe $\Delta_K = \pm 0\%$; Galileogruppe $\Delta_G = +2\%$; WS-Gruppe $\Delta_{WS} = -1\%$

Die Auswertung erfolgte durch ANOVA; Signifikanzniveau nach Bonferroni: $0,05/2=0,025$.

Bei einer statistischen Power von 80% und jeweils einseitig getestet lassen sich die Unterschiede mit 17 auswertbaren Probandinnen pro Trainingsgruppe statistisch belegen.

3.4.2 Statistische Auswertungen

Da vor allem die Veränderungen der gemessenen Parameter interessierten, wurden für relevante Parameter in einem ersten Schritt die absoluten und in einem zweiten die prozentualen Veränderungen errechnet. Die statistischen Analysen erfolgten mit der SPSS Software für Windows (Version 11.0.1).

Vor Anwendung eines t -Tests (gepaarte und ungepaarte Vergleiche) bzw. varianzanalytischen Auswertungsverfahren (ANOVA) wurden die Variablen auf Normalverteilung mittels Kolmogorov-Smirnoff-Test und ihre Varianzhomogenität mittels Levene's Test ($p > 0,25$) überprüft. Waren die Variablen normalverteilt und die Varianzen homogen, wurden die Gruppenunterschiede mittels der genannten Verfahren getestet. Die Post-Hoc Analysen für multiple Vergleiche erfolgten nach Bonferroni's Korrektur.

In allen anderen Fällen wurden für die Überprüfung von Gruppenunterschieden der Kruskal-Wallis Test bzw. der U-Test nach Mann-Whitney angewandt. Gepaarte Vergleiche ohne die notwendigen Voraussetzung für einen t -Test erfolgten durch Vorzeichenrangtest (Wilcoxon-MPSR-Test).

Für Korrelationsanalysen wurde der Rangkorrelationskoeffizient (r_s) nach Spearman bestimmt.

Signifikanz wurde bei $p < 0,05$ festgelegt, da ein höheres Signifikanzniveau für nicht notwendig erachtet wurde.

3.4.3 Störvariablen

Störvariablen sind zwar systematische aber ungewollte Einflussfaktoren auf das zu untersuchende Merkmal. Sie „stören“ dabei insofern, „als sie eine eindeutige Schlussfolgerung von der Veränderung der unabhängigen auf die Veränderung der abhängigen Variable erschweren können“¹⁴⁴. Um die interne Validität einer Untersuchung zu optimieren, sind untersuchungsbedingte und personengebundene Störvariablen bestmöglich zu kontrollieren.

Personenimmanente Merkmale wie Trainingszustand, anthropometrische Größen, Ernährungsverhalten etc., die großen Einfluss auf das Ausmaß der Veränderungen bezüglich der untersuchten Parameter haben könnten, wurden durch Parallelisierung und anschließender Randomisierung kontrolliert. Dennoch galt es, bei den einzelnen Messungen gewisse Regeln einzuhalten, um störende Einflüsse zu vermeiden. Vieles wurde bereits bei den Beschreibungen der jeweiligen Messmethode dargelegt, trotzdem soll noch einmal auf einzelne Punkte eingegangen werden.

Bekannt ist die Abhängigkeit der maximalen willkürlichen Muskelkontraktion von der Motivation und der Vigilanz der Person. Um einen solch störenden Einfluss von untersuchungsbedingter Seite aus zu kontrollieren, wurde neben der freiwilligen Teilnahme dafür gesorgt, dass jede Person unter denselben konstanten Umgebungsbedingungen und von denselben Versuchsleitern untersucht wurde. Des Weiteren wurde darauf geachtet, dass die Probandinnen von Seiten der Versuchsleiter bis zur letzten Messwiederholung entsprechend motiviert wurden und immer dieselben Anweisungen gegeben wurden. Während die Beinstreckmuskulatur nicht signifikant tagesrhythmischen Schwankungen unterworfen ist⁵⁴, wurden ta-

gesrhythmische Muskelkraftschwankungen der Armbeugemuskelatur von Hildebrandt festgestellt⁶³. Um solche störende Einflüsse auf das maximale Kontraktionsvermögen der Muskulatur möglichst gering zu halten, wurden die Probandinnen immer zur selben Tageszeit untersucht. Auch die Blutentnahmen fanden immer vormittags statt. Jahreszeitliche Schwanken wurden kontrolliert, indem alle Probandinnen zum jeweiligen Untersuchungszeitpunkt möglichst innerhalb eines Monats einbestellt wurden. Dies setzte die regelmäßige Teilnahme am Training und das Monitoring des Trainings voraus.

Um den Einfluss von Testeffekten möglichst gering zu halten und die Erwartungen und damit verbunden auch die Motivation nicht in die eine oder andere Richtung zu beeinflussen, wurden die Versuchspersonen nicht über hypothetische Effekte der unterschiedlichen Trainingsformen unterrichtet. Über den Inhalt der Arbeit und der ihr zugrunde liegenden Fragestellung wussten sie nur soviel Bescheid, dass untersucht werde, ob sich durch die verschiedenen Trainingsformen etwas ändert, aber nicht darüber, in welche Richtung erwartet werde, dass sich etwas ändert. Sind solche Einflüsse zu erwarten, so werden sie in der Regel durch Einfach-Blind- oder gar Doppel-Blind-Studien kontrolliert. Dies war hier natürlich nicht möglich.

4. ERGEBNISSE

Die Ergebnisse und prozentualen Veränderungen werden tabellarisch als Mittelwerte (MW) mit Standardabweichung (SD) angegeben. Die graphische Darstellung erfolgt entweder als Mittelwertsverlauf oder Boxplots. Der besseren Übersicht wegen werden nicht immer alle Standardabweichungen graphisch angezeigt. Sie sind den jeweiligen Tabellen zu entnehmen.

Einzelne fehlende Werte erklären sich durch mangelnde Auswertbarkeit einer Wiederholungsmessung oder durch im Studienverlauf zugezogene Verletzungen bzw. durch Krankheit, die einen repräsentativen Messwert zum jeweiligen Messzeitpunkt nicht ermöglichten.

4.1 Knochenparameter

4.1.1 DEXA Analysen

LENDENWIRBELKÖRPER 2-4 (LWK 2-4)

Die flächenbezogene Knochendichte aBMD und der Knochenmineralgehalt BMC zu Beginn und Ende der Studie sind in Tabelle 8 wiedergegeben. Die Abnahmen des *BMC* innerhalb der Gruppen ergaben mittels *t*-Test im gepaarten Vergleich keine signifikanten Veränderungen:

$$p_{WS} = 0,57 \quad / \quad p_{Galileo} = 0,46 \quad / \quad p_{Kraft} = 0,68$$

Gleiches gilt für die Veränderungen der *aBMD* :

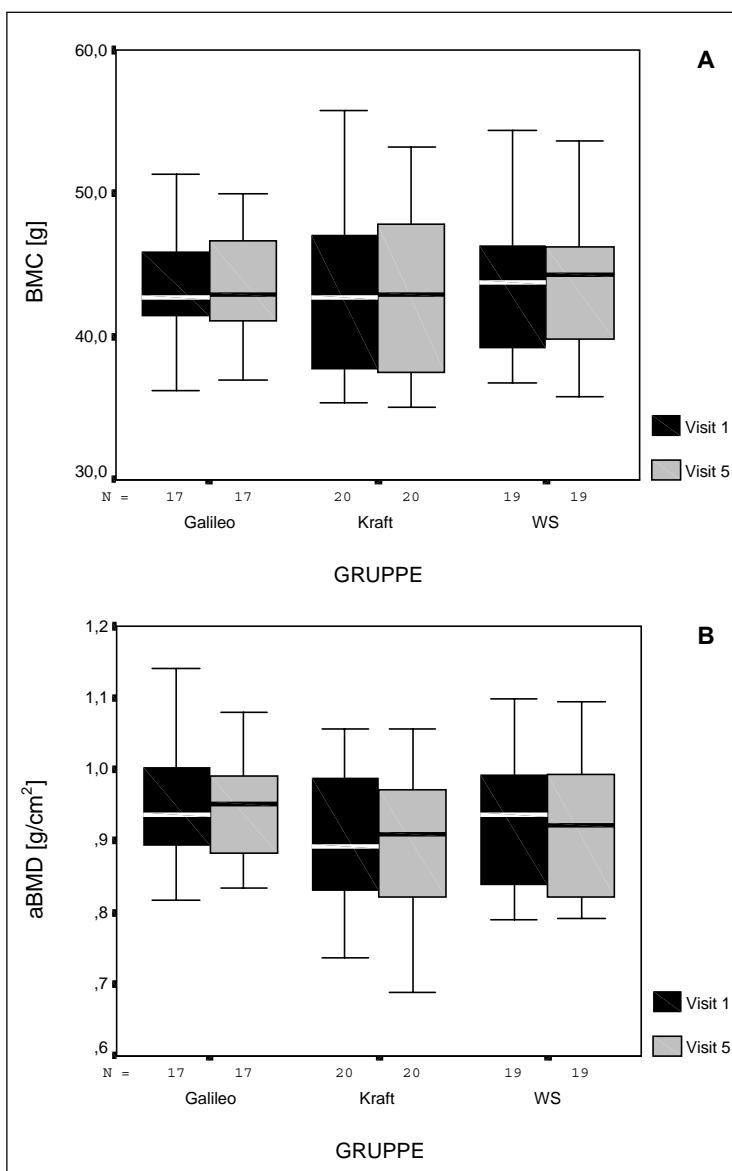
$$p_{WS} = 0,44 \quad / \quad p_{Galileo} = 0,26 \quad / \quad p_{Kraft} = 0,26$$

Tabelle 8. Flächenbezogene Knochendichte aBMD und Knochenmineralgehalt BMC der LWK 2-4 (DEXA) im Studienverlauf (Mittelwert MW \pm Standardabweichung SD)

Gruppen		aBMD[g/cm ²]		BMC [g]	
		pre	post	pre	post
WS	MW \pm SD	0,924 \pm 0,090	0,919 \pm 0,094	43,773 \pm 5,349	43,608 \pm 5,248
	N	19	19	19	19
Galileo	MW \pm SD	0,951 \pm 0,083	0,944 \pm 0,075	43,838 \pm 3,824	43,578 \pm 3,521
	N	17	17	17	17
Kraft	MWt \pm SD	0,906 \pm 0,100	0,898 \pm 0,100	43,047 \pm 5,829	42,887 \pm 5,728
	N	20	20	20	20

Tabelle 9. Prozentuale Veränderungen von aBMD und BMC der LWK 2-4 (DEXA) im Studienverlauf (Mittelwert MW \pm Standardabweichung SD)

Gruppen		Δ aBMD [%]	Δ BMC [%]
WS	MW \pm SD	-0,55 \pm 3,04	-0,33 \pm 2,68
	N	18	18
Galileo	MW \pm SD	-0,59 \pm 2,33	-0,50 \pm 3,21
	N	17	17
Kraft	MW \pm SD	-0,85 \pm 3,52	-0,29 \pm 3,98
	N	20	20

Abbildung 42. Veränderungen der Knochenwerte BMC (A) und aBMD (B) der Lendenwirbelkörper 2-4 im Studienverlauf (Visit 1-5).

Keine gruppenspezifischen Effekte bezüglich der prozentualen Veränderungen der Knochenmasse (Δ BMC) und -dichte (Δ aBMD) ließen sich feststellen (mittels ANOVA): $p_{\Delta\text{BMC}}=0,98$ und $p_{\Delta\text{aBMD}}=0,95$.

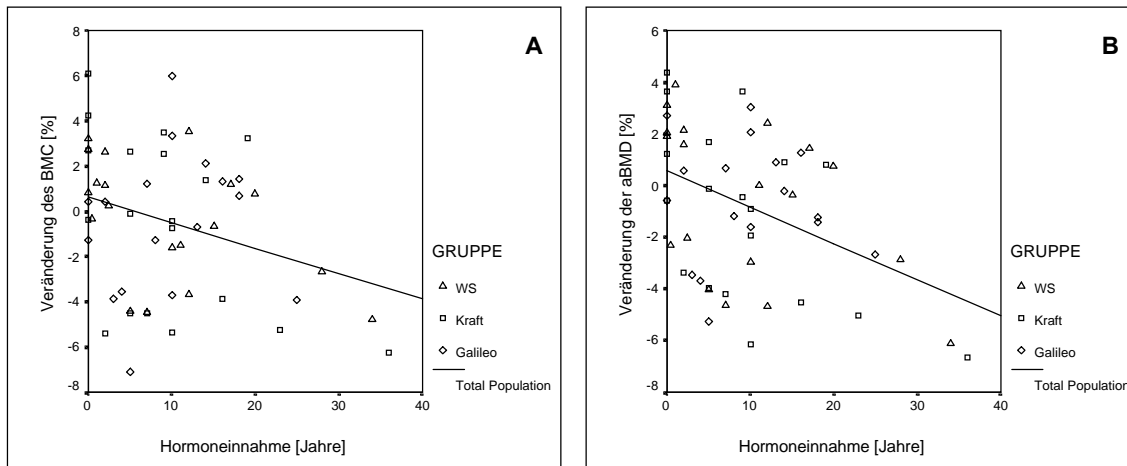


Abbildung 43. Zusammenhang zwischen der Dauer von Hormoneinnahme (Kontrazeption und HRT) und der prozentualen Veränderung der Knochenmasse (A) und Knochendichte (B) im Studienverlauf. Die Regressionsanalyse ergab einen signifikanten negativen Zusammenhang für die Dauer von Hormonsubstitution und Veränderung der Knochenmasse ($r = -0,30$; $p < 0,05$) und Knochendichte ($r = -0,42$; $p < 0,01$).

Die Kovarianzanalyse ergab keinen Einfluss auf die prozentualen Veränderungen der Knochenmineraldichte ($\Delta aBMD$) und des Knochenmineralgehaltes (ΔBMC) durch den Knochenstatus bei Studienbeginn, repräsentiert durch $aBMD$ ($p_{\Delta aBMD} = 0,77$; $p_{\Delta BMC} = 0,99$) und BMC ($p_{\Delta aBMD} = 0,29$; $p_{\Delta BMC} = 0,25$). Sowohl das Lebensalter ($p_{\Delta aBMD} = 0,74$; $p_{\Delta BMC} = 0,62$) als auch das Alter des Eintritts in die Menopause ($p_{\Delta aBMD} = 0,18$; $p_{\Delta BMC} = 0,25$) und der Abstand zur Menopause bei Studienbeginn ($p_{\Delta aBMD} = 0,14$; $p_{\Delta BMC} = 0,22$) sowie die Anzahl der Schwangerschaften ($p_{\Delta aBMD} = 0,95$; $p_{\Delta BMC} = 0,98$) zeigten keinen Einfluss auf die prozentualen Veränderungen. Gleiches gilt für den anamnestisch erhobenen Trainingszustand ($p_{\Delta aBMD} = 0,78$; $p_{\Delta BMC} = 0,67$) und die zu Studienbeginn erfasste maximale Kraft (als Einwiederholungsmaximum) der Beine ($p_{\Delta aBMD} = 0,43$; $p_{\Delta BMC} = 0,55$) und der Arme ($p_{\Delta aBMD} = 0,11$; $p_{\Delta BMC} = 0,43$).

Niedrige bis mittlere signifikante negative Zusammenhänge (Abbildung 43) ergaben sich für die Dauer der anamnestisch erfassten Hormoneinnahme (Kontrazeptiva und Hormonersatztherapie HRT) und den prozentualen Veränderungen der Knochenmasse ($r_{\Delta BMC} = -0,30$; $p < 0,05$) und Knochendichte ($r_{\Delta aBMD} = -0,42$; $p < 0,01$). Die Kovarianzanalyse bestätigt den Einfluss ($p_{\Delta aBMD} = 0,009$; $p_{\Delta BMC} = 0,048$).

Ein signifikanter ($p < 0,01$) mittlerer ($r = 0,401$) Zusammenhang fand sich in der gesamten Stichprobe zwischen den prozentualen Veränderungen der Knochenmineraldichte ($\Delta aBMD$) und der prozentualen Veränderung des maximalen isometrischen Drehmoments der Kniestreckmuskulatur (ΔNM_{max}). Zwischen den

prozentualen Veränderungen des Knochenmineralgehaltes (ΔBMC) und der prozentualen Veränderung des maximalen isometrischen Drehmoments der Kniestreckmuskulatur (ΔNMmax) gab es einen geringen ($r = 0,319$) signifikanten ($p < 0,05$) Zusammenhang (Abbildung 44).

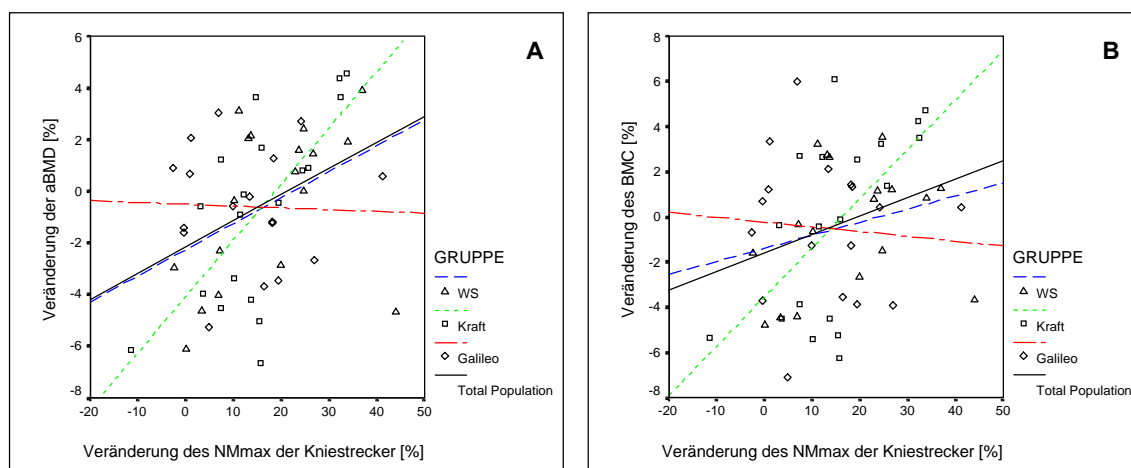


Abbildung 44. Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung der Muskelkraft der Kniestrecker (als max. isometrisches Drehmoment NMmax) und der prozentualen Veränderung der Knochenmineraldichte (A) und Knochenmasse (B) im Studienverlauf. Die Korrelationsanalyse ergab für die gesamte Stichprobe einen geringen bis mittleren signifikanten positiven Zusammenhang bezüglich der Veränderung der Knochenmineraldichte ($r = 0,401$; $p < 0,01$) und Knochenmasse ($r = 0,319$; $p < 0,05$). Die Zusammenhänge in der Kraftgruppe fielen am deutlichsten aus: Knochenmineraldichte ($r = 0,681$; $p < 0,01$) und Knochenmasse ($r = 0,603$; $p < 0,01$)

Signifikante Zusammenhänge zwischen der prozentualen Veränderung des Einwiederholungsmaximums (1RM) und den prozentualen Veränderungen der Knochenmineraldichte (ΔaBMD) und Knochenmasse (ΔBMC) fanden sich nur in der Kraftgruppe (Abb. 45): $r_{\Delta\text{aBMD}} = 0,493$ ($p < 0,05$) und $r_{\Delta\text{BMC}} = 0,590$ ($p < 0,01$).

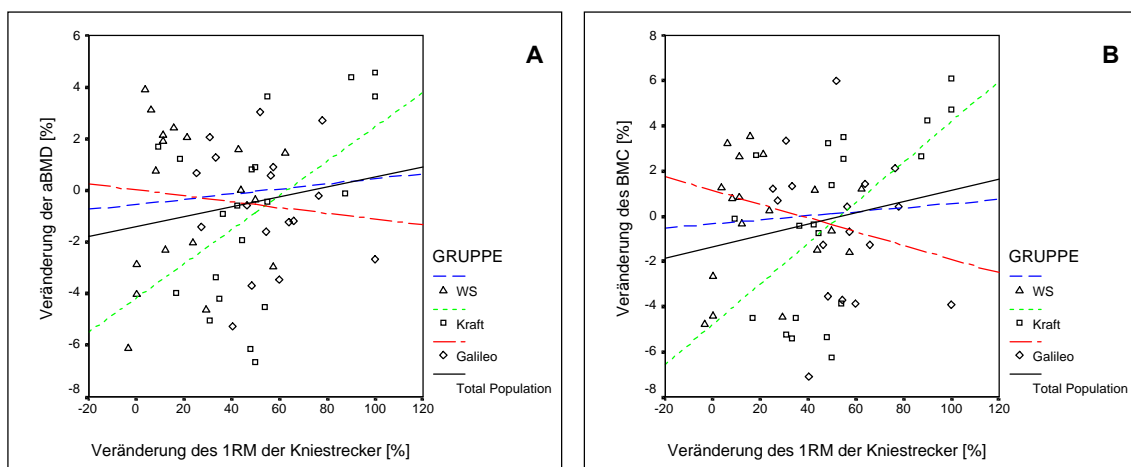


Abbildung 45. Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung der Muskelkraft der Kniestrecker (als Einwiederholungsmaximum 1RM) und der prozentualen Veränderung der Knochenmineraldichte (A) und Knochenmasse (B) im Studienverlauf. Die Korrelationsanalyse ergab nur für die Kraftgruppe einen signifikanten positiven Zusammenhang bezüglich der Veränderung der Knochenmineraldichte ($r = 0,493$; $p < 0,05$) und Knochenmasse ($r = 0,590$; $p < 0,01$)

OBERSCHENKELHALS (COLLUM)

Die flächenbezogene Knochendichte aBMD, der Knochenmineralgehalt BMC sowie die Fläche des Oberschenkelhalses zu Beginn und am Ende der Studie sind in Tabelle 10 wiedergegeben. Keine signifikanten Veränderungen des BMC innerhalb der Gruppen (Wilcoxon-MPSR-Test im gepaarten Vergleich) wurden beobachtet: $p_{WS} = 0,40$ / $p_{Galileo} = 0,25$ / $p_{Kraft} = 0,39$

Keine gruppenspezifischen Effekte bezüglich der prozentualen Änderungen des BMC (ΔBMC) und der aBMD ($\Delta aBMD$) ließen sich feststellen ($p_{\Delta BMC} = 0,91$ und $p_{\Delta aBMD} = 0,44$ mittels ANOVA).

Tabelle 10. Flächenbezogene Knochendichte aBMD und Knochenmineralgehalt BMC am Oberschenkelhals (DEXA) im Studienverlauf (Mittelwert MW \pm Standardabweichung SD)

Gruppen		aBMD[g/cm ²]		BMC [g]		Fläche [cm ²]	
		pre	post	pre	post	pre	post
WS	MW \pm SD	0,794 \pm 0,111	0,789 \pm 0,113	4,077 \pm 0,622	4,034 \pm 0,685	5,158 \pm 0,598	5,128 \pm 0,639
	N	18	18	18	18	18	18
Galileo	MW \pm SD	0,832 \pm 0,101	0,825 \pm 0,109	4,207 \pm 0,514	4,184 \pm 0,577	5,063 \pm 0,318	5,154 \pm 0,325
	N	17	17	17	17	17	17
Kraft	MW \pm SD	0,751 \pm 0,049	0,735 \pm 0,047	3,801 \pm 0,412	3,783 \pm 0,456	5,088 \pm 0,598	5,154 \pm 0,605
	N	20	20	20	20	20	20

Die flächenbezogene Knochendichte (aBMD) nahm in der Kraftgruppe signifikant um 1,99% ($\pm 3,62\%$) ab: $p_{Kraft} = 0,015$ / $p_{WS} = 0,231$ / $p_{Galileo} = 0,287$ (Wilcoxon-MPSR-Test im gepaarten Vergleich).

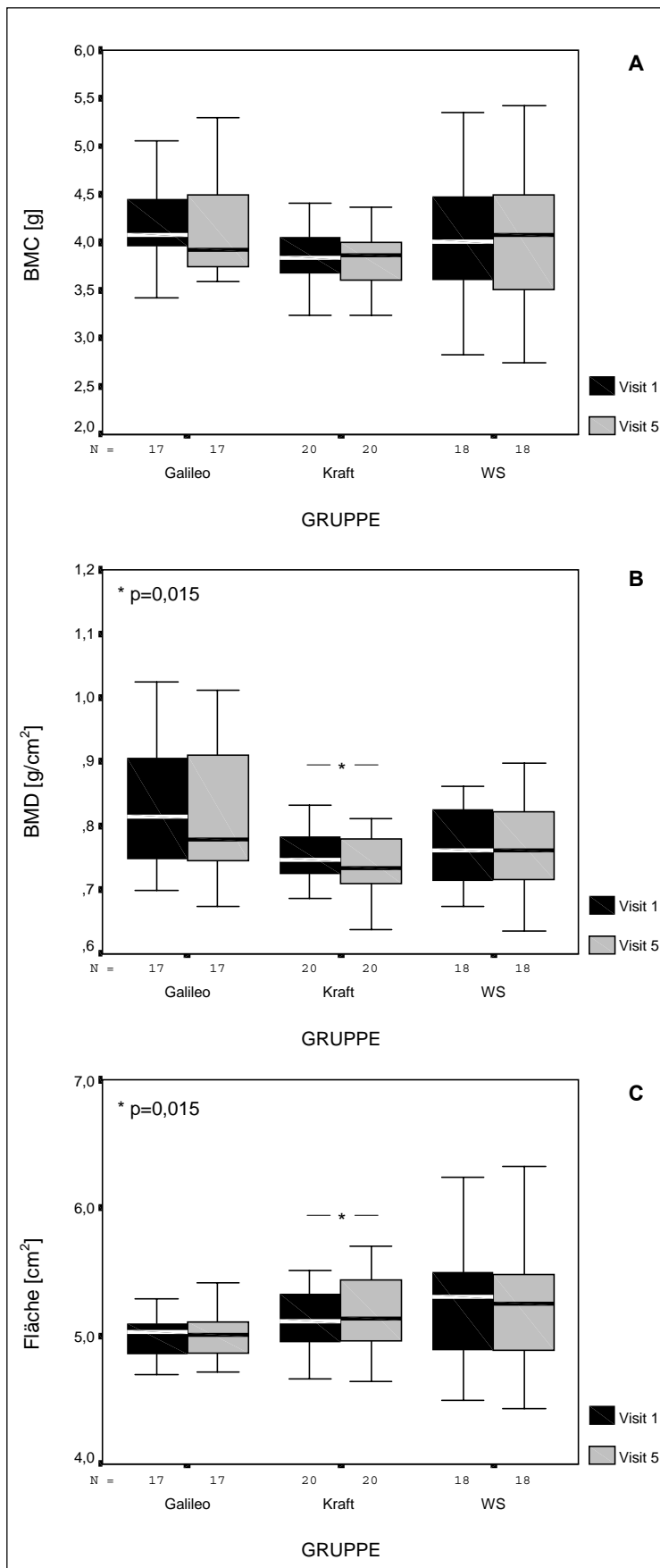
Gleichzeitig vergrößerte sich die Knochenfläche signifikant um 1,26% ($\pm 2,12\%$): $p_{Kraft} = 0,015$ / $p_{WS} = 0,34$ / $p_{Galileo} = 0,52$ (Wilcoxon-MPSR-Test im gepaarten Vergleich). Die prozentualen Veränderungen im Studienverlauf sind in Tabelle 11 zusammengefasst.

Tabelle 11. Prozentuale Veränderungen von aBMD und BMC am Oberschenkelhals (DEXA) im Studienverlauf (Mittelwert MW \pm Standardabweichung SD)

Gruppen		$\Delta aBMD$ [%]	ΔBMC [%]	Δ Fläche [%]
WS	MW \pm SD	-0,64 \pm 3,05	-1,24 \pm 4,12	-0,62 \pm 2,26
	N	18	18	18
Galileo	MW \pm SD	-0,97 \pm 3,46	-0,64 \pm 4,22	0,32 \pm 1,93
	N	17	17	17
Kraft	MW \pm SD	-1,99 \pm 3,62 ⁽¹⁾	-0,74 \pm 4,61	1,26 \pm 2,12 ⁽²⁾
	N	20	20	20

⁽¹⁾ $p=0,015$ ⁽²⁾ $p=0,015$

Abbildung 46. Veränderungen der Knochenwerte BMC (A), aBMD (B) und Fläche (C) des Oberschenkelhalses im Studienverlauf (Visit 1-5)



Ein Gruppenunterschied fand sich bezüglich der prozentualen Änderung der Knochenfläche (Δ Fläche): $p_{\Delta\text{Fläche}}=0,030$. Die Post-Hoc Analysen für multiple Vergleiche nach Bonferroni ergab einen signifikanten Unterschied zwischen der Kraft- und Wirbelsäulengruppe ($p = 0,026$; s. Abbildung 47).

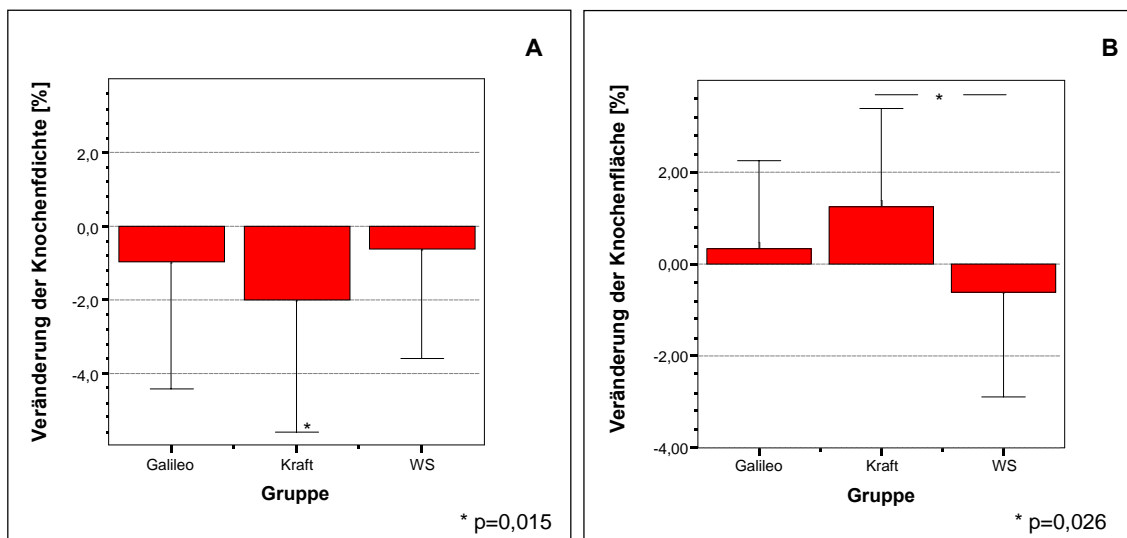


Abbildung 47. Prozentuale Änderung der Knochenmineraldichte (A) und Knochenfläche (B) des Oberschenkelhalses im Gruppenvergleich. Signifikante Abnahme der Knochenmineraldichte in der Kraftgruppe im Vorher-Nachher-Vergleich ($p = 0,015$) infolge einer signifikanten Zunahme der Knochenfläche ($p = 0,015$) bei nahezu gleichbleibender Knochenmasse (s. Tabelle 10).

ANOVA mit Post-Hoc-Analyse nach Bonferroni ergab einen signifikanten Unterschied der prozentualen Änderung der Knochenfläche zwischen Kraft- und Wirbelsäulengruppe ($p = 0,026$).

Mittels Kovarianzanalyse wurde kein Einfluss auf die prozentualen Veränderungen der Knochenmineraldichte (Δ aBMD), des Knochenmineralgehaltes (Δ BMC) und der Knochenfläche (Δ Fläche) durch das Ausgangsniveau der aBMD ($p_{\Delta\text{aBMD}}=0,62$; $p_{\Delta\text{BMC}}=0,47$; $p_{\Delta\text{Fläche}}=0,53$), des BMC ($p_{\Delta\text{aBMD}}=0,63$; $p_{\Delta\text{BMC}}=0,46$; $p_{\Delta\text{Fläche}}=0,48$) und der Fläche des Oberschenkelhalses ($p_{\Delta\text{aBMD}}=0,67$; $p_{\Delta\text{BMC}}=0,53$; $p_{\Delta\text{Fläche}}=0,57$) festgestellt. Auch das Lebensalters bei Studienbeginn ($p_{\Delta\text{aBMD}}=0,77$; $p_{\Delta\text{BMC}}=0,88$; $p_{\Delta\text{Fläche}}=0,86$), das Alter des Eintritts in die Menopause ($p_{\Delta\text{aBMD}}=0,77$; $p_{\Delta\text{BMC}}=0,83$; $p_{\Delta\text{Fläche}}=0,40$) und der Abstand zur Menopause bei Studienbeginn ($p_{\Delta\text{aBMD}}=0,39$; $p_{\Delta\text{BMC}}=0,17$; $p_{\Delta\text{Fläche}}=0,17$) sowie die Anzahl der Schwangerschaften ($p_{\Delta\text{aBMD}}=0,11$; $p_{\Delta\text{BMC}}=0,18$; $p_{\Delta\text{Fläche}}=0,92$) zeigten keinen Einfluss auf die prozentualen Veränderungen. Gleiches gilt für den anamnestisch erhobenen Trainingszustand ($p_{\Delta\text{aBMD}}=0,77$; $p_{\Delta\text{BMC}}=0,73$; $p_{\Delta\text{Fläche}}=0,79$) und die zu Studienbeginn erfasste maximale Kraft (als Einwiederholungsmaximum) der Beine ($p_{\Delta\text{aBMD}}=0,32$; $p_{\Delta\text{BMC}}=0,67$; $p_{\Delta\text{Fläche}}=0,47$) und der Arme ($p_{\Delta\text{aBMD}}=0,37$; $p_{\Delta\text{BMC}}=0,51$; $p_{\Delta\text{Fläche}}=0,91$). Die Hor-

monieinnahme in der Vergangenheit zeigte hier keinen Einfluss ($p_{\Delta_{aBMD}}=0,49$; $p_{\Delta_{BMC}}=0,52$; $p_{\Delta_{Fläche}}=0,87$). Es ließen sich keine Zusammenhänge zwischen den prozentualen Änderungen der Muskelkraft der Kniestrecke und den Knochenparameter des Oberschenkelhalses nachweisen (Abbildung 48).

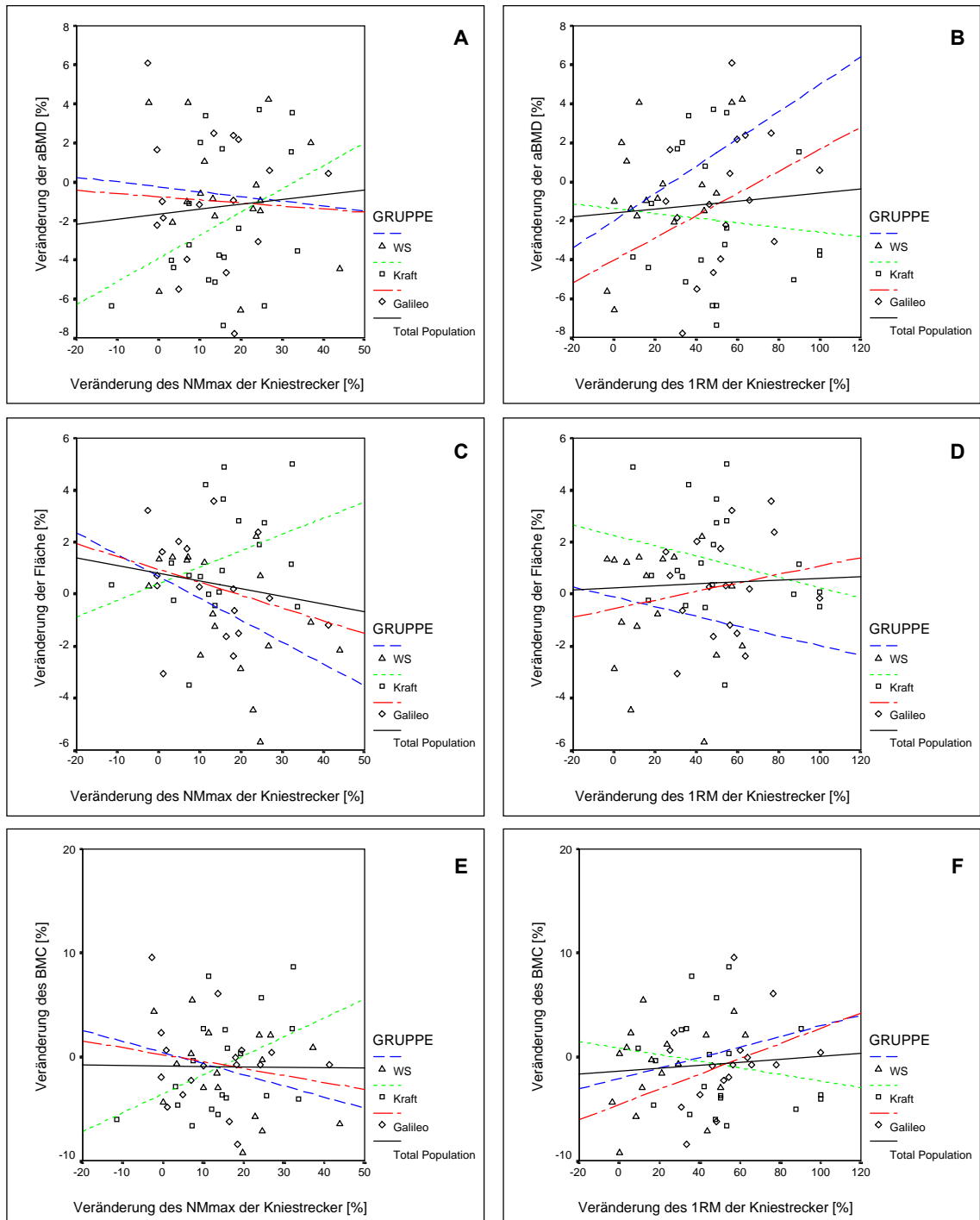


Abbildung 48. Zusammenhänge zwischen den prozentualen Änderungen der Beinkraft (als Einwiederholungsmaximum 1RM und max. isometrisches Drehmoment NMmax der Kniestreckmuskulatur) und der prozentualen Änderung der Knochenparameter (A,B) Knochenfläche (C,D) und -masse (E,F) im Studienverlauf. Die Korrelationsanalyse ergab weder für die Gesamtstichprobe noch für die einzelnen Trainingsgruppen signifikante Zusammenhänge.

4.1.2 pQCT Analysen

Am 4%-Messbereich wurden Knochenmasse BMC [mg/mm]², Gesamtfläche TOT_AREA [mm²] und Gesamtdichte TOT_DEN [mg/cm³] bestimmt. Am 14, 38 und 66%- Messbereich wurden der polare BSI [mm³], die kortikale Dichte CRT_DEN [mg/cm³] und die Gesamtfläche TOT_AREA [mm²] sowie als weiterer Parameter die berechnete endostale Fläche END_AREA (Medullarraum) als Differenz aus Gesamtfläche und kortikaler Fläche [mm²] ausgewertet. Im Folgenden werden die Veränderungen für die einzelnen Messorte und -bereiche getrennt dargestellt. Am Ende der Einzeldarstellungen werden die prozentualen Änderungen im Studienverlauf in Tabelle 28 (S.107) nochmals zusammengefasst.

04%-MESSBEREICH DES RADIUS

Der Gesamt-Knochenmineralgehalt BMC, die Gesamtdichte TOT_DEN sowie die Querschnittsfläche TOT_AREA des Radius im 4%-Messbereichs an den einzelnen Untersuchungszeitpunkten sind in Tabelle 12 - Tabelle 14 wiedergegeben.

Tabelle 12. Gesamt-Knochenflächen im 4%-Messbereich des Radius im Studienverlauf

Gruppen		TOT_AREA [mm ²]				
		Visit 1	Visit 2	Visit 3	Visit 4	Visit 5
WS	Mittelwert	301,7	298,8	298,6	295,4	301,1
	N	19	19	19	19	18
	Standardabweichung	55,6	53,8	52,1	56,5	52,3
Kraft	Mittelwert	292,5	294,7	289,1	294,5	297,6
	N	19	19	19	19	19
	Standardabweichung	40,9	41,4	40,0	38,9	39,6
Galileo	Mittelwert	297,0	299,0	296,0	297,2	297,8
	N	17	17	17	17	17
	Standardabweichung	50,8	46,6	47,8	45,1	47,3

Die Zunahme der Knochenfläche in der Kraftgruppe um 2,0% ($\pm 5,7\%$) ergab keine Signifikanz ($p = 0,222$; t -Test im gepaarten Vergleich). Es ließ sich kein signifikanter Gruppenunterschied der prozentualen Veränderungen der Knochenflächen feststellen ($p = 0,398$; ANOVA). Abbildung 49 veranschaulicht den Verlauf sowie die prozentualen Änderungen.

² Die Einheit der Masse ist als [mg/mm] angegeben, da sich die Knochenmasse [mg] auf einen 1mm dicken (Quer-)Schnitt bezieht.

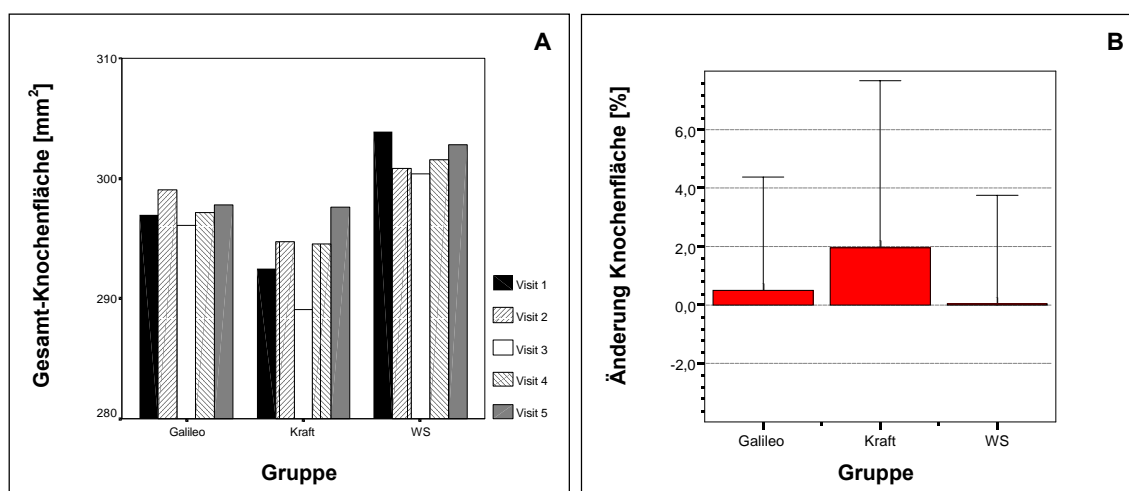


Abbildung 49. Verhalten der Knochenflächen im Studienverlauf (A) und der prozentualen Änderungen (B) im 4%-Messbereich des Radius. Die Knochenfläche in der Kraftgruppe nahm tendenziell zu ($p = 0,222$; t -Test im gepaarten Vergleich). Kein Gruppenunterschied bezüglich der prozentualen Veränderung (Visit 1-5) ließ sich im Studienjahr nachweisen ($p = 0,074$; ANOVA).

Die Gesamt-Knochenfläche nahm in der Kraftgruppe signifikant um 4,0% ($\pm 5,1\%$) ab ($p = 0,003$; t -Test im gepaarten Vergleich). ANOVA ergab keinen signifikanten Gruppenunterschied ($p = 0,126$). Abbildung 50 veranschaulicht den Verlauf sowie prozentualen Änderungen.

Die Auswertung der Knochenmassen ergab keine signifikanten Änderungen.

Tabelle 13. Gesamt-Knochenflächen im 4%-Messbereich des Radius im Studienverlauf

Gruppen		TOT_DEN [mg/cm ³]				
		Visit 1	Visit 2	Visit 3	Visit 4	Visit 5
WS	Mittelwert	335,7	339,5	338,6	326,0	331,9
	N	19	19	19	19	19
	Standardabweichung	65,8	61,1	59,8	82,4	61,2
Kraft	Mittelwert	335,5	329,3	330,3	324,6	321,3
	N	19	19	19	19	19
	Standardabweichung	45,2	46,3	44,9	36,6	40,5
Galileo	Mittelwert	351,7	353,2	347,4	347,4	345,3
	N	17	17	17	17	17
	Standardabweichung	61,2	56,9	54,0	53,4	60,6

Tabelle 14. Gesamt-Knochenmassen im 4%-Messbereich des Radius im Studienverlauf

Gruppen		BMC [mg/mm]				
		Visit 1	Visit 2	Visit 3	Visit 4	Visit 5
WS	Mittelwert	99,5	99,7	97,6	96,1	98,5
	N	19	19	19	19	19
	Standardabweichung	17,6	16,5	20,1	24,5	17,7
Kraft	Mittelwert	96,8	95,7	95,1	94,6	94,5
	N	19	19	19	19	19
	Standardabweichung	8,6	8,7	8,4	8,2	8,0
Galileo	Mittelwert	102,9	104,3	103,5	102,2	101,3
	N	17	17	17	17	17
	Standardabweichung	16,2	15,5	15,8	15,5	15,3

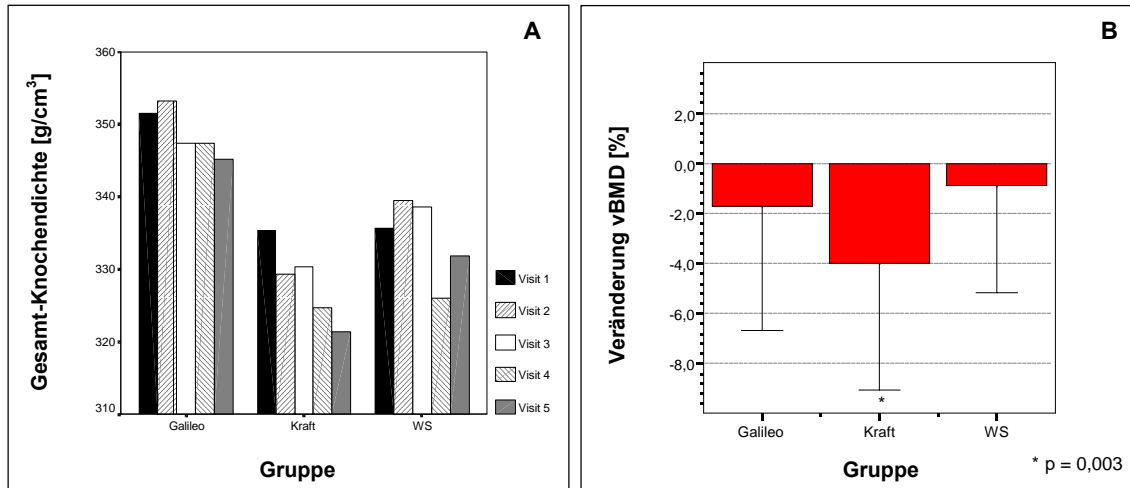


Abbildung 50. Verhalten der Gesamt-Knochendichte vBMD im Studienverlauf (A) und der prozentualen Änderungen (B) im 4%-Messbereich des Radius. Die vBMD in der Kraftgruppe nahm signifikant ab ($p = 0,003$; t -Test im gepaarten Vergleich). Kein Gruppenunterschied bezüglich der prozentualen Veränderung (Visit 1-5) ließ sich im Studienjahr nachweisen ($p = 0,126$; ANOVA).

04%-MESSBEREICH DER TIBIA

Der Gesamt-Knochenmineralgehalt BMC, die Gesamtdichte TOT_DEN sowie die Querschnittsfläche TOT_AREA des Radius im 4%-Messbereichs an den einzelnen Untersuchungszeitpunkten sind in Tabelle 15 - Tabelle 17 wiedergegeben.

Tabelle 15. Gesamt-Knochenflächen im 4%-Messbereich der Tibia im Studienverlauf

Gruppen	TOT_AREA [mm²]					
	Visit 1	Visit 2	Visit 3	Visit 4	Visit 5	
WS	Mittelwert	1135,2	1135,8	1136,6	1130,0	1128,6
	N	17	17	17	17	17
	Standardabweichung	155,0	158,7	147,0	135,0	147,8
Kraft	Mittelwert	1073,9	1067,7	1086,9	1067,3	1064,3
	N	19	19	18	17	19
	Standardabweichung	158,5	160,4	162,7	174,1	148,8
Galileo	Mittelwert	1062,8	1064,0	1069,7	1059,7	1084,8
	N	15	15	15	15	15
	Standardabweichung	137,1	146,0	150,4	145,4	145,5

Die Knochenfläche in der Galileogruppe nahm im Studienjahr signifikant ($p = 0,038$; t -Test im gepaarten Vergleich) um 2,1% ($\pm 3,6\%$) zu. Ein signifikanter Gruppenunterschied der prozentualen Veränderungen der Knochenflächen ließ sich zwischen der Galileo- und Wirbelsäulengruppe feststellen ($p = 0,035$; ANOVA mit Post Hoc Analyse nach Bonferroni). Abbildung 51 veranschaulicht den Verlauf sowie die prozentualen Änderungen.

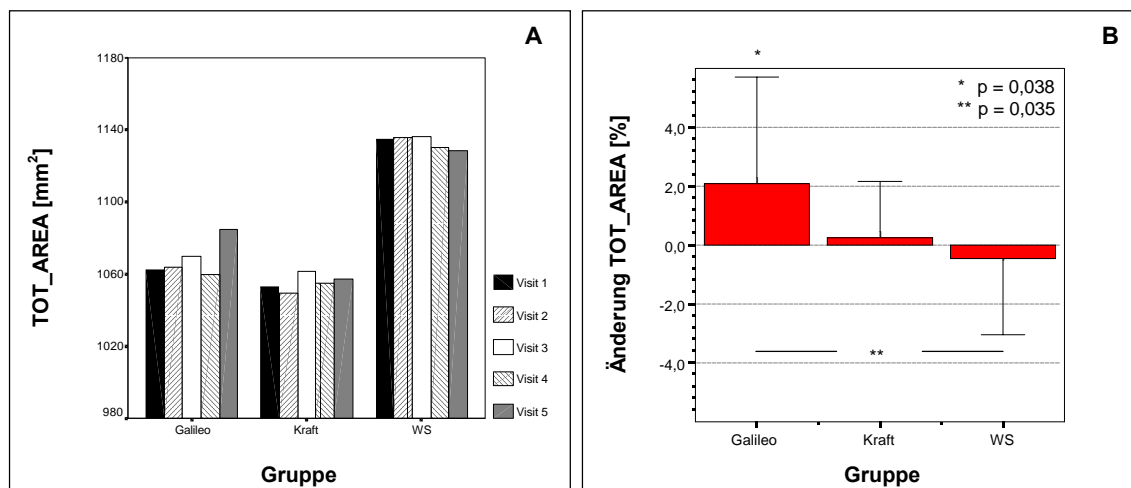


Abbildung 51. Verhalten der Knochenflächen im Studienverlauf (A) und der prozentualen (B) Änderungen der Knochenfläche im 4%-Messbereich des Radius. Die Knochenfläche in der Kraftgruppe nahm tendenziell zu ($p = 0,038$; t -Test im gepaarten Vergleich). ANOVA mit Post-Hoc Analyse nach Bonferroni ergab einen Gruppenunterschied bezüglich der prozentualen Veränderung im Studienjahr (Visit 1-5) zwischen Galileo- und Wirbelsäulengruppe ($p = 0,035$).

Die Auswertung der Gesamt-Knochenmassen und -dichten ergab keine signifikanten Änderungen innerhalb der Gruppen. Auch ließen sich keine gruppenspezifische Unterschiede feststellen.

Tabelle 16. Gesamt-Knochendichten im 4%-Messbereich der Tibia im Studienverlauf

Gruppen		TOT_DEN [mg/cm³]				
		Visit 1	Visit 2	Visit 3	Visit 4	Visit 5
WS	Mittelwert	255,5	254,5	255,0	254,0	254,1
	N	17	17	17	17	17
	Standardabweichung	32,9	30,4	32,8	32,6	33,0
Kraft	Mittelwert	258,5	259,4	254,4	263,1	256,2
	N	19	19	18	17	19
	Standardabweichung	31,3	31,7	31,2	27,7	30,2
Galileo	Mittelwert	269,0	270,1	267,9	267,9	265,4
	N	15	15	15	15	15
	Standardabweichung	38,6	39,8	39,5	39,8	38,3

Tabelle 17. Gesamt-Knochenmassen im 4%-Messbereich der Tibia im Studienverlauf

Gruppen		BMC [mg/mm]				
		Visit 1	Visit 2	Visit 3	Visit 4	Visit 5
WS	Mittelwert	289,1	288,4	288,8	286,4	285,9
	N	17	17	17	17	17
	Standardabweichung	50,1	49,9	47,7	47,9	48,6
Kraft	Mittelwert	272,1	271,1	270,9	273,8	270,1
	N	19	19	18	17	19
	Standardabweichung	21,7	21,6	20,7	17,2	19,6
Galileo	Mittelwert	283,3	284,6	283,8	281,1	285,1
	N	15	15	15	15	15
	Standardabweichung	38,3	39,7	39,3	39,5	38,9

14%-MESSBEREICH DES RADIUS

Die Werte der Gesamt-Knochenflächen TOT_AREA, Flächen des Medullarraums als Differenz aus Gesamt- und Kortikalisfläche END_AREA (endostale Fläche), des Knochenfestigkeitsindex BSI sowie die der kortikalen Knochendichten CRT_DEN des Radius im 14%-Messbereichs für die einzelnen Untersuchungszeitpunkte sind in Tabelle 18 und Tabelle 19 wiedergegeben.

Tabelle 18. Gesamt- und endostale Knochenflächen im 14%-Messbereich des Radius im Studienverlauf

Gruppen	TOT_AREA [mm ²]					END_AREA [mm ²]					
	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	
WS	MW	147,4	147,0	146,8	147,3	146,6	77,9	78,0	77,4	78,0	77,1
	N	18	18	18	18	18	18	18	18	18	18
	SD	21,0	20,8	20,7	20,8	21,1	20,6	20,3	19,7	20,4	20,6
Kraft	MW	142,0	142,8	142,4	142,7	142,4	73,3	74,0	73,8	74,2	74,6
	N	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
	SD	23,9	22,8	23,7	23,2	21,8	20,0	18,9	19,9	18,9	18,8
Galileo	MW	146,2	146,4	146,6	146,6	146,8	74,5	75,1	75,5	75,7	75,8
	N	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16
	SD	24,1	24,1	24,3	23,7	24,8	20,7	21,4	21,2	20,5	22,2

Die Auswertungen ergaben eine leichte tendenzielle Zunahme der Gesamt-Knochenfläche sowie eine leichte, aber nicht signifikante Vergrößerung des Medullarraums in der Galileo- und Kraftgruppe. Die Wirbelsäulengruppe zeigte demgegenüber einen leicht gegenläufigen Trend. Keine signifikanten Gruppenunterschiede des Verhaltens dieser beiden Parameter waren nachweisbar (ANOVA).

Abbildung 52 und Abbildung 53 veranschaulichen die Verläufe der gemessenen Parameter graphisch.

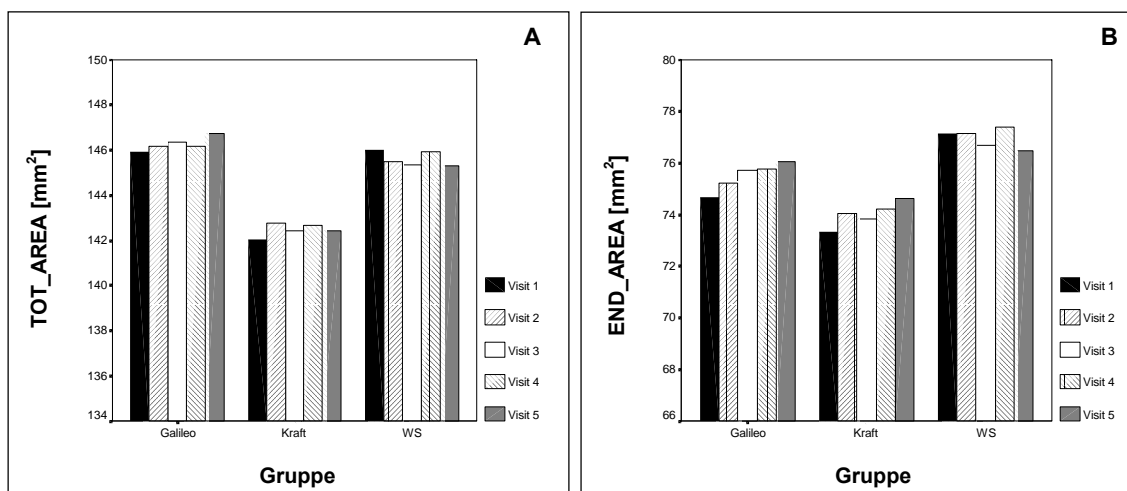
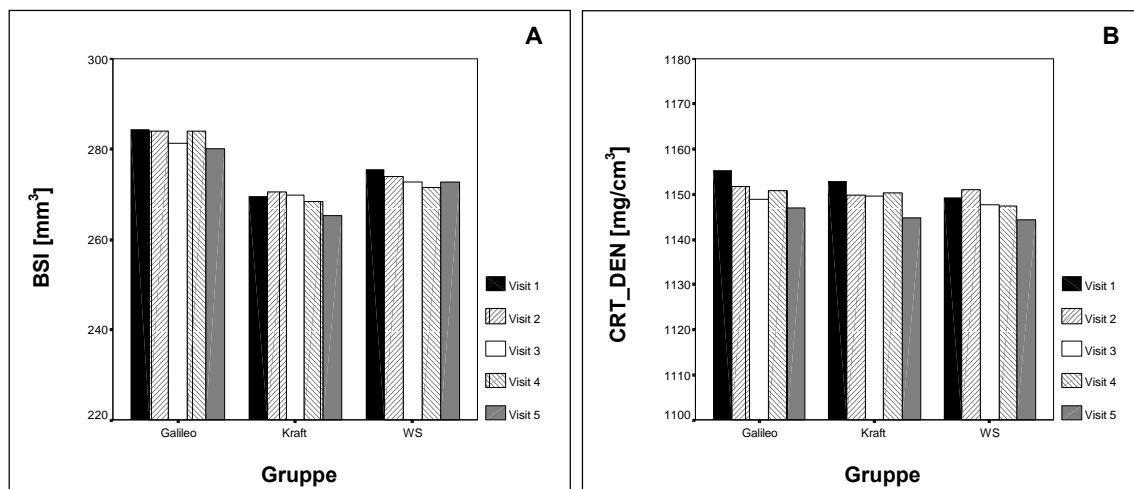


Abbildung 52. Verlauf der Knochenfläche (A) und der Fläche des Medullarraums (B) im 14%-Messbereich des Radius. Keine signifikanten Änderungen beider Werte und keine Gruppenunterschiede waren feststellbar.

Tabelle 19. Knochenfestigkeitsindex BSI und kortikale Knochendichten im 14%-Messbereich des Radius im Studienverlauf

Gruppen	BSI [mm ³]					CRT_DEN [mg/cm ³]					
	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	
WS	MW	275,5	273,8	272,6	271,6	272,8	1149,1	1151,1	1147,5	1146,9	1143,8
	N	19	19	19	19	19	18	18	18	18	18
	SD	49,7	50,9	49,5	48,1	48,3	32,	37,0	35,5	38,0	35,6
Kraft	MW	269,6	270,6	269,9	268,4	265,2	1152,8	1149,8	1149,4	1150,2	1144,9
	N	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
	SD	51,7	46,5	49,5	50,2	46,2	31,4	34,9	30,9	35,1	36,4
Galileo	MW	284,6	283,9	281,3	284,1	280,0	1155,7	1152,2	1148,6	1150,0	1147,5
	N	17	17	17	17	17	16	16	16	16	16
	SD	60,5	58,1	58,0	64,7	57,4	30,1	34,9	33,9	28,8	31,4

Die Auswertungen ergaben eine nur leichte tendenzielle Abnahme des BSI sowie der kortikalen Knochendichte in allen Gruppen. Keine Gruppenunterschiede des Verhaltens dieser beiden Parameter waren nachweisbar (ANOVA).



14%-MESSBEREICH DER TIBIA

Die Werte der Gesamt-Knochenflächen, Flächen des Medullarraums als Differenz aus Gesamt- und Kortikalisfläche (endostale Fläche), des Knochenfestigkeitsindex BSI sowie die, der kortikalen Knochendichten vBMD der Tibia im 14%-Messbereichs an den einzelnen Untersuchungszeitpunkten sind in Tabelle 20 und Tabelle 21 wiedergegeben.

Tabelle 20. Gesamt- und endostale Knochenflächen im 14%-Messbereich der Tibia im Studienverlauf

Gruppen		TOT_AREA [mm ²]					END_AREA [mm ²]				
		V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5
WS	MW	505,0	506,0	505,4	505,8	505,5	353,2	355,5	354,6	355,1	354,6
	N	18	18	18	18	18	18	18	18	18	18
	SD	65,8	66,3	65,4	64,5	64,8	64,4	65,6	65,3	63,6	63,6
Kraft	MW	462,6	462,6	466,8	464,2	463,0	304,0	304,3	307,9	304,3	305,0
	N	20	20	19	18	20	20	20	19	18	20
	SD	80,3	80,1	81,4	86,3	80,8	83,7	84,1	86,1	91,2	85,3
Galileo	MW	470,8	470,6	470,8	471,9	473,2	320,6	319,9	321,1	322,4	325,4
	N	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16
	SD	72,2	72,0	72,4	72,9	71,9	80,3	81,5	81,1	82,1	81,6

Bei keiner Auswertung der Flächenänderungen ergaben sich signifikante Unterschiede im gepaarten oder ungepaarten Vergleich.

Abbildung 54 und Abbildung 55 veranschaulichen die Verläufe der gemessenen Parameter graphisch.

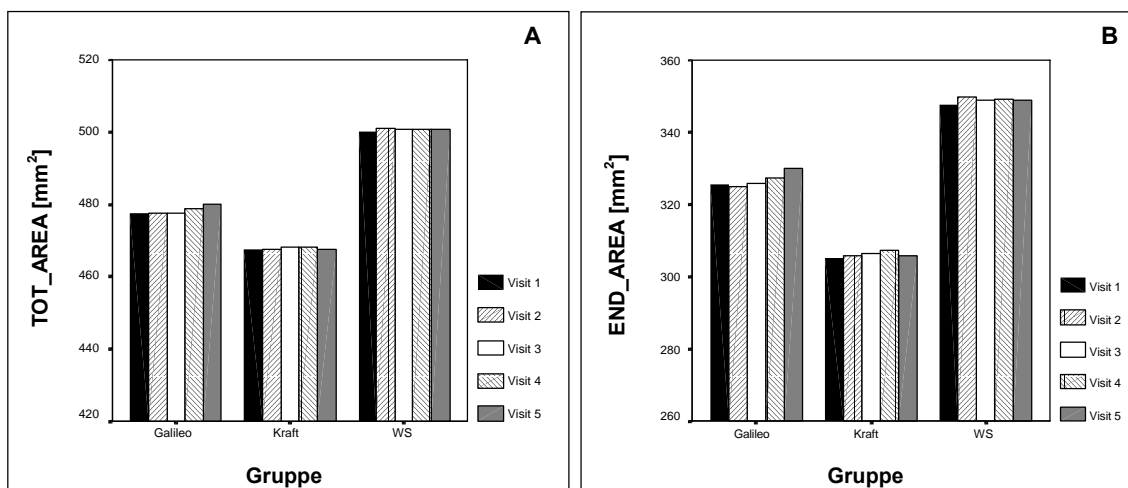
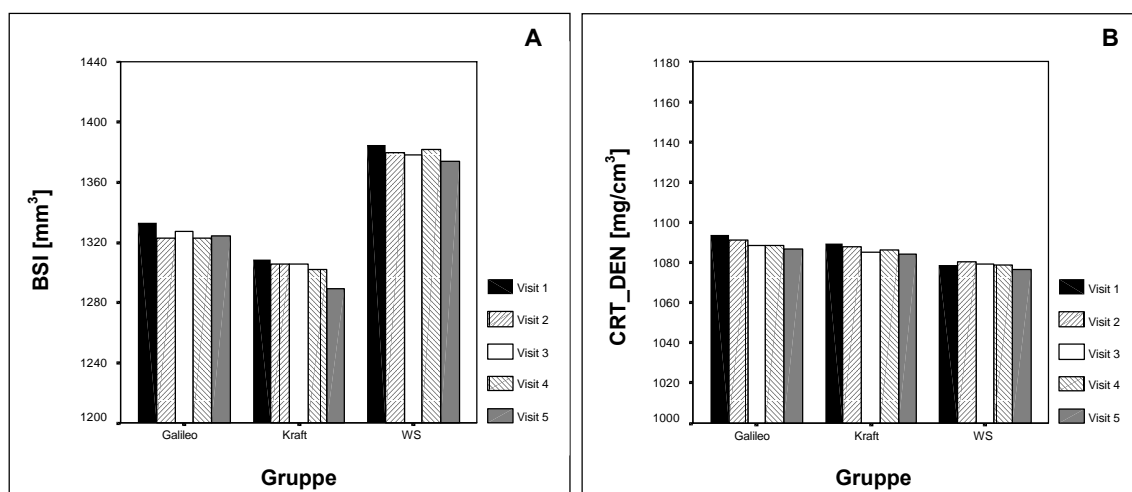


Abbildung 54. Verlauf der Knochenfläche (A) und der Fläche des Medullarraums (B) im 14%-Messbereich der Tibia. Keine signifikanten Änderungen beider Werte waren feststellbar.

Tabelle 21. Knochenfestigkeitsindex BSI und kortikale Knochendichten im 14%-Messbereich der Tibia im Studienverlauf

Gruppen	BSI [mm ³]					CRT_DEN [mg/cm ³]					
	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	
WS	MW	1333,2	1322,7	1327,1	1322,8	1324,4	1077,5	1079,5	1078,7	1078,1	1076,0
	N	17	17	17	17	17	18	18	18	18	18
	SD	213,8	210,3	210,5	215,1	205,8	24,1	25,3	22,8	23,9	24,4
Kraft	MW	1308,6	1305,5	1305,8	1301,8	1289,1	1088,8	1087,3	1082,8	1088,1	1083,3
	N	20	20	20	20	20	20	20	19	18	20
	SD	184,6	187,0	182,4	189,4	183,8	42,7	44,5	44,3	46,5	45,5
Galileo	MW	1384,6	1379,3	1378,6	1382,1	1373,9	1092,3	1089,7	1087,1	1086,4	1085,4
	N	19	19	19	19	19	16	16	16	16	16
	SD	221,5	210,6	213,4	224,3	210,7	47,6	47,6	50,3	49,1	48,0

Die Auswertungen des Verlaufs des BSI und der kortikalen Knochendichten ergaben eine nur leichte tendenzielle Abnahme beider Parameter in allen Gruppen. Keine Gruppenunterschiede des Verhaltens dieser beiden Parameter waren nachweisbar (ANOVA).

**Abbildung 55.** Verlauf des BSI (A) und der kortikalen Knochendichte (B) im 14%-Messbereich der Tibia. Tendenzielle, nicht signifikante Abnahmen beider Werte waren feststellbar.

38%-MESSBEREICH DES RADIUS

Die Werte der Gesamt-Knochenflächen TOT_AREA, Flächen des Medullarraums als Differenz aus Gesamt- und Kortikalisfläche END_AREA (endostale Fläche), des Knochenfestigkeitsindex BSI sowie die, der kortikalen Knochendichten CRT_DEN des Radius im 38%-Messbereichs an den einzelnen Untersuchungszeitpunkten sind in Tabelle 22 und Tabelle 23 wiedergegeben.

Tabelle 22. Gesamt- und endostale Knochenflächen im 38%-Messbereich des Radius im Studienverlauf

Gruppen		TOT_AREA [mm ²]					END_AREA [mm ²]				
		V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5
WS	MW	118,7	119,1	118,8	118,5	118,4	39,5	39,9	39,9	39,6	39,7
	N	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
	SD	11,1	11,6	11,7	11,5	11,4	9,6	9,9	9,7	9,6	9,3
Kraft	MW	118,0	118,2	118,0	118,0	118,3	40,1	41,3	40,8	40,8	41,7
	N	19	19	19	18	19	19	19	19	18	19
	SD	16,4	16,5	15,9	16,5	16,5	13,1	13,4	13,6	14,0	14,2
Galileo	MW	119,9	119,5	119,5	119,7	119,5	37,2	36,9	37,2	37,6	37,0
	N	17	17	17	17	17	17	17	17	17	17
	SD	12,5	12,1	12,3	12,2	12,4	10,4	11,1	10,6	10,5	11,2

Bei keiner Auswertung der Flächenänderungen ergaben sich signifikante Unterschiede im gepaarten oder ungepaarten Vergleich.

Abbildung 56 und Abbildung 57 veranschaulichen die Verläufe der gemessenen Parameter graphisch.

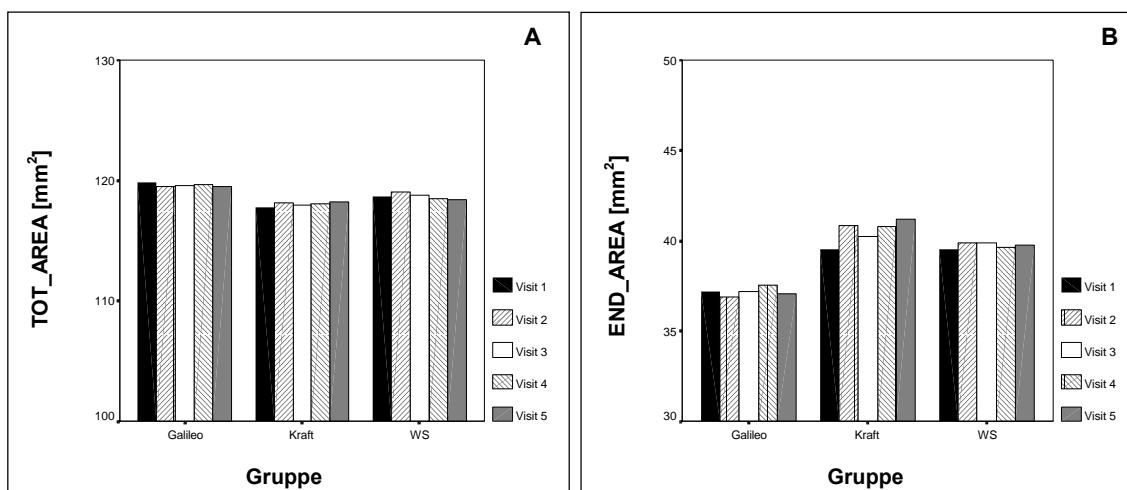
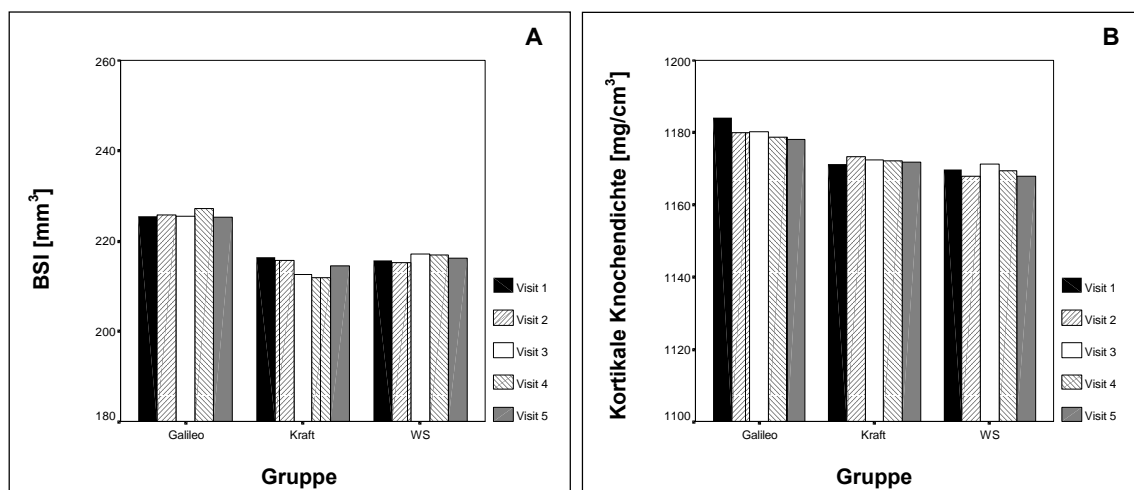


Abbildung 56. Verlauf der Knochenfläche (A) und der Fläche des Medullarraums (B) im 38%-Messbereich des Radius. Keine signifikanten Änderungen beider Werte waren feststellbar.

Tabelle 23. Knochenfestigkeitsindex BSI und kortikale Knochendichten im 38%-Messbereich des Radius im Studienverlauf

Gruppen		BSI [mm ³]					CRT_DEN [mg/cm ³]				
		V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5
WS	MW	215,7	215,1	217,2	217,0	216,2	1169,9	1168,1	1171,2	1169,3	1168,1
	N	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
	SD	28,8	28,2	27,5	29,2	28,5	31,3	31,7	32,4	33,9	31,5
Kraft	MW	216,5	215,7	212,5	211,8	214,4	1169,6	1171,6	1170,8	1172,2	1169,4
	N	20	20	20	20	20	19	19	19	18	19
	SD	39,1	38,2	35,0	37,1	34,3	37,7	40,5	36,5	40,3	42,9
Galileo	MW	225,6	225,8	225,5	227,2	225,3	1184,1	1179,9	1180,2	1178,9	1178,1
	N	17	17	17	17	17	17	17	17	17	17
	SD	34,9	36,9	35,5	37,8	36,8	31,9	33,2	34,6	31,6	33,7

BSI und kortikalen Knochendichten blieben im Studienverlauf nahezu konstant. Keine signifikanten Änderungen dieser Parameter waren im gepaarten oder ungepaarten Vergleich zu beobachten.



38%-MESSBEREICH DER TIBIA

Die Werte der Gesamt-Knochenflächen TOT_AREA, Flächen des Medullarraums als Differenz aus Gesamt- und Kortikalisfläche END_AREA (endostale Fläche), des Knochenfestigkeitsindex BSI sowie die der kortikalen Knochendichten CRT_DEN der Tibia im 38%-Messbereichs an den einzelnen Untersuchungszeitpunkten sind in Tabelle 24 und Tabelle 25 wiedergegeben.

Tabelle 24. Gesamt- und endostale Knochenflächen im 38%-Messbereich der Tibia im Studienverlauf

Gruppen	TOT_AREA [mm ²]					END_AREA [mm ²]					
	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	
WS	MW	390,9	391,0	391,1	391,4	392,7	130,0	130,3	131,0	131,1	130,7
	N	18	18	18	18	18	18	18	18	18	18
	SD	43,8	43,4	43,5	44,6	44,3	27,3	27,1	26,9	27,7	27,9
Kraft	MW	380,0	379,3	381,4	382,1	380,5	123,0	123,1	126,2	124,9	125,7
	N	18	18	17	16	18	18	18	17	16	18
	SD	46,0	46,3	46,4	48,8	46,2	31,7	32,5	32,7	35,6	34,0
Galileo	MW	379,8	380,0	380,5	379,8	380,6	112,3	112,9	113,1	113,3	113,0
	N	16	16	16	16	16	16	16	16	16	16
	SD	40,3	40,0	40,2	39,2	40,6	26,2	27,1	26,4	27,3	28,2

Die Auswertungen ergaben eine minimale tendenzielle Zunahme der Gesamt-Knochenfläche sowie eine entsprechende tendenzielle Vergrößerung des Medullarraums in alle drei Gruppen. Keine signifikanten Gruppenunterschiede des Verhaltens dieser beiden Parameter waren nachweisbar (ANOVA).

Abbildung 58 und Abbildung 59 veranschaulichen die Verläufe der gemessenen Parameter graphisch.

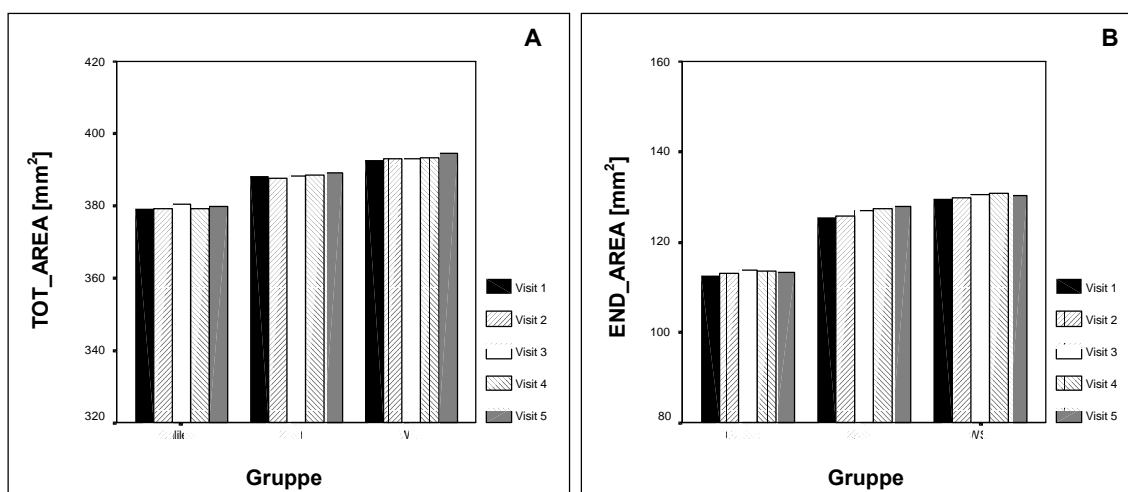
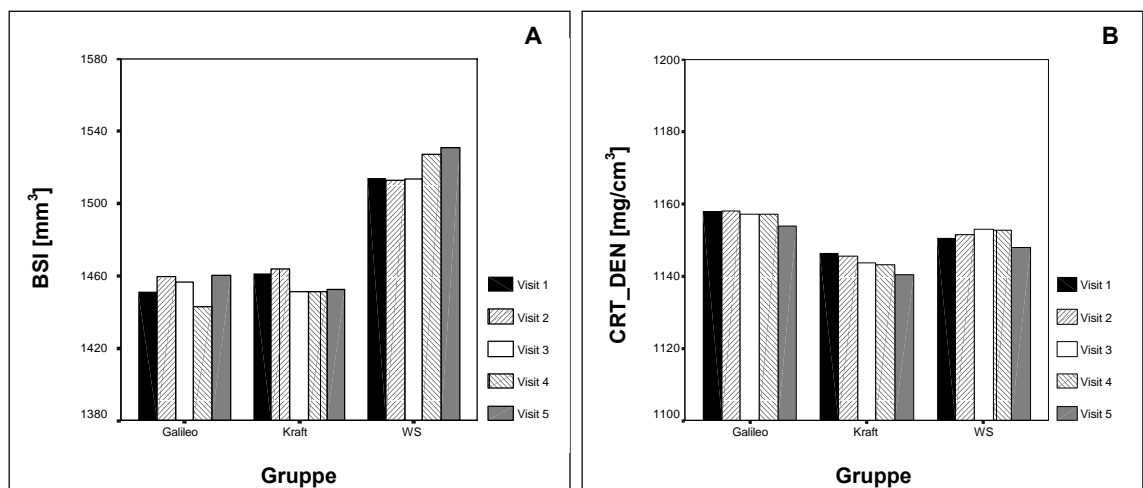


Abbildung 58. Verlauf der Knochenfläche (A) und der Fläche des Medullarraums (B) im 38%-Messbereich der Tibia. Keine signifikanten Änderungen beider Werte waren feststellbar.

Tabelle 25. Knochenfestigkeitsindex BSI und kortikale Knochendichten im 38%-Messbereich der Tibia im Studienverlauf

Gruppen		BSI [mm ³]					CRT_DEN [mg/cm ³]				
		V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5
WS	MW	1514,1	1513,1	1513,3	1527,5	1530,7	1150,3	1151,3	1152,5	1152,5	1147,5
	N	19	19	19	19	19	18	18	18	18	18
	SD	235,8	232,4	240,5	239,7	236,4	25,6	26,1	25,7	27,6	26,0
Kraft	MW	1461,2	1463,9	1451,5	1451,5	1452,2	1144,8	1143,2	1143,1	1141,9	1139,1
	N	20	20	20	20	20	18	18	17	16	18
	SD	263,5	262,5	265,5	259,4	259,8	33,8	33,0	37,3	35,2	37,9
Galileo	MW	1451,5	1459,4	1456,5	1443,2	1460,5	1157,6	1157,2	1156,7	1156,3	1152,9
	N	17	17	17	17	17	16	16	16	16	16
	SD	209,8	215,2	220,5	206,1	215,2	39,2	38,1	36,4	37,1	37,3

Bei keiner Auswertung des BSI oder der kortikalen Knochendichte ergaben sich signifikante Unterschiede im gepaarten oder ungepaarten Vergleich.



66%-MESSBEREICH DER TIBIA

Die Werte der Gesamt-Knochenflächen TOT_AREA, Flächen des Medullarraums als Differenz aus Gesamt- und Kortikalisfläche END_AREA (endostale Fläche), des Knochenfestigkeitsindex BSI sowie die der kortikalen Knochendichten CRT_DEN der Tibia im 66%-Messbereichs an den einzelnen Untersuchungszeitpunkten sind in Tabelle 26 und Tabelle 27 wiedergegeben. Zusätzlich wurden die Differenz aus der prozentualen Änderung von TOT_AREA (Indikator für periostalen Aufbau) und END_AREA (Indikator für endostalen Abbau) berechnet.

Tabelle 26. Gesamt- und Medullarraumflächen im 66%-Messbereich der Tibia im Studienverlauf

Gruppen	TOT_AREA [mm ²]			END_AREA [mm ²]			
	Visit 1	Visit 3	Visit 5	Visit 1	Visit 3	Visit 5	
WS	Mittelwert	545,1	545,5	548,0	259,7	261,6	263,6
	N	16	16	16	16	16	16
	Standardabweichung	67,5	68,6	67,0	45,1	45,2	44,7
Kraft	Mittelwert	527,8	535,9	528,1	253,5	260,7	253,7
	N	18	17	18	18	17	18
	Standardabweichung	80,2	85,2	81,7	66,2	74,0	70,8
Galileo	Mittelwert	520,3	519,5	521,9	236,8	236,2	237,8
	N	15	15	15	15	15	15
	Standardabweichung	58,8	58,4	60,4	52,7	52,3	54,9

Die Auswertungen (Abbildung 60-B) ergaben im Studienverlauf eine signifikante ($p = 0,015$) Vergrößerung der endostalen Fläche in der Wirbelsäulengymnastik-Gruppe (+1,8%), eine nur minimale Vergrößerung in der Galileogruppe (+0,2%) und eine leichte Verkleinerung des Medullarraums in der Kraftgruppe (-0,2%). Kein signifikanter Gruppenunterschied des Verhaltens dieses Parameters war nachweisbar (ANOVA).

Keine signifikante oder auffällige Änderungen der Gesamt-Knochenfläche konnten festgestellt werden. Abbildung 60-C verdeutlicht die minimale Zunahme der Knochenfläche in der WS- und Galileogruppe.

Die Differenz aus periostaler und endostaler prozentualer Flächenänderung (Abbildung 60-D) ergab für die Kraftgruppe eine leicht positive Bilanz (+0,4%), eine ausgeglichene Bilanz für die Galileogruppe (+0,0%) und eine negative Bilanz für die Wirbelsäulengymnastikgruppe (-1,2%). Die unterschiedlichen Änderungen erreichten keine Signifikanz (ANOVA).

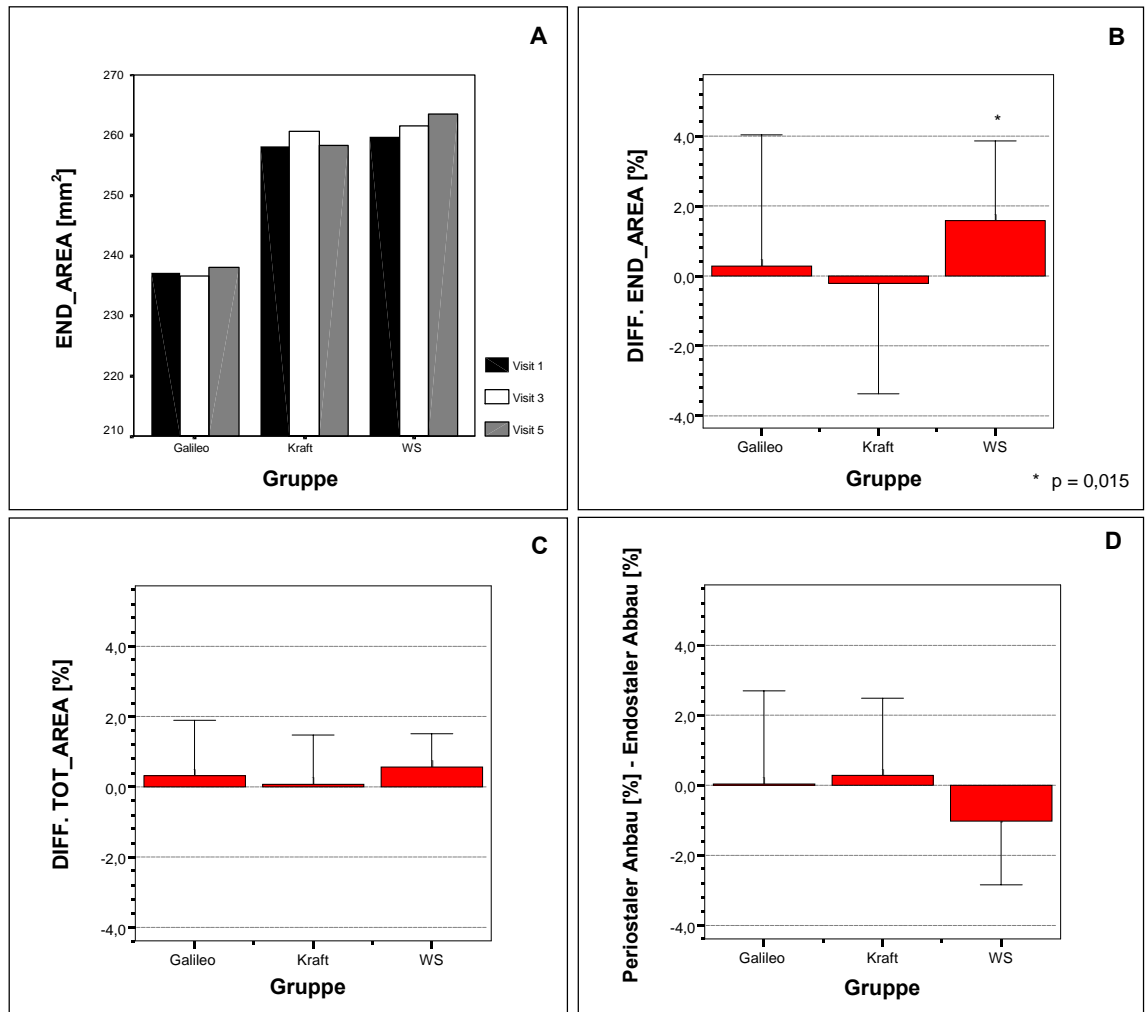


Abbildung 60. Verlauf und prozentuale Veränderungen verschiedener geometrischer Flächenparameter der Tibia im 66%-Messbereich. Der Medullarraum vergrößerte sich in der WS-Gruppe signifikant ($p = 0,015$; t -Test im gepaarten Vergleich). Die Auswertung der prozentualen Flächenänderungen ergab eine tendenziell leicht positive Bilanz in der Kraftgruppe und eine deutlich negative Bilanz in der WS-Gruppe.

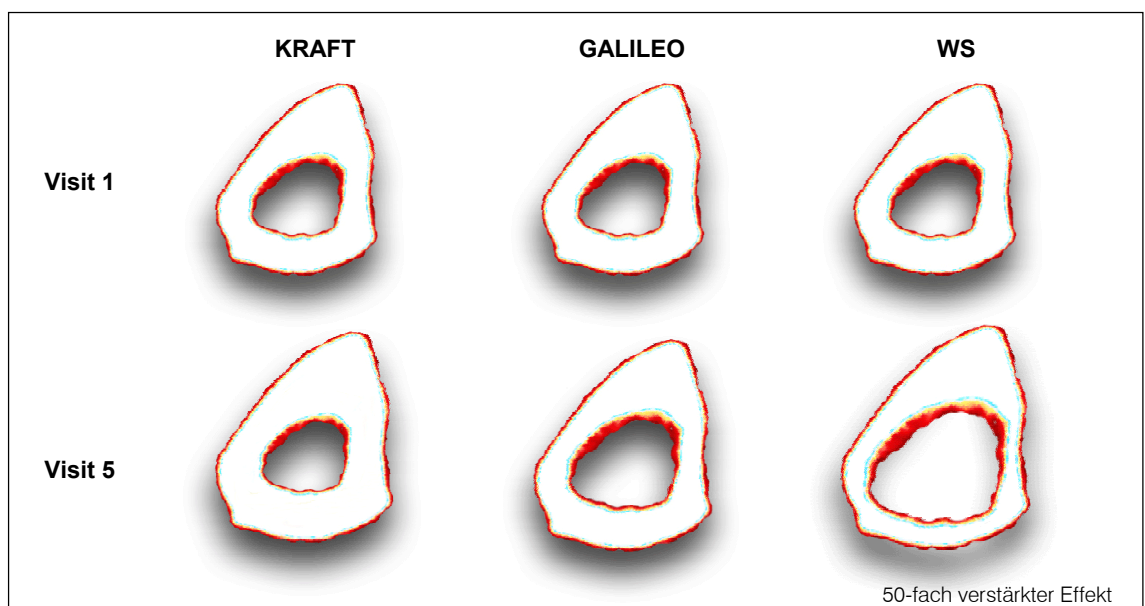


Abbildung 61. Gruppenspezifische geometrische Veränderungen der Tibia im 66%-Messbereich. Die prozentualen Änderungen der Gesamtknochenfläche und des Medullarraums im Studienverlauf (Visit 1-5) wurden zur bildlichen Veranschaulichung 50-fach verstärkt.

Abbildung 61 veranschaulicht die Bilanz der prozentualen Flächenänderungen im Studienverlauf anhand eines pQCT-Schnittbildes der Tibia im 66%-Messbereich. Um die Änderungen sichtbar zu machen, wurden die prozentualen Änderungen der Gesamtfläche und des endostalen Raums 50-fach verstärkt und mittels Bildbearbeitung entsprechend geändert.

Tabelle 27. Kortikale Knochendichten und Knochenfestigkeitsindex BSI im 66%-Messbereich der Tibia im Studienverlauf

Gruppen		CRT_DEN [mg/cm ³]			BSI [mm ³]		
		Visit 1	Visit 3	Visit 5	Visit 1	Visit 3	Visit 5
WS	Mittelwert	1092,7	1092,5	1089,9	2136,3	2142,7	2167,3
	N	16	16	16	16	16	16
	Standardabweichung	27,8	30,3	26,8	359,4	360,5	360,1
Kraft	Mittelwert	1096,4	1088,6	1089,9	2040,0	2018,0	2021,0
	N	18	17	18	18	17	18
	Standardabweichung	33,1	41,5	38,9	397,1	386,1	383,0
Galileo	Mittelwert	1105,4	1104,3	1103,0	1994,6	2009,3	2012,1
	N	15	15	15	15	15	15
	Standardabweichung	36,6	37,0	36,6	308,1	323,5	323,5

Der BSI nahm im Studienverlauf in der WS-Gruppe um 1,5% ($\pm 2,2\%$) signifikant zu (*t*-Test im gepaarten Vergleich; $p = 0,044$). Kein signifikanter Gruppenunterschied ließ sich feststellen. Die Auswertung der kortikalen Knochendichte ergab keine signifikante Veränderungen im gepaarten oder ungepaarten Vergleich.

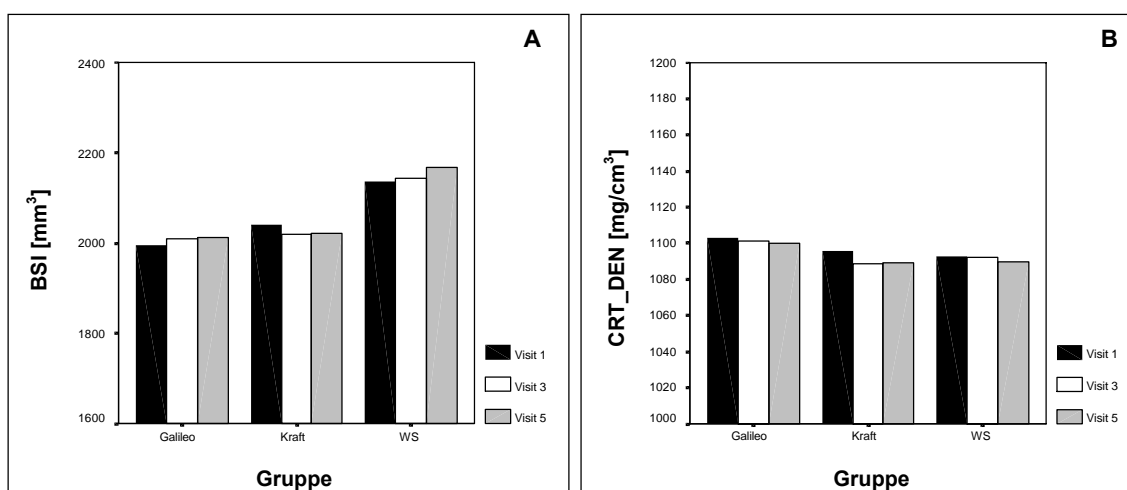


Abbildung 62. Verlauf des BSI (A) und der kortikalen Knochendichte (B) im 66%-Messbereich der Tibia. Keine signifikanten Änderungen Werte waren feststellbar.

4.1.2.1 pQCT Analysen: Zusammenfassung und Korrelationen

Um einen besseren Überblick über die oben dargestellten Änderungen der ausgewerteten Parameter zu erhalten, werden diese als prozentuale Veränderungen von Visit 1 zu Visit 5 in Tabelle 28 zusammengefasst.

Tabelle 28. Zusammenfassung der prozentualen Änderungen des BSI, der Gesamt-Knochendichte (TOT_DEN), der kortikalen Knochendichte (CRT_DEN), der Gesamt-Knochenfläche (TOT_AREA) sowie der Fläche des Medullarraums (END_AREA) im Studienverlauf (Visit 1-5) als Mittelwerte \pm Standardabweichung mit den jeweiligen signifikanten Änderungen innerhalb der Gruppen (mittels gepaartem *t*-Test)

		Tibia				Radius		
		4%	14%	38%	66%	4%	14%	38%
BSI	WS		-0,7 \pm 2,2	1,2 \pm 2,0	1,5 \pm 2,8*		-0,9 \pm 2,8	0,3 \pm 3,2
	Kraft		-1,4 \pm 3,1	-0,6 \pm 2,5	-0,8 \pm 2,8		-1,3 \pm 5,0	-0,6 \pm 4,6
	Galileo		-0,6 \pm 2,0	0,6 \pm 2,2	0,8 \pm 2,2		-1,5 \pm 2,8	-0,1 \pm 4,7
TOT_DEN	WS	-0,5 \pm 2,2				-0,9 \pm 4,3		
	Kraft	0,2 \pm 4,8				-4,0 \pm 5,1**		
	Galileo	-1,4 \pm 1,5				-1,7 \pm 4,9		
CRT_DEN	WS		-0,2 \pm 0,5	-0,2 \pm 0,7	-0,8 \pm 1,2		-0,5 \pm 1,1	-0,2 \pm 1,2
	Kraft		-0,5 \pm 1,1	-0,5 \pm 1,3	-0,8 \pm 2,3		-0,7 \pm 1,2	-0,0 \pm 1,2
	Galileo		-0,6 \pm 0,8	-0,4 \pm 0,8	-0,7 \pm 1,4		-0,7 \pm 1,2	-0,5 \pm 1,0
TOT_AREA	WS	-0,5 \pm 2,6	0,1 \pm 0,7	0,4 \pm 1,0	0,6 \pm 0,9	0,1 \pm 7,7	-0,5 \pm 1,2	-0,3 \pm 1,3
	Kraft	-0,7 \pm 4,5	0,1 \pm 0,9	0,1 \pm 0,8	0,1 \pm 1,4	2,0 \pm 5,7	-0,5 \pm 2,0	0,3 \pm 1,3
	Galileo	2,1 \pm 3,6*	0,5 \pm 1,1	0,1 \pm 1,3	0,3 \pm 1,6	0,5 \pm 3,9	-0,5 \pm 1,6	-0,3 \pm 1,3
END_AREA	WS		0,4 \pm 1,4	0,5 \pm 2,3	1,6 \pm 2,3*		-0,9 \pm 2,2	0,9 \pm 6,1
	Kraft		0,3 \pm 1,8	1,7 \pm 2,7	-0,2 \pm 3,2		2,3 \pm 4,0	3,8 \pm 5,0
	Galileo		1,5 \pm 2,8	0,3 \pm 2,9	0,3 \pm 3,8		1,6 \pm 4,0	-0,8 \pm 3,7

* $p < 0,05$

** $p < 0,01$

Die Korrelationsanalysen ergaben in allen Messbereichen sowohl am Radius als auch an der Tibia hochsignifikante mittlere bis hohe negative Korrelationen zwischen Knochenfläche TOT_AREA und Knochendichte TOT_DEN zu Studienbeginn und deren prozentualen Änderungen im Studienverlauf (Visit 1-5). Abbildung 63 veranschaulicht die Zusammenhänge im 4%-Messbereich des Radius und der Tibia sowie im 66%-Messbereich der Tibia stellvertretend für die übrigen Messbereiche. Tabelle 29 fasst die Korrelationen und deren Signifikanzen für alle Messbereiche zusammen.

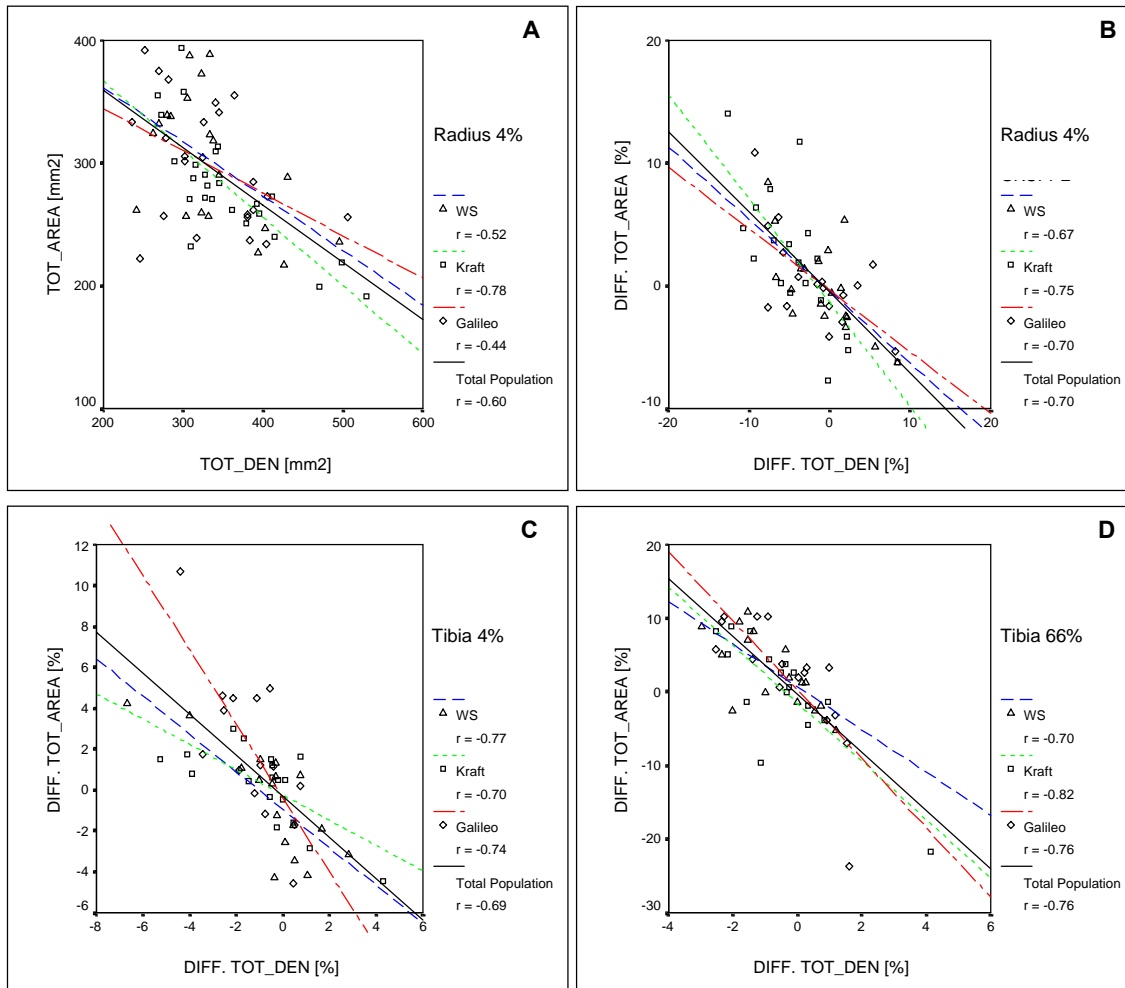


Abbildung 63. Korrelationen zwischen Gesamtknochendichte TOT_DEN und Gesamtknochenfläche TOT_AREA im 4% Messbereich des Radius bei Studienbeginn (A) sowie deren prozentualen Änderungen DIFF im Studienjahr (B) im 4%-Messbereich des Radius und 4%- und 66%-Messbereich der Tibia. Die Korrelationsanalysen ergaben hochsignifikante negative Zusammenhänge.

Tabelle 29. Korrelationskoeffizienten zwischen Knochendichte TOT_DEN und Knochenfläche TOT_AREA zu Studienbeginn und deren prozentualen Änderungen im Studienverlauf (Visit 1 zu Visit 5)

		Studienbeginn				Proz. Änderungen im Studienverlauf			
		4%	14%	38%	66%	4%	14%	38%	66%
TIBIA	WS	-0.14	-0.46*	-0.44**	-0.60**	-0.77**	-0.43**	-0.86**	-0.70**
	Kraft	-0.77**	-0.79**	-0.60**	-0.68**	-0.70**	-0.65**	-0.46**	-0.82**
	Galileo	-0.45*	-0.55**	-0.18	-0.41*	-0.74**	-0.71**	-0.79**	-0.76**
	Total Population	-0.51**	-0.65**	-0.44*	-0.57**	-0.69**	-0.65**	-0.66**	-0.76**
RADIUS	WS	-0.52**	-0.65**	-0.57**		-0.67**	-0.72**	-0.59**	
	Kraft	-0.78**	-0.78**	-0.66**		-0.75**	-0.18	-0.18	
	Galileo	-0.44**	-0.56**	-0.15		-0.70**	-0.77**	+0.45*	
	Total Population	-0.60**	-0.67**	-0.47**		-0.70**	-0.54**	-0.12	

* p < 0,05
 ** p < 0,01

Keine auffälligen Zusammenhänge zwischen den Veränderungen der erhobenen Kraft- (Einwiederholungsmaximum; max. Drehmoment; Handkraft) und den dargestellten Knochenparametern waren festzustellen (Tabelle 30).

Tabelle 30. Zusammenstellung der Korrelationskoeffizienten r_s zwischen den prozentualen Änderungen ausgewählter Knochenparameter (trabekuläre Dichte TRAB_DEN, trabekuläre Masse TRAB_CNT, Gesamtknochenfläche TOT_AREA, kortikale Dichte CRT_DEN, kortikale Masse CRT_CNT, Gesamtknochenfläche TOT_DEN, endostale Fläche END_AREA und Knochenfestigkeitsparameter SSI; mittels pQCT) und den prozentualen Änderungen der Kraftparameter (Einwiederholungsmaximum 1RM, max. isometrisches Drehmoment NM_{max}) im Studienverlauf (Visit 1 zu Visit 5).

			Armkraft			Beinkraft	
			1RM	NM_{max}	Handkraft	1RM	NM_{max}
Tibia	4%	TRAB_DEN				- 0,200	- 0,010
		TRAB_CNT				- 0,207	- 0,137
		TOT_AREA				- 0,160	- 0,165
	14%	CRT_DEN				0,081	- 0,019
		CRT_CNT				- 0,012	0,107
		TOT_DEN				0,119	0,139
		TOT_AREA				- 0,146	- 0,161
		END_AREA				- 0,124	- 0,232
		SSI				- 0,137	- 0,127
	38%	CRT_DEN				- 0,037	- 0,126
		CRT_CNT				- 0,151	0,075
		TOT_DEN				- 0,153	0,088
		TOT_AREA				0,031	0,106
		END_AREA				0,203	0,049
		SSI				0,132	0,005
	66%	CRT_DEN				0,070	0,044
		CRT_CNT				0,264	0,146
		TOT_DEN				0,216	0,101
TOT_AREA					- 0,061	- 0,009	
END_AREA					0,182	0,075	
SSI					- 0,144	0,095	
Radius	4%	TRAB_DEN	- 0,267	- 0,197	- 0,145		
		TRAB_CNT	- 0,046	- 0,025	- 0,084		
		TOT_AREA	0,182	0,060	0,090		
	14%	CRT_DEN	- 0,012	- 0,107	0,192		
		CRT_CNT	- 0,172	- 0,277*	0,079		
		TOT_DEN	- 0,289*	- 0,161	0,050		
		TOT_AREA	0,269	- 0,003	0,157		
		END_AREA	0,344	0,210	0,080		
		SSI	- 0,067	- 0,046	0,009		
	38%	CRT_DEN	0,067	- 0,032	0,392**		
		CRT_CNT	- 0,082	- 0,206	- 0,085		
		TOT_DEN	- 0,052	- 0,132	0,066		
		TOT_AREA	- 0,025	- 0,082	- 0,039		
		END_AREA	0,164	0,096	0,300		
		SSI	- 0,006	- 0,194	0,140		

* $p < 0,05$

** $p < 0,01$

4.2 Parameter der Muskelkraft und Muskelleistung

4.2.1 Maximales isometrisches Drehmoment (T) und Einwiederholungsmaximum (1RM)

KNIESTRECKMUSKULATUR

Die Einwiederholungsmaxima (1RM) und maximalen isometrischen Drehmomente (Torque T) zu Studienbeginn, -mitte und -ende sind für die einzelnen Gruppen in Tabelle 31 wiedergegeben.

Tabelle 31. Veränderungen der Beinkraft im Studienverlauf (Mittelwert MW \pm Standardabweichung SD)

Gruppen		Einwiederholungsmaximum 1RM [kg]			max. Drehmoment T [Nm]		
		0 Monate	6 Monate	12 Monate	0 Monate	6 Monate	12 Monate
WS	MW \pm SD	31,32 \pm 9,13	34,21 \pm 10,60	37,50 \pm 10,38	230,7 \pm 63,6	257,7 \pm 71,7	267,9 \pm 66,0
	MIN	17,50	15,00	17,50	139	145	172
	MAX	47,50	52,50	55,00	353	391	409
	N	18	18	18	18	18	18
Galileo	MW \pm SD	27,82 \pm 6,13	35,81 \pm 8,37	42,35 \pm 9,17	250,8 \pm 43,2	284,9 \pm 40,1	280,4 \pm 43,4
	MIN	18,75	22,50	30,00	171	211	183
	MAX	40,00	52,50	66,25	305	357	327
	N	17	17	17	17	17	17
Kraft	MW \pm SD	28,69 \pm 7,71	36,36 \pm 7,92	42,00 \pm 8,34	268,8 \pm 54,1	307,9 \pm 56,7	312,5 \pm 53,5
	MIN	18,75	23,75	30,00	164	196	188
	MAX	55,00	57,00	65,00	362	417	432
	N	20	20	20	20	19	19

Alle Gruppen wiesen signifikante Steigerungen der Kraftparameter auf. Tabelle 32 stellt die prozentualen Differenzen im ersten (Visit 1-3) und zweiten Studienhalbjahr (Visit 3-5) sowie für den gesamten Studienzeitraum (Visit 1-5) zusammen. Eingetragen sind die signifikanten Änderungen innerhalb der Gruppen.

Tabelle 32. Prozentuale Änderungen der Beinkraft im Studienverlauf (Mittelwert MW \pm Standardabweichung SD) mit den jeweiligen signifikanten Änderungen innerhalb der Gruppen (mittels gepaartem t-Test)

Gruppen		Δ Einwiederholungsmaximum 1RM [%]			Δ max. Drehmoment Torque [%]		
		Visit1-3	Visit 1-5	Visit 3-5	Visit1-3	Visit 1-5	Visit 3-5
WS	MW \pm SD	9,5 \pm 15,8**	21,9 \pm 20,8*	11,3 \pm 10,4*	12,1 \pm 12,8*	17,8 \pm 13,0*	5,3 \pm 8,5***
	MIN	-14,3	-3,3	-3,6	-3,4	-2,4	-5,5
	MAX	56,7	62,5	37,5	49,0	43,9	24,0
	N	19	18	18	19	18	18
Galileo	MW \pm SD	27,1 \pm 12,2*	53,7 \pm 19,8*	19,7 \pm 14,4*	15,1 \pm 10,6*	12,7 \pm 11,9*	-1,5 \pm 7,9
	MIN	10,3	25,0	-2,9	-1,6	-2,8	-18,7
	MAX	64,7	100,0	39,1	45,3	41,3	9,8
	N	19	17	17	19	17	17
Kraft	MW \pm SD	28,6 \pm 20,1*	50,1 \pm 26,2*	16,5 \pm 11,4*	14,2 \pm 11,7*	15,0 \pm 11,3*	1,8 \pm 5,4
	MIN	3,6	9,1	-5,6	-8,2	-11,6	-8,9
	MAX	73,3	100,0	36,8	36,2	33,6	12,3
	N	20	20	20	19	19	19

*p < 0,001

**p < 0,01

***p < 0,05

Gruppenspezifische Unterschiede fanden sich im Verhalten der Einwiederholungsmaxima im Studienverlauf sowohl zwischen Galileo- und Wirbelsäulengruppe als auch zwischen Kraft- und Wirbelsäulengruppe (Abbildung 64). Keine Gruppenunterschiede ergaben sich im Verhalten der maximalen Drehmomente.

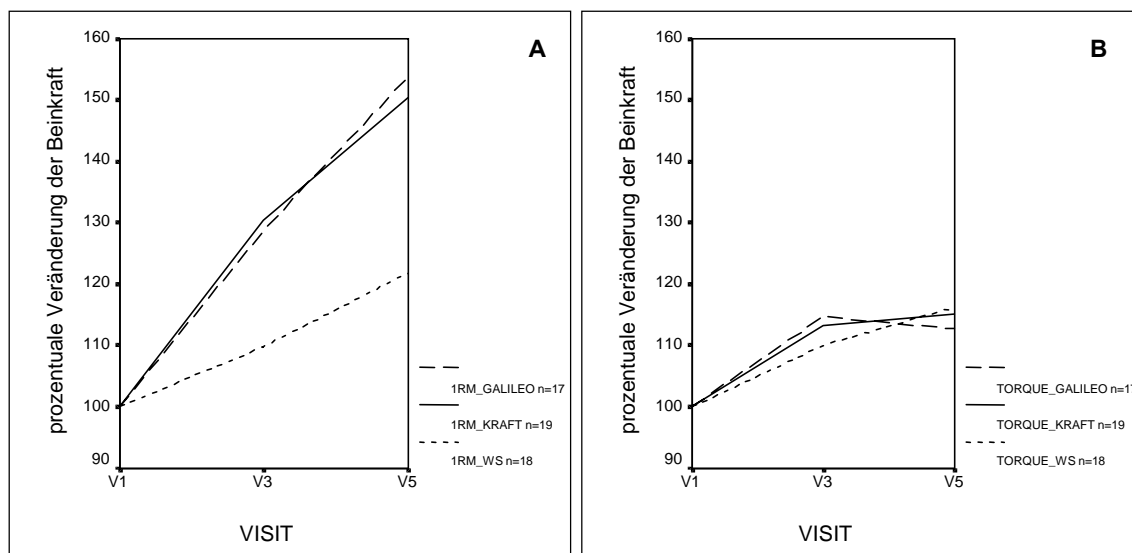


Abbildung 64. Prozentuale Änderungen des Einwiederholungsmaximums 1RM (A) und des maximalen isometrischen Drehmoments T (B) der Kniestreckmuskulatur.

ANOVA mit Post-Hoc-Analyse nach Bonferroni ergab signifikante Unterschiede der prozentualen Änderungen des 1RM zwischen Kraft- und Wirbelsäulengruppe im ersten Halbjahr ($p = 0,002$) und im gesamten Studienverlauf ($p = 0,001$) sowie zwischen Galileo- und Wirbelsäulengruppe sowohl im ersten Halbjahr ($p = 0,005$) als auch im gesamten Studienverlauf ($p < 0,001$). Keine Gruppenunterschiede im Verhalten des Drehmoments im Studienverlauf.

ARMBEUGEMUSKULATUR

Die Einwiederholungsmaxima (1RM) und maximalen isometrischen Drehmomente (Torque T) zu Studienbeginn, -mitte und -ende sind für die einzelnen Gruppen in Tabelle 33 wiedergegeben.

Tabelle 33. Veränderungen der Armkraft im Studienverlauf (Mittelwert MW \pm Standardabweichung SD)

Gruppen		Einwiederholungsmaximum 1RM [kg]			max. Drehmoment Torque [Nm]		
		0 Monate	6 Monate	12 Monate	0 Monate	6 Monate	12 Monate
WS	MW \pm SD	15,07 \pm 3,64	14,64 \pm 3,51	15,21 \pm 4,12	70,5 \pm 12,0	70,5 \pm 11,4	72,3 \pm 12,3
	MIN	5,00	5,00	3,75	43	46	49
	MAX	20,00	18,75	21,25	90	91	92
	N	20	20	18	20	20	18
Galileo	MW \pm SD	13,42 \pm 3,89	14,45 \pm 3,95	15,17 \pm 4,17	72,24 \pm 13,4	69,9 \pm 11,2	72,2 \pm 11,9
	MIN	6,25	7,50	7,50	48	49	52
	MAX	21,25	20,00	21,25	97	84	87
	N	18	18	15	18	18	15
Kraft	MW \pm SD	14,04 \pm 3,87	15,83 \pm 3,67	17,50 \pm 4,35	70,7 \pm 8,5	76,2 \pm 11,5	76,5 \pm 11,3
	MIN	6,25	10,00	7,50	52	57	56
	MAX	21,25	23,25	25,00	84	108	104
	N	20	20	18	20	20	18

Keine signifikanten Änderungen der Armkraft (Einwiederholungsmaximum und Drehmoment) ließen in der Wirbelsäulengruppe feststellen. Eine signifikante Kraftzunahme sowohl des Einwiederholungsmaximums ($p < 0,001$ im ersten Halbjahr, $p = 0,002$ im zweiten Halbjahr, $p < 0,001$ für den gesamten Studienzeitraum) als auch des maximalen Drehmoments ($p < 0,001$ im ersten Halbjahr, $p = 0,006$ im für den gesamten Studienzeitraum) der Armbeuger fand sich in der Kraftgruppe. Eine signifikante Steigerung des Einwiederholungsmaximums ergab sich in der Galieogruppe ($p < 0,001$ im ersten Halbjahr, $p = 0,002$ für den gesamten Studienzeitraum). Tabelle 34 fasst die prozentualen Differenzen im ersten (Visit 1-3) und zweiten Studienhalbjahr (Visit 3-5) sowie für den gesamten Studienzeitraum (Visit 1-5) zusammen. Eingetragen sind die signifikanten Änderungen innerhalb der Gruppen.

Tabelle 34. Prozentuale Veränderungen der Armkraft im Studienverlauf (Mittelwert MW \pm Standardabweichung SD) mit den jeweiligen signifikanten Änderungen innerhalb der Gruppen (mittels gepaartem t -Test)

Gruppen		Δ Einwiederholungsmaximum 1RM [%]			Δ max. Drehmoment Torque [%]		
		Visit1-3	Visit 1-5	Visit 3-5	Visit1-3	Visit 1-5	Visit 3-5
WS	MW \pm SD	-1,6 \pm 10,1	1,4 \pm 13,7	2,5 \pm 11,4	1,6 \pm 16,3	3,3 \pm 14,8	2,1 \pm 6,3
	MIN	-24,3	-28,6	-25,0	-12,1	-12,1	-5,9
	MAX	15,4	21,4	16,7	67,4	58,1	17,6
	N	20	18	18	20	18	18
Galileo	MW \pm SD	13,2 \pm 13,3*	16,7 \pm 20,2*	3,6 \pm 8,7	-0,3 \pm 5,3	1,4 \pm 5,9	2,2 \pm 4,2
	MIN	-11,1	-12,5	-12,5	-10,0	-7,5	-6,4
	MAX	40,0	66,7	25,0	9,9	12,0	8,2
	N	18	15	15	18	15	15
Kraft	MW \pm SD	18,0 \pm 15,5*	24,2 \pm 15,1*	7,7 \pm 11,1*	8,4 \pm 8,7*	7,5 \pm 10,0**	-0,7 \pm 5,8
	MIN	-6,7	0,0	-25,0	-4,3	-2,9	-8,1
	MAX	60,0	62,5	20,0	30,1	39,4	12,2
	N	20	18	18	20	18	18

* $p < 0,001$ ** $p < 0,01$

Gruppenspezifische Unterschiede fanden sich im Verhalten der Einwiederholungsmaxima im Studienverlauf sowohl zwischen Galileo- und Wirbelsäulengruppe als auch zwischen Kraft- und Wirbelsäulengruppe (Abbildung 65). Keine Gruppenunterschiede ließen sich im Verhalten der maximalen Drehmomente feststellen. Die Steigerung der Muskelkraft der Armbeuger fiel in der Kraftgruppe am deutlichsten aus.

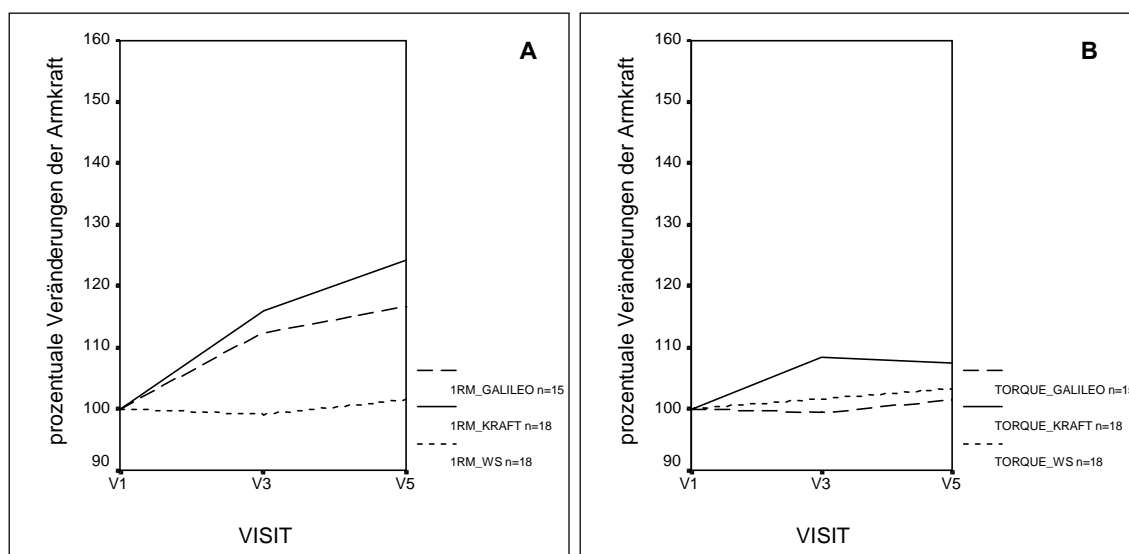


Abbildung 65. Prozentuale Änderungen des Einwiederholungsmaximums 1RM (A) und des maximalen isometrischen Drehmoments T (B) der Armbeugemuskulatur.

ANOVA mit Post-Hoc-Analyse nach Bonferroni ergab signifikante Unterschiede der prozentualen Änderungen des 1RM zwischen Kraft- und Wirbelsäulengruppe im ersten Halbjahr ($p < 0,001$) und im gesamten Studienverlauf ($p < 0,001$) sowie zwischen Galileo- und Wirbelsäulengruppe sowohl im ersten Halbjahr ($p = 0,003$) als auch im gesamten Studienverlauf ($p = 0,030$). Keine Gruppenunterschiede im Verhalten des Drehmoments im Studienverlauf.

ZUSAMMENFASSUNG DER VERÄNDERUNGEN DER DREHMOMENTE

Abbildung 66 zeigt die Verläufe der maximalen isometrischen Kraft der Armbeuger und Kniestrecke über den gesamten Untersuchungszeitraum. Eine signifikante Verbesserung der maximalen isometrischen Kraft der Armbeuger fand sich nur in der KRAFT-Gruppe ($p < 0,001$ für den initialen Kraftanstieg und $p = 0,006$ im Vorher-Nachher-Vergleich). Keine Gruppenunterschiede im Verhalten der statischen Maximalkraft ließen sich nachweisen.

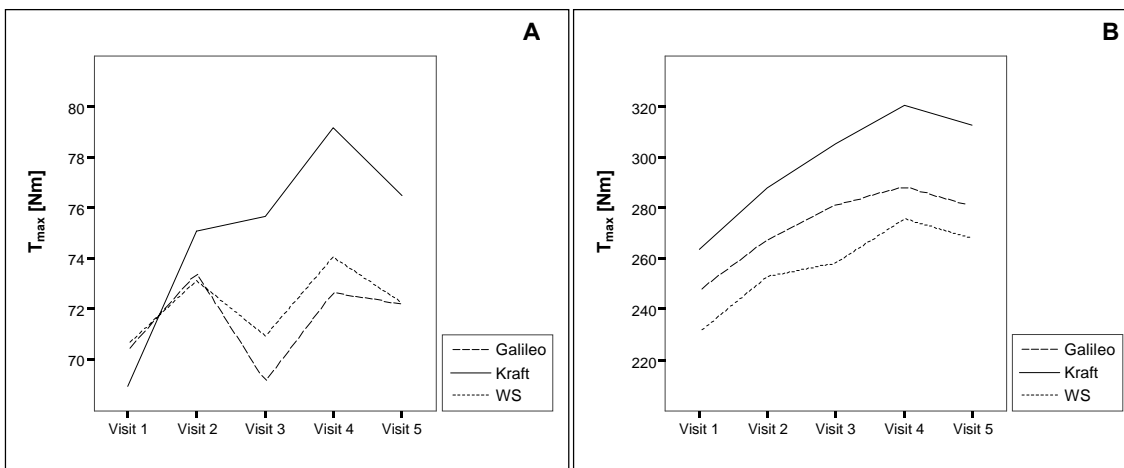


Abbildung 66. Veränderungen der maximalen isometrischen Drehmomente T der Armbeuger (A) und Kniestrecke (B) im Studienverlauf.

EINWIEDERHOLUNGSMAXIMUM VERSUS DREHMOMENT

Kein Zusammenhang fand sich zwischen den Ausgangswerten des maximalen isometrischen Drehmoments (Torque) und des Einwiederholungsmaximums (1RM) der Kniestreckmuskulatur ($r = 0,24$; ns.). Die Ausgangswerte der Armbeuger korrelierten mäßig (Abbildung 67-B; $r = 0,63$; $p < 0,01$).

Auch für die prozentualen Veränderungen der Einwiederholungsmaxima und isometrischen Drehmomente ergaben sich im Studienverlauf keine signifikanten Zusammenhänge (Abbildung 68). Lediglich die Veränderungen der Beinstreckmuskulatur wiesen im ersten Studienhalbjahr einen schwachen Zusammenhang auf ($r = 0,31$; $p < 0,05$).

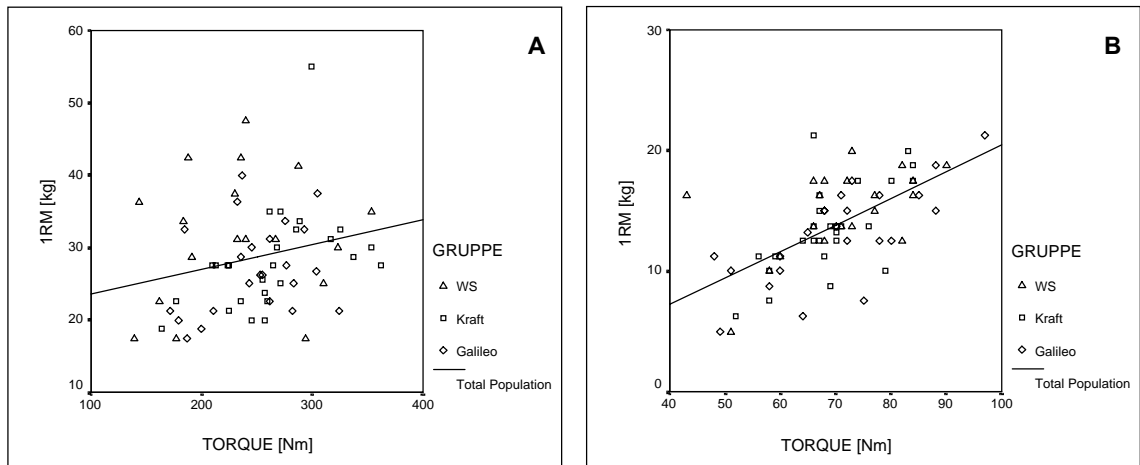


Abbildung 67. Zusammenhang zwischen Einwiederholungsmaximum (1RM) und maximalem isometrischem Drehmoment (Torque) der Kniestreck- (A) und Armbeugemuskulatur (B) bei Studienbeginn. Die Korrelationsanalyse ergab nur für die Armbeugemuskulatur einen signifikanten und mittleren Zusammenhang ($r = 0,63$; $p < 0,01$).

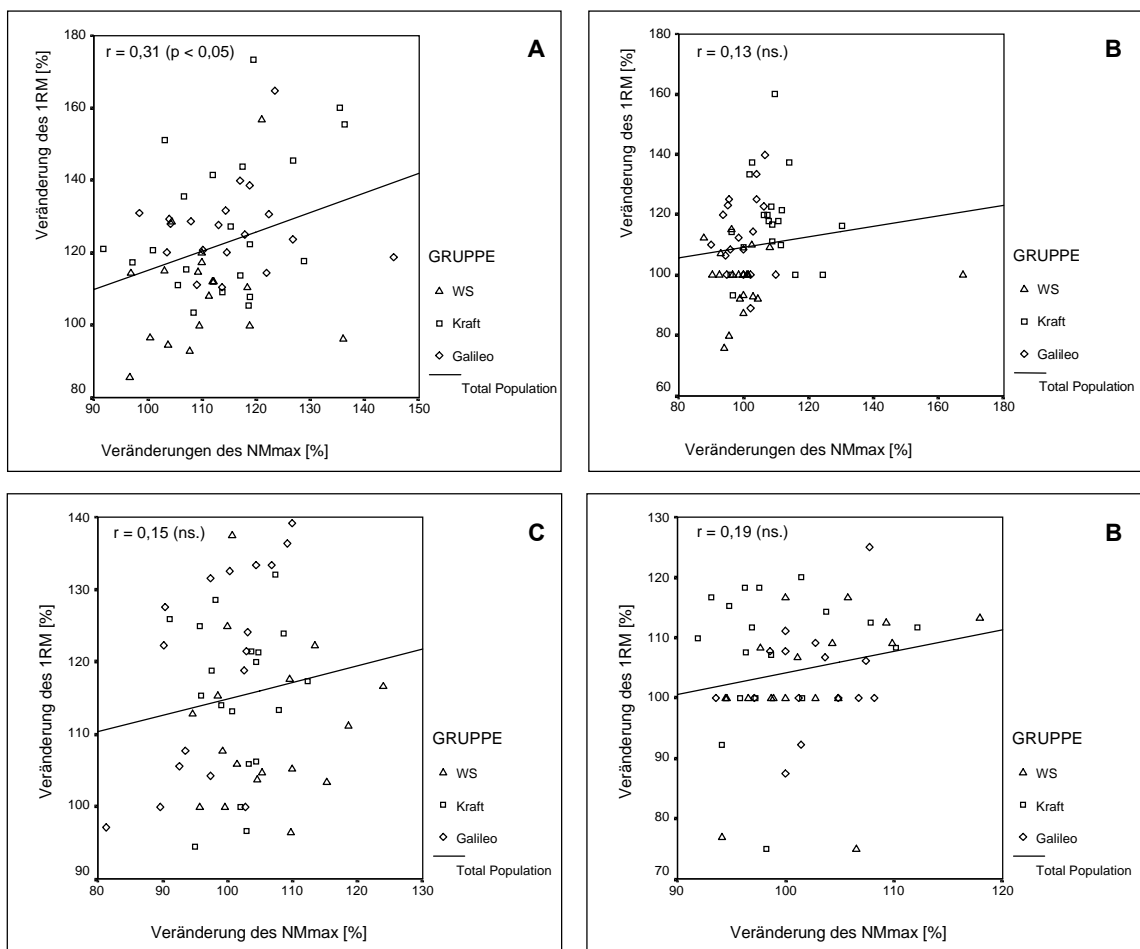


Abbildung 68. Zusammenhang zwischen den prozentualen Änderungen der Einwiederholungsmaxima (1RM) und maximalen isometrischen Drehmomenten (NMmax) der Kniestreck- (A,C) und Armbeugemuskulatur (B,D) im Studienverlauf. Abbildungen A und B stellen die Veränderungen im ersten (Visit 1-3), C und D die Änderungen im zweiten Halbjahr dar (Visit 3-5). Die Korrelationsanalyse ergab nur für die Kniestreckmuskulatur einen schwachen aber signifikanten Zusammenhang der prozentualen Differenzen im ersten Studienhalbjahr ($r = 0,31$; $p < 0,05$).

4.2.2 Muskelflächenbestimmung

Mittels pQCT konnte die Muskelfläche am Unterschenkel im 66%-Messbereich der Tibia bestimmt werden. Sie errechnet sich aus der Differenz von Gesamtquerschnittsfläche (ohne Unterhautfettgewebe) und Gesamtknochenfläche.

Tabelle 35. Muskelflächen im 66%-Messbereich der Tibia im Studienverlauf

Gruppen		Muskelfläche [mm ²]		
		Visit 1	Visit 3	Visit 5
WS	Mittelwert	6265,7	6353,5	6304,9
	N	15	14	15
	Standardabweichung	712,4	830,2	846,7
Kraft	Mittelwert	6293,8	6253,9	6249,7
	N	18	18	18
	Standardabweichung	876,4	714,3	811,1
Galileo	Mittelwert	5779,3	5799,3	5794,6
	N	16	16	16
	Standardabweichung	779,5	757,3	787,7

Tabelle 35 gibt die Werte zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten wieder. Zu Studienbeginn unterschieden sich die Gruppen nicht signifikant bezüglich ihrer Muskelfläche ($p = 0,133$; ANOVA). Signifikanten Änderungen der Muskelfläche ließen sich weder im gepaarten noch im ungepaarten Vergleich feststellen (Abbildung 69-B). Korrelationsanalysen ergaben zu Studienbeginn einen hochsignifikanten mittleren ($p = 0,001$) Zusammenhang zwischen Muskel- und kortikaler Fläche (Abbildung 69-A). Keine Zusammenhänge waren zwischen den Änderungen der Muskelfläche und denen der kortikalen Fläche zu beobachten.

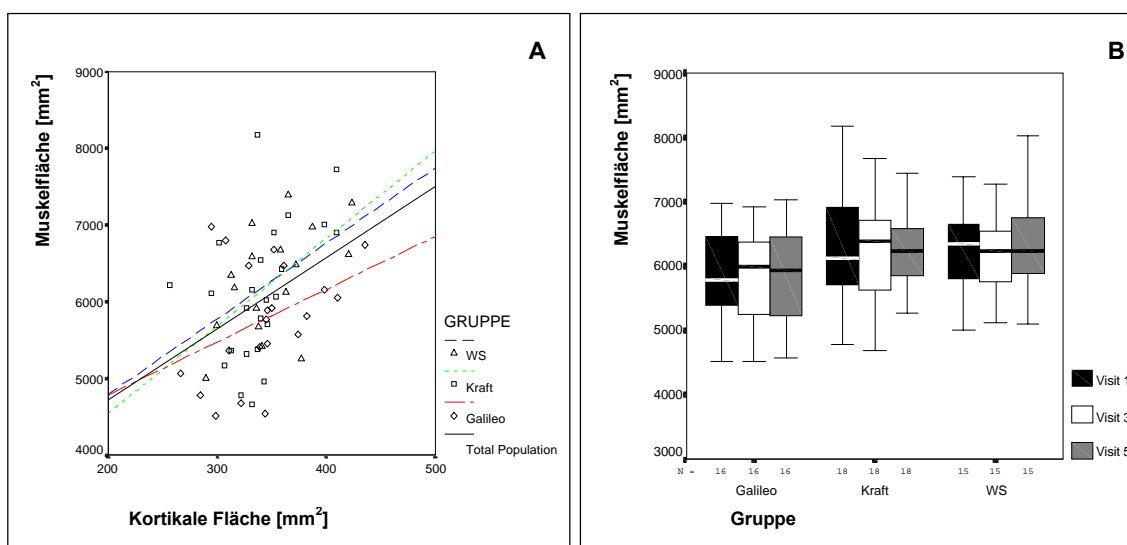


Abbildung 69. Zusammenhang zwischen Muskel- und kortikaler Fläche am 66%-Messbereich der Tibia zu Studienbeginn (A). Die Korrelationsanalyse ergab einen signifikanten ($p = 0,001$) mittleren Zusammenhang ($r = 0,414$).

Darstellung des Verhaltens der Muskelfläche (B) im Studienverlauf als Box-and-whisker Plot.

4.2.3 Muskelleistung im Sprung

Die Auswertung der Leistung im Sprung zum Zeitpunkt der Eingangsuntersuchung ergab keine signifikanten Gruppenunterschiede ($p = 0,988$). Tabelle 36 fasst die absoluten und relativen Leistungen im Sprung während des Studienverlaufes zusammen.

Tabelle 36. Relative und absolute Sprungleistungen im Studienverlauf.

Gruppe		relative Leistung [W/kg]			absolute Leistung [kW]		
		Visit1	Visit 3	Visit 5	Visit1	Visit 3	Visit 5
WS	Mittelwert	28,1	27,4	28,1	1,94	1,90	1,90
	N	18	18	18	18	18	18
	Standardabweichung	5,2	5,5	5,5	0,33	0,31	0,28
Kraft	Mittelwert	29,4	28,6	28,6	1,96	1,92	1,90
	N	17	16	17	17	16	17
	Standardabweichung	4,1	3,8	4,6	0,32	0,34	0,35
Galileo	Mittelwert	30,8	29,1	30,5	1,85	1,89	1,91
	N	17	17	17	17	17	17
	Standardabweichung	5,6	5,4	5,4	0,37	0,34	0,30

Die mittlere prozentuale Steigerung der Sprungleistung in der Galileogruppe im Studienverlauf (Visit 1-5) erreichte keine Signifikanz ($p = 0,621$; mittels gepaartem t-Test). Auch ergab ANOVA keinen Gruppenunterschied bezüglich der prozentualen Veränderungen im Studienjahr ($p = 0,357$).

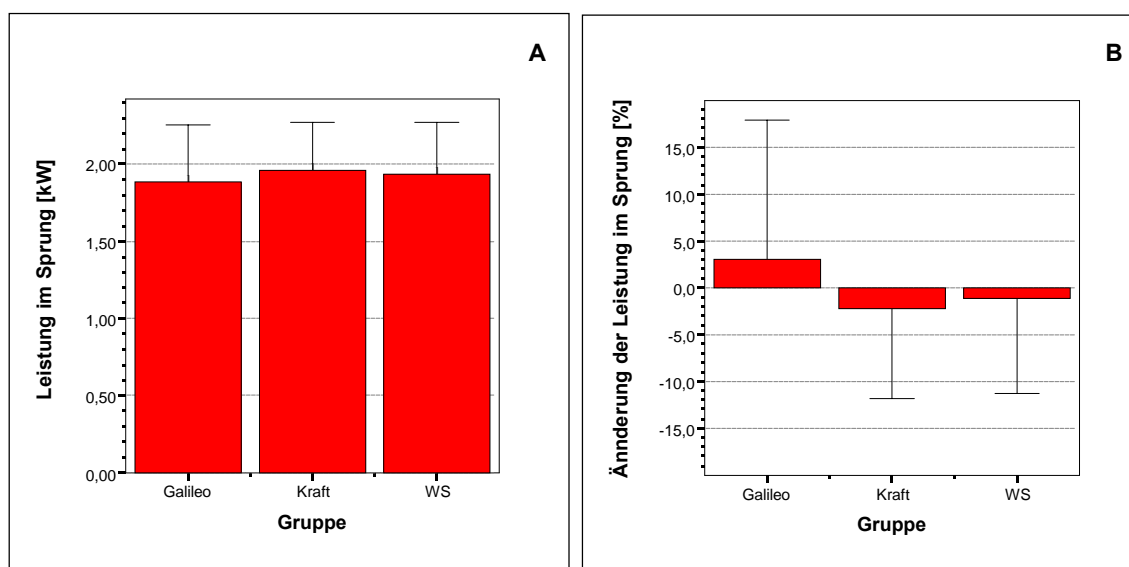


Abbildung 70. Gruppenvergleich der Sprungleistung [kW] bei Studienbeginn (A) und Darstellung der prozentualen Veränderungen (B) im Studienverlauf (Visit 1-5). Kein Gruppenunterschied bei Studienbeginn ($p = 0,988$). Tendenzielle, nicht signifikante ($p = 0,621$; mittels gepaartem t-Test) Verbesserung der Leistung im Sprung in der Galileogruppe.

5. DISKUSSION

5.1 Knochenparameter

Im Gegensatz zur DEXA-Methode erlaubt die pQCT-Methode die Bestimmung der tatsächlichen volumetrischen Knochendichte vBMD in Gramm pro Kubikzentimeter. Außerdem ist es durch die Trennung des kortikalen und trabekulären Knochens möglich, kortikale und endostale Flächen getrennt zu betrachten. Dadurch lassen sich zusätzliche, strukturelle geometrische Veränderungen verfolgen. Neben der Knochendichte und -masse bestimmt gerade die geometrische Anordnung der Masse um den Körperschwerpunkt die Festigkeit und Widerstandskraft des Körpers gegenüber Druck, Biegung oder Torsion.

Ammann und Rizzoli¹ gehen davon aus, dass sich etwa 60 Prozent der Schwankungen der Knochenfestigkeit (maximal tolerable Kraft) über die flächenbezogene Knochendichte aBMD erklären lassen ($r^2 = 0.57$). Zu vergleichbaren Ergebnissen kamen Wachter und Mitarbeiter¹⁴¹. Sie fanden bei in vitro Untersuchungen (Biopsie) hohe Korrelationen der vBMD am Oberschenkelhals (mittels pQCT) mit verschiedenen mechanischen Festigkeitsparametern ($r^2 = 0.53$ für das Elastizitätsmodul E , $r^2 = 0.67$ für die maximal tolerable Last und $r^2 = 0.62$ für die maximal tolerable Verformung ϵ_{\max} ; $p < 0.001$, $n = 29$). Darüber hinaus gelten jedoch strukturelle, architektonische Gegebenheiten.

Der positive Einfluss körperlicher Aktivität auf BMC und aBMD gilt in verschiedenen Meta-Analysen und Reviews^{5,75,76,86,98,101,123,142,145} durch eine Vielzahl an Längs- und Querschnittsuntersuchungen als gesichert. Bislang existieren aber nur wenige Studien, die mögliche Effekte körperlicher Aktivität auf den Knochen mittels der pQCT-Technologie untersucht haben. Einige wenige Querschnittsuntersuchungen dazu finden sich bei Tennisspielern^{3,55,72,96}, außerdem bei Dreispringern⁶⁰, Volleyballern¹⁰⁷ und Schwimmern im Vergleich zu (Weit-, Hoch-, Drei-) Springern⁸⁸. Diesen Untersuchungen an überwiegend jugendlichen Sportlern gemein ist die Erkenntnis, dass sich in Folge starker Impacts die kortikale Fläche vor allem durch periostalen aber auch endostalen Knochenanbau vergrößert – einhergehend mit einer Verbesserung der mechanischen Eigenschaften des Knochens. Interessanterweise bleibt die volumetrische Knochenmineraldichte aber nahezu unverändert.

Der jugendliche Knochen scheint seine mechanischen Eigenschaften über geometrische Veränderungen zu verbessern und nicht über eine Zunahme der vBMD. Da diese Ergebnisse auf Untersuchungen mit heranwachsenden Jugendlichen und jungen Erwachsenen basieren, bleibt die Frage bislang unbeantwortet, in wie weit solche Anpassungen auch noch im späten Erwachsenenalter erfolgen. Die Fähigkeit des Knochens, sich den mechanischen Erfordernissen anzupassen, ist im Wachstum deutlicher ausgeprägt als im ausgewachsenen Skelett¹⁰⁰. Wie aber Altern die Mechanotransduktion negativ beeinflusst, ist nach wie vor unklar. Möglicherweise nimmt mit zunehmendem Alter die Zahl der mechanosensitiven Zellen ab sowie die Effizienz, auf mechanische Reize zu reagieren¹³⁵.

Die vorliegende Studie untersuchte den Einfluss verschiedener Trainingsformen auf Knochenmineralgehalt (BMC), flächenbezogene (an LWS und Oberschenkelhals) und volumetrische Knochendichte (aBMD, vBMD), Knochenflächen (TOT_AREA, END_AREA) und auf den knochenspezifischen Festigkeitsparameter BSI an Radius und Tibia bei osteopenischen postmenopausalen Frauen.

Die Fläche des Oberschenkelhalses nahm in der Krafttrainingsgruppe signifikant um 1,26% zu. Dadurch verringerte sich gleichzeitig bei kaum abnehmender Masse (-0,74%) die aBMD signifikant (-1,99%). In der Galileogruppe vergrößerte sich die Fläche nur unwesentlich (0,32%) und die Knochendichte nahm bei geringfügig abnehmender Masse um -0,97% ab, während sich in der Wirbelsäulengymnastikgruppe sowohl Fläche (-0,62%) als auch Dichte (-0,64%) leicht, die Masse aber deutlicher als in den beiden anderen Gruppen (-1,24%) verringerte. Die prozentuale Veränderung der Knochenfläche im Studienverlauf war zwischen der Kraft- und reinen Gymnastikgruppe signifikant unterschiedlich. Obgleich keine signifikanten Zusammenhänge zwischen diesen Änderungen und denen der maximalen Kraft der Kniestrecker festgestellt werden konnten, sind muskelkraft- und trainingsspezifische Einflüsse nicht auszuschließen. Größeren muskulären Einfluss auf den Oberschenkelhals dürfte die nicht erfasste maximale Kraft der Ab- und Adduktoren haben als die der Kniestrecker.

Ein ähnliches Ergebnis wie am Oberschenkelhals fand sich am distalen Radius im 4%-Messbereich mit einer ebenfalls in der Krafttrainingsgruppe zwar nicht signifikanten aber dennoch deutlichen und konstanten Zunahme der Knochenfläche im

Studienverlauf (+2,0%) und einer gleichzeitigen signifikanten Reduktion der vBMD (-4,0%). Die beiden anderen Gruppen verhielten sich so, wie bereits beim Oberschenkelhals beschrieben.

Am distalen Ende der Tibia, im 4%-Messbereich, vergrößerte sich in der Galileo-Trainingsgruppe die Knochenfläche signifikant (+2,1%) mit signifikantem Unterschied zur Flächenänderung in der reinen Gymnastikgruppe. Die Flächenänderungen an der distalen Tibia und am distalen Radius zeigten keine signifikante Zusammenhänge mit den Änderungen der maximalen Kraft der Kniestrecker bzw. Armbeuger im Studienverlauf. Da im 4%-Messbereich vornehmlich axiale und kaum Scher- und Biegekräfte einwirken, ist zu vermuten, dass die Flächenänderungen Anpassungen an während des Trainings auftretende axiale und stauchende Kräfte sind. Im Krafttraining traten beispielsweise beim Brustdrücken solche Kräfte am distalen Ende des Radius auf, während durch die Vibrationen beim Galileotraining zusätzlich stauchende Kräfte auf die distale Tibia wirken. Rubin und Lanyon¹¹² konnten zeigen, dass während schnellen Laufens bei verschiedenen Wirbeltieren (vom Truthahn bis zum Elefanten) der Druck in den Knochen der Extremitäten bei allen Tieren nahezu gleich war. Wenn der Druck als Verhältnis aus einer senkrecht auf eine Fläche A wirkenden Kraft F und der Größe der Fläche über Feedbackmechanismen konstant gehalten wird, so ist eine Flächenausweitung die logische Konsequenz als Reaktion auf vermehrt und stärker werdende auf den Knochen einwirkende axiale Kräfte. Möglicherweise sind dadurch die Flächenänderungen im 4%-Messbereich der Tibia durch Galileotraining und am distalen Radius durch das Krafttraining zu erklären.

Die signifikante Vergrößerung der Querschnittsfläche des Oberschenkelhalses durch das Krafttraining scheint einen anderen Hintergrund zu haben, da dort neben Kompressionskräften über den Muskelzug der Ab- und Adduktoren vermehrt Biege- und Torsionskräfte wirken. Den signifikanten Einfluss des Krafttrainings auf die Querschnittsgeometrie verdeutlicht die Einzelbetrachtung: bei 19 von 20 Probandinnen in der Kraftgruppe vergrößerte sich die Querschnittsfläche, in der Galileo-Gruppe waren es 11 von 17 und in der reinen Gymnastikgruppe nur 9 von 18.

Andere Untersuchungen an Männern¹², Kindern^{48,49} oder pre- und postmenopausalen Frauen¹²² kommen zu ähnlichen Ergebnissen, nämlich einer Querschnittsvergrößerung und einer damit verbundenen Festigkeitsanpassung des Ober-

schenkelhalses durch intensive muskuläre Aktivität bzw. einer Querschnittsverkleinerung in Folge geringerer Aktivität oder Altern. Brahm und Mitarbeiter¹² stellten bei Männern, die lebenslang in ihrer Freizeit körperlich sehr aktiv waren, eine im Mittel um 5,5% größere Knochenfläche des Oberschenkelhalses fest verglichen mit nur wenig aktiven Gleichaltrigen. Und Fuchs et al.⁴⁸ zeigten in einer kontrollierten und randomisierten Verlaufsstudie über sieben Monate, dass sich durch Sprungübungen bei Kindern (6.-10. Lebensjahr) die Querschnittsfläche des Oberschenkelhalses signifikant um 2,9% mehr vergrößerte als bei den nicht übenden Schulkameraden. Sievanen et al.¹²² beobachteten eine Verkleinerung der Knochenquerschnittsfläche am Oberschenkelhals im Mittel um 10% bei postmenopausalen Frauen (63 ± 2 Jahre) verglichen mit Frauen vor der Menopause (43 ± 2 Jahre). Damit übereinstimmend sind Beobachtungen von Beck et al.⁴, die nur bei Männern eine kompensatorische Restrukturierung des Oberschenkelhalses in Form einer vergrößerten Querschnittsfläche fanden, als „Ausgleich“ des alterungsbedingten Knochenabbaus. Alle angeführten Untersuchungen kommen zu vergleichbaren Schlussfolgerungen, nämlich dass entsprechende körperliche Aktivität die Knochengometrie in stärkerem Maße zu beeinflussen scheint als die Mineraleichte. Damit sind die Ergebnisse vorliegender Trainingsstudie konsistent mit deren Ergebnissen. Dennoch bleibt offen, ob nicht doch über eine etwas verzögerte Mineralisation die aBMD wieder „normalisiert“ d.h. auf ein ähnliches Niveau wie in den beiden anderen Trainingsgruppen gehoben wird.

Konträr dazu sind die Beobachtungen im 66%-Messbereich der Tibia. Hier ergab sich in der Krafttrainingsgruppe keine Erweiterung des Knochens, sondern eine minimale Verkleinerung des Medullarraums (0,4%). Im Gegensatz dazu vergrößerte sich in der reinen Wirbelsäulengruppe die endostale Fläche signifikant um 1,8%. Das unterschiedliche Verhalten erreichte zwischen den beiden Gruppen statistische Signifikanz.

Die Gesamtknochenfläche nahmen im Studienjahr sowohl in der Wirbelsäulen- als auch in der Galileogruppe minimal zu (0,5%; 0,3%). Die Bilanz der Flächenveränderungen (periostale minus endostale Flächenänderungen) blieb in der Galileogruppe ausgeglichen (+0,0%), positiv in der Krafttrainingsgruppe (+0,4%) und negativ in der Wirbelsäulengruppe (-1,2%). Das bedeutet für die WS-Gruppe, dass

endostal mehr Knochen ab- als periostal angebaut wurde. Damit entspricht das Verhalten der geometrischen Änderungen in dieser Gruppen den altersgemäßen strukturellen Änderungen des kortikalen Knochens, wie sie von Martin⁹⁰ oder Ruff und Hayes¹¹⁴ beschrieben sind: während bei Männer im Altersverlauf die kortikale Fläche durch den endostalen Ab- und den periostalen Anbau annähernd erhalten bleibt, wird bei älter werdenden Frauen subperiostal weniger Knochen an- als endostal abgebaut, mit der Konsequenz, dass die kortikale Fläche insgesamt kleiner wird. Interessanterweise nahm aber im Studienverlauf der polare BSI in der Gymnastikgruppe signifikant um +1,5% ($p = 0,044$) zu, während er in der Kraftgruppe um -0,8% abnahm; die Veränderung in der Galileogruppe mit +0,8% lag zwischen den beiden anderen Gruppen; kein Gruppenunterschied war nachweisbar. Der BSI gilt als knochenspezifischer Festigkeitsparameter und ist eine Funktion aus Knochengeometrie und vBMD und beschreibt den Widerstand gegenüber Biegung und Torsion. Größere vBMD-Werte und Flächenvergrößerung über periostalen Knochenanbau resultieren in höheren BSI-Werten. Ferretti und Mitarbeiter³⁵ evaluierten diesen Bone Strength Index BSI im Tierversuch, indem sie zwischen ihm und der maximal tolerablen Kraft des Oberschenkelknochens von Ratten einen linearen hochsignifikanten Zusammenhang ($r = 0,94$) feststellen konnten. Da die vBMD in allen drei Gruppen gleichmäßig abnahm (-0,7 bis -0,8%), erklären sich die tendenziellen Unterschiede des BSI vermutlich über die Flächenänderungen. Trotz der signifikanten Erweiterung des Medullarraums in der Gymnastikgruppe erhöhte sich der BSI über einen leichten periostalen Knochenanbau signifikant und der Erhalt eines kompakteren Knochens durch Krafttraining führte zu einer leichten tendenziellen Abnahme des BSI. Damit stellt sich die Frage, inwieweit der BSI die Bruchfestigkeit in vivo tatsächlich beschreiben kann. Allein der enge Zusammenhang mit der maximal tolerablen Last im Tierversuch³⁵ muss nicht zwangsläufig in einem reduzierten Frakturrisiko resultieren. Die Bruchfestigkeit setzt ein optimales Verhältnis zwischen Festigkeit und Flexibilität voraus. Der BSI repräsentiert dabei nur einen Teil der Bruchfestigkeit, nämlich die maximal tolerable Last. Der andere Part, die maximal tolerable Verformung, ist damit nicht zu erklären. An dieser Stelle sei auch auf das Kapitel 2.2.1.1 (Der Elastizitäts-Modul) verwiesen. Die Einordnung des BSI bleibt schwierig, da bislang keine Normwerte dieses Parameters vorliegen und keine alterbezogenen Änderungen beschrieben

sind. Korrelationsanalysen des BSI mit dem Elastizitätsmodul könnten weitere Aufklärung bringen.

Konsistent mit unserer Beobachtung am 66%-Messbereich der Tibia sind Beobachtungen am diaphysären Radius von Nara-Ashizawa et al.⁹⁶ Auch sie fanden unerwartet bei Tennisspielerinnen, die erst nach Ausreifung des knöchernen Skeletts mit ihrem Sport begonnen hatten (> 30. Lebensjahr), dass sowohl die periostalen als auch endostalen Querschnittsflächen des Radius (mittschäftig) am dominanten Arm kleiner waren als am nicht dominanten. Auch die von ihnen errechneten BSI-Werte des Spielarmes waren niedriger als die des anderen, „untrainierten“ Armes. Sie schlussfolgerten daraus, dass über einen reduzierten endostalen Knochenabbau am dominanten Arm die altersspezifischen knochengeometrischen Änderungen unterdrückt wurden. Dadurch wird die kompensatorische Knochenformation an der periostalen Knochenoberfläche nicht notwendig bzw. gehemmt mit dem Resultat des Erhalts eines kompakteren Knochens.

Obgleich in unserer untersuchten Stichprobe keine direkten Zusammenhänge mit der maximalen Kraft der Kniestreckmuskulatur festgestellt werden konnte, ist dennoch ein trainingsspezifischer Einfluss nicht auszuschließen. Die im 66%-Messbereich beobachteten Flächenänderungen waren an anderen Messorten der Tibia nicht festzustellen. Dies mag daran liegen, dass kein spezifisches Training der Wadenmuskulatur absolviert wurde, wodurch die nötigen Verformungen für strukturelle Anpassungen ausblieben. So waren auch in keiner der Interventionsgruppen Veränderungen der Muskelquerschnittsfläche der Wadenmuskulatur, als objektives Maß für die maximale Muskelkraft, zu beobachten. Im 66%-Messbereich dagegen wirkt möglicherweise noch der stimulierende Einfluss der Oberschenkelmuskulatur über ihre Ansätze an der *tuberositas tibiae* (*M. quadriceps femoris*) und am *pes anserinus* (*M. semitendinosus*). Problematisch ist der Nachweis von Zusammenhängen von Merkmalen, die unterschiedlich stark und zeitverzögert reagieren, auch aus statistischer Sicht. Berücksichtigt man die hohe Ansprechbarkeit der Muskelkraft auf das Training (Steigerungen von 200% konnten beobachtet werden) und die vergleichsweise geringfügigen Änderungen beispielsweise der knochengeometrischen Parameter (durchschnittlich 1-4%) und bezieht individuelle tagesformabhängige Schwankungen bei den Kraftmessungen

mit ein, ist es zu erklären, wenn Korrelationen zwischen den jeweiligen prozentualen Änderungen dieser Parameter statistisch nicht nachweisbar waren.

Interessanterweise korrelierten sowohl die Ausgangswerte als auch die prozentualen Veränderungen der Gesamtknochenfläche TOT_AREA und Gesamtknochen-dichte TOT_DEN in allen Messbereichen der Tibia und des Radius negativ. Auch andere Studien beobachteten diese negativen Zusammenhänge^{3,88}. Es ist zu vermuten, dass entsprechende körperliche Aktivität die Querschnittsfläche des Knochens auf Kosten der Knochenmineraldichte vergrößert.

Insgesamt lässt sich zusammenfassen, dass lokale Anpassungserscheinungen des Knochens an erhöht einwirkende Kräfte zu beobachten waren. Die Interpretation der Anpassungen ist nur unter Berücksichtigung der Art und Richtung der reizsetzenden Kräfte möglich. So fielen die Anpassungen je nach Messort und Art und Richtung der einwirkenden Kräfte unterschiedlich aus. Adaptationen sowohl in Form von Knochenquerschnittsvergrößerungen als auch über einen reduzierten endostalen Knochenabbau ließen sich feststellen. Die auffälligsten Anpassungen fanden sich in der Krafttrainingsgruppe während die Gymnastikgruppe eher altersabhängige Verläufe zeigte. Die Galileotrainingsgruppe nahm eine Zwischenstellung ein.

5.2 Kraftparameter

Obgleich strukturelle Anpassungen des Knochens an Training beobachtet werden können, muss weiter ins Bewusstsein gerückt werden, dass auch osteoporotische Frakturen im peripheren Skelettsystem nur im Rahmen eines Sturzes oder eines entsprechenden Traumas auftreten. Der Sturz als Ursache einer Fraktur hat vielerlei Auslöser. Mit zunehmendem Alter treten sowohl Frakturen als auch Stürze deutlich verstärkt auf. So beträgt das Risiko, innerhalb eines Jahres eine Oberschenkelhalsfraktur zu erleiden, bei einer 57-jährigen Frau mit einer Knochendichte von $0,7 \text{ g/cm}^2$ etwa 0,1 Prozent, bei einer 80-jährigen Patientin mit gleicher Knochendichte ist dieses Risiko um den Faktor 10 höher⁷⁰. Der Knochen wird bei Vorliegen einer Osteoporose beim Sturz zwar leichter brechen als bei normaler Fes-

tigkeit, aber man fällt nicht, weil Knochendichte und Knochenfestigkeit erniedrigt sind. Bei eingeschränkter Muskelleistung, -kraft und -koordination wird ein Sturz wahrscheinlicher und der Aufprall unkontrollierter.

Der altersassoziierte Muskelschwund, auch als Sarkopenie (gr.: *sarx* für Fleisch, *penia* für Verlust) bezeichnet, die sich als Kraft-, Qualitäts- und Massenverlust definiert³², resultiert in einer reduzierten Muskelleistung. Es ist erwiesen, dass der Kraft- und Leistungsverlust im fortgeschrittenen Alter für die Aufgabe vieler Alltagsaktivitäten hauptverantwortlich ist. Ohne die Stimuli aus den Alltagsaktivitäten fällt der Kraftverlust deutlicher aus und man befindet sich inmitten eines Teufelskreises. Hier zeigt sich, dass vermeintlich alterungsbedingte Veränderungen häufig „nur“ Folgen körperlicher Inaktivität sind.

Kressig und Proust⁸⁰ geben den Kraftverlust zwischen dem 50. und 70. Lebensjahr mit durchschnittlichen 15% und ab dem 70. Lebensjahr auf über 30% pro Lebensjahrzehnt an. Eine wesentliche Ursache für den Muskelabbau im Alter scheint die Degeneration des Nervensystems zu sein¹¹⁰. Gerade auch der Verlust an Typ II Muskelfasern verursacht Muskelschwäche und erhöht damit das Sturz und Frakturrisiko⁷⁸. Studien zeigten, dass intensives Krafttraining das Gleichgewicht und die Gehsicherheit verbessert^{21,108}. Dadurch ergibt sich auch ein wirksamer Schutz vor Stürzen und Frakturen. Daher muss der Erfassung der Muskelkraft und -leistung und damit des Muskelstatus gerade bei präventiv und rehabilitativ orientierten Verlaufsstudien mit Älteren vermehrt Aufmerksamkeit geschenkt werden. Es existieren bislang keine einheitlichen und damit auch vergleichbaren Methoden der Kraftdiagnostik. Je nach vorhandenen Messsystemen variiert die Bestimmung des Muskelstatus bei Älteren von der einfachen Erhebung der maximalen isometrischen Handkraft mittels Handdynamometer^{6,103}, des maximalen isometrischen Drehmoments^{13,56,59,99}, der Erfassung des Einwiederholungsmaximums⁷⁷, der Muskelleistung^{34,36,97} bis hin zur radiologischen Bestimmung der Muskelmasse und Muskelquerschnitts-fläche^{40,78,97,98,101,111,128}.

Mit welcher Trainingsform sich der Muskelstatus älterer Frauen am deutlichsten verbessern lässt und welche Testmethoden zur Verlaufskontrolle geeignet sind, waren daher auch Fragestellungen vorliegender Studie.

Die Auswertung der verschiedenen in unserer Studie angewandten Krafttests ergab die deutlichsten Zuwächse bei der *Beinkraft*. Die hochsignifikanten Steige-

rungen der Einwiederholungsmaxima (1RM) erfolgten stetig, sowohl im ersten als auch im zweiten Studienhalbjahr. Einzelne Studienteilnehmerinnen konnten ihre Ausgangskraft, gemessen als 1RM, verdoppeln. Obgleich hochsignifikante Steigerungen der Beinkraft in allen drei Trainingsgruppen festgestellt werden konnten, unterschieden sich die beiden intensiver gestalteten Interventionsgruppen signifikant von der reinen Wirbelsäulengruppe im Verhalten des 1RM. Kein signifikanter Unterschied ließ sich für die Beinkraft zwischen der KRAFT- und GALILEO-Gruppe feststellen. Damit ergab sich kein zusätzlicher Effekt durch die vibratorische Stimulation.

Obgleich die prozentuale Zunahme der *Armkraft* geringer ausfiel als die der Beinkraft, fanden sich in der KRAFT- und GALILEO-Gruppe signifikante Verbesserungen des 1RM. In der KRAFT-Gruppe waren hochsignifikante Kraftsteigerungen sowohl im ersten als auch im zweiten Studienhalbjahr zu beobachten, während in der GALILEO-Gruppe die Steigerung des 1RM im zweiten Halbjahr keine statistische Signifikanz erreichte. Die beiden Gruppen unterschieden sich signifikant im Verhalten des 1RM von der reinen Gymnastikgruppe, die ihr Ausgangsniveau halten konnte. Insgesamt liegen die beobachteten Steigerungen der maximalen dynamischen Kräfte in den beiden intensiv trainierenden Trainingsgruppen im Bereich der Beobachtungen anderer Studien zum Einfluss von Krafttraining bei Älteren^{13,56}.

Initiale Anstiege der Muskelkraft nach Krafttraining sind vornehmlich auf eine erhöhte Effizienz der neuronalen Determinanten maximaler Kraftanstrengungen zurückzuführen bzw. werden nach Moritani und de Vries⁹³ durch den Anstieg neuronaler Aktivität erklärt. Dies betrifft in erster Linie eine verbesserte intermuskuläre Koordination ebenso wie eine vermehrte Rekrutierung inaktiver motorischer Einheiten und deren gleichzeitiger Entladung (Synchronisation) sowie eine erhöhte Entladungsfrequenz der innervierenden α -Motoneuronen (Frequenzierung). Damit werden durch spezifisches Training also zuerst die neuronalen Komponenten der Muskelkraft beeinflusst. Morphologische Veränderungen wie bspw. die Hypertrophie der Muskulatur sind dagegen erst später zu erwarten. Dabei scheinen bei älteren Menschen neuronale Mechanismen relativ gesehen größere Bedeutung zu haben^{94,143}. Moritani⁹² vertritt die These, dass bei älteren Menschen ein Kraftzuwachs nur noch durch eine verbesserte neuromotorische Koordination möglich

ist, d.h. durch eine effektivere Inanspruchnahme der verfügbaren motorischen Einheiten und eine Erhöhung der neuralen Entladungsfrequenz, während die Möglichkeit einer Hypertrophie nicht mehr gegeben ist. Seine These stützt sich auf mehrere Beobachtungen einer sehr engen Beziehung zwischen dem jeweiligen Anstieg der Muskelkraft und der muskulären Erregung im Verlauf eines Trainingsprogramms mit älteren Testpersonen. Obwohl Hettinger⁶¹ in Tierversuchen feststellen konnte, dass mechanische Schwingungen ($f = 50 \text{ Hz}$; $w = 1\text{-}1,5 \text{ mm}$; $2\text{-}5 \text{ h/d}$ über mehrere Monate) auch eine Hypertrophie der Muskulatur hervorrufen können und damit im Sinne eines Muskeltrainings zu wirken scheinen, vermuten Bosco und Cardinale⁷ vielmehr dahingehend, dass vibratorische Stimulationen der Muskulatur das neuromuskuläre System mehr als andere gängige Maßnahmen verbessern können. Sie folgern dies u.a. aus einer Untersuchung über das mechanische Leistungsverhalten der menschlichen Muskulatur an italienischen Spitzenboxern. Die genannten Autoren konnten dabei zeigen, dass sich die durchschnittliche mechanische Muskelleistung [$\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$] der Armbeuger nach insgesamt nur 5-minütigem Training mit der oszillierenden Hantel (5·1 min mit 1-minütigen Pausen) im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant verbessern ließ. Zusätzliche elektromyographische Aufzeichnungen während der Intervention und der Messungen zeigten allerdings, dass dieses Ergebnis nicht auf eine signifikant erhöhte Muskelaktivität während der Messungen zurückzuführen sei, sondern dass vielmehr auf einen erhöhten neuromuskulären Wirkungsgrad (Effektivität) geschlossen werden müsse. Unsere Ergebnisse lassen solche Rückschlüsse anhand der Kraftmessungen in der untersuchten Altersgruppe nicht zu. Auch Schlumberger et al.¹¹⁸ fanden beim Vergleich von konventionellem (Kniebeugen) und vibrationsunterstütztem Krafttraining nach 6 Wochen zwar hochsignifikante Zuwächse der Beinkraft bei beiden Trainingsformen aber keinen gruppenspezifischen Unterschied.

Beim Vergleich der Änderungen der maximalen statischen (maximales isometrische Drehmoment) mit denen der maximalen dynamischen Kraft (Einwiederholungsmaximum) fiel schon bei den deskriptiven Auswertungen auf, dass die Verläufe der dynamischen Kraft sich in denjenigen der statischen Kraft nicht widerspiegeln. Dies gilt sowohl für die gruppenspezifischen Unterschiede als auch für die Veränderungen innerhalb der Gruppen. Die inferenzstatistischen Korrelations-

analysen bestätigten dies, indem sich keine signifikanten Zusammenhänge zwischen den beiden Messmethoden ergaben. Nur die Ausgangswerte des 1RM und isometrischen Drehmoments der Armbeuger ergaben bei Studienbeginn einen mittleren Zusammenhang ($r = 0,63$; $p < 0,01$). Abbildung 66 (Seite 114) zeigt die Verläufe der maximalen isometrischen Kraft der Armbeuger und Kniestrecker über den gesamten Untersuchungszeitraum. Auffällig ist die in allen Gruppen nahezu gleichartige Entwicklung des isometrischen Drehmoments der Kniestreckmuskulatur im Gegensatz zu der des dynamischen Einwiederholungsmaximums (Abbildung 64 und Abbildung 65; Seiten 111/113). Der Nachteil einer isometrischen Kraftmessung besteht darin, dass es bei der maximalen isometrischen Kraftentwicklung unter Umständen zu gewaltigen lokalen Belastungsspitzen im Knochen-Knorpel-Gewebe kommen kann. Außerdem entsteht an den Auflagepunkten des Widerstands hoher Druck der unter Umständen die maximale willentliche Kraftentfaltung hemmt. Gerade bei der Testung der isometrischen Kraft der Kniestrecker klagten die Probandinnen über Druckschmerz an Schienbein und Kniekehle. Möglicherweise sind die beobachteten Änderungen der statischen Kraft nur durch die Gewöhnung an die Testsituation und das Messverfahren zurückzuführen. Auch Brown et al.¹³ fanden eine signifikante Verbesserung des dynamischen Einwiederholungsmaximums der Armbeuger um 48% aber keine vergleichbare Änderung der maximalen isometrischen Kraft nach einem 12-wöchigen Krafttraining.

Eine signifikante Zunahme der statischen Maximalkraft der Armbeuger fand sich nur in der KRAFT-Gruppe, allerdings ohne signifikanten Zusammenhang zu den Änderungen der dynamischen Kraft. Obwohl sich in der GALILEO-Gruppe die dynamische Maximalkraft signifikant steigerte, ergaben sich keine überzufälligen Änderungen der maximalen statischen Kraft. Möglicherweise nimmt das vibrationsunterstützte Training keinen Einfluss auf die statische Kraft. Hintergrund des Vibrationstraining ist auch vielmehr die Beeinflussung der neuronalen Komponenten der maximalen Kraftentwicklung bei Bewegung^{7,8}. Eine isometrische Kraftmessung sagt nichts aus über die Kraft bei Bewegung. Der Vorteil einer isometrischen Kraftmessung, nämlich die Ausklammerung der intermuskulären Koordination, ist gleichzeitig auch der Nachteil.

Die intermuskuläre Koordination spielt bei komplexen Bewegungen wie den verschiedenen Sprungbewegungen eine entscheidende Rolle¹¹⁶. Die maximale Leistung im Sprung kann somit als Maß für die intermuskuläre Koordination gesehen werden. Hierbei verbesserte sich die GALILEO-Gruppe im Mittel um ca. 4%. Allerdings streuten die prozentualen Änderungen auch sehr stark ($SD = 14\%$), so dass weder ein überzufälliger gruppeninterner noch gruppenspezifischer Effekt nachweisbar war. Die tendenzielle Steigerung der Leistung ist möglicherweise auch dadurch zu erklären, dass die Kniebeugen, die die Teilnehmerinnen der GALILEO-Gruppe im Rahmen ihres Trainings absolvierten, der Sprungbewegung am nächsten kommt und dadurch einen „Übungsvorteil“ hatten. Dies macht wiederum deutlich, dass solch komplexe Bewegungen, weil sie eben stark von den koordinativen Fähigkeiten einer Person abhängig sind, als Instrumentarium zu Überprüfung eines Trainingserfolges nur bedingt objektivierbar sind. Gerade bei Ungeübten und zudem Personen in der untersuchten Altersgruppe wird hierbei weniger ein Trainings- als vielmehr Übungserfolg sichtbar.

Es lässt sich zusammenfassen, dass sowohl Kraft- als auch Galileotraining hochsignifikante Kraftgewinne ermöglichen, wenngleich sich keine zusätzlicher Effekt durch vibratorische Stimulation nachweisen ließ. Aber auch eine regelmäßig ausgeübte Wirbelsäulengymnastik vermag die Muskelkraft nicht nur zu erhalten, sondern auch zu steigern, sie sollte jedoch um armkräftigende Übungen ergänzt werden.

Die Messung der dynamischen Kraft (1RM) scheint zur Verlaufskontrolle der Muskelkraft am verlässlichsten und damit am besten geeignet.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Knochen müssen sich in ihrer Festigkeit den einwirkenden Kräften anpassen, um physiologische Verformungen zu tolerieren. Neben Knochenmasse und -dichte bestimmt die Knochengometrie den Widerstand gegen Biegung und Torsion. Inwieweit verschiedene Trainingsformen bei älteren osteopenischen Frauen Anpassungen bewirken können, war Gegenstand dieser Studie.

Darüber hinaus muss weiter ins Bewusstsein gerückt werden, dass auch osteoporotische Frakturen im peripheren Skelettsystem nur im Rahmen eines Sturzes oder eines entsprechenden Traumas auftreten. Der Verlust an Muskelkraft und -leistung ist bedeutsamer Risikofaktor für das erhöhte Sturz- und Frakturrisiko im Alter. Die Erfassung der Muskelkraft/-leistung und des Muskelstatus spielt damit bei Verlaufsstudien mit Älteren eine wichtige Rolle. Mit welcher Trainingsform sich der Muskelstatus älterer Frauen am besten verbessern lässt und welche Testmethoden zur Verlaufskontrolle geeignet sind, waren zusätzliche Fragestellungen vorliegender Studie.

Zur Beantwortung wurde am Lehrstuhl für Präventive und Rehabilitative Sportmedizin unter der Leitung von Univ. Prof. Dr. med. D. Jeschke von Anfang 2001 bis Mitte 2002 am Lehrstuhl für Präventive und Rehabilitative Sportmedizin und in Kooperation mit dem Lehrstuhl für Trainings- und Bewegungslehre der Technischen Universität München eine kontrollierte, parallelisierte und randomisierte Studie über 12 Monate an 69 gesunden postmenopausalen Frauen durchgeführt. Das Studienprotokoll war von der lokalen Ethikkommission der Medizinische Fakultät der Technischen Universität München überprüft und genehmigt worden.

In die Studie eingeschlossen wurden Frauen im Alter von 50 – 70 Jahren, deren Eintritt in die Menopause mindestens 24 Monate zurücklag, und bei denen keine behandlungsbedürftigen klimakterischen Beschwerden vorlagen. Die Knochenmasse (Flächenbelegung gemessen mittels DXA) der LWS (LWK 2-4) und des Femur (Neck) musste zwischen $-0,1$ SD und $-2,5$ SD (T-Score: Vergleich mit jungen Erwachsenen) liegen. Frauen, deren Knochenmasse unterhalb des T-Scores von $-2,5$ SD lagen, konnten nur dann eingeschlossen werden, wenn anamnestisch keine typischen osteoporotische Frakturen (Radius-, Oberschenkelhals-, Wirbel-

körperfraktur) aufgetreten waren. Nicht an der Studie teilnehmen konnten Frauen, die in den letzten 12 Monaten mit Bisphosphonaten oder Fluoriden oder in den letzten 6 Monaten mit Calcitonin therapiert worden waren bzw. sich in den letzten 3 Monaten einer Hormonersatztherapie (HRT) unterzogen.

Nach Parallelisierung anhand der Ausgangswerte des Einwiederholungsmaximums der Armbeuger und Kniestrecker und anschließender Randomisierung führten 20 Frauen eine Wirbelsäulengymnastik (WS) durch. 23 Teilnehmerinnen trainierten zusätzlich an oszillierenden Trainingsgeräten (GALILEO; Novotec, Deutschland) und weitere 26 Frauen absolvierten in Kombination mit WS ein Krafttraining bei 60-80% des Einwiederholungsmaximum (KRAFT). Untersucht wurden an Tibia und Radius die Knochenmasse (BMC), Knochenfläche (TOT_AREA), Gesamtknochendichte (TOT_DEN) sowie der polare SSI und die endostale Knochenfläche (END_AREA) als Differenz aus Gesamt- und kortikaler Fläche mittels peripherer quantitativer Computertomographie (pQCT - XCT2000; Stratec, Deutschland). Zu Beginn und am Ende wurde auch die flächenbezogene Knochendichte aBMD mittels DEXA an LWK 2-4 und Oberschenkelhals bestimmt (XR26; Norland, USA). Ebenfalls vierteljährlich wurden die Handkraft und das max. isometrisches Drehmoment (T) sowie halbjährlich das Einwiederholungsmaximum (1RM) der Armbeuger und Kniestrecker und die Haltekraft der Armbeuger (M3-Diagnos+; Schnell, Deutschland) erfasst; außerdem halbjährlich die Leistung im Sprung (Leonardo Sprungmessplatte; Novotec, Deutschland).

Die Auswertungen der *Knochenparameter* am Oberschenkelhals ergaben eine signifikante Flächenzunahme des Oberschenkelhalses in der KRAFT-Gruppe und eine verminderte Abnahme der aBMD an LWS und Oberschenkelhals in allen Gruppen. In der KRAFT- und GALILEO-Gruppe fand sich im 66%-Messbereich der Tibia ein reduzierter endostaler Knochenabbau im Vergleich zur WS-Gruppe mit einer signifikanten Erweiterung der endostalen Fläche im Mittel um 1,6%.

Die Auswertungen der erhobenen *Kraftparameter* ergaben signifikante Verbesserungen sowohl der statischen als auch der dynamischen Kraft in allen Gruppen um bis zu 100%. Signifikante Unterschiede fanden sich zwischen KRAFT/GALILEO- und der WS-Gruppe. Krafttraining führte zu den deutlichsten Steigerungen der Armkraft.

Korrelationsanalysen ergaben keine Beziehung zwischen den Veränderungen der statischen und dynamischen Kraft.

Eine minimale Verbesserung der absoluten Leistung im Sprung fand sich in der GALILEO-Gruppe. Keine signifikanten Veränderungen ergaben sich bei Hand- und Haltekraft.

Auch in höherem Alter sind Anpassungen des Knochens an die geforderte Festigkeit zu beobachten. Durch intensives Krafttraining scheint es möglich, die Knochengeometrie im Sinne einer Festigkeitsanpassung positiv zu beeinflussen. Die Interpretation der Anpassungen ist nur unter Berücksichtigung der Art und Richtung der reizsetzenden Kräfte möglich. So fielen die Anpassungen je nach Messort und Art und Richtung der einwirkenden Kräfte unterschiedlich aus. Adaptationen sowohl in Form von Knochenquerschnittsvergrößerungen als auch über einen reduzierten endostalen Knochenabbau ließen sich feststellen. Die auffälligsten Anpassungen fanden sich in der Krafttrainingsgruppe während die Gymnastikgruppe eher altersabhängige Verläufe zeigte. Die Galileotrainingsgruppe nahm eine Zwischenstellung ein.

Sowohl Kraft- als auch Galileotaining ermöglichen hochsignifikante Kraftgewinne, wenngleich sich keine zusätzlicher Effekt durch vibratorische Stimulation nachweisen ließ. Aber auch eine regelmäßig ausgeübte Wirbelsäulengymnastik vermag die Muskelkraft nicht nur zu erhalten, sondern auch zu steigern, sie sollte jedoch um armkräftigende Übungen ergänzt werden.

Die Messung der dynamischen Kraft (1RM) scheint zur Verlaufskontrolle der Muskelkraft am besten und verlässlichsten geeignet.

LITERATUR

1. Ammann, P., Rizzoli, R. Bone strength and its determinants. *Osteoporos Int* 2003; **Published online**(19 March 2003).
2. Armstrong, T.J., Fine, L.J., Radwin, R.G., Silverstein, B.S. Ergonomics and the effects of vibration in hand-intensive work. *Scand J Work Environ Health* 1987; **13**(4):286-9.
3. Ashizawa, N., Nonaka, K., Michikami, S., Mizuki, T., Amagai, H., Tokuyama, K., Suzuki, M. Tomographical description of tennis-loaded radius: reciprocal relation between bone size and volumetric BMD. *J Appl Physiol* 1999; **86**(4):1347-51.
4. Beck, T.J., Ruff, C.B., Bissessur, K. Age-related changes in female femoral neck geometry: implications for bone strength. *Calcif Tissue Int* 1993; **53**(Suppl 1):S41-6.
5. Berard, A., Bravo, G., Gauthier, P. Meta-analysis of the effectiveness of physical activity for the prevention of bone loss in postmenopausal women. *Osteoporos Int* 1997; **7**(4):331-7.
6. Boonen, S., Cheng, X.G., Nijs, J., Nicholson, P.H., Verbeke, G., Lesaffre, E., Aerssens, J., Dequeker, J. Factors associated with cortical and trabecular bone loss as quantified by peripheral computed tomography (pQCT) at the ultradistal radius in aging women. *Calcif Tissue Int* 1997; **60**(2):164-70.
7. Bosco, C., Cardinale, M., Tsarpela, O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1999; **79**(4):306-11.
8. Bosco, C., Colli, R., Introini, E., Cardinale, M., Tsarpela, O., Madella, A., Tihanyi, J., Viru, A. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clin Physiol* 1999; **19**(2):183-7.
9. Bosco, C., Iacovelli, M., Tsarpela, O., Cardinale, M., Bonifazi, M., Tihanyi, J., Viru, M., De Lorenzo, A., Viru, A. Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur J Appl Physiol* 2000; **81**(6):449-54.
10. Boshuizen, H.C., Bongers, P.M., Hulshof, C.T. Self-reported back pain in fork-lift truck and freight-container tractor drivers exposed to whole-body vibration. *Spine* 1992; **17**(1):59-65.

11. Bowden, T. Back pain in helicopter aircrew: a literature review. *Aviat Space Environ Med* 1987;**58**(5):461-7.
12. Brahm, H., Mallmin, H., Michaelsson, K., Strom, H., Ljunghall, S. Relationships between bone mass measurements and lifetime physical activity in a Swedish population. *Calcif Tissue Int* 1998;**62**(5):400-12.
13. Brown, A.B., McCartney, N., Sale, D.G. Positive adaptations to weight-lifting training in the elderly. *J Appl Physiol* 1990;**69**(5):1725-33.
14. Burr, D.B. Muscle strength, bone mass, and age-related bone loss. *J Bone Miner Res* 1997;**12**(10):1547-51.
15. Burstein, A.H., Reilly, D.T., Martens, M. Aging of bone tissue: Mechanical properties. *J Bone Joint Surg Am* 1976;**58**:82-86.
16. Burstein, M., Scholnick, H.R., Morfin, R. Rapid method for the isolation of lipoproteins from human serum by precipitation with polyanions. *J Lipid Res* 1970;**11**(6):583-95.
17. Caillot-Augusseau, A., Vico, L., Heer, M., Voroviev, D., Souberbielle, J.C., Zitterman, A., Alexandre, C., Lafage-Proust, M.H. Space flight is associated with rapid decreases of undercarboxylated osteocalcin and increases of markers of bone resorption without changes in their circadian variation: observations in two cosmonauts. *Clin Chem* 2000;**46**(8 Pt 1):1136-43.
18. Carter, D.R. Mechanical loading history and skeletal biology. *J Biomech* 1987;**20**(11-12):1095-109.
19. Carter, D.R., Fyhrie, D.P., Whalen, R.T. Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *J Biomech* 1987;**20**(8):785-94.
20. Chakkalakal, D.A. Mechanoelectric transduction in bone. *J Mater Res* 1989;**4**:1034-6.
21. Chandler, J.M., Hadley, E.C. Exercise to improve physiologic and functional performance in old age. *Clin Geriatr Med* 1996;**12**(4):761-84.
22. Chetter, I.C., Kent, P.J., Kester, R.C. The hand arm vibration syndrome: a review. *Cardiovasc Surg* 1998;**6**(1):1-9.
23. Cummings, S.R. Epidemiology of hip fractures. In: J. Jensen, B. Riis, C. Christiansen (Hrsg.). Osteoporosis: Proceedings of the International Symposium on Osteoporosis. Viborg: Norhaven A/S, 1987: 40-43.

24. Currey, J.D. Can strains give adequate information for adaptive bone remodeling? *Calcif Tissue Int* 1984;**36**(Suppl 1):S118-22.
25. Currey, J.D. Physical characteristics affecting the tensile failure properties of compact bone. *J Biomech* 1990;**23**(8):837-44.
26. Delling, G., Hahn, M., Vogel, M. Pathophysiologie der Osteoporose. *Radiologe* 1993;**33**(8):433-8.
27. Dieckmann, D., Meyer, H. [Vibration and its effect on the human. Review]. *Zentralbl Arbeitsmed Arbeitsschutz Prophyl Ergonomie* 1982;**32**(10):374-8.
28. Duncan, R.L., Turner, C.H. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. *Calcif Tissue Int* 1995;**57**(5):344-58.
29. Dupuis, H. [The effect of mechanical vibration on the spinal column]. *Orthopade* 1990;**19**(3):140-5.
30. Dupuis, H. [Stress by mechanical vibration and possible damages to health in the region of the spine. 1. Vibration stress and physiological reactions]. *Fortschr Med* 1974;**92**(14):618-20.
31. Eklund, G., Hagbarth, K.E. Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Exp Neurol* 1966;**16**(1):80-92.
32. Evans, W.J. What is sarcopenia? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1995;**50 Spec No**:5-8.
33. Fahrni, W.H. Conservative treatment of lumbar disc degeneration: our primary responsibility. *Orthop Clin North Am* 1975;**6**(1):93-103.
34. Ferretti, J.L., Capozza, R.F., Cointy, G.R., Garcia, S.L., Plotkin, H., Alvarez Filgueira, M.L., Zanchetta, J.R. Gender-related differences in the relationship between densitometric values of whole-body bone mineral content and lean body mass in humans between 2 and 87 years of age. *Bone* 1998;**22**(6):683-90.
35. Ferretti, J.L., Capozza, R.F., Zanchetta, J.R. Mechanical validation of a tomographic (pQCT) index for noninvasive estimation of rat femur bending strength. *Bone* 1996;**18**(2):97-102.
36. Fiatarone, M.A., O'Neill, E.F., Ryan, N.D., Clements, K.M., Solares, G.R., Nelson, M.E., Roberts, S.B., Kehayias, J.J., Lipsitz, L.A., Evans, W.J. Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people. *N Engl J Med* 1994;**330**(25):1769-75.

37. Forssell, M.Z. The back school. *Spine* 1981;**6**(1):104-6.
38. Forwood, M.R. Inducible cyclo-oxygenase (COX-2) mediates the induction of bone formation by mechanical loading in vivo. *J Bone Miner Res* 1996;**11**(11):1688-93.
39. Forwood, M.R., Turner, C.H. Skeletal adaptations to mechanical usage: results from tibial loading studies in rats. *Bone* 1995;**17**(4 Suppl):197S-205S.
40. Frontera, W.R., Meredith, C.N., O'Reilly, K.P., Knuttgen, H.G., Evans, W.J. Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. *J Appl Physiol* 1988;**64**(3):1038-44.
41. Frost, H.M. Defining osteopenias and osteoporoses: another view (with insights from a new paradigm). *Bone* 1997;**20**(5):385-91.
42. Frost, H.M. Introduction to an new skeletal physiology. Pueblo: ABJS, 1995.
43. Frost, H.M. The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents. *Bone Miner* 1987;**2**(2):73-85.
44. Frost, H.M. Osteoporoses: a rationale for further definitions? *Calcif Tissue Int* 1998;**62**(2):89-94.
45. Frost, H.M. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec* 1990;**226**(4):403-13.
46. Frost, H.M. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's law: the remodeling problem. *Anat Rec* 1990;**226**(4):414-22.
47. Frost, H.M. Why do marathon runners have less bone than weight lifters? A vital- biomechanical view and explanation. *Bone* 1997;**20**(3):183-9.
48. Fuchs, R.K., Bauer, J.J., Snow, C.M. Jumping improves hip and lumbar spine bone mass in prepubescent children: a randomized controlled trial. *J Bone Miner Res* 2001;**16**(1):148-56.
49. Fuchs, R.K., Snow, C.M. Gains in hip bone mass from high-impact training are maintained: a randomized controlled trial in children. *J Pediatr* 2002;**141**(3):357-62.
50. Gearhart, J.R. Response of the skeletal system to helicopter-unique vibration. *Aviat Space Environ Med* 1978;**49**(1 Pt. 2):253-6.

51. Grisso, J.A., Kelsey, J.L., Strom, B.L., Chiu, G.Y., Maislin, G., O'Brien, L.A., Hoffman, S., Kaplan, F. Risk factors for falls as a cause of hip fracture in women. The Northeast Hip Fracture Study Group. *N Engl J Med* 1991;**324**(19):1326-31.
52. Grosser, M., Starischka, S. Das neue Konditionstraining für alle Sportarten, für Kinder, Jugendliche und Aktive. München: BLV Verlagsgesellschaft mbH, 1998.
53. Guilford, J.P., Dingman, H.F. A validation study of ratio-judgement methods. *Am J Psychol* 1954;**67**:395-410.
54. Gutenbrunner, C. Muskeltraining und Muskelüberlastung. Köln: Otto Schmidt, 1990.
55. Haapasalo, H., Kontulainen, S., Sievanen, H., Kannus, P., Jarvinen, M., Vuori, I. Exercise-induced bone gain is due to enlargement in bone size without a change in volumetric bone density: a peripheral quantitative computed tomography study of the upper arms of male tennis players. *Bone* 2000;**27**(3):351-7.
56. Harridge, S.D., Kryger, A., Stensgaard, A. Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle Nerve* 1999;**22**(7):831-9.
57. Hartard, M., Haber, P., Ilieva, D., Preisinger, E., Seidl, G., Huber, J. Systematic strength training as a model of therapeutic intervention. A controlled trial in postmenopausal women with osteopenia. *Am J Phys Med Rehabil* 1996;**75**(1):21-8.
58. Hayes, W.C., Bouxsein, M.L. Biomechanics of cortical and trabekular Bone: Implications for Assessment of fracture risk. In: C. van Mow, W. C. Hayes (Hrsg.). Basic orthopaedic biomechanics. 2 ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997: 69-111.
59. Heinonen, A., Kannus, P., Sievanen, H., Oja, P., Pasanen, M., Rinne, M., Uusi-Rasi, K., Vuori, I. Randomised controlled trial of effect of high-impact exercise on selected risk factors for osteoporotic fractures. *Lancet* 1996;**348**(9038):1343-7.
60. Heinonen, A., Sievanen, H., Kyrolainen, H., Perttunen, J., Kannus, P. Mineral mass, size, and estimated mechanical strength of triple jumpers' lower limb. *Bone* 2001;**29**(3):279-85.
61. Hettinger, T. Der Einfluß sinusförmiger Schwingungen auf die Skelettmuskulatur. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie einschließlich Arbeitsphysiologie* 1956;**16**:192-197.

62. Hettinger, T., Müller, E.A. Muskelleistung und Muskeltraining. *Arbeitsphysiologie* 1953;**15**:249-465.
63. Hildebrandt, G., Moog, R. Mechanisms of circadian adaptation. *Acta Physiol Pol* 1988;**39**(5-6):326-44.
64. Homma, S., Kanda, K., Watanabe, S. Tonic vibration reflex in human and monkey subjects. *Jpn J Physiol* 1971;**21**(4):419-30.
65. Hung, C.T., Allen, F.D., Pollack, S.R., Brighton, C.T. Intracellular Ca²⁺ stores and extracellular Ca²⁺ are required in the real-time Ca²⁺ response of bone cells experiencing fluid flow. *J Biomech* 1996;**29**(11):1411-7.
66. Issurin, V.B., Liebermann, D.G., Tenenbaum, G. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *J Sports Sci* 1994;**12**(6):561-6.
67. Issurin, V.B., Tenenbaum, G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci* 1999;**17**(3):177-82.
68. Jackson, A.S., Pollock, M.L., Ward, A. Generalized equations for predicting body density of women. *Med Sci Sports Exerc* 1980;**12**(3):175-81.
69. Jee, W.S., Li, X.J., Schaffler, M.B. Adaptation of diaphyseal structure with aging and increased mechanical usage in the adult rat: a histomorphometrical and biomechanical study. *Anat Rec* 1991;**230**(3):332-8.
70. Jeras, M. Messwertinterpretation in der Osteodensitometrie: Klinische Definition notwendig. *Deutsches Ärzteblatt* 1999;**96**(15):B 767-769.
71. Johnson, D.L., McAllister, T.N., Frangos, J.A. Fluid flow stimulates rapid and continuous release of nitric oxide in osteoblasts. *Am J Physiol* 1996;**271**(1 Pt 1):E205-8.
72. Jones, H.H., Priest, J.D., Hayes, W.C., Tichenor, C.C., Nagel, D.A. Humeral hypertrophy in response to exercise. *J Bone Joint Surg Am* 1977;**59**(2):204-8.
73. Jumanov, N.A., Fetisov, I.S., Culaja, G.G. Metodiceskie osnovy primenenija vibro-trenazeroz i kriterii ocenki adekvatnosti parametrov vibrostimuljacii. *Teor. I Prakt. Fiz. Kult* 1989;**11**:44-46.
74. Kanis, J.A. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis: synopsis of a WHO report. WHO Study Group. *Osteoporos Int* 1994;**4**(6):368-81.

75. Kelley, G.A. Exercise and regional bone mineral density in postmenopausal women: a meta-analytic review of randomized trials. *Am J Phys Med Rehabil* 1998;**77**(1):76-87.
76. Kelley, G.A., Kelley, K.S., Tran, Z.V. Resistance training and bone mineral density in women: a meta-analysis of controlled trials. *Am J Phys Med Rehabil* 2001;**80**(1):65-77.
77. Kerr, D., Morton, A., Dick, I., Prince, R. Exercise effects on bone mass in postmenopausal women are site-specific and load-dependent. *J Bone Miner Res* 1996;**11**(2):218-25.
78. Kirkendall, D.T., Garrett, W.E., Jr. The effects of aging and training on skeletal muscle. *Am J Sports Med* 1998;**26**(4):598-602.
79. Korenstein, R., Somjen, D., Fischler, H., Binderman, I. Capacitative pulsed electric stimulation of bone cells. Induction of cyclic-AMP changes and DNA synthesis. *Biochim Biophys Acta* 1984;**803**(4):302-7.
80. Kressig, R., Proust, J. [Physical activity and aging]. *Schweiz Med Wochenschr* 1998;**128**(31-32):1181-6.
81. La Croix, P. The internal remodeling of bone. In: G. H. Bourne ed. The biochemistry and physiology of bone. New York, London: Academic press, 1971: 119-144.
82. Lammell, C., Hartard, M., Schiessl, H., Jeschke, D. Positiv bilanziertes endostales Remodeling unter maximaler muskulärer Koaktivierung bei postmenopausalen Frauen. *Osteologie* 2002;**11 Suppl. 1**:141.
83. Lammell, C., Hartard, M., Schiessl, H., Jeschke, D. Veränderung von Knochengeometrie, -festigkeit und -masse infolge intensiven Krafttrainings bei postmenopausalen Frauen. *Osteologie* 2002;**11 Suppl 1**:49.
84. Landis, W.J., Hodgens, K.J., Block, D., Toma, C.D., Gerstenfeld, L.C. Spaceflight effects on cultured embryonic chick bone cells. *J Bone Miner Res* 2000;**15**(6):1099-112.
85. Law, M.R., Wald, N.J., Meade, T.W. Strategies for prevention of osteoporosis and hip fracture. *Bmj* 1991;**303**(6800):453-9.
86. Layne, J.E., Nelson, M.E. The effects of progressive resistance training on bone density: a review. *Med Sci Sports Exerc* 1999;**31**(1):25-30.

87. Lindsay, R., Tohme, J., Kanders, B. The effect of oral contraceptive use on vertebral bone mass in pre- and post-menopausal women. *Contraception* 1986;**34**(4):333-40.
88. Liu, L., Maruno, R., Mashimo, T., Sanka, K., Higuchi, T., Hayashi, K., Shirasaki, Y., Mukai, N., Saitoh, S., Tokuyama, K. Effects of Physical Training on Cortical Bone at Mid-Tibia Assessed by peripheral QCT. *J Appl Physiol* 2003;**21**:21.
89. Lundeberg, T., Abrahamsson, P., Bondesson, L., Haker, E. Vibratory stimulation compared to placebo in alleviation of pain. *Scand J Rehabil Med* 1987;**19**(4):153-8.
90. Martin, R.B., Atkinson, P.J. Age and sex-related changes in the structure and strength of the human femoral shaft. *J Biomech* 1977;**10**:223-231.
91. Matthews, P.B., Stein, R.B. The sensitivity of muscle spindle afferents to small sinusoidal changes of length. *J Physiol* 1969;**200**(3):723-43.
92. Moritani, T. Die zeitliche Abfolge der Trainingsanpassungen im Verlaufe eines Krafttrainings. In: P. V. Komi ed. Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln: Deutscher Ärzte Verlag, 1994.
93. Moritani, T., deVries, H.A. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 1979;**58**(3):115-30.
94. Moritani, T., deVries, H.A. Potential for gross muscle hypertrophy in older men. *J Gerontol* 1980;**35**(5):672-82.
95. Müller, K.-J. Statische und dynamische Maximalkraft. Frankfurt /M: Harri Deutsch, 1987.
96. Nara-Ashizawa, N., Liu, L.J., Higuchi, T., Tokuyama, K., Hayashi, K., Shirasaki, Y., Amagai, H., Saitoh, S. Paradoxical adaptation of mature radius to unilateral use in tennis playing. *Bone* 2002;**30**(4):619-23.
97. Neder, J.A., Nery, L.E., Silva, A.C., Andreoni, S., Whipp, B.J. Maximal aerobic power and leg muscle mass and strength related to age in non-athletic males and females. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1999;**79**(6):522-30.
98. Nelson, M.E., Fiatarone, M.A., Morganti, C.M., Trice, I., Greenberg, R.A., Evans, W.J. Effects of high-intensity strength training on multiple risk factors for osteoporotic fractures. A randomized controlled trial. *Jama* 1994;**272**(24):1909-14.

99. Owings, T.M., Pavol, M.J., Grabiner, M.D. Lower extremity muscle strength does not independently predict proximal femur bone mineral density in healthy older adults. *Bone* 2002;**30**(3):515-20.
100. Parfitt, A.M. The two faces of growth: benefits and risks to bone integrity. *Osteoporos Int* 1994;**4**(6):382-98.
101. Proctor, D.N., Melton, L.J., Khosla, S., Crowson, C.S., O'Connor, M.K., Riggs, B.L. Relative influence of physical activity, muscle mass and strength on bone density. *Osteoporos Int* 2000;**11**(11):944-52.
102. Pudiel, V. [Check list protocol as a simple method for obtaining the customary food consumption of the obese]. *Int J Vitam Nutr Res* 1974;**44**(2):246-57.
103. Qin, L., Au, S.K., Chan, K.M., Lau, M.C., Woo, J., Dambacher, M.A., Leung, P.C. Peripheral volumetric bone mineral density in pre- and postmenopausal Chinese women in Hong Kong. *Calcif Tissue Int* 2000;**67**(1):29-36.
104. Reich, K.M., Gay, C.V., Frangos, J.A. Fluid shear stress as a mediator of osteoblast cyclic adenosine monophosphate production. *J Cell Physiol* 1990;**143**(1):100-4.
105. Reich, K.M., McAllister, T.N., Gudi, S., Frangos, J.A. Activation of G proteins mediates flow-induced prostaglandin E2 production in osteoblasts. *Endocrinology* 1997;**138**(3):1014-8.
106. Riggs, B.L., Hodgson, S.F., O'Fallon, W.M., Chao, E.Y., Wahner, H.W., Muhs, J.M., Cedel, S.L., Melton, L.J., 3rd. Effect of fluoride treatment on the fracture rate in postmenopausal women with osteoporosis. *N Engl J Med* 1990;**322**(12):802-9.
107. Rittweger, J., Beller, G., Ehrig, J., Jung, C., Koch, U., Ramolla, J., Schmidt, F., Newitt, D., Majumdar, S., Schiessl, H., Felsenberg, D. Bone-muscle strength indices for the human lower leg. *Bone* 2000;**27**(2):319-26.
108. Rogers, M.E., Rogers, N.L., Takeshima, N., Islam, M.M. Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Prev Med* 2003;**36**(3):255-64.
109. Rood, O.N. On contraction of the muscles induced by contact with bodies in vibration. *Am J Sci* 1860;**24**:449.
110. Roos, M.R., Rice, C.L., Vandervoort, A.A. Age-related changes in motor unit function. *Muscle Nerve* 1997;**20**(6):679-90.

111. Roth, S.M., Ivey, F.M., Martel, G.F., Lemmer, J.T., Hurlbut, D.E., Siegel, E.L., Metter, E.J., Fleg, J.L., Fozard, J.L., Kostek, M.C., Wernick, D.M., Hurley, B.F. Muscle size responses to strength training in young and older men and women. *J Am Geriatr Soc* 2001;**49**(11):1428-33.
112. Rubin, C.T., Lanyon, L.E. Dynamic strain similarity in vertebrates; an alternative to allometric limb bone scaling. *J Theor Biol* 1984;**107**(2):321-7.
113. Ruff, C.B., Hayes, W.C. Sex differences in age-related remodeling of the femur and the tibia. *J Orthop Res* 1988;**6**:886-896.
114. Ruff, C.B., Hayes, W.C. Subperiosteal expansion and cortical remodeling of the human femur and tibia with aging. *Science* 1982;**217**(4563):945-8.
115. Sakurai, T. Suspected vibration magnitude on the body of chain saw users among National Forest workers in Kyusyu, from 1956 to 1984. *Kurume Med J* 1990;**37**(Suppl):S13-22.
116. Schewe, H. Beobachtungen zu Einflüssen auf die Testleistung in Motoriktests. *Motorik* 1979;**2**:15-22.
117. Schießl, H., Ferretti, J.L., Zysarczyk-Niemeyer, G., Willnecker, J. Strength Index as Analyzed by pQCT. In: E. Schoenau ed. Pediatric Osteology. New Developments in Diagnostic and Therapy. Amsterdam: Elsevier, 1996: 147-160.
118. Schlumberger, A., Salin, D., Schmidtbleicher, D. Krafttraining unter Vibrationswirkung. *Sportverletz Sportschaden* 2001;**15**:1-7.
119. Schlumpf, U., Senn, E., Zindler-Schuler, B. Effekte körperlicher Aktivität und physikalischer Therapie auf den Knochenstoffwechsel. In: M. J. Seibel, M. E. Kraenzlin (Hrsg.). Osteoporose, 1. Interdisziplinäre Osteoporose-Symposium. Basel: Krager GmbH, 1995: 75-84.
120. Schneider, I. Die Pressluftherkrankung: Microtrauma-Arthrose. *Hefte zur Unfallheilkunde* 1972;**110**:153-155.
121. Seeman, E. Osteoporosis: trials and tribulations. *Am J Med* 1997;**103**(2A):74S-87S; discussion 87S-89S.
122. Sievanen, H., Uusi-Rasi, K., Heinonen, A., Oja, P., Vuori, I. Disproportionate, age-related bone loss in long bone ends: a structural analysis based on dual-energy X-ray absorptiometry. *Osteoporos Int* 1999;**10**(4):295-302.

123. Sinaki, M., Fitzpatrick, L.A., Ritchie, C.K., Montesano, A., Wahner, H.W. Site-specificity of bone mineral density and muscle strength in women: job-related physical activity. *Am J Phys Med Rehabil* 1998;**77**(6):470-6.
124. Sinaki, M., Offord, K.P. Physical activity in postmenopausal women: effect on back muscle strength and bone mineral density of the spine. *Arch Phys Med Rehabil* 1988;**69**(4):277-80.
125. Somjen, D., Binderman, I., Berger, E., Harell, A. Bone remodelling induced by physical stress is prostaglandin E2 mediated. *Biochim Biophys Acta* 1980;**627**(1):91-100.
126. Spitzenpfeil, P., Mester, J. Vibrationsbelastungen beim alpinen Skilauf. *Sport Orthop. Traumatol.* 1997;**13**(4):209-212.
127. Suominen, H. Physical activity and bone. *Ann Chir Gynaecol* 1988;**77**(5-6):184-8.
128. Taaffe, D.R., Marcus, R. Musculoskeletal health and the older adult. *J Rehabil Res Dev* 2000;**37**(2):245-54.
129. Thompson, D.A. On Growth and Form. Cambridge: University of Cambridge Press, 1942.
130. Turner, C.H. Biomechanics of bone: determinants of skeletal fragility and bone quality. *Osteoporos Int* 2002;**13**(2):97-104.
131. Turner, C.H. Toward a mathematical description of bone biology: the principle of cellular accommodation. *Calcif Tissue Int* 1999;**65**(6):466-71.
132. Turner, C.H., Hasegawa, K., Zhang, W., Wilson, M., Li, Y., Dunipace, A.J. Fluoride reduces bone strength in older rats. *J Dent Res* 1995;**74**(8):1475-81.
133. Turner, C.H., Owan, I., Alvey, T., Hulman, J., Hock, J.M. Recruitment and proliferative responses of osteoblasts after mechanical loading in vivo determined using sustained-release bromodeoxyuridine. *Bone* 1998;**22**(5):463-9.
134. Turner, C.H., Pavalko, F.M. Mechanotransduction and functional response of the skeleton to physical stress: the mechanisms and mechanics of bone adaptation. *J Orthop Sci* 1998;**3**(6):346-55.
135. Turner, C.H., Takano, Y., Owan, I. Aging changes mechanical loading thresholds for bone formation in rats. *J Bone Miner Res* 1995;**10**(10):1544-9.

136. Usui, Y., Zerwekh, J.E., Vanharanta, H., Ashman, R.B., Mooney, V. Different effects of mechanical vibration on bone ingrowth into porous hydroxyapatite and fracture healing in a rabbit model. *J Orthop Res* 1989;**7**(4):559-67.
137. Uusi-Rasi, K., Sievanen, H., Pasanen, M., Oja, P., Vuori, I. Associations of calcium intake and physical activity with bone density and size in premenopausal and postmenopausal women: a peripheral quantitative computed tomography study. *J Bone Miner Res* 2002;**17**(3):544-52.
138. Van der Klift, M., Seeman, E., de Laet, C.E.D., Pols, H.A.P. Screening paradox in osteoporosis. *J Bone Miner Res* 2001;**16 Suppl 1**:S195.
139. Vico, L., Collet, P., Guignandon, A., Lafage-Proust, M.H., Thomas, T., Rehaillia, M., Alexandre, C. Effects of long-term microgravity exposure on cancellous and cortical weight-bearing bones of cosmonauts. *Lancet* 2000;**355**(9215):1607-11.
140. Vico, L., Lafage-Proust, M.H., Alexandre, C. Effects of gravitational changes on the bone system in vitro and in vivo. *Bone* 1998;**22**(5 Suppl):95S-100S.
141. Wachter, N.J., Augat, P., Mentzel, M., Sarkar, M.R., Krischak, G.D., Kinzl, L., Claes, L.E. Predictive value of bone mineral density and morphology determined by peripheral quantitative computed tomography for cancellous bone strength of the proximal femur. *Bone* 2001;**28**(1):133-9.
142. Wallace, B.A., Cumming, R.G. Systematic review of randomized trials of the effect of exercise on bone mass in pre- and postmenopausal women. *Calcif Tissue Int* 2000;**67**(1):10-8.
143. Welle, S., Totterman, S., Thornton, C. Effect of age on muscle hypertrophy induced by resistance training. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1996;**51**(6):M270-5.
144. Wilkening, K., Wilkening, F., Sarris, V. Methodologische Grundkonzepte. In: W. F. Kugemann, W. Toman (Hrsg.). Studienmaterialien FIM-Psychologie. Erlangen/Tübingen: DIFF/Universität Erlangen-Nürnberg, 1986: 13.
145. Wolff, I., van Croonenborg, J.J., Kemper, H.C., Kostense, P.J., Twisk, J.W. The effect of exercise training programs on bone mass: a meta-analysis of published controlled trials in pre- and postmenopausal women. *Osteoporos Int* 1999;**9**(1):1-12.
146. Wolff, J. Das Gesetz der Transformation der Knochen (1892). In: D. Wessinghage ed. Reprints Medizinhistorischer Schriften (Bd. 1). Hirschwald, Berlin, Stuttgart: Schattauer-Verlag, 1987.

147. Wuttke, W. Endokrinologie. In: R. F. Schmidt, G. Thews (Hrsg.). Physiologie des Menschen. Berlin: Springer Verlag, 1993: 417.
148. Yamada, H. Strength of Biological Materials. Baltimore: Williams & Wilkins, 1970.
149. Zanchetta, J.R., Plotkin, H., Alvarez Filgueira, M.L. Bone mass in children: normative values for the 2-20-year-old population. *Bone* 1995;**16**(4 Suppl):393S-399S.