

Lehrstuhl und Poliklinik für Präventive und Rehabilitative Sportmedizin  
des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München

Zusammenhänge zwischen Knochendichte,  
Knochenmasse, Knochenfestigkeit des Radius und dem  
maximalen Drehmoment der Unterarmbeugemuskulatur

Lehrstuhl und Poliklinik für Präventive und Rehabilitative  
Sportmedizin der Technischen Universität München

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. D. Jeschke)

Zusammenhänge zwischen Knochendichte,  
Knochenmasse, Knochenfestigkeit des Radius und dem  
maximalen Drehmoment der Unterarmbeugemuskulatur

Diana Wolf (geb. Horn)

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

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1.Univ.-Prof. Dr. D. Jeschke

2.apl. Prof. Dr. Dr. H.P. Rechl

Die Dissertation wurde am 30.09.2002 bei der Technischen Universität  
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 09.04.2003  
angenommen.

# Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis .....	6
Abkürzungsverzeichnis .....	6
<b>1. Einleitung .....</b>	<b>7</b>
<b>2. Grundlagen: Knochengewebe .....</b>	<b>9</b>
2.1. Aufgaben des Knochens.....	9
2.2. Einflussfaktoren auf den Knochen .....	9
2.2.1. Alter und Geschlecht.....	9
2.2.2. Genetische Faktoren.....	10
2.2.3. Umweltfaktoren .....	10
2.2.4. Ernährungsfaktoren .....	11
2.2.5. Hormone.....	11
2.2.6. äußere mechanische Krafteinwirkung.....	11
<b>3. Grundlagen: Kraft .....</b>	<b>14</b>
3.1. Definition .....	14
3.2. Erscheinungsformen.....	14
3.3. Einflussfaktoren .....	14
3.3.1. Strukturelle Gegebenheiten der Muskulatur .....	15
3.3.2. Nerval System.....	15
3.3.3. Motivation.....	16
3.3.4. Alter und Geschlecht.....	16
3.3.5. Anthropometrische Gegebenheiten .....	16
3.3.6. Vordehnung.....	17
<b>4. Regulation des Knochenstatus durch körperliche Aktivität .....</b>	<b>17</b>
4.1. Physiologische Mechanismen der Anpassungsvorgänge.....	17
4.1.1. Modeling .....	17
4.1.2. Remodeling .....	19
4.1.3. Coupling.....	19
4.2. Modulatoren der Anpassungsvorgänge.....	20
4.2.1. Mechanische Krafteinwirkung.....	20
4.2.2. Weitere Modulatoren neben mechanischer Krafteinwirkung .....	23
<b>5. Osteoporose.....</b>	<b>24</b>
5.1. Definition .....	24
5.2. Epidemiologische Datenlage.....	24
5.3. Klassifikation .....	24
5.3.1. Ätiologische Klassifikation.....	24
5.3.1.1. Primäre Osteoporose.....	24
5.3.1.2. Sekundäre Osteoporose .....	25
5.3.2. Densitometrische Klassifikation .....	26
5.3.2.1. T-Wert.....	26
5.3.2.2. Z-Wert.....	26
5.4. Diagnostik .....	27
5.4.1. Allgemeine Untersuchung, Labordiagnostik .....	27
5.4.2. Bildgebende Verfahren .....	28
5.5. Therapie .....	28

5.5.1.	Supplementierung mit Kalzium und Vitamin D .....	29
5.5.2.	Knochenanbau stimulierende Substanzen.....	29
5.5.3.	Antiresorptive Substanzen .....	29
5.5.4.	Kombinationstherapien .....	30
5.6.	Osteoporose bei Männern .....	30
5.7.	Folgen einer Osteoporoseerkrankung .....	31
5.7.1.	Individuelle Folgen .....	31
5.7.2.	Soziale Folgen und finanzielle Kosten.....	31
<b>6.</b>	<b>Problemstellung</b> .....	<b>32</b>
<b>7.</b>	<b>Probanden/innen und Methoden</b> .....	<b>39</b>
7.1.	Datenerhebung .....	39
7.2.	Diagnostik der verschiedenen Knochenstatusparameter.....	40
7.2.1.	Messprinzip .....	40
7.2.2.	Technische Daten des XCT 2000 Bone Scanner .....	41
7.2.3.	Erläuterung der verschiedenen Knochenstatusparameter .....	42
7.2.3.1.	Festigkeitsindex SSI (Strength-Strain-Index).....	42
7.2.3.2.	Gesamtknochendichte.....	43
7.2.3.3.	Kortikalisdichte.....	44
7.2.3.4.	Spongiosadichte .....	44
7.2.3.5.	Knochenmasse .....	44
7.3.	Diagnostik der Maximalkraft als maximales Drehmoment .....	45
7.3.1.	Verwendetes Gerät .....	45
7.3.2.	Verlauf der Messung.....	45
7.4.	Statistische Auswertung .....	46
<b>8.</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>48</b>
8.1.	Alters- und Geschlechtsverteilung .....	48
8.2.	Maximales Drehmoment der Unterarmbeuger.....	49
8.3.	Knochenstatusparameter im 4%-Messbereich .....	51
8.4.	Knochenstatusparameter an verschiedenen Messstellen.....	52
8.4.1.	Kortikale Knochendichte .....	52
8.4.2.	SSI.....	53
8.4.3.	Knochenmasse .....	54
8.5.	Korrelationsanalysen.....	55
8.5.1	Beziehungen zwischen Knochenstatusparametern im 4%-Messbereiches mit dem maximalen Drehmoment .....	55
8.5.1.1	Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und SSI.....	56
8.5.1.2	Zusammenhang zwischen Drehmoment maximalem und Gesamtknochendichte .....	57
8.5.1.3	Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und kortikaler Knochendichte.....	58
8.5.1.4	Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und trabekulärer Knochendichte.....	59
8.5.1.5	Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und Knochenmasse .....	60
8.5.2	Beziehungen zwischen Knochenstatusparametern im 14%-Messbereich mit dem maximalen Drehmoment.....	61
8.5.2.1	Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und SSI.....	62

8.5.2.2	Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und kortikaler Knochendichte.....	63
8.5.2.3	Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und Knochenmasse .....	64
8.5.3	Beziehungen zwischen Knochenstatusparametern im 38%-Messbereich mit dem maximalen Drehmoment.....	65
8.5.3.1	Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und SSI .....	66
8.5.3.2	Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und kortikaler Knochendichte .....	67
8.5.3.3	Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und Knochenmasse .....	68
8.5.4	Beziehungen zwischen Knochenstatusparametern im 4%-Messbereich mit dem Alter .....	69
8.5.4.1	Zusammenhang zwischen Alter und SSI .....	70
8.5.4.2	Zusammenhang zwischen Alter und Gesamtknochendichte .....	71
8.5.4.3	Zusammenhang zwischen Alter und kortikaler Knochendichte .....	72
8.5.4.4	Zusammenhang zwischen Alter und trabekulärer Knochendichte .....	73
8.5.4.5	Zusammenhang zwischen Alter und Knochenmasse.....	74
8.5.5	Beziehungen zwischen Knochenstatusparametern im 14%-Messbereich mit dem Alter .....	75
8.5.5.1	Zusammenhang zwischen Alter und SSI.....	75
8.5.5.2	Zusammenhang zwischen Alter und kortikaler Knochendichte .....	76
8.5.5.3	Zusammenhang zwischen Alter und Knochenmasse.....	77
8.5.6	Beziehungen zwischen Knochenstatusparametern im 38%-Messbereich mit dem Alter .....	78
8.5.6.1	Zusammenhang zwischen Alter und SSI.....	78
8.5.6.2	Zusammenhang zwischen Alter und kortikaler Knochendichte .....	79
8.5.6.3	Zusammenhang zwischen Alter und Knochenmasse.....	80
<b>9</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>81</b>
9.1	Diskussion der Methoden .....	81
9.1.1	Diskussion der Datenerhebung .....	81
9.1.2	Diskussion der Knochenstatusmessung .....	81
9.1.2.1	Kortikale Knochendichte .....	81
9.1.2.2	SSI.....	82
9.1.2.3	Knochenmasse.....	83
9.1.2.4	Trabekuläre und Gesamtknochendichte.....	83
9.1.3	Diskussion der maximalen Drehmomentmessung.....	83
9.2	Diskussion der Ergebnisse.....	84
9.2.1	Ergebnisse der maximalen Drehmomentmessung .....	84
9.2.2	Ergebnisse der kortikalen Knochendichtemessung.....	84
9.2.3	Korrelationen der kortikalen Knochendichte mit dem maximalen Drehmoment und dem Alter.....	85
9.2.4	Ergebnisse der SSI-Messung .....	86
9.2.5	Korrelationen von SSI mit dem maximalen Drehmoment und dem Alter .....	87
9.2.6	Ergebnisse der Knochenmassebestimmung .....	89
9.2.7	Korrelationen der Knochenmasse mit dem maximalen Drehmoment und dem Alter.....	90
9.2.8	Ergebnisse der Gesamt- und trabekulären Knochendichtemessung .....	91
9.2.9	Korrelationen der Gesamt- und trabekuläre Knochendichtemessung .....	

mit dem maximalen Drehmoment und dem Alter.....	91
9.2.10 Korrelationen des maximalen Drehmoments mit Knochenstatus- parametern.....	92
9.2.11 Diskussion des Messortes .....	93
9.2.12 Vergleich mit Ergebnissen anderer Autoren .....	94
9.2.13 Limitationen der Studie.....	95
9.2.14 Ausblick .....	96
<b>10 Resume .....</b>	<b>98</b>
<b>11 Zusammenfassung.....</b>	<b>99</b>
Literaturverzeichnis.....	101
<b>Anhang:</b>	
Tabellen	
Lebenslauf	
Danksagung	

## Abbildungsverzeichnis:

- Abb. 1: Ascenzi, A., „Biomechanics and Galileo Galilei“, Quelle (4), Seite 96  
Abb. 2: Niethard, F.U., Quelle (102), Seite 165  
Abb. 3: Ferretti, J.L., Quelle (37), Seite 11  
Abb. 4: Grafik: D. Horn  
alle Diagramme in Kap.8 (Abb. 5-35): Grafik: D.Horn  
Abb. 36: Grafik: D. Horn

## Abkürzungsverzeichnis:

a =	Jahre
A =	area =(Knochenfläche)
BMD =	bone mass density (Knochendichte)
BWK =	Brustwirbelkörper
bzw. =	beziehungsweise
CortBD =	cortical bone density (kortikale Knochendichte)
d =	Tag
engl. =	englisch
entspr. =	entsprechende(r)
et al. =	(et aliqui) und andere
HPT =	Hyperparathyreoidismus
HRT =	Hormone replacement therapy (Hormonersatztherapie)
LBM =	lean body mass (fettfreies Körpergewicht)
Nm =	Newton-Meter
Nr. =	Nummer
pQCT =	periphere, quantitative Computertomographie
QCT =	quantitative Computertomographie
SD =	standard deviation (Standardabweichung)
s.o. =	siehe oben
SSI =	Strength Strain Index (Knochenfestigkeitsindex)
s.u. =	siehe unten
TBMC =	total body mineral content (Gesamtkörpermineralgehalt)
TrabBD =	trabecular bone density (trabekuläre Knochendichte)
TotBD =	total bone density (Gesamtknochendichte)
präklin. =	präklinisch
Str. =	strength (Knochenfestigkeit)
u.a. =	unter anderem
vgl. =	vergleiche
z.B. =	zum Beispiel

# 1 Einleitung

Man möchte annehmen, dass die Grundlagenforschung über das Knochengewebe im 21. Jahrhundert abgeschlossen ist. Doch die steigende Zahl an wissenschaftlichen Arbeiten über dieses Thema aus verschiedenen medizinischen Perspektiven belegen, dass es sich um ein sehr komplexes Stoffgebiet handelt.

Diese Studie nähert sich dem Thema Knochengewebe aus biomechanischer Sicht. Dieser Blickwinkel ist keineswegs neu, er ist jedoch durch Erkenntnisse der Biochemie zurückgedrängt worden. Bereits vor 400 Jahren brachte Galileo Galilei biomechanische Aspekte ein. Durch seine Auseinandersetzung mit der Festigkeit verschiedener Materialien entdeckte er feste Zusammenhänge zwischen Länge, Dicke, Gewicht und Bruchfestigkeit. Er ermittelte sogar Formeln für die Berechnung der Bruchfestigkeit verschiedener Gegenstände und übertrug diese Erkenntnisse auf den Knochen. Anhand einer Zeichnung stellte er dar, dass ein größerer Knochen nur dann die gleiche Funktion aufweisen kann, wenn er auch dicker ist.

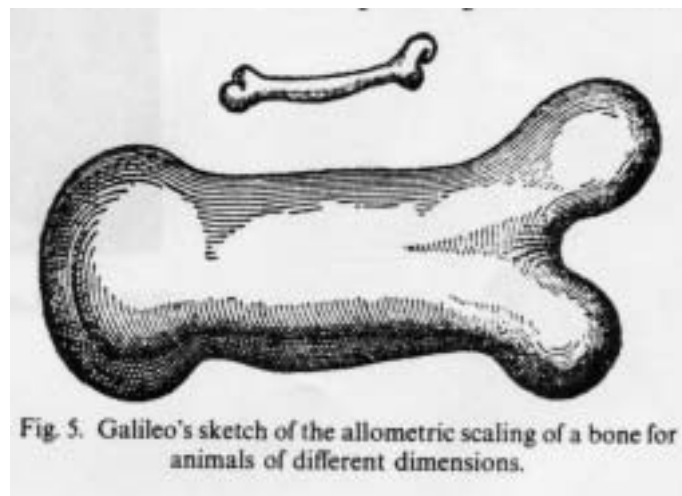


Abb. 1: Zeichnung von G. Galilei aus Quelle (4)

Der Gedanke, dass Knochengewebe von mechanischen Gesetzen beeinflusst wird, geriet nach G. Galilei zunächst in Vergessenheit und erschien erst wieder im 19. Jahrhundert. Hier schreibt C. Bell:

“A bone may be taken to prove, that in nature’s work strength is given with the least possible expense of materials. (...) The inert and mechanical provisions of the bone always bear relation to the living muscular power of the limb“(75).



Bereits hier findet man eine direkte Beschreibung, dass Knochenarchitektur durch äußere Faktoren, wie zum Beispiel Muskelkraft, geregelt werden kann. Auch der Ingenieur Culmann erkannte Ende des 19. Jahrhunderts, dass der spongiöse Anteil von Gewicht tragendem Knochen erstaunliche Ähnlichkeit mit Spannungstrajektorien eines Krans aufweist, und er sah hierin einen körperlichen Ausdruck von Druck- und Zugkurven gemäß den Gesetzen der Statik (92). In Zusammenarbeit mit dem Anatom Meyer wurden nun biomechanische Aspekte als Interpretation hierfür postuliert (120). Wolff untersuchte als Erster krankhaft deformierte Knochenpräparate. Als Ursache für die starken Architekturveränderung in diesen pathologischen Präparaten vermutete er ebenfalls veränderte statische Funktionen dieser Knochen. Hieraus folgerte er, dass auch im gesunden Knochen ständig Statikveränderung von statten gehen, die zu Architektur- und Formveränderung führen können (75). In seinem Buch „Das Gesetz über die Transformation des Knochens“ aus dem Jahre 1892 betont er: „Es werden vielmehr die Knochenformen, wie dies mit gleich großer Sicherheit auf mathematischem, anatomischem und klinischem Wege bewiesen werden konnte, einzig und allein bestimmt durch die statische Inanspruchnahme (...). Nur die statische Brauchbarkeit und Nothwendigkeit oder das statische Ueberflüssigsein entscheiden über die Existenz und Oertlichkeit jedes einzelnen Knochenpartikels und demgemäß auch über dessen gesamte Form“(149).

Die „statische Inanspruchnahme“ entsteht durch äußere Krafteinwirkung auf den Knochen. Diese kann unter anderem durch Muskelkontraktionen ausgeübt werden.

Der historische Rückblick verdeutlicht, dass schon seit geraumer Zeit Verbindungen zwischen Knochengewebsstrukturen und äußeren mechanischen Faktoren erkannt wurden.

Es existiert jedoch wenig wissenschaftliches Material über das qualitative und quantitative Ausmaß von mechanischen Einflüssen auf das Knochengewebe.

Deshalb sollten in dieser Studie verschiedene Messwerte über den Knochenstatus in Verbindung mit der maximalen Muskelkraft gebracht werden. Es sollte überprüft werden, ob man direkte Zusammenhänge erkennen kann und ob sich diese zur Beurteilung des Knochenstatus eignen.

## 2 Grundlagen: Knochengewebe

### 2.1 Aufgaben des Knochens

Knochengewebe muss in der Lage sein, verschiedene Aufgaben zu erfüllen. Man kann diese grob einteilen in:

- mechanische Funktionen (z.B. Statik des Körpers, Schutz der Organe, optimales Verhältnis von Flexibilität und Stabilität);
- metabolische Funktionen (z.B. Kalzium- und Phosphatspeicher und -homöostase).

Zur Vereinbarung dieser verschiedenen Funktionen ist ein komplexes Regulationssystem notwendig, das wiederum durch zahlreiche Faktoren beeinflusst wird.

### 2.2 Einflussfaktoren auf den Knochen

Alter, Geschlecht und genetische Einflüsse sind nicht, Umweltfaktoren sind kaum beeinflussbare Parameter, die alle Masse, Dichte und Architektur des Knochens mitgestalten. Über Ernährungsgewohnheiten und iatrogene Hormongaben ist der Knochenstoffwechsel veränderbar. Ein wesentlicher Parameter, der die Knochenstruktur beeinflussen kann, sind äußere Krafteinwirkungen, z. B durch körperliche Aktivität.

Im Folgenden werden wichtige Einflussfaktoren beschrieben.

#### 2.2.1 Alter und Geschlecht

Eine physiologische Zunahme der Knochen**masse** findet vor allem während des Wachstums bis etwa dem vierten Lebensjahrzehnt statt und führt zur peak bone mass, der maximalen Knochenmasse. Danach wird Knochen abgebaut, was in einem gewissen Rahmen noch kein pathologischer Befund ist, sondern als altersübliche Atrophie verstanden wird (138). Der Abbau kann beachtliche Ausmaße annehmen. So ist beispielsweise die Hälfte der physiologischen Knochenmasse eines 30-Jährigen durchaus noch normal für eine Person über 70 Jahre. Die Graphik (Abb.2) verdeutlicht, dass der altersphysiologische Abbau ein kontinuierlicher, aber in bestimmten Altersabschnitten ein unterschiedlich rasch verlaufender Prozess ist. Der spongiöse Anteil ist dabei stärker betroffen als die kortikale Struktur (102). Frauen und Männer unterliegen beide diesem bogenhaften Verlauf, allerdings weisen Frauen in allen Lebensabschnitten geringere Absolutwerte auf. Zusätzlich sind Frauen durch den postmenopausalen Östrogenabfall direkt nach der Menopause besonders starken Knochenmassenverlusten ausgesetzt (17).

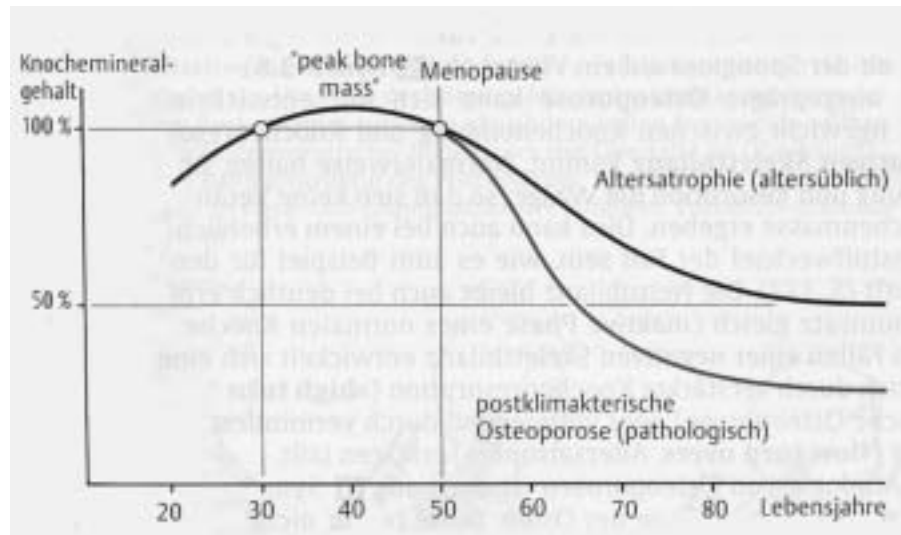


Abb. 2: Veränderung des Knochenmineralgehaltes mit dem Alter (Niethard, F.U., Pfeil, J.,102)

Betrachtet man die **Knochendichte**, so stellt man im kortikalen Bereich wenig Veränderungen im Laufe des Lebens fest (123). Die trabekuläre Knochendichte hingegen nimmt im Alter durch eine erhöhte osteoklastäre Resorption ab, die zu Verschmälerung bis hin zur vollständigen Auflösung einzelner Trabekel führt (107).

Die Architektur des Knochens ändert sich ebenfalls mit dem Alter. Bei Röhrenknochen kommt es zu einer Vergrößerung des Durchmessers durch endostale Resorption und subperiostale Knochenanlagerungen (107).

### 2.2.2 Genetische Faktoren

Im Zeitalter des „gläsernen Menschen“ stellt sich die Frage, inwieweit die Knochenstruktur genetisch determiniert und wie groß der Einfluss durch die Umwelt einzustufen ist. Analysen verschiedener ethnischer Rassen (12),(20),(145), Zwillingsstudien (141) und Familienanamnesen (138) untermauern eine genetische Mitbestimmung des Knochenstatus.

### 2.2.3 Umweltfaktoren

Immer wieder werden regionale Unterschiede bei Knochenmassen, -dichten und Frakturinzidenzen beschrieben. Rein epidemiologische Daten aus verschiedenen Ländern über unterschiedlich hohe Frakturinzidenzen sollten mit Vorsicht betrachtet werden, da unterschiedliche Dokumentationsstandards bestehen (22). Dennoch stellen zum Teil landestypisch unterschiedliche Ernährungs- und Aktivitätsverhaltensweisen unabhängige Einflussfaktoren dar (103).

#### 2.2.4 Ernährungsfaktoren

Eine ausreichende Kalzium- und Vitamin D-Versorgung (Kalzium: 0,8g/d; Vit.D: 0,5µg/d für einen Erwachsenen) stellt die Basis für einen ausgewogenen Knochenstoffwechsel dar.

Da anorganisches Phosphat ebenfalls ein Hauptbestandteil des Knochens ist, sollte eine Phosphataufnahme von 800-900mg/d für Erwachsene eingehalten werden (110). Knochengewebe kann ferner auch als Puffersystem fungieren. Ein ausgeglichener Säure-Basen-Haushalt ist deswegen von essentieller Bedeutung (82). Eine Verquickung von pH-Wert und Knochendichte bzw. -masse wird in einigen Studien belegt (49,101,146). Eine pH-Absenkung des Blutes greift ebenfalls in den Knochenstoffwechsel ein und kann zu einer Demineralisation führen. Eine basenreiche Ernährung (z.B. durch Obst und Gemüse) kann einer pH-Erniedrigung vorbeugen. Außerdem wird dadurch eine ausreichende Supplementierung an Vitamin A und C gewährleistet, die für die Knochengesundheit benötigt wird (69). Zur Kollagensynthese der Osteoblasten ist eine ausreichende Aminosäurenversorgung Voraussetzung, andernfalls kommt es zu Störungen bei der Produktion organischer Anteile der Knochengrundsubstanz (69).

Genussmittel wie Alkohol, Tabak und Kaffee sind ebenfalls Stoffe, die Auswirkungen auf die Knochengesundheit und das Frakturrisiko haben können (34,56,58,63,81,88).

#### 2.2.5 Hormone:

Der Knochen unterliegt durch ein Zusammenspiel von Knochen aufbauendem Calcitonin, Knochen resorptiv wirkendem PTH und 1,25-Dihydroxycholecalciferol, das sowohl Ab- als auch Aufbaufunktionen übernimmt, ständigen Umbauprozessen, die ein optimales Gleichgewicht zwischen Auf- und Abbau herstellen (150).

Neben diesen drei Hormonen, die klassischerweise im Zusammenhang mit dem Kalziumhaushalt genannt werden, entfalten auch Geschlechtshormone (31,50,51,69,79,85), das somatotrope Hormon (syn.: STH, GH = Growth Hormone) (68,109,150) und Leptin (27) eine Wirksamkeit am Knochen.

#### 2.2.6 Äußere mechanische Krafteinwirkung:

„Das Knochengewebe bedarf regelmäßig wiederkehrender mechanischer Belastungen spezifischer und dosierter Art, um seine Stabilität bzw. Belastbarkeit nicht zu verlieren. Jede Immobilisation,..., führt zu einer rasch einsetzenden, erstaunlich progredient verlaufenden Knochendichteabnahme“(127).

Die Vorstellung, dass körperliche Aktivität die Knochenstruktur beeinflusst, gewinnt zunehmend Akzeptanz, wie das obige Zitat belegt. Beobachtungen von bettlägerigen Patienten oder Astronauten in der Schwerelosigkeit konnten auch extreme trabekuläre Knochenmassenverluste von mehr als 1% pro Woche beweisen (22). Allerdings bleibt die quantitative Wertigkeit von körperlicher Aktivität auf die Knochenstruktur dennoch umstritten. Hintergrund sind Studien, die keine oder geringe Assoziationen zwischen körperlicher Aktivität und verschiedenen Knochenstatusparametern herausfanden oder keine Steigerung dieser Parameter bei erhöhter körperlicher Aktivität evaluieren konnten (16). Eine Querschnittsstudie von Kirk et al. beschreibt bei postmenopausalen Läuferinnen (mehr als 20 Meilen pro Woche für mehr als zwei Jahre) keinen Unterschied in der lumbalen Knochendichte im Vergleich zur Kontrollgruppe, die keinen regelmäßigen Sport betrieb (76). Auch prospektiv ausgerichtete Studien belegten keinen oder nur einen sehr schwach ausgeprägten Zusammenhang zwischen physischer Aktivität und Knochendichte. Mazess et al., die 300 Frauen im Alter von 20-39 Jahren untersuchten, fanden bei 20-24 jährigen Frauen trotz 15-35% höherer physischer Aktivität, gemessen mittels eines Beschleunigungsmessers („accelerometer“) keine signifikante Änderung in der Knochendichte im Vergleich zu anderen, weniger aktiven Frauen (93). Recker et al. untersuchten in einer prospektiven Studie über fünf Jahre 156 College-Schülerinnen und fand nur einen schwachen Zusammenhang ( $r = 0,1751$ ,  $p = 0,038$ ) zwischen körperlicher Aktivität (gemessen mit einem „accelerometer“) und lumbaler Knochendichte (113).

Allerdings stehen diesen Studien eine Vielzahl anderer Studien gegenüber, die einen positiven Effekt von körperlicher Aktivität auf den Knochenstatus belegen konnten. Im Tierversuch konnte nachgewiesen werden, dass bestimmte Mausstämme, die sich im Käfig mehr bewegten, eine signifikant höhere Knochenmasse hatten, als ihre bewegungsärmeren Artgenossen (74). Eine Studie von Petterson et al. zeigte signifikant höhere Knochendichtewerte an Wirbelsäule, Humerus, Oberschenkelhals, Femur und proximaler Tibia bei professionellen Eishockeyspielern. Ein Hinweis, dass diese höheren Knochendichtewerte von bis zu 12,7% auf vermehrte körperliche Aktivität zurückzuführen sind, ist, dass die Knochendichte der Schädelkalotte vergleichbar zur nicht trainierenden Kontrollgruppe war (111). Auch Studien über Knochendichtewerte an Unterarmen von Tennisspielern zeigten höhere Werte an der bevorzugten Spielseite (66).

Besonders effektiv scheinen Sportarten mit hohen axialen Belastungen zu sein, da sie enorme Knochendichtezuwachsraten aufzeigen. Professionelle Gewichtheber weisen an Hüfte und lumbaler Wirbelsäule je nach Studie zwischen 12-13% (72) bzw. 23-46% (124) höhere Werte

im Vergleich zur nicht trainierenden Kontrollgruppe auf. Normalwerte im Bereich der Schädelkalotte bestätigen die These der trainingsinduzierten Zunahme. In einer Studie von Heinonen et al. wiesen prämenopausale Frauen im Alter von 35-45 Jahren nach speziellem Training, das Beanspruchungen bis zum 5,6-fachen des Körpergewichts auf die Knochen ausübte, innerhalb 18 Monate eine Knochendichtezunahme von bis zu 3,7% auf (60). Ein anschließend acht Monate dauerndes (Step-) Aerobictraining konnte mit Ausnahme des Wirbelsäulenbereiches die Zuwachsraten aufrechterhalten, teilweise sogar noch geringfügig steigern (61).

Die scheinbar konträre Datenlage über den Nutzen von körperlicher Aktivität auf Knochenstatuswerte kann entwirrt werden, wenn man sich vor Augen hält, dass der gemessene Parameter „körperliche Aktivität“ in den einzelnen Studien sehr unterschiedlich aussah. Art und Ausmaß der körperlichen Aktivität scheinen ausschlaggebend für einen positiven Effekt auf die Knochenstruktur zu sein. Der wirkungsvollste Effekt auf den Knochenstatus wurde bei körperlichen Aktivitäten festgestellt, die mit hohem Muskelkraftaufwand (z.B.: Gewichtheben) und axialen Krafteinwirkungen verbunden sind. Ausdauersportarten wie Schwimmen, Radfahren und Joggen wirken sich scheinbar weit weniger bis gar nicht positiv auf die Knochendichte aus (124). Hierdurch erklärt sich, dass Kirk et al. bei den Probandinnen (Läuferinnen) keinen Unterschied feststellen konnte. In den anderen beiden Studien (93,113) ist die Ursache für die fehlende Wirkung körperlicher Aktivität auf den Knochenstatus vermutlich darauf zurückzuführen, dass die Art der Krafteinwirkung nicht optimal zur Beeinflussung der Knochenstruktur gewählt wurde.

Erwähnenswert ist die Tatsache, dass in Studien, die den Einfluss körperlicher Aktivität auf den Knochenstatus untersuchen, der Begriff „Belastung“ häufig verwendet wird, obwohl er im physikalischen Sinne nicht definiert ist. In der Physik wird körperliche Aktivität entweder als Kraft, Arbeit oder Leistung quantifiziert. Der Begriff Belastung ist mangels Definition sehr weit dehnbar. Wünschenswert wäre eine exakte Definition der verwendeten Aktivitätsmuster.

Körperliche Aktivität ist ein nicht von der Hand zu weisender Einflussfaktor, allerdings gibt „die einfache Formel „Muskelmasse = Skelettmasse“ den Sachverhalt nur stark vereinfacht“ wieder (10).

### 3 Grundlagen: Kraft

Teil dieser Studie ist die Analyse der Maximalkraft in Form des maximalen Drehmoments.

#### 3.1 Definition

In der Physik wird Kraft (F) als Produkt von Masse (m) und Beschleunigung (a) definiert.

$$\mathbf{F} = \mathbf{m} \cdot \mathbf{a}$$

Aus der Formel ergibt sich die Einheit [kg • m/s<sup>2</sup>], die Newton [N] entspricht (144).

Im sportphysiologischen Sinne versteht man unter Kraft durch Muskeltätigkeit Widerstände zu überwinden, ihnen entgegenzuwirken oder sie zu halten (29).

#### 3.2 Erscheinungsformen

Anhand der Veränderung der Muskellänge während der Muskelaktion kann man verschiedene Erscheinungsformen der Kraft unterscheiden.

1. Statische oder isometrische Beanspruchung (konstante Muskellänge)
2. Dynamisch-positive oder konzentrische Beanspruchung (Verkürzung der Muskellänge),
3. Dynamisch-negative oder exzentrische Beanspruchung (Verlängerung der Muskellänge),
4. Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (Kombination aus Verkürzung und Verlängerung der Muskellänge) (64).

Die Maximalkraft wird definiert als die größtmögliche Kraft, die gegen einen Widerstand ausgeübt werden kann. Sie kann als isometrische Kraftmessung standardisiert nachgewiesen werde (29).

In dieser Studie wurde die Maximalkraft der rechten Unterarmbeuger isometrisch gemessen.

#### 3.3 Einflussfaktoren

Im Hinblick auf mögliche systematische und unsystematische Fehler ist die Kenntnis der Einflussfaktoren bei Kraftmessungen von Bedeutung. Wichtige Faktoren, die die Maximalkraft beeinflussen können, sind durch die Struktur und Morphologie des entsprechenden Muskels, nervale Komponenten, Motivation, Alter, Geschlecht,

Trainingszustand, anthropometrischen Gesetze und Vordehnung bedingt. Innerhalb aller Einflussfaktoren wird die Maximalkraft in entscheidendem Maße vom physiologischen Muskelfaserquerschnitt und der intramuskulären Koordination geprägt (52).

### 3.3.1 Strukturelle Gegebenheiten der Muskulatur

Die isometrisch gemessene Maximalkraft ist linear abhängig vom physiologischen Muskelquerschnitt. Dieser errechnet sich im Unterschied zum anatomischen Muskelquerschnitt nicht durch die Dicke des Muskelbauches, sondern durch den Durchmesser der rechtwinklig verlaufenden Muskelfaserbündel, abzüglich des interstitiellen Fett- und Bindegewebes (64).

Der prozentualen Zusammensetzung von fast-twitch (FT)- und slow-twitch (ST)- Fasern innerhalb eines Muskels wird für die isometrische Maximalkraft geringe Bedeutung zugemessen. Sie spielt eine große Rolle bei dynamischen Kraftmessungen. Die FT-Fasern unterscheiden sich vor allem durch ihren höheren ATP-ase-Gehalt. An diesem Enzym reiche Fasern können zwar sehr schnell Energie bereitstellen, dieser Weg der Energiegewinnung ist aber nach kurzer Zeit durch die beschränkte ATP-Konzentration in der Muskulatur ausgeschöpft. Somit sind FT-Fasern vor allem für eine schnelle, maximale Kontraktionen bei dynamischen Krafterscheinungen verantwortlich (83).

### 3.3.2 Nerval System

Für die Entwicklung maximaler Kraft ist die inter- und intramuskuläre Koordination von weitreichender Bedeutung. Intermuskuläre Koordination wird über zentrale und reflektorische Mechanismen gesteuert und führt zum synergistischen Zusammenwirken von Agonist und Antagonist. Intramuskuläre Koordination wird über optimale Frequenzierung (Regelung der deszendierenden Impulsfrequenz auf Höhe des Rückenmarks durch Interneurone) und Rekrutierung (Erregung einer bestimmten Zahl motorischer Einheiten) erreicht (52). Zudem spielt die Synchronisation der motorischen Einheiten eine Rolle. Durch Krafttraining kann die Zahl der zur Kontraktion verwendeten Muskelfasern und der Synchronisationsgrad erhöht werden. In welchem Ausmaß Koordination die Maximalkraft beeinflusst, wird an der Tatsache deutlich, dass der Kraftzuwachs während der ersten Trainingstage allein durch verbesserte Koordination verwirklicht wird (64).



### 3.3.3 Motivation

Ein nicht zu vernachlässigender Aspekt zur Erlangung maximaler Ergebnisse bei Kraftmessungen ist die Beeinflussung durch Motivation. Unter standardisierten Bedingungen beträgt die Standardabweichung mehrerer Kraftmessungen zwischen  $\pm 4-8,5\%$ . Durch Motivationsänderungen können sich die Standardabweichungen um ein Mehrfaches ändern. Ursache hierfür ist die Mobilisierung zusätzlicher Kraftreserven und die Überlagerung von Hemmreflexen (52). Unter normalen Bedingungen kann ein Mensch niemals 100% seiner Maximalkraft willkürlich aktivieren. Im untrainierten Zustand werden circa 70% der potentiellen Maximalkraft erreicht (relative Maximalkraft). Die absolute Maximalkraft kann nicht willkürlich eingesetzt werden. Sie kann nur beispielsweise durch eine Schrecksituation, Doping oder Hypnose mobilisiert werden (64).

### 3.3.4 Alter und Geschlecht

Im Kindesalter bis zu circa 10 Jahren gibt es keine signifikanten Unterschiede in der Kraftentwicklung zwischen Jungen und Mädchen. Nach dieser Zeit wächst bei Mädchen die Muskelkraft jährlich geringer als bei Jungen, um im Alter von 16-17 Jahren ein Plateau zu erreichen. Bei Jungen ist diese Kraftzuwachsrate noch bis zum 22. Lebensjahr nachweisbar (64). Ab dem 30. Lebensjahr nimmt die Muskelkraft bei beiden Geschlechtern stetig ab. Das Ausmaß der Kraftreduktion kann aber durch Training verringert werden. So wird bei sportlich aktiven Personen im Alter von 60 Jahren eine Kraftreduktion um 10-30% gegenüber 40-Jährigen angegeben. Fehlende sportliche Aktivität führt hingegen in diesem Alter zu Kraftverlusten von 40-60%. Dieser Kraftverlust ist ferner auch abhängig von der Lokalisation der Muskulatur. In Schulter und Rumpfmuskulatur ist er größer als in der Bein- und Handmuskulatur (29). Insgesamt sind Frauen schwächer, was durch biologische Gegebenheiten (geringerer Muskelanteil in Bezug auf das Körpergewicht, hormonelle Faktoren, wie ein geringerer Testosteronspiegel) zu begründen ist. Frauen verfügen deshalb nur etwa 60-80% der Maximalkraft, absolut zum Mann gesehen (29).

### 3.3.5 Anthropometrische Gegebenheiten

Physikalische Gesetze beeinflussen zusätzlich die Kraftentwicklung. Unterschiedliche anatomische Gegebenheiten verursachen verschieden große Hebel. Drehmomentmessungen (s. 7.3 Messung der Maximalkraft als maximales Drehmoment) berücksichtigen dies. Das Drehmoment ist somit eine optimale Variable, um Messwerte verschieden großer Probanden/innen zu vergleichen. Ferner gibt es für jedes Gelenk einen optimalen

Arbeitswinkel, indem das größte Kraftmoment aufgebracht wird. Im Articulatio cubiti liegt dieser Winkel im Bereich von 60-120° (52).

### 3.3.6 Vordehnung

Die Gesamtkraft ist die Summe der passiven Kraftanteile (erzeugt durch parallel-elastische Anteile) und dem Resultat der aktiven Kraftanteile (erzeugt durch die kontraktiven Elemente). Durch optimierte Vordehnung auf circa 120% der Ursprungslänge wird eine Steigerung der Maximalkraft durch erhöhte parallel-elastische Kräfte bewirkt (52). Die Vordehnung ist bei isometrischen Maximalkraftmessungen aber nicht relevant, da die beteiligten Muskelgruppen durch eine standardisierte Messvorrichtung nicht frei beweglich sind.

## 4 Regulation des Knochenstatus durch körperliche Aktivität

Nach dem Wolff's Gesetz ist die Beanspruchung des Knochengewebes (s. Zitat in Einleitung) die Grundlage für den individuellen Knochenstatus.

Die Umsetzung dieses Gesetzes erfolgt durch ein komplexes Regulationssystem zwischen Knochen- und Muskelgewebe.

### 4.1 Physiologische Mechanismen der Anpassungsvorgänge

Die physiologischen Mechanismen für Wolff's Gesetz werden unter Modeling, Remodeling und Coupling zusammengefasst. Mit diesen drei Begriffen werden die Vorgänge der Adaptation des Knochengewebes auf veränderte Krafteinwirkungen beschrieben.

#### 4.1.1 Modeling

H.M. Frost hat den Begriff Modeling mit folgendem Zitat treffend zusammengefasst:

„Modeling is a form of sculpting that determines the shape, size and proportions of skeletal organs, by locally modifying their directions and speed of growth“(40).

Die Organisationseinheiten des Modeling bestehen einerseits aus Osteoklastenverbände, die resorption-drifts genannt werden und andererseits den Osteoblastenverbänden, die als formation-drifts bezeichnet werden. Die formation-drifts werden dazu stimuliert, neuen

Knochen zu bilden, während resorption-drifts die Aufgabe haben, Knochen zu resorbieren (43). Insgesamt wird bei Umbauprozessen durch Modeling die Knochenmasse erhöht, wobei die beiden Organisationseinheiten nicht direkt miteinander gekoppelt sein müssen. Es kann Knochen an Stellen neu gebildet werden, ohne dass vorher bestehende Anteile resorbiert wurden. Auch können Resorptionsvorgänge auftreten, ohne dass ein Knochenanbau erfolgt (26). Bei Sistieren von Modelingprozessen wird eine weitere Zunahme von Knochenmasse gestoppt; es entsteht aber keine negative Knochenbilanz (43).

Mechanische Krafteinwirkung gilt als Induktor für Modelingprozesse. Diese Krafteinwirkungen entstehen vor allem durch Muskelkontraktionen. Daneben sind auch aus umgebenden Geweben wie Knochenmark, Periost und Knorpel Krafteinwirkungen auf den Knochen möglich. Diese Strukturen sind somit prinzipiell ebenfalls in der Lage, Modeling auszulösen (40).

Bedeutend ist ferner, dass Modeling in größerem Umfang nur während des Wachstums auftritt (26). Bei Erwachsenen wird Modeling nur noch an trabekulären Strukturen beobachtet (42). Modeling ist verantwortlich für die Gestaltung der äußeren Knochenform, die Adaption an steigende Beanspruchung und die Korrektur von Frakturen. Auch die Kortikalisdicke und die gesamte Knochenquerschnittsfläche kann durch Modeling geformt werden, da periostale und endostalen Kortikalisflächen durch Modelingprozesse gestaltet werden (40).

Modeling wird in Macromodeling, Minimodeling und Micromodeling differenziert, wobei Macromodelingeffekte offensichtliche Veränderungen des kortikalen Knochens hervorrufen, Minimodeling hingegen Veränderungen trabekuläre Strukturen bewirkt und Micromodeling nur einzelne Zellen betrifft. Die Ausrichtung der Formveränderung entspricht dabei immer den Hauptbeanspruchungs- und Zugrichtungen (43).

#### 4.1.2 Remodeling

Wie auch beim Modeling treten beim Remodeling Resorptions- und Formationsprozesse auf. Der Unterschied zum Modeling liegt darin, dass hier die Vorgänge direkt aneinander gebunden sind. Die Organisationseinheiten des Remodeling sind die sog. BMU's (basic multicellular units), lokal abgegrenzte Umbaueinheiten aus Osteoklasten gemeinsam mit Osteoblasten (40). Die Kopplung dieser Vorgänge drückt sich in der sogenannten Activation-Resorption-Formation-Sequenz“ (ARF-Sequenz) aus: Osteoklasten resorbieren zunächst bestehenden Knochen. Danach wird durch den nachgeschalteten Formationsprozess der Osteoblasten Knochen an der gleichen Stelle neu gebildet. Das Ergebnis sind BSUs (basic structurell units) (43). Die Schritte laufen im Einzelnen folgendermaßen ab: jährlich werden

einige Millionen BMUs für den Knochenumbau bereitgestellt, wobei ein BMU ungefähr 0,05 mm<sup>3</sup> Knochen umbauen kann (42,43). Schätzungsweise 100.000 bis 1 Million BMUs arbeiten synchron im Knochengerüst eines Erwachsenen (40). Eine ARF-Sequenz dauert circa 90-120 Tage, wobei der Resorptionsprozess in durchschnittlich 30 Tage abgeschlossen ist und danach ein 60-90 Tage lang dauernder osteoblastär vermittelter Knochenanbau folgt (26). Bis ein neu gebildetes BSU nicht mehr von einem adulten Knochengewebe unterscheidbar ist, vergehen nochmals 0,25-0,6 Jahre. Diese Zeit, in der eine Mineralisierung vorgenommen wird, wird als stiffness lag bezeichnet (41).

Remodeling tritt an allen Knochenflächen auf und dient dem Erhalt strukturell unverzichtbarer Knochenanteile sowie dem Abbau mechanisch nicht benötigter kortikaler und trabekulärer Knochenstrukturen. Der Ersatz des mineralisierten Knorpels und der primären Spongiosa wird ebenso wie Reparationsaktivitäten kleiner Frakturen und Kallusersatz durch Lamellenknochen durch Remodelingprozesse mittels BMUs durchgeführt (40,43). Remodeling kann durch verstärkte Resorption zu einer Knochenmassenverminderung führen, ein ausgewogenes Verhältnis von Resorption und Formation führt zu einem Knochenmassenerhalt. Eine Steigerung der Knochenmasse durch Remodelingprozesse ist im Gegensatz zu Modelingprozessen nicht möglich (43). Modulatoren sind neben Ernährungsgewohnheiten und dem Hormonstatus wiederum mechanische Krafteinwirkungen, wobei fehlende mechanische Krafteinwirkung für zunehmende Remodelingprozesse verantwortlich ist (43).

#### 4.1.3 Coupling

Das geregelte Zusammenwirken von Osteoblasten und Osteoklasten wird als Coupling genannt. Als Faktor X wird eine nicht genauer beschriebene Ursache bezeichnet, die dieses System koordiniert (26).

Die Bilanz des Umbaus kann ausgeglichen, negativ oder positiv ausfallen. Das Resultat dieser Umbaubilanz wird von H.M. Frost mit  $\rho$  (rho) beschrieben. Ein negatives  $\rho$  impliziert einen Knochenverlust durch Überwiegen osteoklastärer Elemente; dies ist typisch für endostale und trabekuläre Oberflächen. Eine ausgeglichene Bilanz zeigt sich üblicherweise an den Haver'schen Kanalsystemen, positiv wird  $\rho$  nur an periostalen Flächen. Der lebenslange Spongiosaverlust sowie die Zunahme der Knochenmarkhöhle ist durch ein negatives  $\rho$  erklärbar (43).

## 4.2 Modulatoren der Anpassungsvorgänge

### 4.2.1 Mechanische Krafteinwirkung

Sie ist als der wichtigste Modulator für die Umbauprozesse Modeling und Remodeling anzusehen, wobei das Ausmaß entscheidet, welcher Mechanismus eintritt (43).

Die Stärke der Krafteinwirkung kann in Microstrains ( $\mu\text{E}$ ) quantifiziert werden, wobei  $1000\mu\text{E}$  einer Beanspruchung entspricht, die zu einer 0,1%igen Längenkompression des Knochens führt (40). Ein gesunder Knochen ist daraufhin eingestellt, dass er Krafteinwirkungen bis  $1000\mu\text{E}$  ohne Schäden toleriert. Bei Ruhigstellung des Knochens liegt die Beanspruchung des Knochengewebes unterhalb von  $100\mu\text{E}$ . Um eine komplette Fraktur zu erleiden, sind etwa  $25000\mu\text{E}$  nötig (43).

Frost definiert Bereiche unterschiedlicher Krafteinwirkung auf den Knochen, in denen Modeling bzw. Remodeling stattfindet. In seiner „Mechanostat-Theorie“ geht er davon aus, dass die Umbauprozesse Modeling und Remodeling einem On-Off-Schema gehorchen. Dahinter steht die Überlegung, dass die beiden Umbauprozesse an bestimmte Bereiche unterschiedlich hoher Krafteinwirkung gekoppelt sind. Für Modeling und Remodeling werden unterschiedliche Schwellenwerte veranschlagt, die in den On- (Umbauprozess findet statt) bzw. Off-Zustand (Sistieren des Umbauprozesses) führen. Für Modeling wird die Schwelle zum ON-Zustand mit  $1500\mu\text{E}$  für Zugbelastungen und  $2500\mu\text{E}$  für Kompressionsbelastungen angegeben (40). Trabekuläre Strukturen benötigen noch höhere Krafteinwirkungen ( $3000\text{-}4000\mu\text{E}$ ) (43). Gemäß dem On-Off –Mechanismus findet bei Unterschreitung dieser Schwellen kein Modeling statt. Hieraus resultiert, dass Modeling ab einem gewissen Niveau den Knochen an steigende Beanspruchung angepasst.

Der On-Zustand für Remodeling wird durch mangelnde Aktivitätsreize erreicht, die in einer Größenordnung von  $50\text{-}100\mu\text{E}$  angegeben werden. Unterhalb dieser Krafteinwirkungen kommt es zu einer fünffachen Zunahme der BMUs, die einen rasanten Knochenmassenverlust an Markhöhlen nahen Strukturen verursachen. Ab  $100\mu\text{E}$  werden weniger BMUs gebildet, was den Knochenmassenverlust vermindert, so dass  $\rho$  zunehmend gegen null geht.

Modeling, das zur Knochenmassenerhöhung führt, und Remodeling, das die Knochenmasse erhält oder vermindert, üben zwar entgegengesetzte Wirkungen auf den Knochen aus, allerdings sind diese Prozesse nicht als Gegenspieler zu bewerten, da sie die Knochenarchitektur optimal und synergistisch gestalten. Zusammen bewirken sie, dass die

Knochenarchitektur so ausgerichtet wird, dass einwirkende Krafteinwirkungen bei  $1000\mu\text{E}$  liegen.

Die mechanische Krafteinwirkung auf den Knochens teilt Frost in verschiedene Bereiche ein, die er „windows“ nennt. Jedes window besitzt einen oberen und einen unteren Grenzwert. Insgesamt beschreibt Frost vier Bereiche, in denen verschiedene Umbaukonstellationen ablaufen:

-, „The acute disuse window“ (Bereich der Nichtbeanspruchung):

von  $0-100\mu\text{E}$  sind Remodelingprozesse extrem verstärkt, es kommt hier zu einer Verfünffachung der BMUs. Modeling-drifts sind noch nicht aktiv, mit der Folge, dass ein Knochenmassenverlust auftritt.

-, „The adapted window“ (Bereich der Anpassung):

bei Beanspruchungen zwischen  $100-1000\mu\text{E}$  (dieser Bereich ist typisch für einen gesunden Erwachsenen) ist die Anzahl der aktiven BMUs so reglementiert, dass eine ausgeglichene Knochenbilanz erzeugt wird.

-, „The mild overload window“ (Bereich geringer Überlastungen):

ab  $1000-3000\mu\text{E}$  kommt es im Knochen zu harmlosen Überbeanspruchungen, die zur Folge haben, dass die BMUs weiterhin eine ausgewogene Resorption und Knochenneubildung vornehmen, zusätzlich aber auch drifts im kortikalen Bereich einen Knochenanbau und damit eine Festigung des Gewebes herbeiführen. Hierdurch wird also der Knochen an steigende Anforderungen adaptiert.

-, „The pathologic overload window“ (Bereich starker Überlastung):

Belastungen über  $3000\mu\text{E}$  aktivieren zwar drifts im spongiösen Bereich, führen allerdings auch zu vermehrten, kleinen Schäden in der Knochenstruktur (microdamages), die trotz steigender Anzahl von BMUs nicht entsprechend schnell repariert werden können und dadurch akkumulieren können. Als unerwünschte Folgen können Spontanfrakturen auftreten.

Zusammenfassend sind diese Zusammenhänge mit Aktivitätsbeispielen in Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1: Anpassungsmechanismen des Knochens bei verschiedenen starken Beanspruchungsintensitäten (Frost 40,43).

Krafteinwirkung in ( $\mu\text{E}$ ):	Vorkommen:	Folgen:
<100	Ruhigstellung	<b>Remodeling</b> mit Überwiegen der resorptiven Komponenten
$\approx 1000$	Alltag	<b>Remodeling</b> führt zu ausgeglichener Knochenumbaubilanz
1000-3000	Alltag, insbesondere während des Wachstums	<b>Remodeling</b> beim Erwachsenen, steigende Anzahl an Mikrofrakturen <b>Modeling</b> während des Wachstums, Knochenmassenzunahme
>3000	Gelenkprothesen, Zahnimplantate, extreme körperliche Beanspruchung	<b>Modeling</b> , wobei zunehmend Mikrofrakturen entstehen, die nicht sofort repariert werden können
25 000	Trauma	Fraktur

Der genaue Signaltransduktionsweg, wie die mechanische Krafteinwirkung Remodeling oder Modelingprozesse aktiviert oder inhibiert, ist nicht vollständig geklärt. Frost gibt Untersuchungen von Eriksson et al. an, der belastungsinduzierte Flüssigkeitsströme im Knochen nachwies. Man kann sich die Signalübertragung der mechanischen Beanspruchung auf den Knochen anhand eines nassen Schwamms vorstellen, der seine Flüssigkeit beim Zusammenpressen an die Umgebung abgibt. Ort, Größe und Häufigkeit der Krafteinwirkungen stellen das korrigierende Stellglied auf dem Weg von der mechanischen Beanspruchung zur Knochenarchitekturänderung dar (40).

Biochemische Mechanismen werden ebenfalls als mögliche Transduktionswege diskutiert. An Knochenzellkulturen konnte nachgewiesen werden, dass äußere Krafteinwirkung eine Prostaglandinsynthese stimuliert, was wiederum eine vermehrte cAMP-Produktion, Enzymaktivierung und DNA-Synthese nach sich zieht. In vitro Prostaglandin (PG) E<sub>2</sub>-Gaben auf Knochenzellkulturen resultierten in den gleichen Effekten wie eine mechanische Beanspruchung. Nach Bindermann et al. basiert die Signaltransduktionskaskade über

Osteoblasten. Diese verfügen vermutlich über ein Mechanorezeptorsystem, das bei Belastung mit einer PG E<sub>2</sub>-Produktion reagiert. Dieser erste biochemische Transmitter zieht die Produktion eines second messengers, des cAMP nach sich (9).

Als weitere Übertragungswege werden Ionenströme entlang oder quer durch die Zellmembran, Veränderungen der Eiweißstruktur im Kollagen, Zytoskelett oder der Zellmembran, Defomierungen von Enzymen und/oder membranständigen Rezeptoren diskutiert (9).

#### 4.2.2 Weitere Modulatoren der Anpassungsvorgänge neben mechanischer Krafteinwirkung

Weitere Faktoren als Modulatoren der Knochenanpassungsvorgänge werden diskutiert. Hierzu zählen z.B. Zytokine, Hormone, Vitamine, Medikamente, Krankheiten, Entzündungsprozesse, genetische Faktoren, Ernährungsgewohnheiten, Klima des Wohnortes etc.; nach Frost nimmt die mechanische Beanspruchung aber die Stellung als Hauptmodulator ein. Die Bedeutung der anderen Modulatoren sieht er darin, dass diese das Ausmaß des Einflusses von mechanischer Belastung auf den Knochen verändern können (43).

Ferretti fasst diesen komplexen Zusammenhang folgendermaßen zusammen:

„bones are as the regional muscles want them to be ..., unless hormones think otherwise“ (37).



## 5 Osteoporose

Da Gegenstand dieser Studie Knochenstatusparameter sind, sollen in einer Übersicht klinisch relevante Fakten dargestellt werden. Fast ausnahmslos sind Verminderungen der Knochenstatusparameter von Bedeutung, die sich in Form von Osteoporose und/oder Frakturen manifestieren.

### 5.1 Definition

„ Die Osteoporose ist eine Systemerkrankung des Knochens, die charakterisiert ist durch die Verminderung der Knochenmasse und durch Schädigung der Mikroarchitektur, die zu einer vermehrten Brüchigkeit und damit zu einem erhöhten Frakturrisiko führen. Die Fraktur stellt also eine klinische Manifestation eines in Quantität und Qualität ungenügenden Knochens dar“(137).

### 5.2 Epidemiologische Datenlage

Prävalenz und Inzidenz der Osteoporose werden aufgrund verschiedener Definitionskriterien unterschiedlich hoch geschätzt. Übereinstimmung herrscht am ehesten über den Befund, dass die Prävalenz der Osteoporose mit steigendem Alter zunimmt (135), Frauen sehr viel häufiger als Männer betroffen sind (87) und durch die zunehmenden Lebenserwartung des Einzelnen die Zahlen in Zukunft weiter steigen werden (18).

Eine Tabelle im Anhang (Tabelle 14) stellt orientierend Quellen über die Inzidenzen von proximalen Oberschenkelhalsfrakturen dar, die häufig als klinische Erstmanifestation einer Osteoporose registriert werden.

### 5.3 Klassifikation

#### 5.3.1 Ätiologische Klassifikation

Bedingt durch unterschiedliche Ätiologien differenziert man zwischen primärer und sekundärer Osteoporose.

##### 5.3.1.1 Primäre Osteoporose

Diese Form bedingt 95% der Osteoporosefälle und beinhaltet die idiopathisch juvenile, die postmenopausale und die senile Form (62).

Eine häufig verwendete Einteilung der primärer Osteoporose erfolgt nach Riggs (115) in zwei Typen, die durch unterschiedliche Ätiologie, Fraktur-, Alters- und Geschlechtsverteilungen unterscheiden. Die folgende Tabelle fasst die wichtigsten Kriterien zusammen:

Tabelle 2: Typeneinteilung der Osteoporose (modifiziert nach Europäische Kommission (31), Herold (62), Riggs, Melton, (115))

Kennzeichen	Typ 1 (postmenopausale Form)	Typ 2 (senile Form)
Alter (Jahre)	51-65	> 75
betroffener Personenkreis	postmenopausale Frauen	ältere Frauen und Männer
Verhältnis Frauen : Männer	6 :1	2 : 1
Knochenverlust	verstärkter, disproportionierte trabekulärer Verlust	gleichermaßen trabekulärer und kortikaler Verlust
Frakturarten*	Typ A > Typ B	Typ A und Typ B
ätiologische Faktoren	Östrogenmangel	altersbedingte Beeinträchtigung der Kalziumabsorption und des Vit.-D-Stoffwechsels, sekundärer HPT

\* Typ A: Frakturen an besonders spongiosareichen Stellen (Wirbelsäule, distaler Radius) mit postmenopausaler, starker Inzidenzzunahme;

\* Typ B: Frakturen im Bereich der Hüfte, Becken, proximaler Humerus und Tibia; hier wird zunächst eine stete Zunahme der Frakturinzidenz mit dem Alter verzeichnet, im höheren Leben folgt ein exponentieller Anstieg;

Hinzuzufügen ist, dass Personen zwischen 66-75 Jahren häufig eine Kombination beider Formen aufweisen.

Ferner wird als Typ 3 eine spätsenile Osteoporoseform beschrieben, die sich durch Osteoporomalazie und periphere Frakturen auszeichnet (137).

Eine weitere Einteilung in „fast“ und „slow bone losers“ bzw. in „slow“ und „high bone turnover“ findet zunehmend Anwendung. Fast bone losers zeigen im Vergleich zu slow bone losers eine zeitlich rascher verlaufenden Knochenmassenverlust (>3,5% Verlust an trabekulärer Knochendichte pro Jahr) (62).

### 5.3.1.2 Sekundäre Osteoporose

Wesentlich seltener treten sekundäre Osteoporosen auf, die z. B. durch endokrine Ursachen, Bewegungs- und Kalziummangel, Malabsorptions syndrome und iatrogen durch Medikamente

verursacht werden (25). Auch zeigen Patienten mit Bindegewebs- und rheumatologischen Krankheiten, sowie Homozystinurie sekundäre Osteoporosen (96).

Charakteristisch für jede Osteoporose ist, dass eine gleichmäßige Verringerung von Knochengrundsubstanz und Mineralgehalt erfolgt; das Verhältnis 30:70 von organischen Substanzen zu Mineralien verändert sich nicht (102).

### 5.3.2 Densitometrische Klassifikation

Eine Verminderung der Knochendichte und -masse kann über densitometrische Messverfahren festgestellt werden und wird zur Erleichterung der Ergebnisinterpretation als Standardabweichung zu einer Referenzpopulation angegeben.

#### 5.3.2.1 T-Wert (syn.: T-Score)

$$\mathbf{T\text{-Wert}} = \frac{\mathbf{BMD}_i - \mathbf{BMD}_{\text{pbm}}}{\mathbf{SD}_{\text{pbm}}}$$

Der T-Wert wird angegeben als Standardabweichungen und entspricht der Abweichung des individuellen Messwertes vom Mittelwert einer durchschnittlichen maximalen Knochendichte (peak bone mass), die bei einer gesunden Population von 25-40 Jährigen gemessen wird.

#### 5.3.2.2 Z-Wert (syn.: Z-Score)

Im Rahmen der Altersatrophie ist ein physiologischer Knochenmassenverlust zu verzeichnen. Um davon pathologische Knochenmassenverluste innerhalb einer Altersgruppe besser zu differenzieren, ist der Z-Wert bzw. Z-Score ein geeigneter Parameter, da er altersadjustierte Vergleichswerte einsetzt. Er repräsentiert die Standardabweichung zur jeweiligen Altersgruppe:

$$\mathbf{Z\text{-Wert}} = \frac{\mathbf{BMD}_i - \mathbf{BMD}_{\text{adj}}}{\mathbf{SD}_{\text{adj}}}$$

Es gilt:

$\mathbf{BMD}_i$  = Knochendichte (bone mass density), individueller Patientenmesswert;

$\mathbf{BMD}_{\text{pbm}}$  = Knochendichte, geschlechtsbezogene peak bone mass als Vergleichswert;

$SD_{pmb}$  = Standardabweichung des Vergleichswertes, bezogen auf geschlechtsspezifische peak bone mass;

$BMD_{adj}$  = Knochendichte, alters- und geschlechtsadjustierter Vergleichswert;

$SD_{adj}$  = Standardabweichung des alters- und geschlechtsadjustierten Vergleichswertes.

(Formeln aus (Seibel M.J., Kränzlin M.E. (137))

Die Höhe der Standardabweichung aus dem T-Score sowie die Frakturanamnese dienen der Einteilung in klinische Stadien, wie die folgende Tabelle verdeutlicht:

Tabelle 3: Stadieneinteilung der Osteoporose

Klinisches Stadium	Kriterien
0 Osteopenie (präklin. Osteoporose)	T-Score: -1,0 bis -2,5 SD, keine Frakturen
1 Osteoporose (ohne Frakturen)	T-Score: > -2,5 SD, keine Frakturen
1 manifeste Osteoporose (mit Frakturen)	BMD erniedrigt, 1-3 Wirbelfrakturen ohne adäquates Trauma
2 fortgeschrittene Osteoporose	BMD erniedrigt, multiple Wirbelfrakturen, oft auch extraspinale Frakturen

(modifiziert nach Daten aus Herold (62))

## 5.4 Diagnostik

### 5.4.1 Allgemeine Untersuchung, Labordiagnostik

Basis einer Osteoporosedagnostik ist eine ausführliche Anamnese und eine körperliche Untersuchung durch einen Arzt, der über die Indikation weiterer Laboruntersuchungen und technischer Spezialdiagnostik entscheidet (96). Eine gezielte Anamnese muss sowohl auf Risikofaktoren und genetische Dispositionen besonderen Wert legen als auch auf Symptomkonstellationen, die zu einer sekundären Osteoporose führen können (77). Um die Ätiologie zu ergründen, ist eine allgemeine Laboruntersuchung sinnvoll, um Manifestationen sekundärer Formen zu erkennen. Bei begründetem Verdacht einer sekundären Form sollten zusätzlich Knochenstoffwechselfparameter und oestrogene Hormone bestimmt werden.

#### 5.4.2 Bildgebende Diagnostik

Bildgebende Verfahren können zusätzliche Informationen geben. „Richtungsweisend ist das Röntgenbild mit typischen Wirbelkörperdeformierungen“(102), wie Rarefizierung und Vergrößerung der Spongiosabälkchen, durchsichtiger erscheinende Wirbelkörper, Deformitäten im Wirbelbereich mit Deckplattenimpressionen, Fisch- und Keilwirbelbildung (25). Allerdings treten diese klinischen Anzeichen erst nach einer „Osteoporoseschwelle“ zu Tage, die eine 30%ige Knochendichteverminderung voraussetzt (121). Eine Frühdiagnostik ist dadurch nicht möglich, und eine Verlaufsbeurteilung scheint wegen der Subjektivität der Knochendichte einschätzung ebenfalls problematisch (96). Die Einführung des spine deformity index, mit dem das durch Wirbelbruch verursachte Verformungsausmaß quantitativ beschrieben werden kann, ist ein Ansatz zur Objektivierung. Gemessen werden Höhenminderungen durch Vergleich der „Höhe eines Wirbelkörpers (Vorderkante, Mitte und Hinterkante) mit den benachbarten Wirbeln bzw. mit dem 4. BWK“ (99).

Andere Verfahren der Knochendensitometrie ermöglichen zusätzlich die Einschätzung des Frakturrisikos (77): die Single X-ray Absorptiometry (SXA), die Dual X-ray Absorptiometry (DXA) und die Quantitative Computed Tomography (QCT) (47). SXA-Messungen am Radius und DXA-Messungen, die meist an der Lendenwirbelsäule und am proximalen Femur vorgenommen werden, gehören zu den planaren Messverfahren, wodurch eine Flächenbelegung des Knochens mit Hydroxylapatit bestimmt wird. Im Gegensatz dazu liefert eine QCT-Messung an der LWS eine volumenbezogene Knochenmasse und eine Separation in spongiöse und kortikale Anteile; eine höhere Strahlenbelastung muss aber bei diesem Verfahren in Kauf genommen werden (33). Die pQCT-Methode (periphere quantitative Computertomographie) wurde mit dem Ziel entwickelt, um „eine hohe Präzision bei geringer Strahlenbelastung zu erreichen“ (96). Neuentwicklungen wie beispielsweise morphometrische Röntgenabsorptiometrie, quantitativer Ultraschall und quantitative Kernspinsonanz gelten als klinisch noch nicht hinreichend validiert (47).

### 5.5 Therapie

Eine breite Palette an Behandlungsmöglichkeiten beim osteoporotischen Syndrom ist heute verfügbar. Ringe fordert ein individuelles, maßgeschneidertes Behandlungsschema, das sich an „Alter, Geschlecht, Risikofaktoren, Schmerzen, Aktivität der Osteoporose, bisheriger Therapie und möglicher Kontraindikationen sowie Unverträglichkeiten“ orientiert (117). Ein kurzer Überblick über die wichtigsten pharmakologischen Interventionsformen soll die Breite

der Behandlungsformen aufzeigen. Neben diesen medikamentösen Therapiemöglichkeiten sollte nicht vergessen werden, dass auch körperliche Aktivität den Knochenstatus nachhaltig beeinflussen kann.

#### 5.5.1 Supplementierung an Kalzium und Vitamin D

Basis der Osteoporoseprophylaxe und -therapie ist die ausreichende Versorgung mit Kalzium und Vitamin D (100,67). Bei bis zu 60% der älteren Mitbürger und 70-100% (!) der in Altenheimen lebenden ist letzteres nicht gewährleistet (11).

Frakturrate (59), teilweise sogar Steigerungen der Knochendichte (15) wurden in klinischen Studien bei optimaler Kalzium und Vitamin- D-Versorgung nachgewiesen.

Für Osteoporosepatienten und bei erwiesenem Mangel wird Vitamin D- und Kalziumlangzeitmedikation propagiert (24).

#### 5.5.2 Knochenanbau stimulierende Substanzen

Fluor kann zu Knochenneubildung und Verkalkungen führen (46). Unter Fluoridtherapie kann ein Zuwachs der Knochendichte um 10% pro Jahr erreicht werden, allerdings resultiert hieraus noch nicht automatisch eine verbesserte Knochenfestigkeit. Studien über Frakturinzidenzen unter Fluoridtherapie sind widersprüchlich. Möglicherweise ist dies durch ein schmales therapeutisches Dosierungsfenster bedingt, in dem Abweichungen nach oben und unten einen Therapieerfolg maskieren (97,106,112,116).

Auch Anabolikagaben (z.B. Nandrolon) wirken Knochenanbau stimulierend. Aufgrund der Nebenwirkungen (Heiserkeit und Virilisierung) können Anabolika allerdings nur bei älteren Patienten und zeitlich begrenzt verschrieben werden (24).

PTH, GH, IGF-1, TGF- $\beta$  und Prostaglandine besitzen als anabole Stoffe die Potenz, die Knochendichte zu erhöhen, sind aber noch nicht hinreichend untersucht, um im Alltag Verwendung zu finden (136).

#### 5.5.3 Antiresorptive Substanzen

Die antiresorptiv wirksamen Biphosphate (z.B.: Etridonat, Tilodronat, Risedronat, Aldreonat) (38) bewiesen ihre Wirksamkeit in zahlreichen klinischen Studien (8,65,73,98).

Calcitonin hemmt die osteoklastär bedingte Knochenresorption und wird in der Osteoporosetherapie auch gerne wegen seiner zusätzlich analgetischen Wirkung verwendet (24). Es hat sich als wirksames Medikament erwiesen (14,30,71).

Als Goldstandard in der Osteoporosetherapie ist die Hormonsubstitution mittels Östrogenen und Östrogen-Gestagen-Verbindungen anzusehen. Besonders das Hüftfrakturrisiko kann

durch eine Hormontherapie (HRT = hormone replacement therapy) vermindert werden (70). Eine Nutzen-Risiko-Analyse der Hormontherapie sollte individuell erfolgen. Als Nutzen werden Verbesserung von klimakterischen Beschwerden, Muskel- Gelenk- und Rückenschmerzen, Verbesserung des Lipidprofils (7), ein vermindertes Risiko kolorektaler Karzinome (17) und ein präventiver Effekt für Morbus Alzheimer (105) genannt. Demgegenüber steht das erhöhte Endometrium- und Brustkrebsrisikos und die Gefahr der venösen Thromboembolie (17). Durch Östrogengaben ist ein „Wiederaufforsten“ des Skeletts nicht möglich (62), da nur das Remodeling reduziert wird (85).

Androgene gewinnen zunehmend an Bedeutung bei schon bestehender Osteoporose, da ihnen ein stimulierender Effekt in Bezug auf die Knochenzellproliferation und Differenzierung nachgesagt wird (24). Bei optimaler Dosierung sind Knochenerhalt und Reduktion der Frakturrate beschrieben worden (17).

#### 5.5.4 Kombinationstherapien

Durch Kombination verschiedener Substanzen kann die Therapie bei geringerer Nebenwirkungsrate effizienter gestaltet werden. Insbesondere die HRT in Kombination mit einer Kalzium- und Vitamin D-Supplementierung (114) oder in Kombination mit Alendronat (86) sowie auch mit Monofluorophosphat (1) verzeichneten additive Wirkungen bei guter Verträglichkeit.

## 5.6 Osteoporose bei Männern

Osteoporose betrifft in erster Linie Frauen, da Männer über eine geringere Lebenserwartung, eine höhere peak bone mass (s. 2.2.1), einen geringeren Knochenabbau und Abfall der Sexualhormone im Alter verfügen im Vergleich zu Frauen. Dies soll nicht zu einer Verharmlosung der Problematik veranlassen, denn immerhin sind bei 30% der Hüftfrakturen Männer betroffen (134). Für Männer über 50 Jahre zeigt sich ein um 15 Jahre parallel verschobener Verlauf im Vergleich zu Frauen, wobei sich mit steigendem Alter die Inzidenzen der Hüftfrakturen annähern (125).

## 5.7 Folgen einer Osteoporoseerkrankung

Aus medizinischer Sicht definiert sich Osteoporose als reduzierte Knochendichte mit einem erhöhten Frakturrisiko. Die alleinige Verminderung der Knochendichte erweckt im Patienten meist noch kein Krankheitsgefühl. Für ihn wird die Osteoporose erst dann zur Krankheit, wenn die Folgen einer verminderten Knochendichte erkenntlich werden. Welche Konsequenzen sich ergeben können, soll in den nächsten Abschnitten erläutert werden.

### 5.7.1 Individuelle Folgen

In etwa die Hälfte der Osteoporosepatienten gibt akute Schmerzen an (142). Ursache sind subperiostalen und/oder subligamentäre Einblutungen und Frakturen nach einem inadäquaten Trauma (139). Chronische Schmerzen sind oft Auswirkungen einer Wirbelsäulenfehlstatik mit Muskel-, Sehnen- Bänder- und Gelenküberlastungen (126). Charakteristisch ist eine Gibbusbildung verursacht durch eine Keilwirbelbildung im Thorakalbereich, die zu einer Kyphose führt (25).

Psychologische Veränderungen, die durch die Diagnose Osteoporose entstehen können, sind Depressionen, Angstzustände und ein vermindertes Selbstbewusstsein. Ein Teufelskreis entsteht, wenn Patienten aus Angst vor einem Sturz einen passiven, bewegungsarmen Lebensstil bevorzugen, da dies sowohl die Knochendichte noch schneller vermindert als auch das Sturz- und damit das Frakturrisiko ansteigen läßt (119).

Zusätzlich besteht häufig die Angewiesenheit auf Hilfsmittel und Pflege (142, 22).

Das Mortalitätsrisiko liegt nach einer Schenkelhalsfraktur schwankt je nach Autor zwischen bei 5-60% (142,22). Auch ein direkter Zusammenhang zwischen Knochendichtewerten und Mortalität läßt sich nachweisen: für eine weiße US-Amerikanerin über 65 Jahre birgt eine Abnahme der Knochendichte um eine Standardabweichung statistisch gesehen eine 20%ige Zunahme der Mortalität (19).

### 5.7.2 Soziale Folgen und finanzielle Kosten

Neben den medizinischen Kosten (vgl. Tabelle 15 im Anhang) entstehen vor allem Kosten aufgrund von Arbeitsunfähigkeit und vorzeitiger Berentung (1993: 1,3 Millionen Arbeitsunfähigkeitstage und 1995: 1619 Berentungen durch ICD 9 Diagnose 733 „sonstige Krankheiten des Knochen und Knorpel, Osteoporose“) (142). Es wird ersichtlich, dass Osteoporose hohe Kosten verursacht, wenn man Inzidenz, Prävalenz, Komplikationen und die demographische Entwicklung in Deutschland (Überalterung der Bevölkerung) betrachtet.



## 6 Problemstellung

Veränderungen des Knochenstatus, die sich klinisch in den meisten Fällen als Verminderung der Knochendichte bis hin zur Osteoporose manifestieren, bilden ein Krankheitsbild, das in vielen medizinischen Bereichen eine Bedeutung besitzt. Innere Medizin, Geriatrie, Gynäkologie, Orthopädie, Endokrinologie, Transplantationsmedizin und Sportmedizin sind Bereiche, in denen Patienten mit Veränderungen des Knochenstatus betreut werden. Diese unterschiedlichen Behandlungsbereiche spiegeln den multifaktoriellen Hintergrund von Knochenstatusveränderungen wieder. Obwohl zahlreiche Möglichkeiten in den Bereichen Diagnostik, Therapie und Prävention bestehen und auch angewendet werden, sind einige Pathomechanismen noch nicht vollständig aufgeklärt bzw. das Ausmaß ihrer Bedeutung in der Gesamtkonstellation noch nicht klar definiert.

Nach der Consensus Development Conference von 1993 wird Osteoporose durch das gleichzeitige Vorhandensein von drei Faktoren bestimmt: geringe Knochendichte, Mikroarchitekturveränderung des Knochengewebes und die Gefahr der gesteigerten Knochenbrüchigkeit (21).

Möchte man anhand einer Knochendichtemessung das Vorhandensein einer Osteoporose überprüfen, sollte man sich vor Augen halten, dass von diesen drei Definitonskomponenten lediglich die geringe Knochendichte bestimmt werden kann. Weder Mikroarchitekturveränderungen noch die Gefahr der gesteigerten Knochenbrüchigkeit kann mittels Densitometrie exakt quantifiziert werden. Zwar geht eine niedrige Knochendichte mit einer erhöhten Frakturgefährdung einher, allerdings ist dieser Zusammenhang nicht linear. Studien belegen, dass trotz identischer Knochendichte, die benötigte Kraft, um eine Fraktur zu induzieren, um bis zu 100% schwankt (80). Misst man nur die Knochendichte, unterscheiden sich Patienten mit und ohne Frakturen im Hüftbereich nur um eine halbe Standardabweichung, was eine exakte Prognose für ein zukünftiges Frakturrisiko erschwert (80). Wie am Beispiel der Fluoridtherapie gezeigt wurde, resultiert aus einer höheren Knochendichte nicht automatisch eine gesteigerte Knochenfestigkeit (116).

Der Hintergrund für diese Diskrepanz zwischen densitometrischen Messergebnissen und dem tatsächlichen Knochenstatus ist, dass die Stabilität eines Knochens nicht nur durch quantitative Eigenschaften (z.B. Masse und Dichte) bestimmt wird, sondern auch durch

qualitative Eigenschaften erheblich beeinflusst wird. Letztere sind nicht unbedingt mit einer Knochendichtemessung verifizierbar, so dass sie oftmals außer Acht gelassen werden.

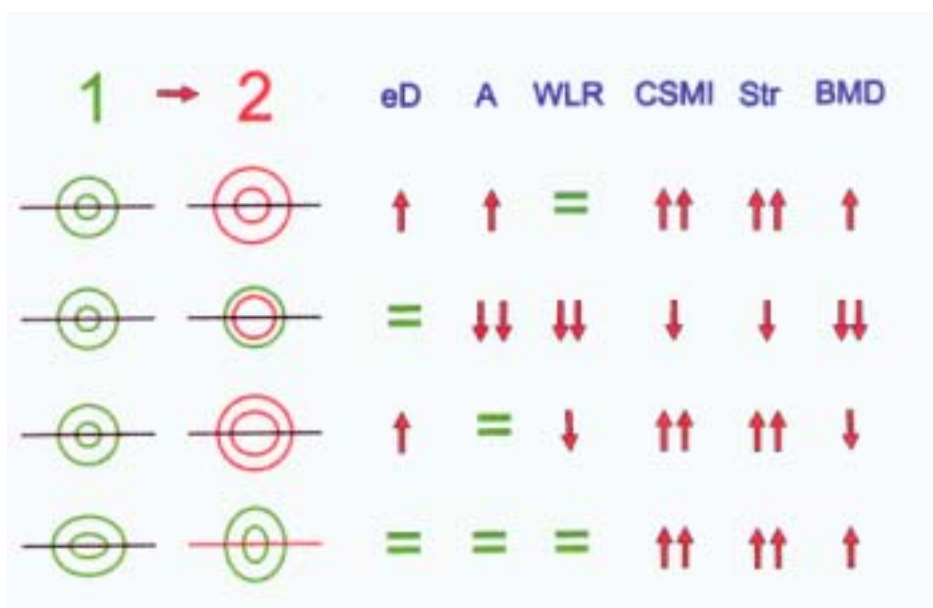
Diese qualitativen Eigenschaften werden nach Ferretti (37) durch das architektonische Arrangement des Knochens gebildet. Er bemerkt:

„The internal distribution of bone tissue is as influential in bone stiffness and strength, as the stone pillars and the steel frame are to the strength of a bridge.“

Das architektonische Design eines Knochens kann man in makroskopische und mikroskopische Komponenten unterteilen. Erstes umfasst die Form und Größe des Knochens, letzteres die Anordnung der Knochenbestandteile innerhalb der Knochenmatrix.

Die Stabilität eines Knochens wird in entscheidendem Maße durch seine Makroarchitektur beeinflusst. Dies wird in der Consensus Conference Definition der Osteoporose in keiner Weise berücksichtigt. Physikalisch kann die Makroarchitektur eines röhrenförmigen Gebildes durch das Flächenträgheitsmoment (engl.: cross sectional moment of inertia, CSMI) bestimmt werden. Abbildung 3 zeigt, wie sich bei Veränderung von Röhrenkonfigurationen (Spalte 1-> Spalte 2) u.a. die Knochendichte (BMD), das Flächenträgheitsmoment und die Knochenstabilität verändern. Betrachtet man Zeile 4 der Abbildung, erkennt man, dass bei makroskopischer Veränderungen der Röhrenkonfiguration (hier: Vergrößerung des Lumens) trotz Gleichbleiben der Knochenquerschnittsfläche (A) in einer Knochendichtemessung die flächenbezogene Knochendichte (BMD) sinkt, während die Knochenfestigkeit (Str) zunimmt.

Abb.3: Folgen der Veränderung von Röhrenkonfigurationen auf biomechanische Parameter (Feretti (37))



Auch Zeile 5 verdeutlicht, dass die räumliche Ausrichtung der Knochenstruktur Einfluss auf die Knochendichte und –festigkeit ausübt.

Es gilt:

- eD = äußerer Durchmesser (external diameter)
- A = Querschnittsfläche (cross-sectional area)
- WLR = Verhältnis von Wand zu Lumen (wall to lumen ratio)
- CSMI = Flächenträgheitsmoment (cross sectional moment of inertia)
- Str = Knochenfestigkeit (bone strength)
- BMD = flächenbezogene Knochendichte (bone mass density)

Anhand dieser schematischen Darstellung ist erkennbar, dass ein Knochen durch Konfigurationsänderungen seine Stabilität verbessern kann, ohne seine quantitativen Eigenschaften (Masse und/oder Dichte) steigern zu müssen. Vermutlich haben Evolutionsprozesse zur Perfektionierung des Knochenstatus geführt, um den Beanspruchungen gerecht zu werden. Aus Tierstudien ist bekannt, dass Beanspruchung des Knochengewebes während schnellen Laufens bei Elefanten in etwa genauso hoch sind wie bei Truthähnen. Auch die Tatsache, dass sich der kortikale Knochen einer Kuh und eines Rothörnchens bei Biegebeanspruchungen vergleichbar verhalten, zeigt deutlich, dass die Materialeigenschaften des Knochens nicht von der Masse abhängen (122).

Ferner haben Untersuchungen ergeben, dass die äußere Architektur des proximalen Oberschenkelknochens im Zusammenhang mit der Frakturgefährdung steht. Dabei wurden Zusammenhänge zwischen der Länge des Oberschenkelhalses (gemessen von der Basis des Trochanters bis zum Beckenrand), dem Durchmesser im Bereich des Acetabulums und dem Frakturrisiko des Oberschenkelhalses nachgewiesen (32).

Neben den makroskopisch erkennbaren Strukturgegebenheiten wird die Stabilität des Knochens auch durch die Organisation der Mikroarchitektur beeinflusst. So bestimmt die Orientierung der Kollagenketten innerhalb der Knochenmatrix die Stabilität des Knochens mit. Dabei scheinen parallel angeordnete Kollagenketten stabiler zu sein als Ketten, die kreuz und quer angeordnet sind. Longitudinal ausgerichtete Faserketten finden sich vermehrt in Zonen, in denen vornehmlich Zugbeanspruchungen auftreten. In Bereichen mit Kompressionsbelastungen findet man mehr quer verlaufende Ketten (91). Dadurch ergibt sich, dass durch unterschiedliche Faserorientierung, die in einer Knochendichtemessung nicht gemessen werden kann, die Stabilität des Knochens beeinflusst wird. Weitere Faktoren auf

mikroskopischer Ebene, sind die Anzahl der aktuellen Mikrofrakturen und die Rate des Knochenumbaus (91). Solange diese kleinen Schäden noch nicht repariert sind oder sich noch in der Reparaturphase befinden, führen sie in der Knochensubstanz zu einer herabgesetzten Stabilität. In einer Knochendichtemessung können solche Frakturen nicht entdeckt werden, da sich die Dichte und/oder Masse nicht ändern muss. Die Stabilität trabekulärer Strukturen wird einerseits durch Anzahl und Dicke der einzelnen Trabekel bedingt. Andererseits wird die Stabilität auch durch das Ausmaß der gegenseitigen Verstrebung bewirkt. Veränderungen hierin müssen sich nicht automatisch in Massenänderungen niederschlagen, können aber die Festigkeit des Knochens nachhaltig verändern (37).

Die Bedeutung, die die Masse und/oder die Dichte des Knochens für die Stabilität darstellt, soll hiermit nicht negiert werden, aber ihre Grenzen sollten verdeutlicht werden.

Abgesehen der Problematik, dass außer der Knochendichte auch noch weitere Faktoren die Knochenstabilität beeinflussen können, kommt hinzu, dass die Knochendichtemessungen meist nur in Bezug auf das Alter interpretiert werden. Die Knochendichteklassifikation nach dem T-Score und dem Z-Score berücksichtigen schon diesen Zusammenhang. Der Knochenstatus wird - wie ausgeführt - aber auch durch die Beanspruchung, die mittels Muskelkontraktionen auf den Knochen übertragen werden, beeinflusst. Um das Ausmaß dieses Einflussfaktors auf den Knochen zu quantifizieren, müssen die Parameter maximale Muskelkraft oder maximales Drehmoment mit berücksichtigt werden. Nur vereinzelt wurden densitometrische Ergebnisse im Zusammenhang mit den Beanspruchungen, ausgeübt durch Muskelkontraktionen, gebracht, (35,130,131) obwohl in zahlreichen Studien ein Zusammenhang von Knochenstatusparametern und muskulärer Aktivität belegt wurde (60,61,66,72,111,124). Da muskuläre Aktivität sich einerseits positiv auf die Knochenstatus auswirkt und andererseits auch zu einer Zunahme der Muskelkraft führt, besteht möglicherweise ein direkter Zusammenhang von Knochenstatus und Muskelkraft.

Der dahinter stehende physiologische Mechanismus geht davon aus, dass durch Kontraktionen die regionalen Muskeln Kräfte auf den Knochen ausüben. Der Knochen reagiert auf diese Krafteinwirkungen mit architektonischen Strukturveränderungen. Sie haben das Ziel, die Knochenarchitektur so zu gestalten, dass die einwirkenden Kräfte möglichst gut kompensiert werden (37). Der oben beschriebene Zusammenhang von Kollagenfaserausrichtung in Abhängigkeit der Art der Beanspruchung (parallele Ausrichtung

bei vorwiegend axialen Beanspruchungen, eine kreuz und quere Ausrichtung in Knochenarealen, die überwiegend Torsions- und Biegebeanspruchungen ausgesetzt sind) verdeutlicht diesen Zusammenhang eindrucklich. Der enge Zusammenhang zwischen Muskelkraft und Knochendichte/masse zeigt sich auch dadurch, dass altersunabhängige Zusammenhänge von Muskelmasse und Knochensubstanz nachweisbar sind. Eine Untersuchung an 1450 Probanden ergab (36), dass das Verhältnis des Ganzkörper-Mineralgehalts (total bone mineral content, TBMC) und des fettfreien Körpergewichts (lean body mass, LBM) bestimmten, linearen Verhältnissen folgt. Mädchen und Jungen weisen vergleichbare, lineare Verhältnisse zwischen beiden Werten auf. Ab dem Beginn der Pubertät verändert sich das Verhältnis bei beiden Geschlechtern zugunsten des Ganzkörper-Mineralgehaltes. Pro Kilogramm fettfreier Körpermasse wird mehr Mineralgehalt im Knochen gespeichert. Bemerkenswert ist die Feststellung, dass Frauen im reproduktiven Alter ein höheres Verhältnis von TBMC zu LBM als Männer aufweisen. Postmenopausale Frauen besaßen wieder ein Verhältnis von TBMC zu LBM, das vergleichbar war mit Männern gleichen Alters. Diese Studie untermauert einerseits die These, dass der Ganzkörper-Mineralgehalt in einem definierten Verhältnis mit der muskulären Beanspruchung (hier ausgedrückt durch die Muskelmasse) steht, andererseits wird anhand dieser Ergebnisse auch klar, dass dieser Zusammenhang zusätzlich durch hormonelle Konstellationen beeinflusst wird (36). Die These, dass primär der Knochenstatus durch Beanspruchung aufgrund von Muskelkontraktionen bestimmt wird, wird hierdurch dennoch bestätigt. Die Tatsache, dass sich bei Frauen im reproduktiven Alter das Verhältnis ändert, bedeutet nicht automatisch, dass hormonelle Konstellationen zu den führenden Einflussgebern werden. Es ist immer noch ein lineares, wenn auch verschobenes Verhältnis von TBMC und LBM nachweisbar. Hormone können folglich als Faktoren angesehen werden, die den Zusammenhang von mechanischer Beanspruchung und Knochenstatus in einem gewissen Rahmen modulieren können (37). Frost bringt hierzu ein einleuchtendes Beispiel. Bei einem Patienten mit einer gelähmten Extremität findet man typischerweise in dieser Veränderungen des Knochenstatus. Daraus kann man schließen, dass diese Veränderungen in erster Linie durch muskuläre Atrophie verursacht werden, denn endokrine Ursache würden schließlich den gesamten Körper betreffen (43).

Die Beeinflussung des Knochenstatus durch muskuläre Beanspruchung konnte auch eine Tierstudie von Capozza et al. (13) belegen, in der Ratten nach Behandlung mit dem anabol wirksamen hPTH an kortikaler Knochendichte zulegten. In dieser Studie wurde zusätzlich eine hintere Extremität der Ratten immobilisiert, die andere vermehrt belastet. Erstaunlich

war, dass die kortikale Knochendichte in beiden hinteren Extremitäten zunahm. Allerdings stellte sich auch heraus, dass sich die biomechanischen Parameter (Drei-Punkt-Biegetest, Young's Elastizitätsmodul), die in erster Linie die Knochenstabilität beschreiben, nur in den belasteten Knochen verbesserten (13). Dies zeigt, dass eine Verbesserung des Knochenstatus vornehmlich durch mechanische Beanspruchung, ausgeübt durch muskulären Einfluss, von statten geht.

Aufgrund der geschilderten Überlegungen und Befunde ist davon auszugehen, dass Knochendichtemessungen alleine und im Zusammenhang mit dem Alter nicht optimal sind, um den Knochenstatus adäquat beurteilen zu können. Eine Verbesserung könnte erzielt werden, wenn man bei der Beurteilung des Knochenstatus zusätzlich die architektonischen Gegebenheiten des Knochens und die mechanische Beanspruchung durch Muskelkraft mit berücksichtigt.

Deshalb sollte in einer Querschnittsstudie der Zusammenhang von verschiedenen Knochenstatusparametern mit der mechanischen Beanspruchung untersucht werden. Verschiedene Knochenstatusparameter (trabekuläre und kortikale Knochendichte, Gesamtknochendichte, Knochenmasse, Festigkeitsindex SSI) sollten am Radius gemessen werden. Sinnvoll erschienen auch Knochenstatusmessungen an unterschiedlichen Messstellen, um lageabhängige Unterschiede zu erkennen. Als Indikator für das Ausmaß der möglichen mechanischen Beanspruchung sollte eine isometrische Maximalkraftmessung der den Radius kraftmäßig beeinflussenden Muskeln durchgeführt werden. Um anatomisch bedingte Unterschiede der Hebelverhältnisse zu berücksichtigen, bot sich die Berechnung des maximalen Drehmoments an. Dies kann aus der Maximalkraftmessung durch Multiplikation mit der Hebellänge ermittelt werden.

Die verschiedenen Knochenstatusparameter sollten durch Korrelationen mit dem maximalen Drehmoment auf signifikante Zusammenhänge hin überprüft werden, um herauszufinden, ob sich diese als neue Kriterien zur Beschreibung des Knochenstatus eignen. Weiterhin sollte ein Vergleich mit den derzeit als Grundlage zur Berechnung des Knochenstatus dienenden altersbezogenen Parametern (vgl 5.3.2. T- und Z-Scores) erfolgen.

Die Messung der Knochenstatusparameter sollte mittels pQCT erstellt werden. Die Verwendung der peripheren quantitative Computertomographie (pQCT) auf dem Gebiet der Knochendichtemessung liefert zahlreiche Vorteile. Neben der Bestimmung des SSI liefert sie

die Möglichkeit einer dreidimensionalen Knochendichtemessung mit zusätzlicher Differenzierung in kortikale und spongiöse Strukturen sowie Ermittlung geometrischer Faktoren und Materialeigenschaften. Im Tierversuch konnte gezeigt werden, dass die pQCT-der DEXA-Messung überlegen ist, da Veränderungen der Knochendichte schneller und mit höherer Sensitivität erfasst werden können (46).

Der Festigkeitsindex SSI (Strength-Strain-Index) vereint als Knochenstatusparameter architektonische Gegebenheiten und Materialeigenschaften des Knochens in sich. Da mit einer Knochendichtemessung die Stabilität nicht hinreichend prognostiziert werden kann, ist der SSI als Parameter besser geeignet, um den Knochenstatus zu beschreiben. Er wird mittels pQCT ermittelt und kann somit als nicht invasiver Parameter Informationen über die Knochenfestigkeit geben. Ferretti et al. (35) fanden im Tierversuch einen sehr hohen, linearen Zusammenhang ( $r = 0,94$ ,  $p = 0,01$ ) zwischen der Bruchfestigkeit des Knochens und dem SSI. Weitere Studien, die sich mit Knochenfestigkeit und SSI beschäftigten, kamen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass hier ein starker positiver Zusammenhang besteht. Alendronat, ein häufig verwendetes Osteoporosemedikament, das die Frakturrate nachweislich senkt, (8,73) führt bei regelmäßiger Einnahme zu einer Zunahme des SSI (128).

Die Untersuchung des Zusammenhangs verschiedener Parameter der Knochendichte, der Knochenmasse und des Festigkeitsindexes SSI mit dem maximalen Drehmoment sollte als neues Kriterium zur Beschreibung des Knochenstatus hin überprüft werden, da es momentan noch an einer kostengünstiger Diagnostik mangelt, die zielsicher Risikopatienten mit einem reduzierten Knochenstatus herausfiltert. Es wäre erstrebenswert, eine Methode zu besitzen, die mit einfachen Mitteln präzise, zuverlässig und preiswert den aktuellen Knochenstatus beschreibt.

## 7 Probanden/innen und Methoden

Die Studie wurde als Querschnittsstudie an Probanden/innen geplant, die im Rahmen anderer Studien über den Knochenstoffwechsel am Lehrstuhl für Präventive und Rehabilitative Sportmedizin der TU-München untersucht wurden. Insbesondere im Hinblick auf die Strahlenbelastung bestanden seitens der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät keine Einwände gegen die Durchführung der Studien.

### 7.1 Datenerhebung

Insgesamt wurden 366 Probanden/innen (292 Frauen, 74 Männer) im Alter zwischen 18- 82 Jahren in die Studie aufgenommen. Alle erhobenen Daten sind im Anhang dargestellt.

Die Studienteilnehmer/innen unterzogen sich zunächst einer Eingangsuntersuchung, in der festgestellt wurde, ob ein altersphysiologischer Gesundheitszustand vorlag. Die Untersuchung beinhaltete die eigene und familiäre Krankheitsvorgeschichten, jetzige Beschwerden, Medikamentenanamnese, Lebensführung, sportliche Aktivität und eine Ganzkörperuntersuchung. Sie diente dazu, mögliche krankhafte Zustände und Faktoren, die auf den Knochenstoffwechsel Einfluss ausüben könnten, zu ermitteln. Ergab sich in der Anamnese ein Verdacht auf eine Erkrankung des kardiovaskulären Systems, wurde eine eingehende kardiologische Untersuchung vorgenommen. Falls sich im Rahmen der allgemeinen Untersuchung der Hinweis auf eine Schilddrüsenfunktionsstörung ergab, wurde zusätzlich das TSH-basal kontrolliert.

Für die Studie ergaben sich folgende Ausschlusskriterien: KHK, AVK ab Stadium II nach Fontaine, Hypertonie (auch eingestellt: obere Grenze: 170/105mmHg), Diabetes mellitus, Morbus Crohn, alle Erkrankungen, die zu einer sekundären Osteoporose führen können, erhöhter Alkoholkonsum (obere Grenze aktuell oder anamnestisch: 2g/d und kg Körpergewicht), erhöhter Nikotinkonsum (obere Grenze aktuell oder anamnestisch: mehr als 20 Zigaretten/d), Gesamtcholesterin > 8mmol/l, aktuelle oder frühere Leber- oder Nierenerkrankungen, aktuelle Hyper- oder Hypothyreose, Parahypo- oder -Hyperthyreose, aktuelle oder frühere Malignome, aktueller Medikamentenkonsum von Fluor, Bisphosphonat, Anabolika und Steroiden.



## 7.2 Diagnostik der verschiedenen Knochenstatusparameter

### 7.2.1 Messprinzip

Die Bestimmung der verschiedenen Knochenstatusparameter wurde mittels peripherer quantitativer Computertomographie mit dem XCT 2000 Bone Scanner der Firma STRATEC-Medizintechnik GmbH (Pforzheim, Deutschland) vorgenommen. Das Messverfahren dieses vollautomatischen Geräts beruht auf dem Prinzip der gefilterten Rückresorption. Hierbei werden aus einer Röntgenröhre emittierte Photonen nach Transmission des Unterarms von zwölf Detektoreinheiten aus neuartigen Miniatur-Halbleiterkristallen registriert, wodurch Absorptionsprofile entstehen. Um nur den Mineralanteil des Knochens herauszufiltern, wird jedem Bildpunkt des Absorptionsprofils ein Schwächungskoeffizient zugeordnet, der nach Kalibrierung mit einem Phantom bekannter Hydroxylapatitkonzentration in einen Dichtewert umgerechnet wird. Aus diesen korrigierten, einzelnen Absorptionsprofilen wird durch mathematische Faltung ein Querschnittsbild erstellt.

Die einzelnen Messungen erfolgten am rechten, distalen Radius, wobei die Messpunkte über einen Referenzpunkt ermittelt wurden. Als Referenzpunkt wurde in einem initialen Übersichtsscan die am weitesten proximal liegende Gelenkfläche des distalen Gelenkendes gewählt. Die einzelnen Messpunkte wurden von diesem Bezugspunkt aus in 4%, 14% und 38% der gesamten Ulnalänge festgelegt und ergaben dadurch den 4%-, 14%, bzw. 38%-Messbereich. Durch Verwendung der Ulna als Bezugspunkt war durch das Gerät vorgegeben und konnte nicht anders gewählt werden. Ein Querschnittsbild mit den dazugehörigen Messdaten ist im Anhang (S. 8) beigelegt. Ein Auswertprogramm schließt sich jeder Messung an und liefert volumenbezogene Knochenstatuswerte.

Der Scanbereich wird bei dem pQCT-Gerät der Firma STRATEC in ein virtuelles, dreidimensionales Gitter eingeteilt, wodurch kleine Würfel, die sogenannten Voxels entstehen. Die Größe eines Voxels wurde für diese Studie  $0,05\text{mm}^3$  gewählt. Jedes Voxel wird während des Messverfahrens einzeln ausgemessen. Um festzustellen, ob dieses virtuelle Voxel nun in der Realität Blut, Fett, kortikaler oder trabekulärer Knochenstruktur entspricht, verwendet das Auswertprogramm Schwellenwerte. Für Blut und Fett liegt die Schwelle unterhalb von  $266\text{mg}/\text{cm}^3$ . Trabekuläre Knochenstruktur wird angezeigt, wenn als mittlere Knochendichte in diesem Voxel Werte zwischen  $266\text{-}711\text{mg}/\text{cm}^3$  gemessen werden. Voxels mit Werten darüber ( $> 711\text{mg}/\text{cm}^3$ ) werden als kortikale Knochenstruktur deklariert.

## 7.2.2 Technische Daten des XCT 2000 Bone Scanners

### 1. Strahlungsquelle:

Eine Röntgenröhre erzeugt eine Hochspannung von 45 kV, deren Intensität konstant gehalten wird. Mittels einer Regelelektronik wird der Anodenstrom auf 150  $\mu$ A eingestellt. Der Brennfleck hat einen Durchmesser von 0,7 mm; emittiert wird nach Wegfilterung niederenergetischer Anteile eine schmalbandige Röntgenlinie bei 38,5 keV mit einer Halbwertsbreite von 18 keV.

### 2. Detektoren:

Zwölf Detektoreinheiten aus Kristallhalbleiterdetektoren und Verstärkern besitzen eine fast 100%ige Effizienz für die emittierte Röntgenstrahlung 38,5keV.

### 3. Kalibrierung:

Laut Hersteller ist sowohl das Gerät als auch die Software so stabil, dass eine regelmäßige Kalibrierung nicht von Nöten ist. Um die Gerätekomponenten dennoch zu überprüfen, ist das Gerät so eingestellt, dass jeweils 24h nach der letzten Messung eine QA-Messung (Quality-Assurance) vorgenommen werden muss. Durch die arbeitstägliche Vermessung eines Standard QA-Phantoms wird eine Sollwert-Messwert-Differenz von weniger als 1% sofort registriert und eine Fehlermeldung abgegeben.

### 4. Computer:

Ein DOS-kompatibler Computer erhält über eine Standard V24 Schnittstelle die Messdaten; er erstellt aus 300 Messpunkten pro Winkelschnitt ein Querschnittsbild mit 300 x 300 Bildpunkten.

### 5. Verlauf der Messung:

Der Messstrahl durchdringt den Arm quer zur Längsachse, wobei das Messsystem in 12°-Schritten insgesamt 15 mal rotiert. Da die Detektoren einen Winkelabstand von 2,0° zur Quelle stehen, können nach den einzelnen Scan-Schritten 180 Winkelschnitte in die Auswertung einfließen.

### 6. Strahlenbelastung:

Die Strahlenexposition während der zirka 2,5 Minuten dauernden Untersuchung beträgt deutlich weniger als 0,1 mSv; addiert werden muss noch die Belastung durch den initialen Scan, wobei individuell unterschiedlich viele Scanschritte durchgeführt wurden, je nachdem wie schnell die distale Gelenkfläche als Referenzpunkt optimal dargestellt werden konnte. Pro Scanschritt muss circa mit zusätzlichen 5% (das entspricht 0,0005 mSv) der Dosisleistung gerechnet werden (zur Orientierung: die natürliche Strahlenexposition des Menschen durch terrestrische und kosmische Strahlung führt zu einer effektiven Dosis von

durchschnittlich 2 mSv/Jahr (48). Die Strahlenexposition ist laut Hersteller für Außenstehende vernachlässigbar.

7. Reproduzierbarkeit:

Laut Felsenberg liegt die Reproduzierbarkeit bei pQCT-Messungen zwischen 0,3-2% (33).

### 7.2.3 Erläuterung der verschiedenen Parameter der Knochenstatusmessung

#### 7.2.3.1 Festigkeitsindex SSI (Strength-Strain-Index)

Aus den pQCT-Querschnittsbildern kann mit Hilfe eines speziellen Softwareprogramms die Festigkeit des Knochens in Bezug auf Biegung und Torsion durch Ermittlung eines Festigkeitsindex (SSI = Strength-Strain-Index) berechnet werden. Die Festigkeit des Knochens wird einerseits von geometrischen Faktoren und andererseits von Materialeigenschaften mitbeeinflusst. Erstere gehen in die SSI-Formel als Widerstandsmoment ein. Dieses errechnet sich aus dem Flächenträgheitsmoment CSMI (Cross Sectional Moment of Intertia), das sich aus dem Quadrat des Abstand eines Bildpunktes vom Schwerpunkt ( $r_i^2$ ) multipliziert mit der Fläche des Bildpunktes (a) ergibt. Durch Division des CSMI durch den maximalen Abstandes eines Bildpunktes vom Schwerpunkt ( $r_{\max}$ ) wird das Widerstandsmoment ermittelt, das die geometrischen Eigenschaften des Knochens repräsentiert.

Materialeigenschaften des Knochens können nicht direkt über die pQCT-Messungen berechnet werden; da aber der Mineralgehalt des Knochens laut Hersteller eng mit dem Elastizitätsmodul E und der Bruchgrenze zusammenhängt, geht in diese Formel die Kortikalisdichte als Hauptvertreter des Mineralgehaltes mit ein.

Man unterscheidet den polaren SSI vom axialen SSI, wobei der Unterschied in verschiedenen Bezugsachsen liegt. In dieser Studie wurde nur der polare SSI ausgewertet, der sich durch eine Bezugsachse längs des gemessenen Knochens errechnet. Im Gegensatz dazu ist beim axialen SSI die Bezugsachse vertikal durch den Knochen, wodurch eine SSI-Messung von der Armlage des Patienten abhängig wird. Für den polaren SSI ergibt sich die Formel:

$$\text{SSI (mm}^3\text{)} = \sum_{i=1,n} \frac{r_i^2 \cdot a}{r_{\max}} \cdot \frac{\text{CD}}{\text{ND}}$$

Es gilt:

$r_i$  = Abstand eines Voxels vom Schwerpunkt (cm);

$r_{\max}$  = max. Abstand eines Voxels vom Schwerpunkt (cm);

$a$  = Fläche eines Voxels ( $\text{mm}^2$ );

CD = gemessene Kortikalisdichte ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ );

ND = physiologisch normale Knochendichte ( $1200 \text{ mg}/\text{cm}^3$ );

(aus Manual des XCT-Bone Scanners 2000)

Die folgende Graphik veranschaulicht die Entstehung der SSI-Formel. Die grauen Ellipse soll einen Querschnitt durch den Radius darstellen, die schwarzen Quadrate symbolisieren einzelne Voxels. Im Schnittpunkt der beiden Pfeile befindet sich der Schwerpunkt der Radiusquerschnittsfläche.

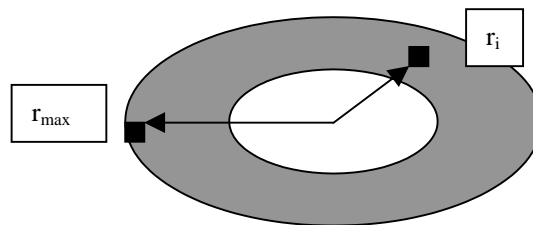


Abb.4: Schema des mathematischen Hintergrundes der SSI-Formel

Ferretti et al. beobachtete einen sehr engen Zusammenhang ( $r = 0,94$ ,  $p = 0,001$ ) zwischen der Bruchfestigkeit verschiedener Rattenknochen und dem Produkt aus CSMI und volumetrisch bestimmten Kortikalisdichte (35). Ein ähnlicher Zusammenhang ist auch im menschlichen Körper vorhanden, was Augat et al. nachwiesen (5). Somit stellt der SSI einen adäquaten Indikator zur Darstellung der Knochenfestigkeit dar.

#### 7.2.3.2 Gesamtknochendichte (engl.: Total-Bone-Density = TotBD)

Das automatische Auswertprogramm berechnet hierbei den durchschnittlichen Knochenmineralgehalt der gesamten Radiusquerschnittsfläche in ( $\text{mg}/\text{mm}^3$ ). Es vermisst dabei sowohl trabekuläre als auch kortikale Strukturen und gibt einen gemittelten Dichtewert aus beiden wieder. In Messbereichen, in denen flächenmäßig viel Spongiosa vorhanden ist, wird die Gesamtknochendichte maßgeblich von der trabekulären Knochendichte mitbestimmt, da nur wenig kortikale Strukturen und damit auch kortikale Knochendichte in die Auswertung miteinfließen können.

Die Gesamtknochendichte wird nur an Messbereichen ermittelt, an denen trabekuläre und kortikale Strukturen in nennenswertem Umfang vorzufinden sind. Midschaftig existiert fast nur kortikale Knochenstruktur (nicht aber trabekuläre Knochenstruktur), wodurch die Gesamtknochendichte in etwa der kortikalen Knochendichte entspricht.

#### 7.2.3.3 Kortikalisdichte (engl.: Cortical-Bone-Density = CortBD)

Überschreitet ein Voxel die durchschnittliche Dichte von  $711\text{mg/cm}^3$  identifiziert das pQCT-Gerät diese Voxel als kortikale Knochenstruktur.

#### 7.2.3.4 Spongiosadichte (engl.: Trabecular-Bone-Density = TrabBD)

Die Messung der Spongiosadichte erfolgt nur im 4%-Messbereich, da im 14%- und im 38%-Messbereich aus anatomischen Gegebenheiten kaum trabekuläre Strukturen nachzuweisen sind.

Damit sichergestellt ist, dass ausschließlich trabekuläre Knochenstrukturen in die Messung der Spongiosadichte einfließen, erfolgt ihre Berechnung in zwei Schritten. Zunächst werden im 4%-Messbereich kortikaler und spongiöser Knochen durch Festlegung von Flächenverhältnissen getrennt. Per definitionem werden von der Gesamtquerschnittsfläche konzentrisch die äußeren 55% als Kortikalis definiert. Die verbleibenden, inneren 45% verwendet das Programm zur Erstellung der Spongiosadichte in ( $\text{mg/mm}^3$ ). Diese Flächenverhältnisse entsprechen nicht der anatomischen Realität, sondern wurden willkürlich festgelegt. Sie sind als Sicherheitsfaktor anzusehen, die dazu eingerichtet wurden, um nur trabekuläre Strukturen zu erfassen und kortikale Strukturen mit Gewissheit aus der Messung fern zu halten.

Knochendichtewerte zwischen  $266\text{-}711\text{mg/cm}^3$  innerhalb dieser inneren 45% werden als trabekuläre Knochendichte vermerkt.

#### 7.2.3.5 Knochenmasse

Trabekuläre und kortikale Strukturen bilden zusammen die Grundlage für die Knochenmasse. Die Werte der Knochenmasse werden in (g) angegeben.

## 7.3 Diagnostik der Maximalkraft als maximales Drehmoment

### 7.3.1 Verwendetes Gerät

Im Rahmen dieser Studie wurde das Gerät M3 (Multi Muscle Machine) der Firma Schnell (Petershausen) benutzt, um die maximale Kraft zu ermitteln. Das Gerät ist in der Lage, dynamische und statische Kraftmessungen an verschiedenen Muskelgruppen vorzunehmen.

### 7.3.2 Verlauf der Messung

Die Drehmomentmessung wurde als isometrische Maximalkraftmessung der rechten Unterarmbeugemuskulatur durchgeführt. Das M3-Gerät wurde für jede/n Proband/in individuell auf die Unterarmlänge eingestellt, damit im Bereich des Articulatio cubiti ein 90°-Winkel vorlag.

Die Probanden/innen mussten zunächst mit beiden Armen, dann jeweils einarmig, für einen Zeitraum von fünf Sekunden eine maximale Kraft gegen einen unüberwindbaren Widerstand aufbringen. Die Anzahl der Versuche war individuell unterschiedlich; da die ersten Versuche meist von besseren Ergebnissen der folgenden Versuche übertroffen wurden, wurde die Versuchsreihe so lange fortgeführt, bis wieder ein Sinken des maximalen Drehmoments verzeichnet wurde. Einer Leistungssteigerung durch verbesserte intra- und intermuskuläre Koordination wurde somit individuell Rechnung getragen. Während der Messung wurde der/die Proband/in durch Zurufe des Versuchsleiters zu einer Maximalleistung animiert.

Mittels eines angeschlossenen Rechners wurde das Drehmoment  $M$  aus der senkrechten Entfernung des Angriffspunktes von der Drehachse  $r$  ( $\Rightarrow$  Unterarmlänge) und der Maximalkraft  $F$  berechnet:

$$M(\text{Nm}) = F \cdot r$$

Es gilt:

$M$  = Drehmoment (Nm)

$F$  = Kraft (N)

$r$  = Hebellänge (m)

(Formel aus: (144))

## 7.4 Statistische Auswertung

Die statistische Datenanalyse erfolgte deskriptiv, vergleichend und korrelativ mit Berechnung von linearen Korrelationsgeraden. Die persönlichen Daten der Probanden/-innen (Alter, Geschlecht), die Kraft- und Drehmomentwerte sowie die einzelnen Knochenstatusparameter wurden in das Statistikprogramm SPSS 9.0 für Windows eingegeben und ausgewertet. Zur Ermittlung, ob Messergebnisse zwischen Männer und Frauen signifikant unterschiedlich sind, wurde ein gepaarter T-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt. Mittels des Tabellenkalkulationsprogramm Excel 97 der Firma Microsoft wurden mit den gleichen Daten alle Graphiken erstellt. Die graphische Darstellung erfolgt als Streudiagramm (Scatterdiagramm) mit dazugehöriger Regressionsgerade. Da die Daten intervallskaliert, in bestimmten Altersbereichen normalverteilt und in linearem Zusammenhang stehen, wurde der Produktmoment-Korrelationskoeffizient nach Pearson ( $r$ ) für die Analyse des Zusammenhangs verwendet. Er errechnet sich als Quotient aus der Summe der Abweichungsprodukte (Kovarianz) dividiert durch die Wurzel der Varianz der beiden Variablen. Die Wurzel der Varianz entspricht der Standardabweichungen der einzelnen Variablen (55).

$$r_p = \frac{\text{Kovarianz}(x,y)}{\sqrt{(\text{Varianz}(x) \cdot \text{Varianz}(y))}} = \frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{\sqrt{\sum(x_i - \bar{x})^2 \cdot \sum(y_i - \bar{y})^2}} = \frac{\text{Kovarianz}(x,y)}{s_x \cdot s_y}$$

Es gilt:

$r_p$  = Produktmoment-Korrelationskoeffizient nach Pearson

$s$  = Standardabweichungen

$x, y$  = Variablen

Der Korrelationskoeffizient gibt Aufschluss über die Stärke des Zusammenhangs, wobei Werte zwischen 0 und 1 möglich sind. Das Vorzeichen gibt die Richtung des Zusammenhangs an (positiver Zusammenhang bzw. negativer Zusammenhang). Die Interpretation der Ergebnisse orientierte sich an folgender Gradeinteilung (39):

vollständiger Zusammenhang:	$ r  = 1$
hoher Zusammenhang:	$1 >  r  > 0,7$
mittlerer Zusammenhang:	$0,7 \geq  r  > 0,4$
niedriger Zusammenhang:	$0,4 \geq  r  > 0$
kein Zusammenhang:	$r = 0$

Eine lineare Regression wurde mit der Gleichung ( $x = b_{xy} y + a_{xy}$ ) für jedes Diagramm berechnet. In der Auswertung erwiesen sich optische Analysen der Diagramme als hilfreich, da Schwankungsbreiten und Tendenzen augenfälliger wurden.

Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde auf den üblicherweise verwendeten Wert  $\alpha = 5\%$  festgelegt. Danach wird ein Ergebnis erst dann akzeptiert, wenn mit einer Wahrscheinlichkeit von mindestens 95% dessen Richtigkeit erwiesen ist (55).

Die Korrelationen dienen als statistisches Hilfsmittel, um mögliche Zusammenhänge zu erkennen und zu analysieren. Da in dieser Studie immer nur je zwei Variablen miteinander verglichen wurden, muss bei der Interpretation auch die Tatsache berücksichtigt werden, dass weitere, nicht eingebrachte Variablen die Korrelation mit beeinflussen können.



## 8 Ergebnisse

### 8.1 Alters- und Geschlechtsverteilung

Die Alters- und Geschlechtsverteilung der 366 Probanden/innen waren nicht homogen. Die Inhomogenität äußerte sich darin, dass in fast allen Altersgruppe deutlich mehr Frauen als Männer vertreten waren und einzelne Altersgruppen zahlenmäßig stärker besetzt waren als andere. Besonders viele Probandinnen befanden sich in der Altersgruppe 21-30 Jahre sowie 51-65 Jahre. Die Anzahl der Männer war in einigen Altersgruppen sehr gering, so dass Ergebnisse aus diesen Altersbereichen mit Vorsicht zu interpretieren sind.

Die Ursache dieser ungleichmäßigen Alters- und Geschlechtsverteilung lag darin, dass die eingeschlossenen Probanden/innen nicht extra rekrutiert, sondern für andere Studien mit anderen Fragestellungen gewonnen wurden, in denen die hier interessierenden Parameter bestimmt wurden.

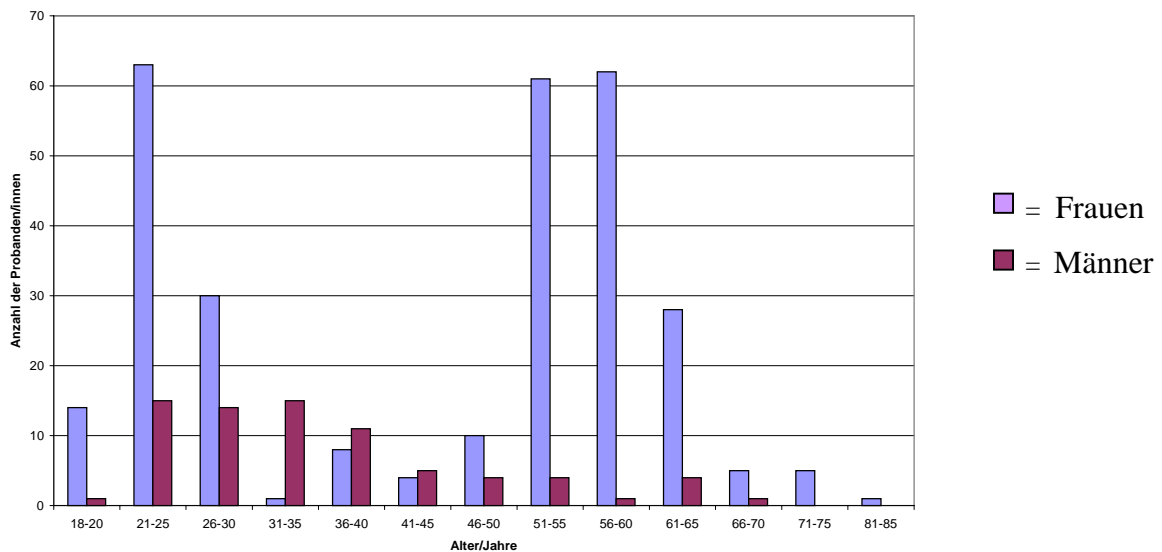


Abb.5: Alters- und Geschlechtsverteilung im 4%-Messbereich

Da nicht von allen Probanden/innen Messwerte aus allen Messbereichen vorlagen bzw. ausgewertet werden konnten, vermindert sich die Fallzahl der Probanden/innen bei einzelnen Messparametern. Im 4%-Messbereich waren bei 37 Probanden/innen die Gesamtknochendichte und bei 46 Probanden/innen die Knochenmasse nicht mitberechnet worden. Für diese beiden Messparameter reduzierte sich die Studienteilnehmer/innenzahl auf 329 bzw. 320. Die Auswertung des 14%-Messbereich wurde bei 289 Probanden/innen (252 Frauen, 37 Männer) und im 38%-Messbereich bei 288 Probanden/innen (252 Frauen, 36 Männer) durchgeführt.

Abbildung 6 spiegelt die Alters- und Geschlechtsverteilung im 14%-Messbereich wider. Der 38%-Messbereich unterschied sich vom 14%-Messbereich nur in einem Wert (in der Altersgruppe 66-70 Jahre war im 14%-Messbereich ein Mann gemessen worden, im 38%-Messbereich war kein männlicher Proband in dieser Altersgruppe vertreten). Wegen der fast identischen Alters- und Geschlechtsverteilung wurde deshalb auf eine gesonderte Darstellung des 38%-Messbereiches verzichtet.

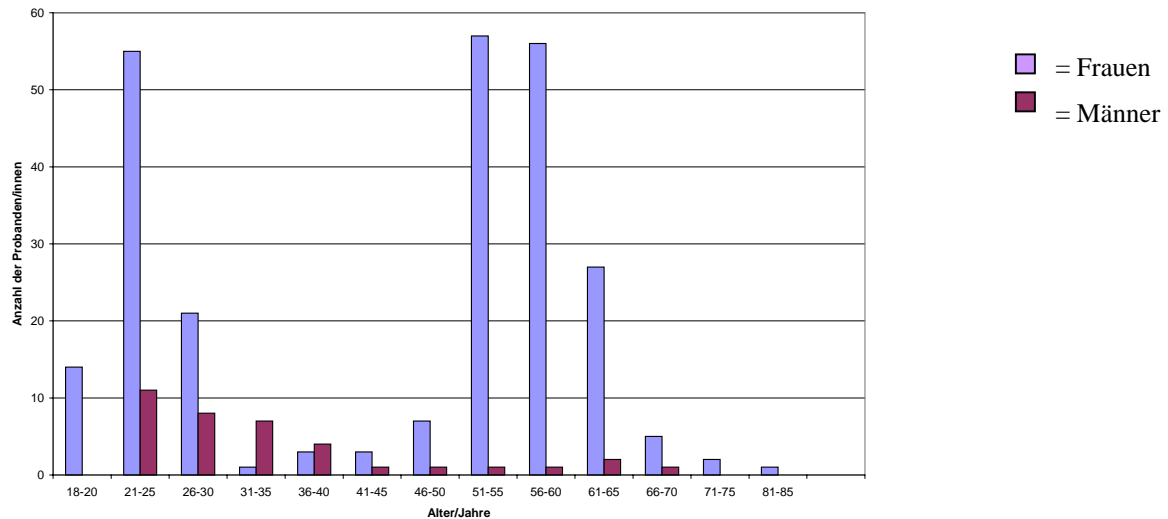


Abb. 6: Alters- und Geschlechtsverteilung im 14%-Messbereich;

## 8.2 Maximales Drehmoment der Unterarmbeuger

In Abbildung 7 sind die Drehmomentmittelwerte aller Probanden/innen dargestellt, die an der 4%-Messung teilgenommen hatten. Die einzelnen Messwerte sind in Tabellen im Anhang S. 9-21 aufgeführt.

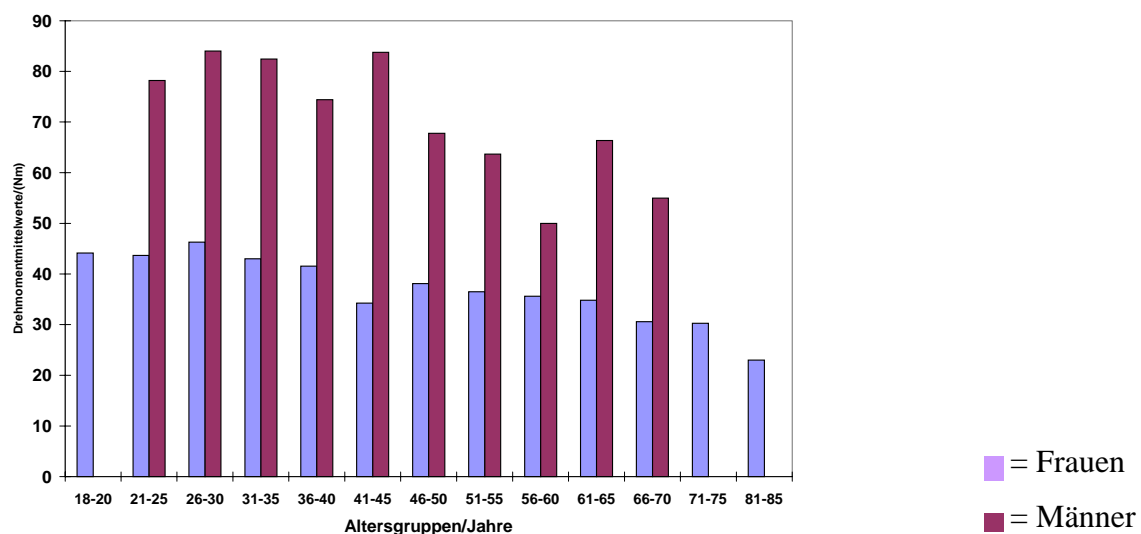


Abb. 7: Mittelwerte der Drehmomente in verschiedenen Altersgruppen

Unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Besetzung der Altersgruppen ergibt sich für Frauen ein Maximum des Drehmoments im Alter von 18-30 Jahren und ein allmählicher Abfall im höheren Lebensalter. Ähnliches gilt für Männer.

Eine Abnahme des Drehmoments mit dem Alter wird deutlich, wenn man die Probanden in Subgruppen „jung“ (Probanden/innen bis 30 Jahre) und „alt“ (Probanden/innen ab 31 Jahre) aufteilt und ihre Mittelwerte der Drehmomentmessung vergleicht.

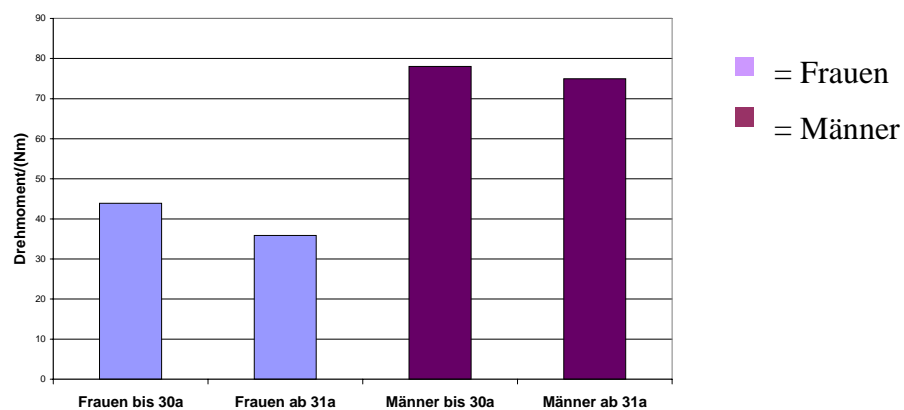


Abb.8: Drehmomentmittelwerte der beiden Altersgruppen „jung“ (bis 30a) und „alt“ (ab 31a) Probanden/innen

Das durchschnittliche Drehmoment ist in der Gruppe der Probanden/innen ab 31 Jahre signifikant niedriger ( $p < 0,05$ ), unabhängig vom Geschlecht. Ferner erkennt man, dass Frauen im Vergleich zu Männern in beiden Gruppen deutlich geringere Drehmomente aufweisen. Setzt man ihre Werte in Bezug zu den Werten der Männer der gleichen Altersgruppe, besitzen Frauen <30 Jahre 55% und Frauen ab 31Jahre 47% der durchschnittlichen, männlichen Drehmomentmittelwerte. Die Daten für diese Graphik und die Standardabweichungen finden sich im Anhang, Seite 3, Tabelle 10.

Eine Aufteilung der Probanden/innen in diese beiden Subgruppen war aus statistischen Gründen notwendig. Die inhomogene Altersverteilung erfüllt nicht die Kriterien einer Normalverteilung. Dies ist von Bedeutung, da eine Normalverteilung Voraussetzung für die Berechnung eines Korrelationskoeffizienten nach Pearson ist. Durch Aufteilung des Gesamtkollektivs in zwei Gruppen (< 30 Jahre und ab 31 Jahre) war eine statistische Normalverteilung gegeben und bei allen Korrelationen, in denen das Alter als eine Variable verwendet wird, konnte der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet werden.

### 8.3 Knochenstatusparameter im 4%-Messbereich

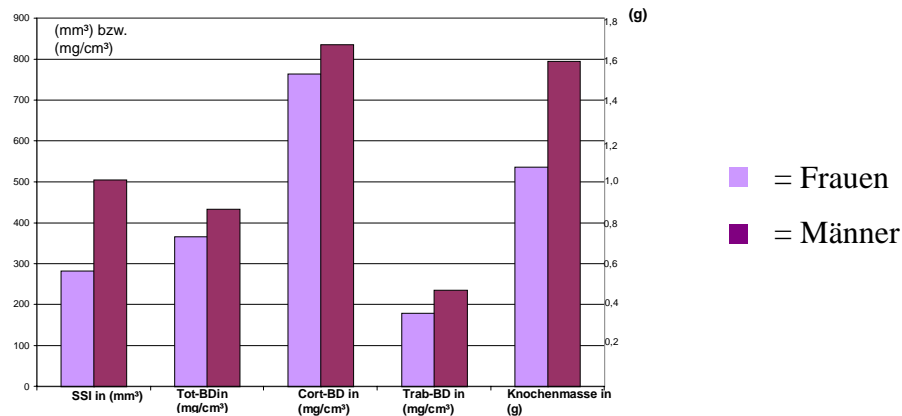


Abb.9: Mittelwerte von SSI, Knochendichteparameter und Knochenmasse des Radius, gemessen im 4%-Messbereich, getrennt nach Geschlecht

(Frauen:  $n_{\text{SSI}} = 293$ ,  $n_{\text{TotBD}} = 281$ ,  $n_{\text{CortBD}} = 292$ ,  $n_{\text{TrabBD}} = 292$ ,  $n_{\text{Km}} = 278$ )

Männer:  $n_{\text{SSI}} = 74$ ,  $n_{\text{TotBD}} = 74$ ,  $n_{\text{CortBD}} = 74$ ,  $n_{\text{TrabBD}} = 74$ ,  $n_{\text{Km}} = 48$ )

Die Säulen in Abbildung 9 repräsentieren die Mittelwerte der verschiedenen Knochenstatusparameter, getrennt nach Geschlecht. Vergleicht man Frauen mit Männern, sieht man, dass bei allen Messvariablen Frauen statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ) geringere Werte aufweisen. Besonders starke geschlechtsspezifische Unterschiede lassen sich beim SSI-Index und bei der Knochenmasse beobachten. Hier erreichen Frauen nur 55% bzw. 67% der männlichen Durchschnittswerte. Nicht ganz so ausgeprägt sind die Unterschiede der verschiedenen Knochendichtewerte (kortikale Knochendichte: 91%, trabekuläre Knochendichte: 76%, Gesamtknochendichte: 84% der jeweiligen Durchschnittswerte bei Männern). Die Daten hierzu (Anzahl der Probanden/innen, Mittelwerte, Standardabweichungen) finden sich im Anhang Seite 4, Tabelle 11.

## 8.4 Knochenstatusparameter an verschiedenen Messstellen

Die Mittelwerte und Standardabweichungen zu den folgenden drei Graphiken finden sich im Anhang, S.4-5, Tabelle 11-13.

### 8.4.1 Kortikale Knochendichte

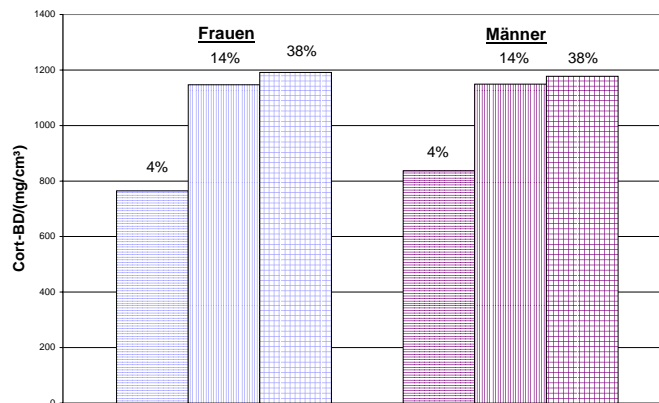


Abb. 10: Mittlere kortikale Knochendichte in ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ) an verschiedenen Messstellen des Radius, getrennt nach Geschlecht

(Frauen:  $n_{4\%} = 292$ ,  $n_{14\%} = 252$ ,  $n_{38\%} = 252$ , Männer:  $n_{4\%} = 74$ ,  $n_{14\%} = 36$ ,  $n_{38\%} = 36$ )

Die Auswertung der Mittelwerte ergibt, dass die kortikale Dichte in proximale Richtung hin zunimmt. Im 4%-Messbereich weisen Männer eine um 9,1% statistisch signifikant höhere ( $p < 0,05$ ) Kortikalisdichte auf als Frauen. Weiter proximal sind die Kortikalisdichten bei Frauen geringfügig höher als bei Männern. Im 14%-Messbereich beträgt der Unterschied 0,2% (nicht statistisch signifikant), im 38%-Messbereich 1,1% (statistisch signifikant auf dem Niveau  $p < 0,05$ ) zugunsten der Frauen.

## 8.4.2 SSI

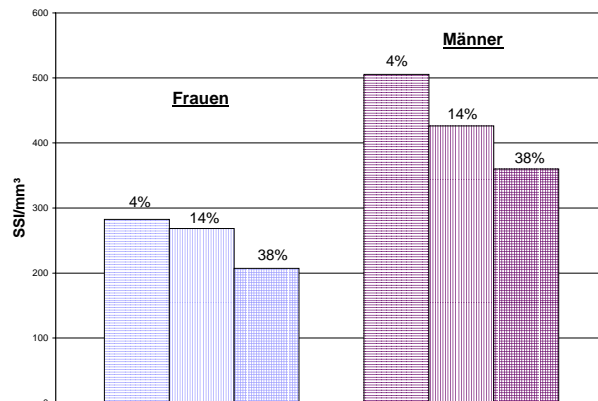


Abb. 11: Mittlere SSI-Werte in ( $\text{mm}^3$ ) an verschiedenen Messstellen des Radius, getrennt nach Geschlecht

(Frauen:  $n_{4\%} = 293$ ,  $n_{14\%} = 252$ ,  $n_{38\%} = 252$ , Männer:  $n_{4\%} = 74$ ,  $n_{14\%} = 37$ ,  $n_{38\%} = 36$ )

Der Strength-Strain-Index zeigt geschlechtsspezifische und messortabhängige Unterschiede (Abb.11). Er nimmt bei beiden Geschlechtern in proximale Richtung ab, wobei im 14%-Messbereich bei Männern prozentual der Verlust höher ist als bei Frauen.

Betrachtet man den SSI-Verlust vom 4%-Messbereich aus und verwendet diesen Wert als 100%, so ergeben sich für die weiteren Messstellen bei Frauen eine Abnahme auf 95% für den 14%-Messbereich. Der Vergleich der Mittelwerte vom 4%- zum 38%-Messbereich ergibt eine Abnahme auf 73%.

Für Männer ergeben sich folgende Werte: 100% im 4%-Messbereich, 83% (14%-Messbereich) und 70% (38%-Messbereich).

Frauen besitzen an allen Messstellen im Durchschnitt etwa 40% niedrigere SSI-Werte im Vergleich zu Männern. Bis auf den Vergleich der SSI-Werte der Frauen vom 4% zum 14%-Messbereich sind die Unterschiede der Mittelwerte statistisch signifikant verschieden auf dem Niveau  $p < 0,05$ .

### 8.4.3 Knochenmasse

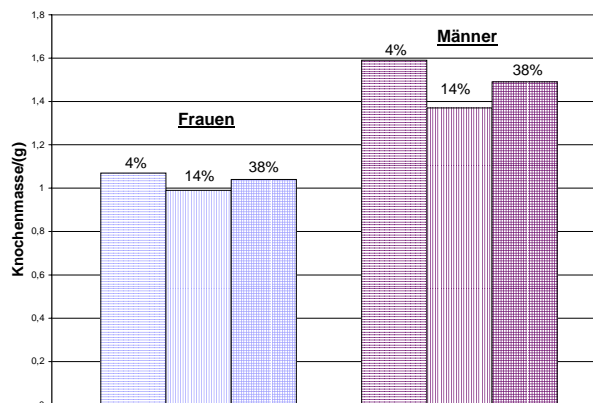


Abb. 12: Mittlere Knochenmasse in (g) an verschiedenen Messstellen des Radius, getrennt nach Geschlecht

(Frauen:  $n_{4\%} = 278$ ,  $n_{14\%} = 252$ ,  $n_{38\%} = 252$ , Männer:  $n_{4\%} = 42$ ,  $n_{14\%} = 37$ ,  $n_{38\%} = 36$ )

Die Knochenmasse bei unterschiedlichen Messstellen zeigt bei beiden Geschlechtern die gleichen Tendenzen (Abb.12). Höchstwerte werden bei 4% erzielt, im 14%-Messbereich weist die Knochenmasse ihren geringsten Wert auf, um dann im 38%-Messbereich wieder etwas anzusteigen.

Die prozentualen Veränderungen der Knochenmasse sind bei Frauen etwas schwächer. Verwendet man den 4%-Messbereich als Basis (100%), so ergibt sich ein statistisch signifikanter ( $p < 0,05$ ) Knochenmassenverlust für Frauen auf 92% im 14%-Messbereich. Die Abnahme der Knochenmasse zum 38%-Messbereich auf 97% erwies sich als nicht mehr statistisch signifikant.

Die Knochenmasse der Männer sinkt auf 86% (14%-Messbereich) und 94% (38%-Messbereich). Beide Unterschiede zum 4%-Messbereich sind statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

Im Durchschnitt besitzen Frauen nur 65% der Knochenmasse, die Männer an entsprechenden Stellen erreichen.

## 8.5 Korrelationsanalysen

Die Stärke des Zusammenhangs zwischen maximalem Drehmoment und Knochenstatus wurde durch Korrelationsanalysen ermittelt. Hierzu wurden die verschiedenen Parameter des Knochenstatus zunächst in Abhängigkeit des maximalen Drehmoments untersucht. Danach wurde ihr Zusammenhang mit dem Alter überprüft.

### 8.5.1 Beziehung zwischen Knochenstatusparametern im 4% Messbereich mit dem maximalen Drehmoment

Die folgende Tabelle 5 stellt die errechneten Korrelationskoeffizienten dar.

Tabelle 5: Ergebnisse der Korrelationsanalysen der Knochenstatusparameter mit dem maximalen Drehmoment bzw. dem Alter im 4%-Messbereich

	Drehmoment (Nm)	Alter (< 30a)	Alter (ab 31a)
SSI (mm <sup>3</sup> )	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,820</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,540</b> <b>r<sub>Männer</sub> = 0,604</b>	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,266</b> r <sub>Frauen</sub> = 0,07 <b>r<sub>Männer</sub> = 0,617</b>	<b>r<sub>gesamt</sub> = -0,60</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = -0,421</b> r <sub>Männer</sub> = -0,186
Total-BD (mg/cm <sup>3</sup> )	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,457</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,287</b> <b>r<sub>Männer</sub> = 0,282</b>	r <sub>gesamt</sub> = 0,114 r <sub>Frauen</sub> = 0,01 r <sub>Männer</sub> = 0,192	<b>r<sub>gesamt</sub> = -0,427</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = -0,263</b> <b>r<sub>Männer</sub> = -0,429</b>
Cort-BD (mg/cm <sup>3</sup> )	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,433</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,167</b> <b>r<sub>Männer</sub> = 0,119</b>	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,184</b> r <sub>Frauen</sub> = 0,042 <b>r<sub>Männer</sub> = 0,361</b>	<b>r<sub>gesamt</sub> = -0,469</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = -0,248</b> r <sub>Männer</sub> = -0,254
Trab-BD (mg/cm <sup>3</sup> )	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,508</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,304</b> r <sub>Männer</sub> = 0,185	r <sub>gesamt</sub> = 0,118 r <sub>Frauen</sub> = 0,044 r <sub>Männer</sub> = 0,001	<b>r<sub>gesamt</sub> = -0,420</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = -0,158</b> r <sub>Männer</sub> = -0,284
Knochenmasse (g)	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,799</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,560</b> <b>r<sub>Männer</sub> = 0,537</b>	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,261</b> r <sub>Frauen</sub> = 0,113 r <sub>Männer</sub> = 0,233	<b>r<sub>gesamt</sub> = -0,526</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = -0,330</b> r <sub>Männer</sub> = -0,274

Hervorgehoben sind signifikante Zusammenhänge (p < 0,05).



In den folgenden Graphiken bestehen die Symbole:

○ = Frauen     ■ = Männer

r = Korrelationskoeffizient nach Pearson

p = Signifikanzniveau

n = Anzahl der Probanden/innen

### 8.5.1.1 Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und SSI

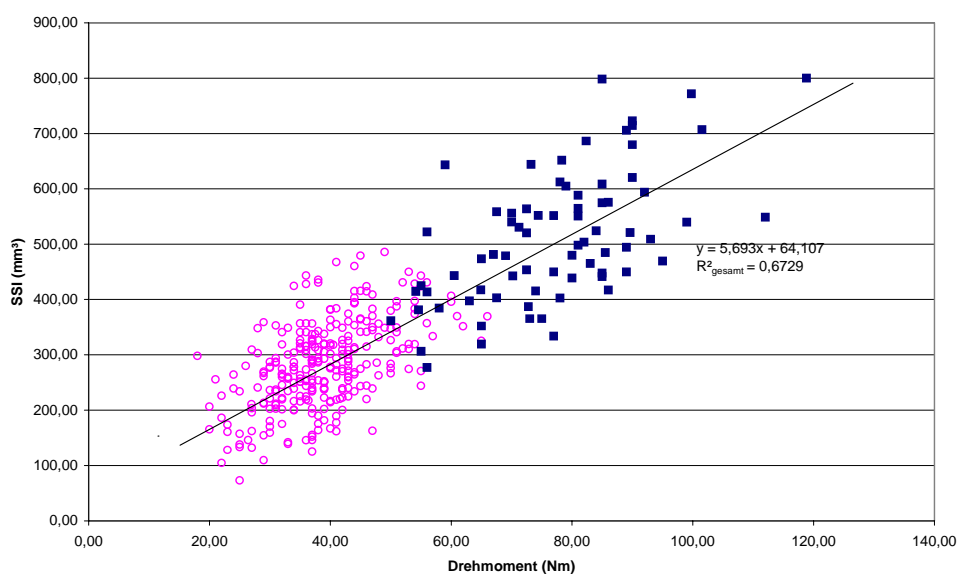


Abb. 13: Korrelation von maximalem Drehmoment (Nm) und SSI (mm<sup>3</sup>), gemessen bei 4%

Aus Abbildung 13 kann man einen hohen Gesamtzusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und SSI erkennen. Nach Aufschlüsselung der Daten nach Geschlecht sinkt der Korrelationskoeffizient etwas, es sind aber immer noch mittlere Zusammenhänge auf dem Signifikanzniveau von  $p = 0,01$  nachweisbar:

$$r_{\text{gesamt}} = 0,820$$

$$p_{\text{gesamt}} = 0,01$$

$$n_{\text{gesamt}} = 366$$

$$r_{\text{Frauen}} = 0,540$$

$$p_{\text{Frauen}} = 0,01$$

$$n_{\text{Frauen}} = 292$$

$$r_{\text{Männer}} = 0,604$$

$$p_{\text{Männer}} = 0,01$$

$$n_{\text{Männer}} = 74$$

### 8.5.1.2 Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und Gesamtknochendichte

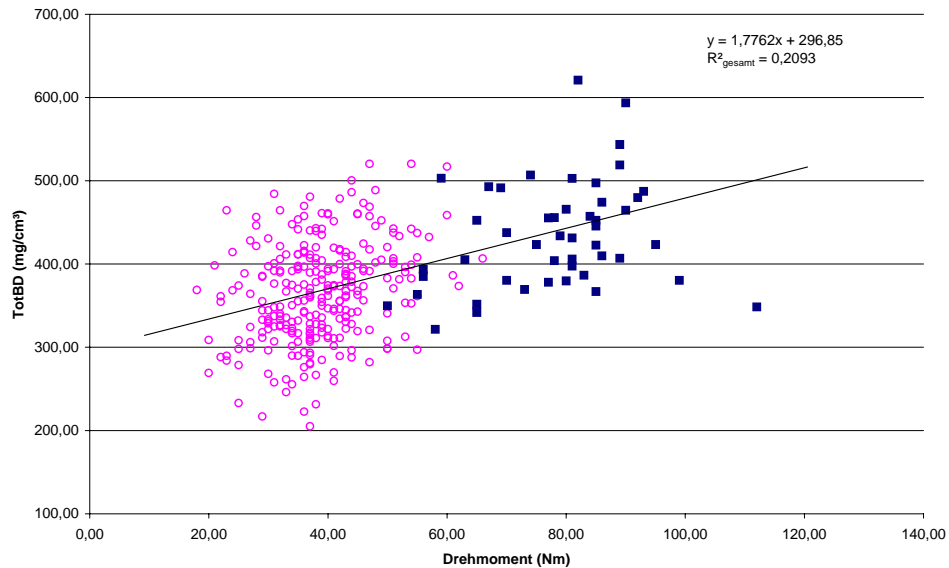


Abb. 14: Korrelation von maximalem Drehmoment (Nm) und Gesamtknochendichte ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ), gemessen bei 4%

In Abbildung 14 wird augenfällig, dass die Werte deutlich um die Trendlinie streuen. Dem Korrelationskoeffizient  $r$  zufolge sind die Zusammenhänge mittel bis schwach ausgeprägt, die Ergebnisse sind dennoch statistisch signifikant (Gesamtauswertung und Auswertung der Frauen auf dem Niveau von  $p = 0,01$ ; die Auswertung der Männer ergab statistische signifikante Ergebnisse auf dem Niveau von  $p = 0,05$ ):

$$r_{\text{gesamt}} = 0,457$$

$$p_{\text{gesamt}} = 0,01$$

$$n_{\text{gesamt}} = 328$$

$$r_{\text{Frauen}} = 0,287$$

$$p_{\text{Frauen}} = 0,01$$

$$n_{\text{Frauen}} = 280$$

$$r_{\text{Männer}} = 0,282$$

$$p_{\text{Männer}} = 0,05$$

$$n_{\text{Männer}} = 48$$

### 8.5.1.3 Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und kortikaler Knochendichte

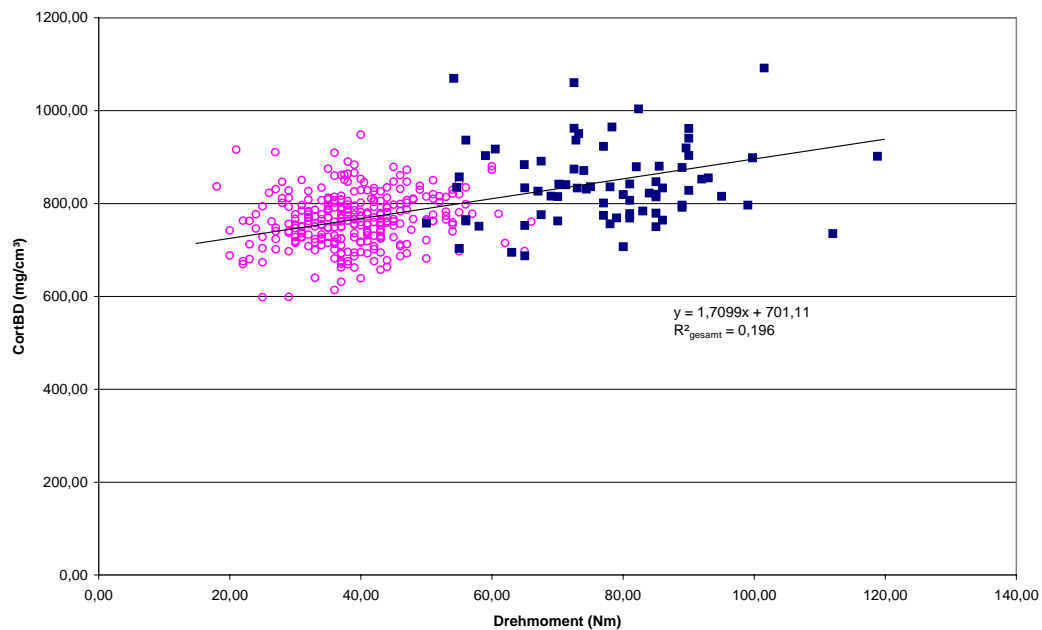


Abb. 15: Korrelation von maximalem Drehmoment (Nm) und kortikaler Knochendichte (mg/cm<sup>3</sup>), gemessen bei 4%

Der Korrelationskoeffizient zwischen maximalem Drehmoment und kortikaler Knochendichte weist auf einen mittleren Zusammenhang hin. Die gemeinsame Auswertung von Frauen und Männern zeigt ein höheres Signifikanzniveau auf ( $p = 0,01$ ) und einen stärkeren Zusammenhang, als die nach dem Geschlecht aufgeschlüsselten Ergebnisse ( $p = 0,05$ ):

$$r_{\text{gesamt}} = 0,443$$

$$p_{\text{gesamt}} = 0,01$$

$$n_{\text{gesamt}} = 366$$

$$r_{\text{Frauen}} = 0,167$$

$$p_{\text{Frauen}} = 0,05$$

$$n_{\text{Frauen}} = 292$$

$$r_{\text{Männer}} = 0,119$$

$$p_{\text{Männer}} = 0,05$$

$$n_{\text{Männer}} = 74$$

#### 8.5.1.4 Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und trabekulärer Knochendichte

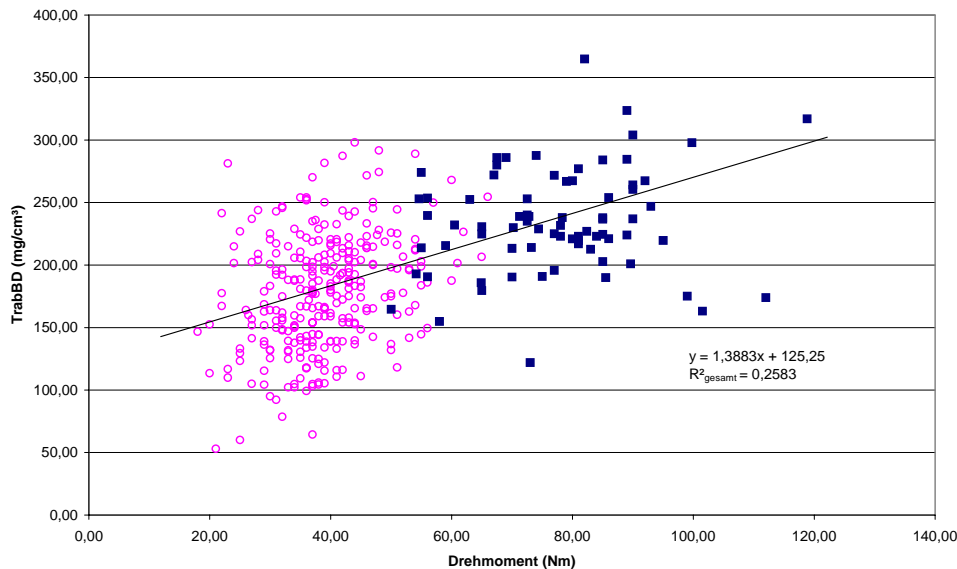


Abb. 16: Korrelation von maximalem Drehmoment (Nm) und trabekulärer Knochendichte ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ), gemessen bei 4%

Ein signifikanter Zusammenhang zwischen Drehmoment und trabekulärer Knochendichte ist nur noch teilweise nachweisbar. Bei der gleichzeitigen Betrachtung der Geschlechter zeigt sich hier ein hohes Signifikanzniveau ( $p = 0,01$ ), das auch für die alleinige Auswertung der Frauen gilt. Die Datenanalyse der Männer hingegen zeigt keinen signifikanten Zusammenhang. Das Ausmaß des Zusammenhangs ist in der Gesamtauswertung mittel stark ausgeprägt; betrachtet man Frauen und Männer getrennt sind nur noch niedrige Zusammenhänge nachweisbar:

$$r_{\text{gesamt}} = 0,508$$

$$p_{\text{gesamt}} = 0,01$$

$$n_{\text{gesamt}} = 366$$

$$r_{\text{Frauen}} = 0,304$$

$$p_{\text{Frauen}} = 0,01$$

$$n_{\text{Frauen}} = 292$$

$$r_{\text{Männer}} = 0,185$$

$$p_{\text{Männer}} = \text{n.s.}$$

$$n_{\text{Männer}} = 74$$

### 8.5.1.5 Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und der Knochenmasse

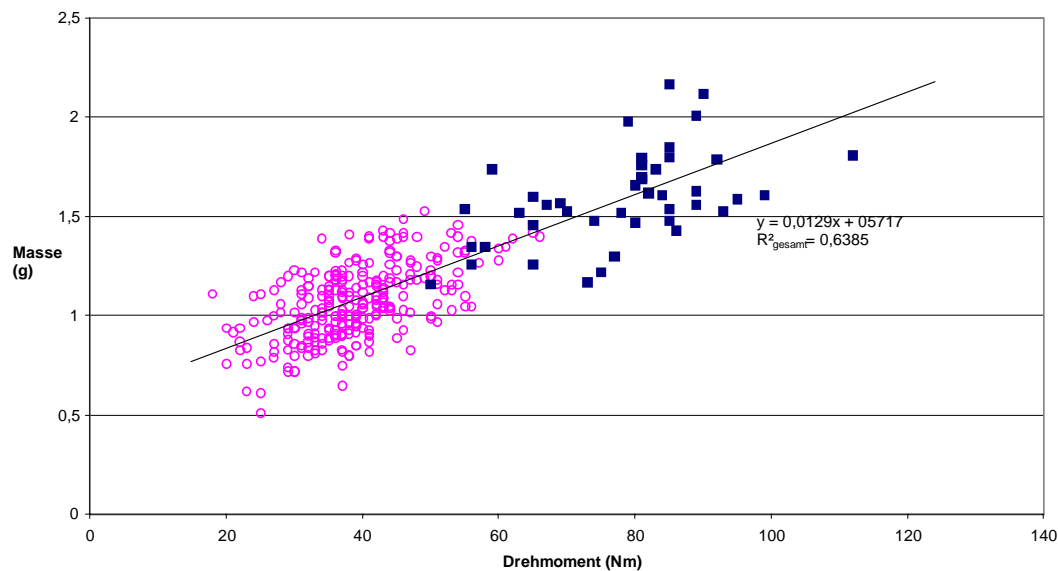


Diagramm 8.6.5: Korrelation von Drehmoment (Nm) und Knochenmasse (g), gemessen bei 4%

Zwischen Drehmoment und Masse lässt sich ein positiver, linearer, signifikanter Zusammenhang aufzeigen. Das Signifikanzniveau wird von der geschlechtsgetrennten Analyse nicht beeinflusst und befindet sich für alle drei Auswertungen auf dem Niveau von  $p = 0,01$ . Die Korrelationskoeffizienten bestätigen einen mittleren bis hohen Zusammenhang:

$$r_{\text{gesamt}} = 0,799$$

$$p_{\text{gesamt}} = 0,01$$

$$n_{\text{gesamt}} = 320$$

$$r_{\text{Frauen}} = 0,560$$

$$p_{\text{Frauen}} = 0,01$$

$$n_{\text{Frauen}} = 278$$

$$r_{\text{Männer}} = 0,53$$

$$p_{\text{Männer}} = 0,01$$

$$n_{\text{Männer}} = 42$$

## 8.5.2 Beziehung zwischen Knochenstatusparametern im 14%- Messbereich mit dem maximalen Drehmoment

Die folgende Tabelle 6 stellt die errechneten Korrelationskoeffizienten für den 14%-Messbereich dar.

Tabelle 6: Ergebnisse der Korrelationsanalysen der Knochenstatusparameter mit dem Drehmoment bzw. dem Alter im 14%-Messbereich

	Drehmoment (Nm)	Alter (< 30a)	Alter (ab 31a)
SSI (mm <sup>3</sup> )	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,783</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,511</b> <b>r<sub>Männer</sub> = 0,591</b>	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,230</b> r <sub>Frauen</sub> = 0,133 r <sub>Männer</sub> = -0,117	<b>r<sub>gesamt</sub> = -0,502</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = -0,208</b> r <sub>Männer</sub> = -0,438
Cort-BD (mg/cm <sup>3</sup> )	r <sub>gesamt</sub> = 0,005 r <sub>Frauen</sub> = 0,005 r <sub>Männer</sub> = 0,211	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,402</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,389</b> <b>r<sub>Männer</sub> = 0,594</b>	<b>r<sub>gesamt</sub> = -0,269</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = -0,349</b> r <sub>Männer</sub> = -0,216
Knochenmasse (g)	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,793</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,480</b> <b>r<sub>Männer</sub> = 0,670</b>	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,273</b> r <sub>Frauen</sub> = 0,112 r <sub>Männer</sub> = 0,258	<b>r<sub>gesamt</sub> = -0,581</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = -0,301</b> <b>r<sub>Männer</sub> = -0,605</b>

### 8.5.2.1 Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und SSI

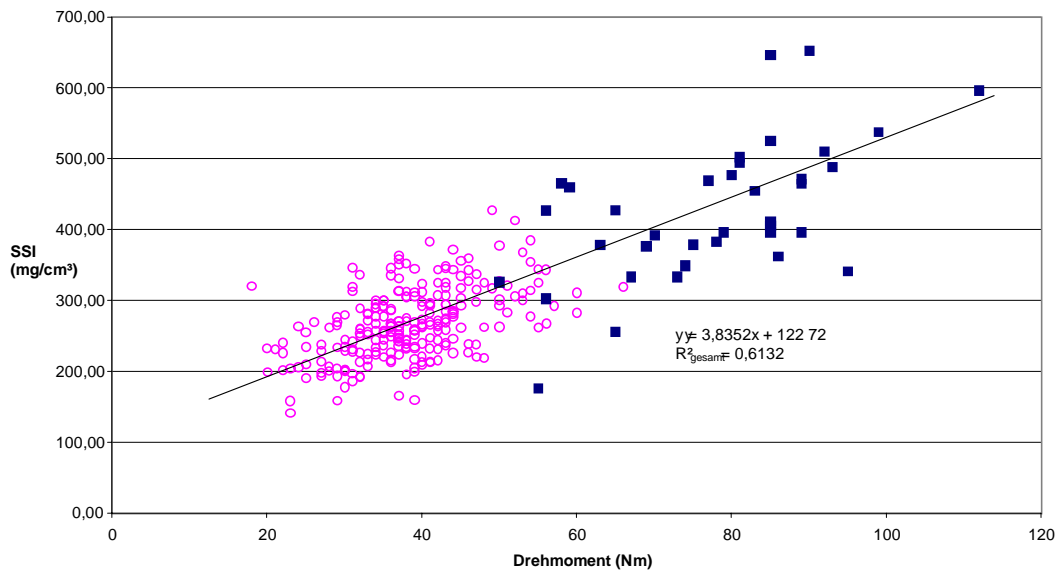


Abb. 19: Korrelation von maximalem Drehmoment (Nm) und SSI (mm<sup>3</sup>), gemessen bei 14%

Der signifikante Zusammenhang zwischen Drehmoment und SSI läßt sich auch bei dem Messpunkt 14% nachweisen. Die statistische Analyse ergab mittlere bis hohe Zusammenhänge bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,01$ :

$$r_{\text{gesamt}} = 0,783$$

$$p_{\text{gesamt}} = 0,01$$

$$n_{\text{gesamt}} = 289$$

$$r_{\text{Frauen}} = 0,519$$

$$p_{\text{Frauen}} = 0,01$$

$$n_{\text{Frauen}} = 252$$

$$r_{\text{Männer}} = 0,591$$

$$p_{\text{Männer}} = 0,01$$

$$n_{\text{Männer}} = 37$$

### 8.5.2.2 Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und kortikaler Knochendichte

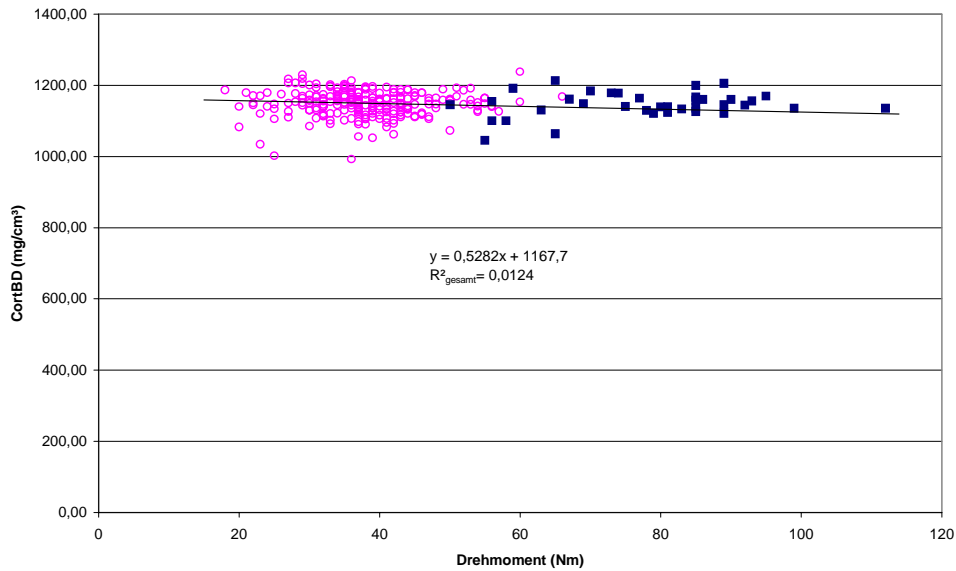


Abb. 20: Korrelation von maximalem Drehmoment (Nm) und kortikaler Knochendichte ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ), gemessen bei 14%

Ein Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und kortikaler Knochendichte ergibt sich weder bei der Betrachtung der Probanden als Gesamtkollektiv, noch bei Aufschlüsselung nach Geschlecht:

$$r_{\text{gesamt}} = 0,005$$

$$p_{\text{gesamt}} = \text{n.s.}$$

$$n_{\text{gesamt}} = 288$$

$$r_{\text{Frauen}} = 0,005$$

$$p_{\text{Frauen}} = \text{n.s.}$$

$$n_{\text{Frauen}} = 252$$

$$r_{\text{Männer}} = 0,211$$

$$p_{\text{Männer}} = \text{n.s.}$$

$$n_{\text{Männer}} = 36$$



### 8.5.2.3 Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und Knochenmasse

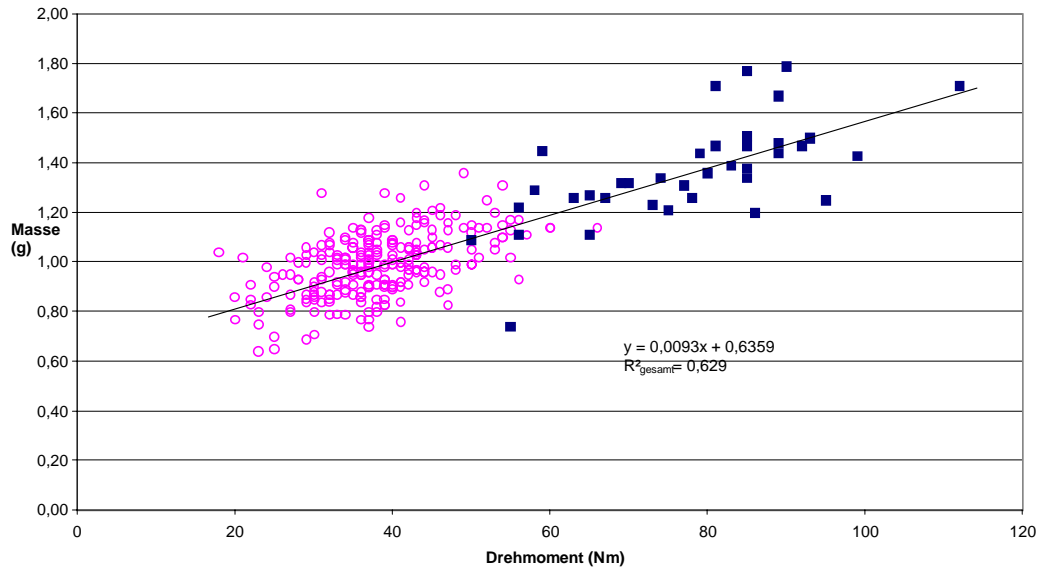


Abb. 21: Korrelation von maximalem Drehmoment (Nm) und Knochenmasse (g), gemessen bei 14%

Es stellt sich ein signifikanter Zusammenhang ( $p = 0,01$ ) zwischen dem maximalem Drehmoment und der Knochenmasse dar. Das Ausmaß des Zusammenhangs ist in der Gesamtdarstellung hoch, nach Aufschlüsselung nach Geschlecht ist es mittel stark ausgeprägt:

$$r_{\text{gesamt}} = 0,793$$

$$p_{\text{gesamt}} = 0,01$$

$$n_{\text{gesamt}} = 289$$

$$r_{\text{Frauen}} = 0,526$$

$$p_{\text{Frauen}} = 0,01$$

$$n_{\text{Frauen}} = 252$$

$$r_{\text{Männer}} = 0,670$$

$$p_{\text{Männer}} = 0,01$$

$$n_{\text{Männer}} = 37$$

### 8.5.3 Beziehungen zwischen Knochenstatusparametern im 38%- Messbereich mit dem maximalem Drehmoment

Die folgende Tabelle 7 stellt die errechneten Korrelationskoeffizienten für den 38%-  
Messbereich dar.

Tabelle 7: Ergebnisse der Korrelationsanalysen der Knochenstatusparameter mit dem  
Drehmoment bzw. dem Alter im 38%-Messbereich

	Drehmoment (Nm)	Alter (< 30a)	Alter (ab 31a)
SSI (mm <sup>3</sup> )	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,810</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,480</b> <b>r<sub>Männer</sub> = 0,543</b>	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,235</b> r <sub>Frauen</sub> = 0,116 r <sub>Männer</sub> = -0,081	<b>r<sub>gesamt</sub> = -0,528</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = -0,157</b> r <sub>Männer</sub> = -0,455
Cort-BD (mg/cm <sup>3</sup> )	r <sub>gesamt</sub> = 0,043 <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,184</b> r <sub>Männer</sub> = 0,171	r <sub>gesamt</sub> = 0,093 <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,290</b> r <sub>Männer</sub> = 0,379	<b>r<sub>gesamt</sub> = -0,332</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = -0,455</b> r <sub>Männer</sub> = -0,180
Knochenmasse (g)	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,811</b> <b>r<sub>Frauen</sub> = 0,553</b> <b>r<sub>Männer</sub> = 0,517</b>	<b>r<sub>gesamt</sub> = 0,252</b> r <sub>Frauen</sub> = 0,116 r <sub>Männer</sub> = 0,090	<b>r<sub>gesamt</sub> = -0,609</b> r <sub>Frauen</sub> = -0,344 r <sub>Männer</sub> = -0,519

### 8.5.3.1 Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und SSI

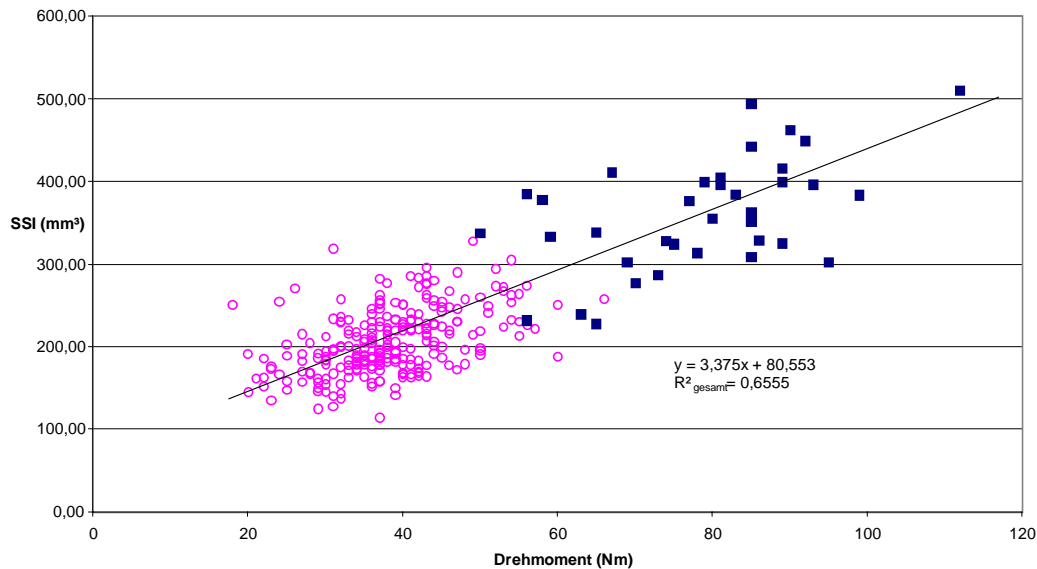


Abb. 22: Korrelation von maximalem Drehmoment (Nm) und SSI (mm<sup>3</sup>), gemessen bei 38%

Bei einer midschaftigen Messung (38%) läßt sich ein deutlicher Zusammenhang auf dem Signifikanzniveau von  $p = 0,01$  zwischen Drehmoment und SSI nachweisen, wobei sich das Ausmaß des Zusammenhangs bei der geschlechtsgetrennten Analyse vermindert:

$$r_{\text{gesamt}} = 0,810$$

$$p_{\text{gesamt}} = 0,01$$

$$n_{\text{gesamt}} = 288$$

$$r_{\text{Frauen}} = 0,480$$

$$p_{\text{Frauen}} = 0,01$$

$$n_{\text{Frauen}} = 252$$

$$r_{\text{Männer}} = 0,543$$

$$p_{\text{Männer}} = 0,01$$

$$n_{\text{Männer}} = 36$$

### 8.5.3.2 Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment und kortikaler Knochendichte

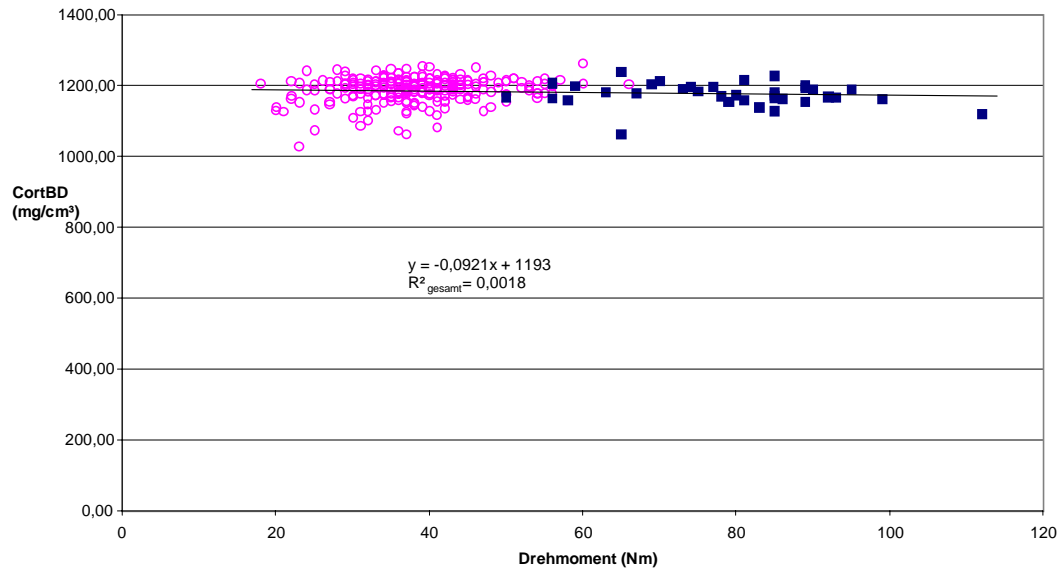


Abb. 23: Korrelation von maximalem Drehmoment (Nm) und kortikaler Knochendichte ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ), gemessen bei 38%

Die Ergebnisse bei dem Messpunkt 38% (Abb. 23) spiegeln eine weitgehend konstante Kortikalisdichte im Bereich 1100-1200  $\text{mg}/\text{cm}^3$  unabhängig vom maximalem Drehmoment wieder. Dies führt zu niedrigen Korrelationskoeffizienten. Lediglich die Auswertung der Daten der Frauen brachte statistisch signifikante Ergebnisse ( $p=0,01$ ), allerdings auf sehr niedrigem Niveau:

$$r_{gesamt} = -0,043$$

$$p_{gesamt} = \text{n.s.}$$

$$n_{gesamt} = 288$$

$$r_{Frauen} = 0,184$$

$$p_{Frauen} = 0,01$$

$$n_{Frauen} = 252$$

$$r_{Männer} = -0,171$$

$$p_{Männer} = \text{n.s.}$$

$$n_{Männer} = 36$$

### 8.5.3.3 Zusammenhang zwischen dem maximalem Drehmoment und der Knochenmasse

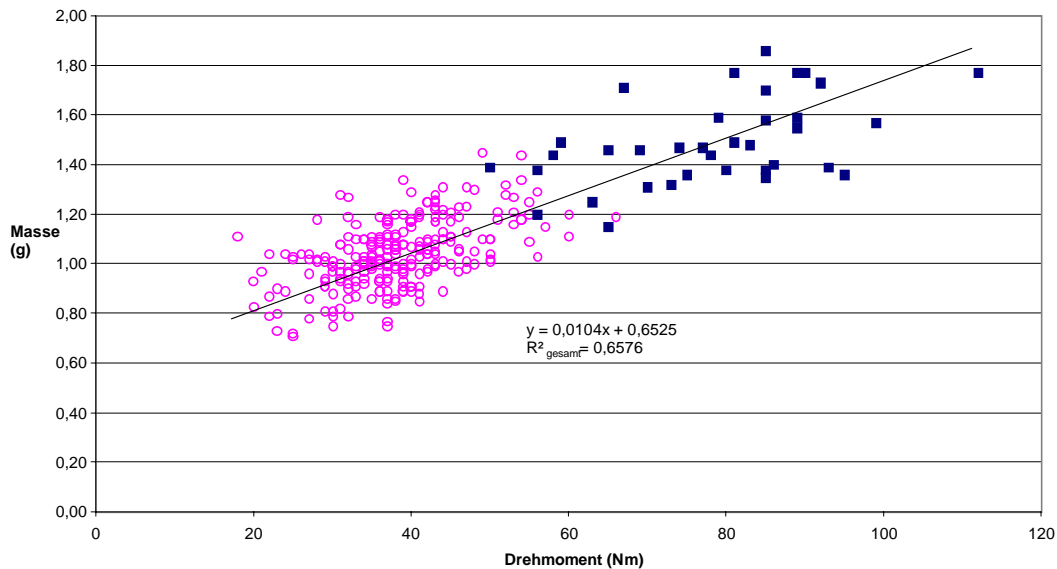


Abb. 24: Korrelation von maximalem Drehmoment (Nm) und Knochenmasse (g), gemessen bei 38%

Einen positiven, mittleren bis starken Zusammenhang, kombiniert mit einem hohen Signifikanzniveau von  $p = 0,01$ , weist die Korrelation zwischen dem maximalem Drehmoment und der Knochenmasse auf:

$$r_{\text{gesamt}} = 0,811$$

$$p_{\text{gesamt}} = 0,01$$

$$n_{\text{gesamt}} = 288$$

$$r_{\text{Frauen}} = 0,553$$

$$p_{\text{Frauen}} = 0,01$$

$$n_{\text{Frauen}} = 252$$

$$r_{\text{Männer}} = 0,517$$

$$p_{\text{Männer}} = 0,01$$

$$n_{\text{Männer}} = 36$$

## 8.5.4 Beziehung zwischen Knochenstatusparametern im 4% Messbereich mit dem Alter

Aufgrund der inhomogenen Altersverteilung besteht bezüglich des Alters keine Normalverteilung der Daten. Um dennoch eine statistisch korrekte Korrelationsanalyse nach Pearson durchführen zu können, werden bei den folgenden Fragestellungen, bei denen das Alter eine Variable darstellt, die Daten der Probanden /innen in zwei Kategorien eingeteilt:

1. junge Probanden/innen bis einschließlich 30 Jahre,
2. ältere Probanden/innen ab 31 Jahren.

Der Vorteil dieser Aufteilung bestand darin, dass nun in diesen beiden Gruppen wieder eine Normalverteilung der Alterswerte vorhanden war. Ferner ist eine getrennte Betrachtung beider Gruppen sinnvoll, da bis zum 30. Lebensjahr mit einem physiologischen Knochenaufbau, danach mit einem Knochenabbau zu rechnen ist (102).

Die Gruppen sind jeweils nach Geschlecht und Alter graphisch verschieden gekennzeichnet:

- Männer bis einschließlich 30 Jahre
- Männer >30 Jahre
  
- × Frauen bis einschließlich 30 Jahre
- + Frauen >30 Jahre

### 8.5.4.1 Zusammenhang zwischen Alter und SSI

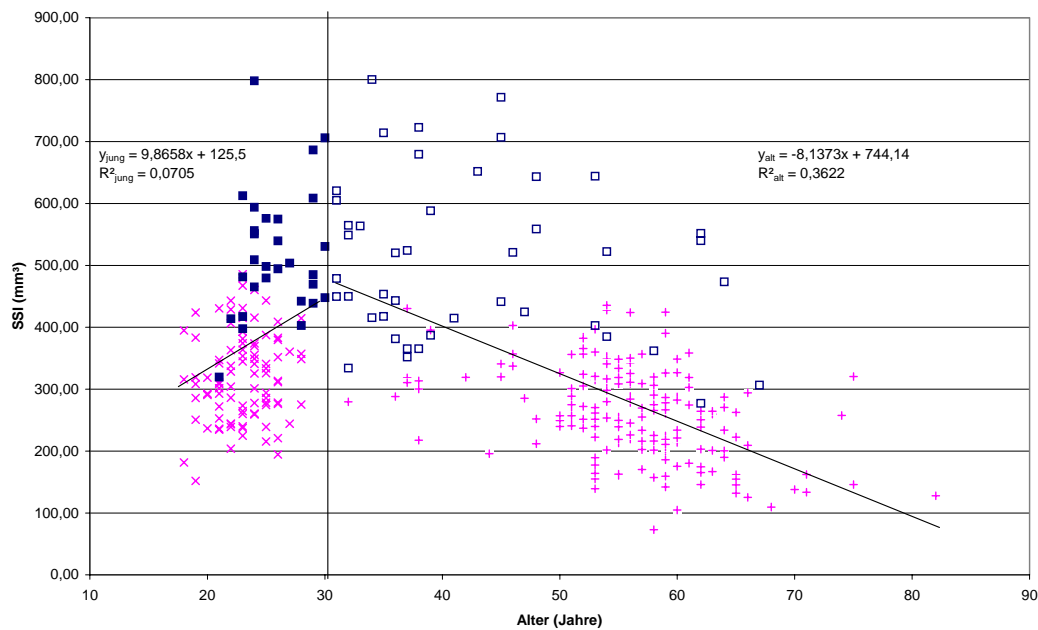


Abb. 25: Korrelation von Alter (Jahre) und SSI (mm<sup>3</sup>), gemessen bei 4%

#### Auswertung der Probanden/innen bis 30 Jahre:

Betrachtet man beide Geschlechter zusammen, erkennt man einen niedrigen, positiven, signifikanten ( $p = 0,01$ ) Zusammenhang zwischen den beiden Variablen. Für die isolierte Betrachtung des männlichen Probandenguts bleibt die Signifikanz erhalten bei einem mittleren Zusammenhang; die Analyse allein der weiblichen Daten läßt keinen signifikanten Zusammenhang mehr erkennen:

$r_{\text{jung/gesamt}} = 0,266$	$p_{\text{jung/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{jung/gesamt}} = 137$
$r_{\text{junge Frauen}} = 0,07$	$p_{\text{junge Frauen}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Frauen}} = 107$
$r_{\text{junge Männer}} = 0,617$	$p_{\text{junge Männer}} = 0,01$	$n_{\text{junge Männer}} = 30$

#### Auswertung der Probanden/innen ab 31 Jahre:

Ein statistisch signifikanter, negativer Zusammenhang auf dem Niveau von 0,01 ist für die Gesamtauswertung beider Geschlechter und für Frauen nachweisbar; die alleinige Analyse der männlich Daten ergab ein nicht signifikantes Ergebnis. Folgende Korrelationskoeffizienten gelten für diesen Zusammenhang:

$r_{\text{alt/gesamt}} = -0,60$	$p_{\text{alt/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{alt/gesamt}} = 229$
$r_{\text{alte Frauen}} = -0,421$	$p_{\text{alte Frauen}} = 0,01$	$n_{\text{alte Frauen}} = 185$
$r_{\text{alte Männer}} = -0,186$	$p_{\text{alte Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{alte Männer}} = 44$

### 8.5.4.2 Zusammenhang zwischen Alter und Gesamtknochendichte

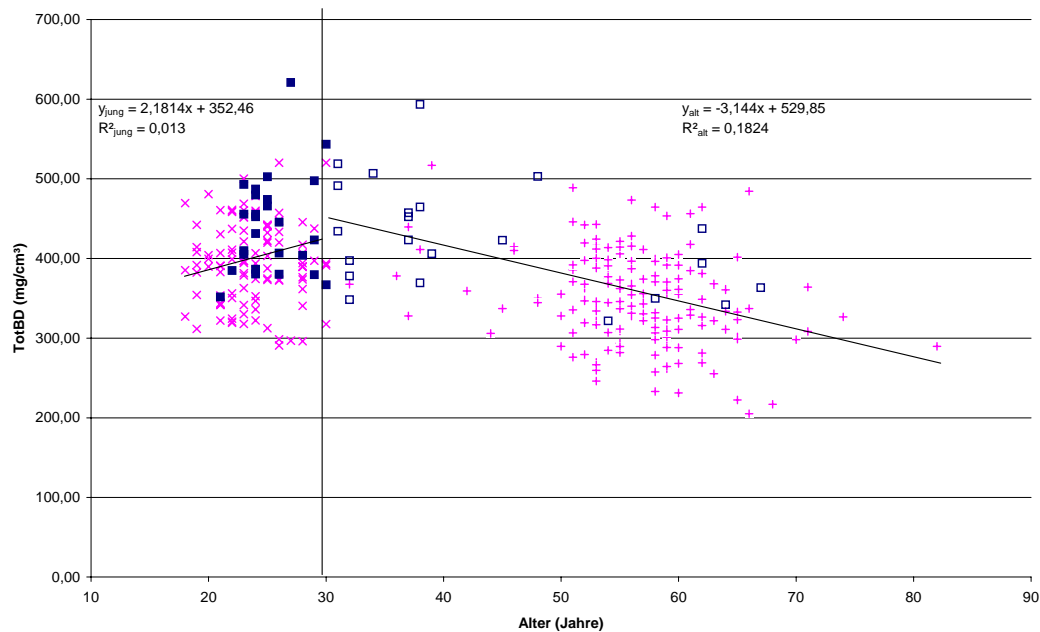


Abb. 26: Korrelation von Alter (Jahre) und Gesamtknochendichte ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ), gemessen bei 4%

#### Auswertung der Probanden/innen bis 30 Jahre:

Alle Analysen bezüglich Alter und totaler Knochendichte im 4% Messbereich ergeben keine statistisch signifikanten Ergebnisse:

$r_{\text{jung/gesamt}} = 0,114$	$p_{\text{jung/gesamt}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{jung/gesamt}} = 130$
$r_{\text{junge Frauen}} = 0,01$	$p_{\text{junge Frauen}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Frauen}} = 104$
$r_{\text{junge Männer}} = 0,192$	$p_{\text{junge Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Männer}} = 26$

#### Auswertung der Probanden/innen ab 31 Jahre:

Für die Auswertung des Zusammenhangs Alter - gesamte Knochendichte lassen sich niedrige bis mittlere, signifikante, negative Korrelationen errechnen:

$r_{\text{alt/gesamt}} = -0,427$	$p_{\text{alt/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{alt/gesamt}} = 198$
$r_{\text{alte Frauen}} = -0,263$	$p_{\text{alte Frauen}} = 0,01$	$n_{\text{alte Frauen}} = 176$
$r_{\text{alte Männer}} = -0,429$	$p_{\text{alte Männer}} = 0,01$	$n_{\text{alte Männer}} = 22$



### 8.5.4.3 Zusammenhang zwischen Alter und kortikale Knochendichte

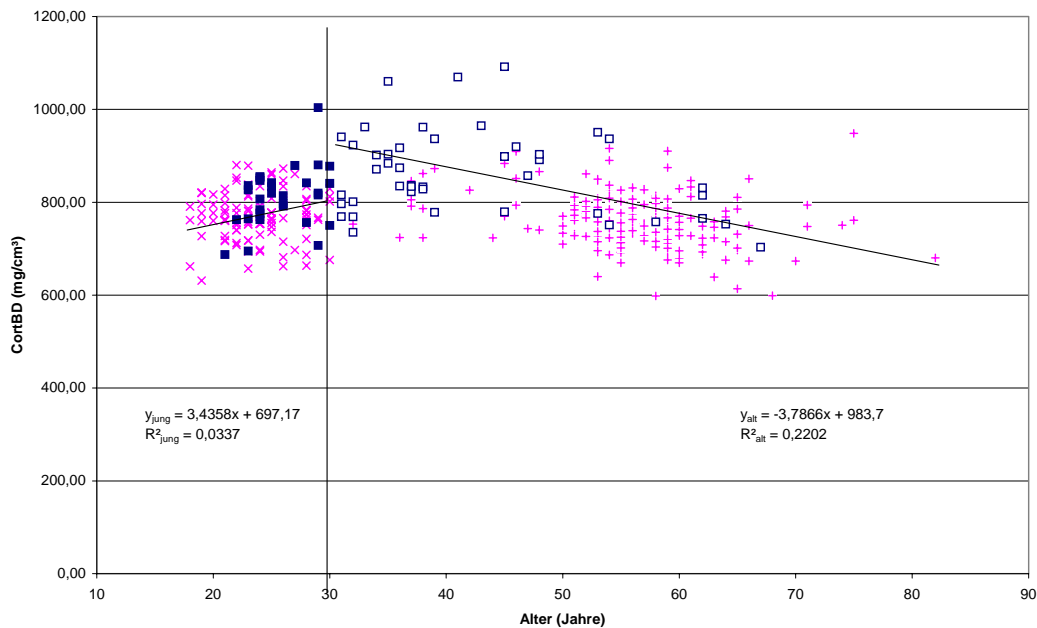


Abb. 27: Korrelation von Alter (Jahre) und kortikaler Knochendichte ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ), gemessen bei 4%

#### Auswertung der Probanden/innen bis 30 Jahre:

Die Graphik verdeutlicht den Trend einer Zunahme der kortikalen Knochendichte in dieser Altersgruppe. Bei Männern ist dieser Zusammenhang deutlicher zu sehen als bei Frauen, wie die Korrelationskoeffizienten und Signifikanzniveaus veranschaulichen:

$r_{\text{jung/gesamt}} = 0,184$	$p_{\text{jung/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{jung/gesamt}} = 137$
$r_{\text{junge Frauen}} = 0,042$	$p_{\text{junge Frauen}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Frauen}} = 107$
$r_{\text{junge Männer}} = 0,361$	$p_{\text{junge Männer}} = 0,01$	$n_{\text{junge Männer}} = 30$

#### Auswertung der Probanden/innen ab 31 Jahre:

Ein negativer und signifikanter (auf dem Signifikanzniveau von 0,01) Zusammenhang kann nur für die gemeinsame Auswertung und die isolierte Auswertung der Frauen ermittelt werden. Betrachtet man nur die Daten der Männer, so findet sich hier kein statistisch signifikanter Zusammenhang mehr:

$r_{\text{alt/gesamt}} = -0,469$	$p_{\text{alt/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{alt/gesamt}} = 229$
$r_{\text{alte Frauen}} = -0,248$	$p_{\text{alte Frauen}} = 0,01$	$n_{\text{alte Frauen}} = 185$
$r_{\text{alte Männer}} = -0,254$	$p_{\text{alte Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{alte Männer}} = 44$

#### 8.5.4.4 Zusammenhang zwischen Alter und trabekulärer Knochendichte

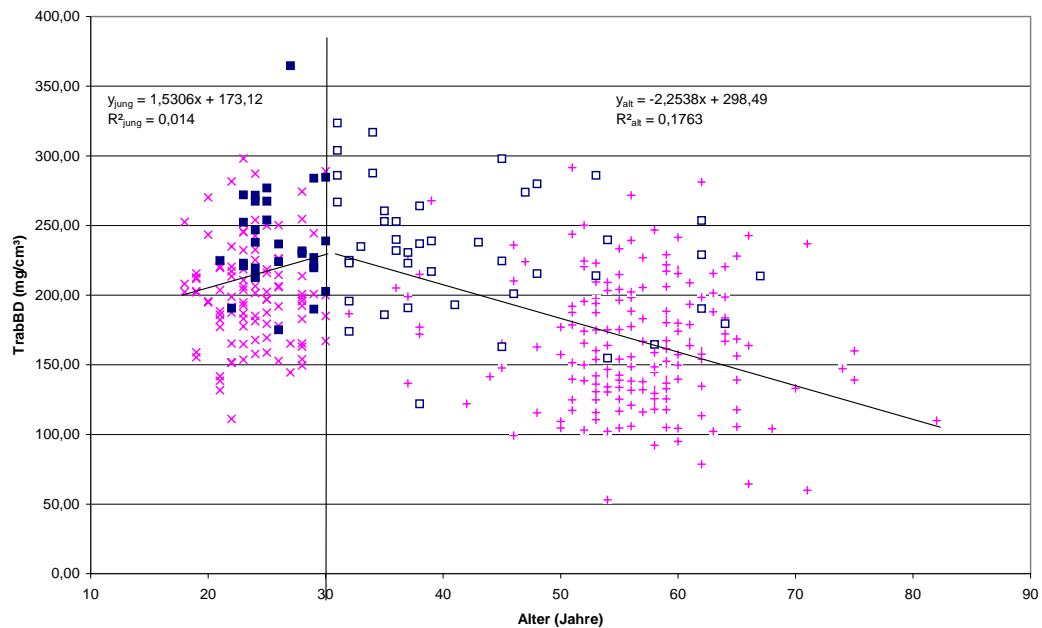


Abb. 28: Korrelation von Alter und trabekulärer Knochendichte, gemessen bei 4%

##### Auswertung der Probanden/innen bis 30 Jahre:

Im Diagramm wird eine starke Streuung um die Trendlinie augenfällig. Die Analyse der Daten junger Probanden/innen ergibt keinen statistisch signifikanten Zusammenhang:

$r_{\text{jung/gesamt}} = 0,118$	$p_{\text{jung/gesamt}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{jung/gesamt}} = 140$
$r_{\text{junge Frauen}} = 0,019$	$p_{\text{junge Frauen}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Frauen}} = 108$
$r_{\text{junge Männer}} = 0,001$	$p_{\text{junge Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Männer}} = 32$

##### Auswertung der Probanden/innen ab 31 Jahren:

Die Streuung der Messwerte um die Mittellinie ist auch bei dieser Altersgruppe noch deutlich, wenn auch etwas geringer. Für alle Auswertungen ist ein negativer Zusammenhang ersichtlich. Das Signifikanzniveau befindet sich auf unterschiedlichen Schwellen, teilweise sind die Ergebnisse auch statistisch nicht signifikant. Das Ausmaß des Zusammenhangs bewegt sich in niedrigen bis mittleren Bereichen:

$r_{\text{alt/gesamt}} = -0,420$	$p_{\text{alt/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{alt/gesamt}} = 229$
$r_{\text{alte Frauen}} = -0,158$	$p_{\text{alte Frauen}} = 0,05$	$n_{\text{alte Frauen}} = 185$
$r_{\text{alte Männer}} = -0,284$	$p_{\text{alte Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{alte Männer}} = 44$

### 8.5.4.5 Zusammenhang zwischen Alter und Knochenmasse

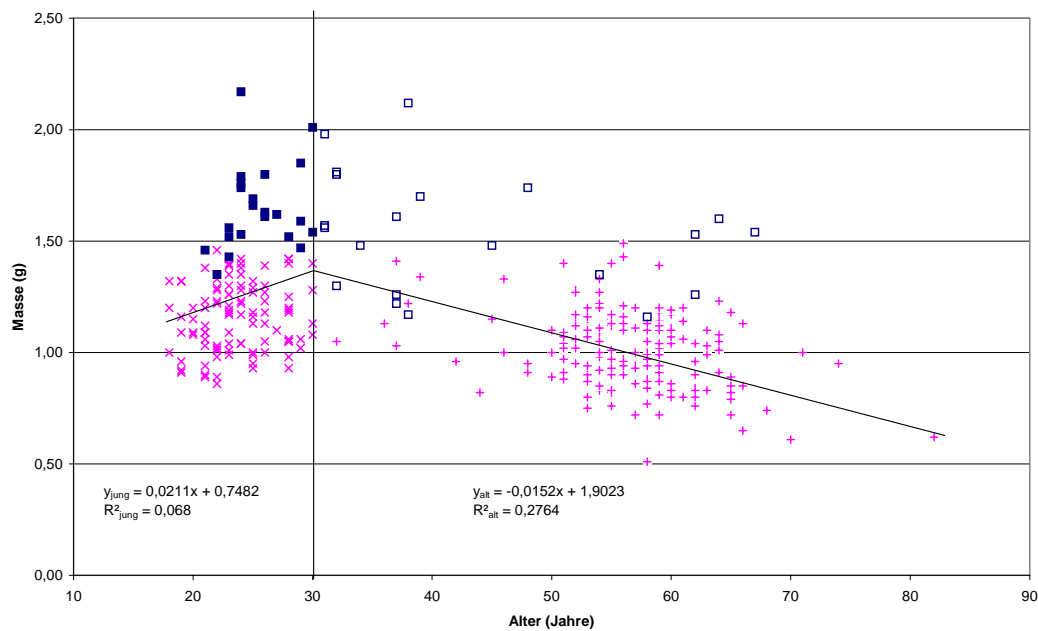


Abb. 29: Korrelation von Alter (Jahre) und Knochenmasse (g), gemessen bei 4%

#### Auswertung der Probanden/innen bis 30 Jahre:

Auch hier ist ein niedriger, positiver Zusammenhang erkennbar. Die gemessenen Daten sind allerdings nur dann statistisch signifikant, wenn Frauen und Männer gemeinsam betrachtet werden. Die Signifikanz verliert sich bei der isolierten Betrachtung der Geschlechter:

$r_{\text{jung/gesamt}} = 0,261$	$p_{\text{jung/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{jung/gesamt}} = 124$
$r_{\text{junge Frauen}} = 0,113$	$p_{\text{junge Frauen}} = \text{n.S.}$	$n_{\text{junge Frauen}} = 102$
$r_{\text{junge Männer}} = 0,233$	$p_{\text{junge Männer}} = \text{n.S.}$	$n_{\text{junge Männer}} = 22$

#### Auswertung der Probanden/innen ab 31 Jahre:

Die Korrelation zwischen Alter und Knochenmasse ergibt einen negativen, niedrig bis mittel stark ausgeprägten Zusammenhang. Wie auch schon bei einigen vorher aufgezeigten Knochendichteparametern sind nur die Gesamtauswertung und Auswertung der Frauen signifikant. Die isolierte Auswertung der männlichen Daten ergibt ein nicht signifikantes Ergebnis:

$r_{\text{alt/gesamt}} = -0,526$	$p_{\text{alt/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{alt/gesamt}} = 196$
$r_{\text{alte Frauen}} = -0,330$	$p_{\text{alte Frauen}} = 0,01$	$n_{\text{alte Frauen}} = 175$
$r_{\text{alte Männer}} = -0,274$	$p_{\text{alte Männer}} = \text{n.S.}$	$n_{\text{alte Männer}} = 21$

## 8.5.5 Beziehungen zwischen Knochenstatusparametern im 14% Messbereich mit dem Alter

### 8.5.5.1 Zusammenhang zwischen Alter und SSI

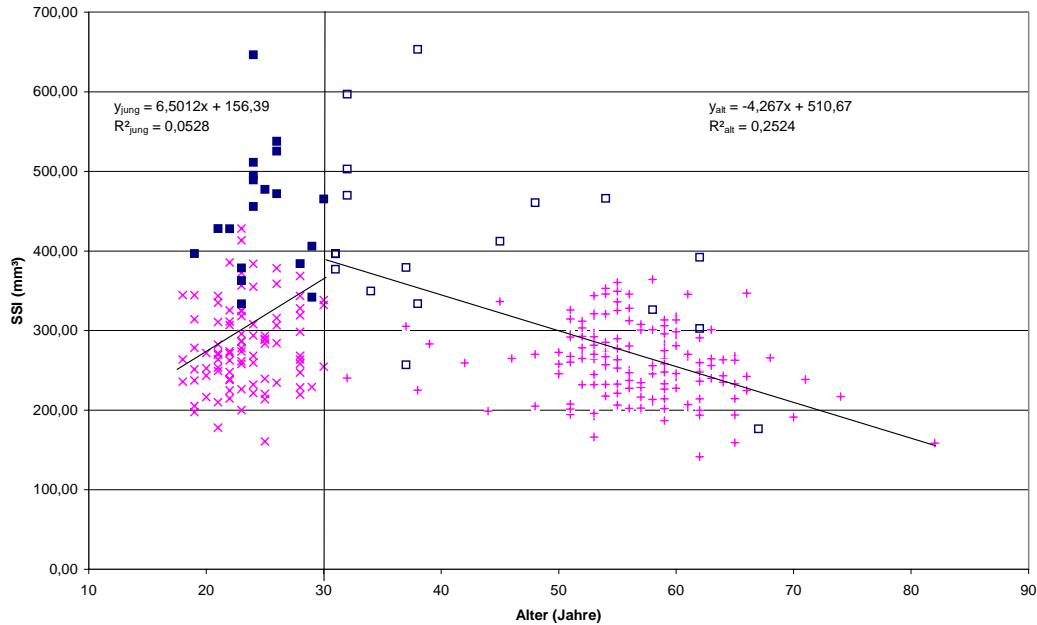


Abb. 30: Korrelation von Alter (Jahre) und SSI (mm<sup>3</sup>), gemessen bei 14%

#### Auswertung der Probanden/innen bis 30 Jahre:

Die gemeinsame Auswertung von Frauen und Männer zeigt einen signifikanten, positiven Zusammenhang. Die Aufschlüsselung der Daten nach Geschlecht bietet nicht signifikante Ergebnisse:

$r_{\text{jung/gesamt}} = 0,230$	$p_{\text{jung/gesamt}} = 0,05$	$n_{\text{jung/gesamt}} = 109$
$r_{\text{junge Frauen}} = 0,133$	$p_{\text{junge Frauen}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Frauen}} = 90$
$r_{\text{junge Männer}} = -0,117$	$p_{\text{junge Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Männer}} = 19$

#### Auswertung der Probanden/innen ab 31 Jahre:

Ab 31 Jahren ist eine signifikante Abnahme des SSI bei der Gesamtauswertung und der Auswertung der Frauen nachweisbar ( $p = 0,01$ ), wobei sich das Ausmaß des Zusammenhangs von der Gesamtauswertung (mittlerer Zusammenhang) zur Geschlechts-getrennten Betrachtung (niedriger Zusammenhang) etwas verliert. Für Männer waren die ermittelten Werte nicht signifikant:

$r_{\text{alt/gesamt}} = -0,502$	$p_{\text{alt/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{alt/gesamt}} = 180$
$r_{\text{alte Frauen}} = -0,208$	$p_{\text{alte Frauen}} = 0,01$	$n_{\text{alte Frauen}} = 162$
$r_{\text{alte Männer}} = -0,438$	$p_{\text{alte Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{alte Männer}} = 18$

### 8.5.5.2 Zusammenhang zwischen Alter und kortikaler Knochendichte

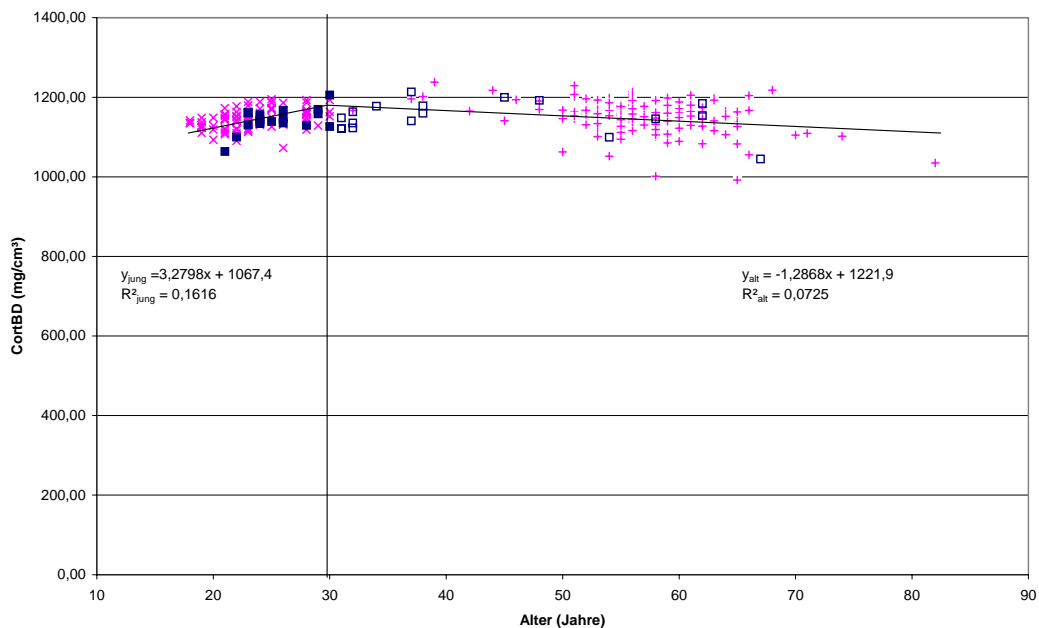


Abb. 31: Korrelation von Alter (Jahre) und kortikaler Knochendichte ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ), gemessen bei 14%

#### Auswertung der Probanden/innen bis 30 Jahre:

Die Zunahme der kortikalen Knochendichte mit steigendem Alter ist bei dieser Altersgruppe signifikant, auch bleibt die Signifikanz bei der Geschlechts-getrennten Analyse erhalten. Der Zusammenhang ist bei Männern stärker ausgeprägt als bei Frauen:

$r_{\text{jung/gesamt}} = 0,402$	$p_{\text{jung/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{jung/gesamt}} = 108$
$r_{\text{junge Frauen}} = 0,389$	$p_{\text{junge Frauen}} = 0,01$	$n_{\text{junge Frauen}} = 90$
$r_{\text{junge Männer}} = 0,594$	$p_{\text{junge Männer}} = 0,01$	$n_{\text{junge Männer}} = 18$

#### Auswertung der Probanden/innen ab 31 Jahre:

Die kortikale Knochendichte vermindert sich ab 31 Jahre nur geringfügig. Demzufolge sind die Korrelationskoeffizienten gering. Für die Gesamtauswertung und die Auswertung der Frauen zeigt sich dennoch ein signifikanter ( $p = 0,01$ ), negativer, niedrig ausgeprägter Zusammenhang. Die Auswertung der Männer ergibt keine signifikanten Ergebnisse:

$r_{\text{alt/gesamt}} = -0,269$	$p_{\text{alt/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{alt/gesamt}} = 180$
$r_{\text{alte Frauen}} = -0,349$	$p_{\text{alte Frauen}} = 0,01$	$n_{\text{alte Frauen}} = 162$
$r_{\text{alte Männer}} = -0,216$	$p_{\text{alte Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{alte Männer}} = 18$

### 8.5.5.3 Zusammenhang zwischen Alter und Knochenmasse

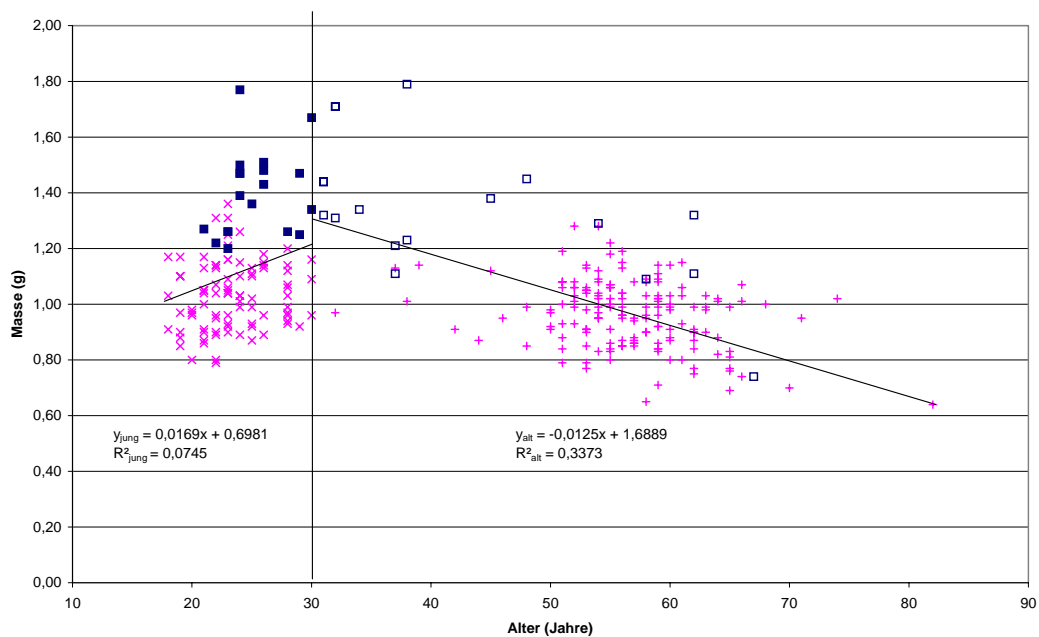


Abb. 32: Korrelation von Alter (Jahre) und Knochenmasse (g), gemessen bei 14%

#### Auswertung der Probanden/innen bis 30 Jahre:

Schwach ausgeprägte, positive Zusammenhänge sind für alle Analysen nachweisbar, signifikante Ergebnisse liefert jedoch nur die gemeinsame Betrachtung der Geschlechter:

$r_{\text{jung/gesamt}} = 0,273$	$p_{\text{jung/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{jung/gesamt}} = 109$
$r_{\text{junge Frauen}} = 0,112$	$p_{\text{junge Frauen}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Frauen}} = 90$
$r_{\text{junge Männer}} = 0,258$	$p_{\text{junge Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Männer}} = 19$

#### Auswertung der Probanden/innen ab 31 Jahre:

Ein deutlich negativer Zusammenhang ist erkennbar. Alle Auswertungen sind signifikant auf dem Niveau von  $p = 0,01$ . Die Korrelationskoeffizienten sind etwas höher als in den vorherigen Auswertungen des 14% Messbereichs:

$r_{\text{alt/gesamt}} = -0,581$	$p_{\text{alt/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{alt/gesamt}} = 180$
$r_{\text{alte Frauen}} = -0,301$	$p_{\text{alte Frauen}} = 0,01$	$n_{\text{alte Frauen}} = 162$
$r_{\text{alte Männer}} = -0,605$	$p_{\text{alte Männer}} = 0,01$	$n_{\text{alte Männer}} = 18$

## 8.5.6 Beziehungen von Knochenstatusparametern im 38%- Messbereich mit dem Alter

### 8.5.6.1 Zusammenhang zwischen Alter und SSI

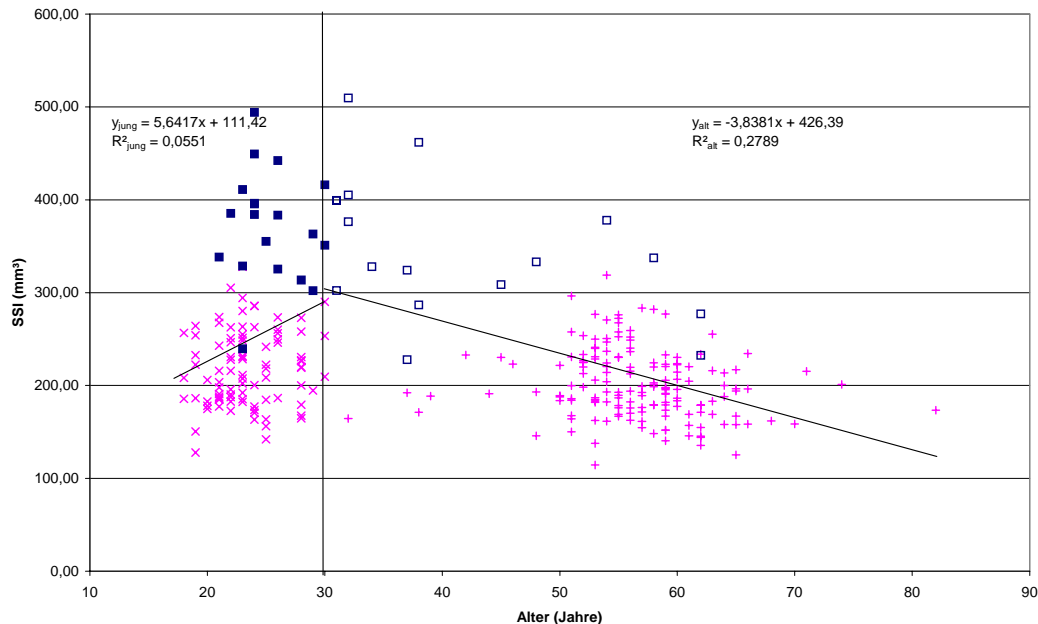


Abb. 33: Korrelation von Alter (Jahre) und SSI (mm<sup>3</sup>), gemessen bei 38%

#### Auswertung der Probanden/innen bis 30 Jahre:

Auch hier liefert nur die gemeinsame Betrachtung der männlichen und weiblich Daten statistisch signifikante Ergebnisse, die einen niedrigen Zusammenhang von Alter und SSI widerspiegeln:

$r_{\text{jung/gesamt}} = 0,235$	$p_{\text{jung/gesamt}} = 0,05$	$n_{\text{jung/gesamt}} = 109$
$r_{\text{junge Frauen}} = 0,116$	$p_{\text{junge Frauen}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Frauen}} = 90$
$r_{\text{junge Männer}} = -0,081$	$p_{\text{junge Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Männer}} = 19$

#### Auswertung der Probanden ab 31 Jahre:

Das Streudiagramm verdeutlicht einen negativen, mittel stark ausgebildeten Zusammenhang für beide Geschlechter gemeinsam betrachtet. Für Frauen alleine betrachtet ist der Zusammenhang schwächer ausgeprägt. Die Daten der männlichen Probanden sind statistisch nicht mehr signifikant:

$r_{\text{alt/gesamt}} = -0,528$	$p_{\text{alt/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{alt/gesamt}} = 179$
$r_{\text{alte Frauen}} = -0,157$	$p_{\text{alte Frauen}} = 0,05$	$n_{\text{alte Frauen}} = 162$
$r_{\text{alte Männer}} = -0,455$	$p_{\text{alte Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{alte Männer}} = 17$

### 8.5.6.2 Zusammenhang zwischen Alter und kortikale Knochendichte

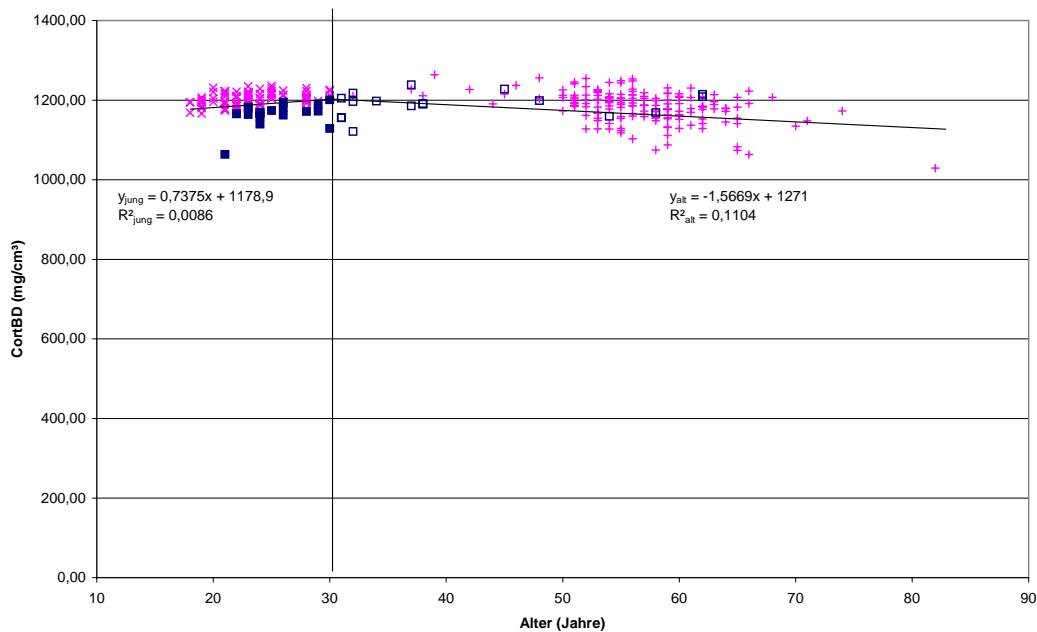


Abb. 34: Korrelation von Alter (Jahre) und kortikaler Knochendichte ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ), gemessen bei 38%

#### Auswertung der Probanden/innen bis 30 Jahre:

Man kann in der Graphik kaum Veränderungen der kortikalen Knochendichte bis zum 30. Lebensjahr erkennen. Statistisch signifikant ist ein niedrig ausgeprägter, positiver Zusammenhang bei Frauen:

$r_{\text{jung/gesamt}} = 0,093$	$p_{\text{jung/gesamt}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{jung/gesamt}} = 109$
$r_{\text{junge Frauen}} = 0,290$	$p_{\text{junge Frauen}} = 0,01$	$n_{\text{junge Frauen}} = 90$
$r_{\text{junge Männer}} = 0,379$	$p_{\text{junge Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{junge Männer}} = 19$

#### Auswertung der Probanden/innen ab 31 Jahre:

Ein negativer Zusammenhang zeigt die Darstellung zwischen Kortikalisdichte und Alter. Das Signifikanzniveau von  $p = 0,01$  wird nur bei der Gesamtauswertung und der Auswertung der Frauen erreicht. Das Ausmaß des Zusammenhangs ist an der Grenze zwischen niedrig und mittel stark anzusiedeln. Für Männer wurde ein nicht signifikantes Ergebnis ermittelt:

$r_{\text{alt/gesamt}} = -0,332$	$p_{\text{alt/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{alt/gesamt}} = 179$
$r_{\text{alte Frauen}} = -0,455$	$p_{\text{alte Frauen}} = 0,01$	$n_{\text{alte Frauen}} = 162$
$r_{\text{alte Männer}} = 0,180$	$p_{\text{alte Männer}} = \text{n.s.}$	$n_{\text{alte Männer}} = 17$



### 8.5.6.3 Zusammenhang zwischen Alter und Knochenmasse

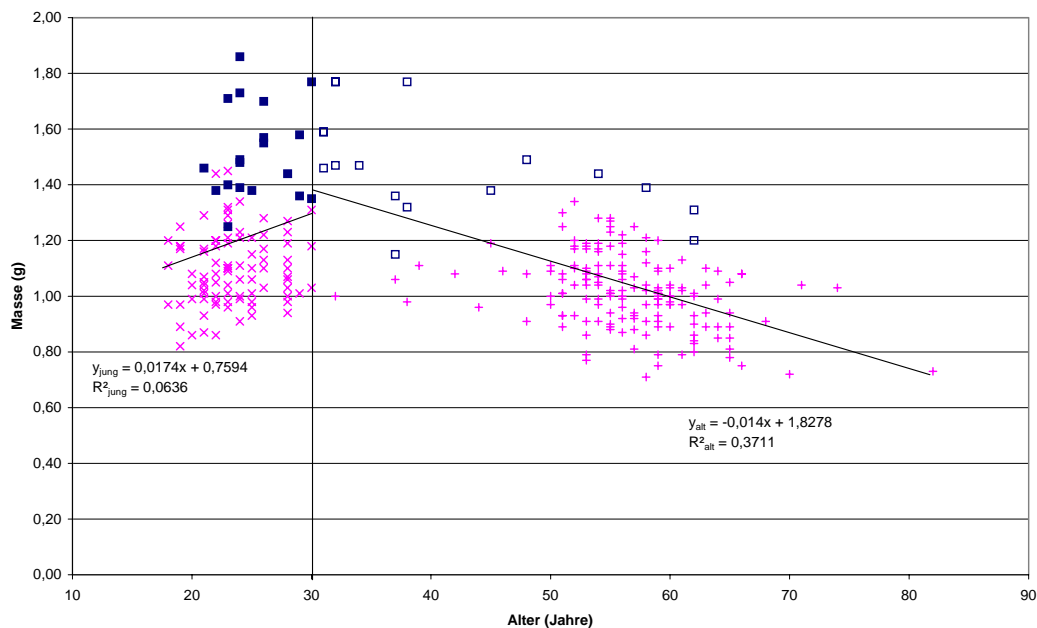


Abb. 35: Korrelation von Alter (Jahre) und Knochenmasse (g), gemessen bei 38%

#### Auswertung der Probanden/innen bis 30 Jahre:

Das Diagramm verdeutlicht die Streuung der Einzelwerte um die Trendlinie. Bei gemeinsamer Betrachtung der Datenlage ergeben sich noch statistisch signifikante Ergebnisse, die sich mit der Geschlechts-getrennten Analyse jedoch verlieren:

$r_{\text{jung/gesamt}} = 0,252$	$p_{\text{jung/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{jung/gesamt}} = 109$
$r_{\text{junge Frauen}} = 0,116$	$p_{\text{junge Frauen}} = \text{n.S.}$	$n_{\text{junge Frauen}} = 90$
$r_{\text{junge Männer}} = 0,090$	$p_{\text{junge Männer}} = \text{n.S.}$	$n_{\text{junge Männer}} = 19$

#### Auswertung der Probanden/innen ab 31 Jahre:

Alle Auswertungsbereiche erzielen signifikante Ergebnisse. Die Korrelationskoeffizienten sind höher als bei anderen Zusammenhängen im 38% Messbereich:

$r_{\text{alt/gesamt}} = -0,609$	$p_{\text{alt/gesamt}} = 0,01$	$n_{\text{alt/gesamt}} = 179$
$r_{\text{alte Frauen}} = -0,344$	$p_{\text{alte Frauen}} = 0,01$	$n_{\text{alte Frauen}} = 162$
$r_{\text{alte Männer}} = -0,519$	$p_{\text{alte Männer}} = 0,05$	$n_{\text{alte Männer}} = 17$

## 9 Diskussion

Im Rahmen dieser Studie sollten nicht invasive Messungen verschiedener Knochenstatusparameter am rechten Radius ausgewertet und die Einflussfaktoren Alter und Muskelkraft evaluiert sowie in ihrem Ausmaß abgeschätzt werden.

Die an drei Messstellen im Bereich des rechten Radius erhobenen Knochenstatusparameter von 366 Probanden/innen wurden in Bezug zur maximalen Muskelkraft der rechten Unterarmbeuger gesetzt, die als maximales Drehmoment gemessen wurde. Weiterhin wurden sie nach Alter und Geschlecht aufgeschlüsselt.

### 9.1 Diskussion der Methoden

#### 9.1.1 Diskussion der Datenerhebung

Problematisch war bei der Auswertung die unausgeglichene Alters- und Geschlechtsverteilung. Der Anteil der Frauen überwog in fast allen Altersbereichen. Den mittleren Altersgruppen (31-50 Jahre) gehörten teilweise weniger als zehn Probanden/innen an. Bei der Interpretation aller Ergebnisse muss dies berücksichtigt werden. Eine generelle Übertragbarkeit der Ergebnisse dieser Studie auf die Gesamtbevölkerung ist somit nicht möglich.

#### 9.1.2 Diskussion der Knochenstatusmessung

##### 9.1.2.1 Kortikale Knochendichte

Bei der Interpretation der gemessenen kortikalen Knochendichtewerte ist die Kenntnis von partiellen Volumeneffekten von Bedeutung. Darunter versteht man Messfehler, die durch das limitierte Auflösungsvermögen des Geräts bedingt sind. Die Knochendichtemessungen des pQCT-Bone-Scanner der Firma STRATEC erfolgte durch Aufteilung des Scanbereiches in sehr kleine Würfel, die als Voxels bezeichnet werden. Für jedes einzelne Voxel wird die mittlere Knochendichte isoliert bestimmt. Durch Definition von Schwellenwerten können diesen einzelnen Messwerten anatomische Strukturen zugeordnet werden. Werte unter  $266\text{mg/cm}^3$  werden als nicht ossäre Strukturen (z.B.: Muskeln, Sehnen), Werte zwischen  $266\text{-}711\text{mg/cm}^3$  als trabekuläre Knochendichte und Werte darüber als kortikale Knochendichte deklariert. An den tatsächlichen anatomischen Außen- und Innenflächen des Kortikalistrings kommt es vor, dass Voxels so angeordnet sein können, dass sie entweder muskuläre Strukturen oder Spongiosa mit einschließen. Der mittlere Dichtewert dieses

Voxels wird dann geringer als die tatsächliche Kortikalisdicke angegeben. Der Anteil der Voxels, der im Randbereich liegt und damit nicht vollständig von kortikaler Struktur ausgefüllt ist, steigt, wenn der Kortikalisring dünner wird. Die schematische Zeichnung (Abb. 36), in der ein karierte Ring den kortikalen Anteil eines Radiusquerschnitts repräsentieren soll, verdeutlicht dieses Phänomen. Im rechten dünneren Kortikalisring ist der Anteil der Voxels, die komplett mit kortikaler Struktur gefüllt sind, deutlich geringer; der Anteil der sog. partiellen Volumeneffekte steigt.



Abb. 36: Schema über das Entstehen fehl zugeordneter Voxels (s. Text)

Augat et al. fanden mit Hilfe von Phantommessungen heraus, dass partielle Volumeneffekte ab einer Kortikalisringdicke von weniger als 4mm zunehmend ins Gewicht fallen. Für einen Kortikalisring, der nur noch 1mm stark ist, werden bis zu 30% niedrigere Knochendichtewerte gemessen (6). Im 4%-Messbereich ist der Kortikalisring schmal. Die Messung der kortikalen Knochendichte wird deswegen durch partielle Volumeneffekte beeinflusst, wodurch ein zu niedriger Messwert resultiert. Da nicht exakt quantifizierbar ist, wie stark diese Messprobleme den 4%-Messbereich beeinflussen, werde ich mich auf die Interpretation der Messwerte des 14%- und 38%-Messbereichs beschränken. Im 14%- und 38%-Messbereich entfallen diese Messprobleme, da der Kortikalisring dicker ist.

#### 9.1.2.2 SSI

Der Strength-Strain-Index (SSI) beschreibt die Knochenfestigkeit auf Biegung und Torsion. Er wird errechnet durch eine Formel, in die geometrische Faktoren (Flächenträgheitsmoment) und Materialeigenschaften einfließen.

In der Diagnostik wird der 4%-Messbereich häufig als Standardeinstellung verwendet, während es für die Bereiche weiter proximal bis dato keine allgemein gültigen Präferenzen gibt. Andere Zentren verwenden z.B. den 10%-Messbereich (Schneider P., Würzburg), 20%-Messbereich (Schönau E., Köln), 30%-Messbereich (Sievänen H., Tampere, Finnland) und den 40%-Messbereich (Felsenberg D., Berlin). Es sollte berücksichtigt werden, dass der 4%-Messbereich vorwiegend axialen Krafteinwirkungen unterliegt. Biege- und

Torsionsbelastungen, für die der SSI-Wert konfiguriert wurde, treten vermehrt im Schaftbereich auf. Hinzu kommt die Problematik, dass bei Messungen 4%-Messbereich die kortikale Knochendichte von partiellen Volumeneffekten stark beeinflusst werden kann und diese Bestandteil der SSI-Formel ist. Die Messung des SSI-Wertes ist hier zwar möglich, die Ergebnisse sollten aber unter Berücksichtigung der partiellen Volumeneffekte interpretiert werden. Im 14%- und 38%-Messbereich kann der SSI-Wert ohne Einschränkung als ein geeignetes Kriterium zur Beurteilung des Knochenstatus verwendet werden.

#### 9.1.2.3 Knochenmasse

Die Knochenmasse kann prinzipiell an allen Messstellen gemessen werden. Sie steht in direktem Zusammenhang mit der Querschnittsfläche des Knochens. Ein Blick auf das Schnittbild des pQCT-Scans im Anhang (S. 8) demonstriert, dass im 4%-Messbereich die Knochenfläche des Radius am größten ist; trabekuläre Strukturen füllen hier wie ein Schwamm den Innenraum des Radius aus. Weiter proximal sind fast nur noch kortikale Strukturen vorhanden, die einen äußeren Ring um den zentralen, knochenfreien Markraum bilden. Die Knochenmasse nimmt deswegen physiologischerweise zum 14%-Messbereich hin ab. Da der Kortikalisring midschaftig dicker wird, resultiert im 38%-Messbereich wieder eine leichte Erhöhung der Knochenmasse.

#### 9.1.2.4 Trabekuläre Knochendichte und Gesamtknochendichte

Die Berechnung der trabekulären Knochendichte und der Gesamtknochendichte erfolgte aus anatomischen Gegebenheiten nur im 4%-Messbereich. Die Gesamtknochendichte wurde durch Verrechnung von trabekulärer und kortikaler Knochendichte ermittelt. Die Messung erfolgte als Scan über die gesamte Querschnittsfläche und gibt den durchschnittlichen Knochenmineralgehalt an.

#### 9.1.3 Diskussion der maximalen Drehmomentmessung

Die Messung des maximalen Drehmoments wird durch unsystematische Fehler, wie Motivation und Tagesform beeinflusst. Durch Standardisierung der Messung wurde versucht, eine Gleichstellung zu erreichen. Untersuchungen von Schmidtbleicher, die er in einem Vortrag auf dem 36. Deutschen Kongress für Sportmedizin und Prävention in Freiburg (30.09-02.10.1999) vorstellte („Ausgewählte Probleme des Krafttrainings und deren praktische Umsetzungen“) zeigen jedoch, wie stark Maximalkraftmessungen durch äußere Faktoren beeinflusst werden können. Unterschiedlich starkes Anfeuern, Tageszeitpunkt der

Messung oder die schlichte Anwesenheit einer adretten Frau ließen die Ergebnisse der Maximalkraftmessungen bei den selben Probanden um bis zu 10% schwanken! In der vorliegenden Studie wurde der Maximalwert aus mehreren Messungen nach maximaler Motivation (s. S. 45) verwendet

## 9.2 Diskussion der Ergebnisse

### 9.2.1 Ergebnisse der maximalen Drehmomentmessung

Die Auswertung der Drehmomentmessung ergab, dass Frauen im Durchschnitt nur etwa halb so hohe Werte aufweisen wie Männer. Die Aufschlüsselung der Werte nach Altersgruppen zeigt die Tendenz, dass die maximalen Drehmomente im Alter von 26-35 Jahre ein Maximum erreichen, um danach langsam abzufallen.

Da nur normative Daten zu Maximalkraftmessungen und nicht zu isometrische Drehmomentmessungen an der rechten, oberen Extremität veröffentlicht sind, können jeweils nur Tendenzen von geschlechts- und altersabhängigen Veränderungen verglichen werden. Die hier festgestellten Phänomene, wie die Abnahme der Muskelkraft im Alter und die geringeren Drehmomentwerte bei Frauen im Vergleich zu Männern, stimmen mit Beobachtungen anderer Veröffentlichungen überein (3,28,89,94).

### 9.2.2 Ergebnisse der kortikalen Knochendichtemessung

Die Auswertung der durchschnittlichen Kortikalisdichte ergab, dass diese im 4%-Messbereich zirka ein Drittel niedriger ist, als im 14% und 38%-Messbereich. Die Kortikalisdichte gilt jedoch als relativ konstanter Parameter; einer Studie von Rüesegger et al. zufolge schwankt sie bei gesunden Frauen im Alter zwischen 20-70 Jahre nur um 0,2% (123). Die hier ermittelten sehr viel niedrigeren Werte im 4%-Messbereich, sind vermutlich auf partielle Volumeneffekte (vgl. 9.1.2) zurückzuführen.

Im 14% und 38%-Messbereich zeigen Frauen geringfügig höhere Werte im Vergleich zu Männern (0,2% im 14%-Messbereich, 1,1% im 38%-Messbereich). Dieser Unterschied ist im 14% Messbereich noch nicht signifikant, im 38%-Messbereich erweist er sich als signifikant auf dem Niveau von  $p = 0,05$ . Vergleichbare Ergebnisse bei Frauen wurden auch in einer Studie von Schönau et al. beschrieben, in der die Zusammenhänge von Kortikalis- und Muskelflächen untersucht wurden. Hier wurde festgestellt, dass bei Frauen ab der Pubertät im Verhältnis zur Muskelfläche eine höhere Kortikalisfläche vorhanden ist (133).

Zwar waren bei Schönau et al. nicht Kortikalisdichte und Drehmoment, sondern kortikale Flächen und Muskelflächen Gegenstand der Untersuchung, doch zeigt sich hier ebenso, dass Frauen offenbar zusätzlich kortikalen Knochen bereithalten. Schönau et al. deuten dies als Östrogen induzierten Effekt. Der zusätzliche kortikale Knochen kann vermutlich als Kalziumspeicher für Zeiten der Schwangerschaft und des Stillens dienen.

### 9.2.3 Korrelationen der kortikalen Knochendichte mit dem maximalen Drehmoment und dem Alter

Die kortikale Knochendichte zeigte in den proximalen Messbereichen relativ konstante Werte im Bereich 1100-1200 mg/mm<sup>3</sup>. Ein Zusammenhang zwischen individuellen maximalen Drehmomenten und der relativ konstanten kortikalen Knochendichte war nicht zu belegen.

Signifikante Veränderungen der kortikalen Knochendichte mit dem Alter waren im 4%-Messbereich wegen der partiellen Volumeneffekte nicht verwertbar. Vor allem in der Gruppe der jungen Probanden/innen im 14%-Messbereich ( $r_{\text{Frauen}} = 0,389$ ;  $r_{\text{Männer}} = 0,594$ ) waren statistisch signifikante Zusammenhänge zu finden. Der 38%-Messbereich zeigte ebenfalls, wenn auch weniger stark ausgeprägt, zunehmende Kortikalisdichten in dieser Altersgruppe ( $r_{\text{Frauen}} = 0,290$ ;  $r_{\text{Männer}} = 0,379$ ). Erstaunlicherweise war trotz der geringen Fallzahlen die Korrelation bei den Männern am stärksten. Die Analyse der älteren Probandengruppe zeigt abnehmende Kortikalisdichten mit dem Alter, die im 38%-Messbereich vor allem bei Frauen auffielen (14%-Messbereich:  $r_{\text{Frauen}} = -0,349$ ,  $r_{\text{Männer}} = -0,216$ ; 38% -Messbereich:  $r_{\text{Frauen}} = -0,455$ ,  $r_{\text{Männer}} = -0,180$ ).

Die Ursachen für diese Beobachtungen sind vermutlich sehr komplex. Die kortikale Knochendichte wird weder durch das Alter noch das Drehmoment in prägendem Ausmaß beeinflusst. Hintergrund könnten weitere Einflussfaktoren, wie z. B. hormonelle Konstellationen sein. Diese Überlegungen werden von Frost sehr bildhaft beschrieben. Er vergleicht das muskulo-skeletale System mit einem Auto, indem die Muskelkraft den Fahrer bildet, die Osteoblasten und -zyten die Räder stellen, und nicht mechanische Faktoren, wie z.B. verschiedene Hormone als Bremsen oder Gaspedale dienen (44). Hieraus wird deutlich, dass einerseits die Muskelkraft als oberste Instanz die Richtung bestimmt und damit Haupteinflussgeber ist, andererseits aber auch weitere Faktoren die Fahrt beeinflussen können. Frauen besitzen durch ihren höheren Östrogenspiegel eine osteoprotektiven Schutzmechanismus, der den kortikalen Knochen beeinflusst (133). Hierdurch kann erklärt werden, dass der Zusammenhang mit dem maximalen Drehmoment und auch dem Alter in

den Hintergrund tritt und zu weniger starken Korrelationen führt. Bei Personen mit niedrigeren Östrogenspiegeln (Männer, postmenopausale Frauen) würde man wieder einen stärkeren Zusammenhang mit dem maximalen Drehmoment erwarten. Die stärkeren Korrelationen zwischen kortikaler Knochendichte und Alter bei jungen Männern ( $r = 0,594$ ;  $p = 0,01$ ) im Vergleich zu jungen Frauen ( $r = 0,389$ ,  $p = 0,01$ ) im 14%-Messbereich, könnten auf diesem Hintergrund basieren. In der Gruppe der älteren Probandinnen sind prä- und postmenopausale Frauen vertreten, so dass dieser mögliche Effekt anhand der Datenlage nicht überprüft werden kann.

Die unterschiedlich stark ausgeprägten Zusammenhänge zwischen dem 14%- und 38%-Messbereich lassen sich durch diese Überlegungen nicht erklären, allerdings belegen die meisten Korrelationskoeffizienten ohnehin nur niedrige Zusammenhänge. Im 38%-Messbereich sind lediglich bei älteren Frauen, im 14%-Messbereich sind nur bei jüngeren Probanden und in der Gesamtauswertung mittlere Zusammenhänge zu verzeichnen.

Zusammenfassend zeigt sich, die Kortikalisdichte mehreren Einflussfaktoren unterlegen sein kann. Die kortikale Knochendichte ist somit als Kriterium zur Beurteilung des Knochenstatus nur mit Einschränkungen geeignet, da sie altersbedingte Veränderungen und exogene Einflussfaktoren, wie Muskelkraft, nur bedingt widerspiegelt.

#### 9.2.4 Ergebnisse der SSI-Messung

Die Auswertung der drei Messbereiche zeigt, dass Frauen im Vergleich zu Männern in allen Bereichen erheblich niedrigere Werte erreichen. Ein niedrigerer SSI muss als geringere Knochenfestigkeit gedeutet werden. Ferretti et al. evaluierten den Strength-Strain-Index im Tierversuch, indem sie zwischen ihm und der Kraft, die für eine Fraktur induziert werden muss, einen hoch signifikanten ( $p = 0,0001$ ) linearen Zusammenhang von  $r = 0,94$  nachwiesen (35). Die niedrigeren SSI-Werte bei Frauen können als kausaler Hintergrund für die höhere Frakturinzidenz am distalen Radius im Vergleich zu Männern (104,53) betrachtet werden.

Eine weiteres Ergebnis der Auswertung ist die Beobachtung, dass der SSI nach proximal abnimmt. Normwerte für den SSI sind nicht verfügbar, andere Studien zeigen aber vergleichbare Tendenzen. Schiessl et al. beschreiben ebenfalls niedrigere SSI-Werte bei Frauen im 20%-Messbereich (im Vergleich zum 4%-Messbereich), geben aber keine Mittelwerte an (130). Der Vergleich mit einer Studie von Sievänen et al. (140) zeigt ähnliche Tendenzen, allerdings wurden dort durchwegs niedrigere SSI-Werte ermittelt. Da das Durchschnittsalter differiert und teilweise unterschiedliche Messstellen verwendet wurden, sind die absoluten Mittelwerte nicht unmittelbar vergleichbar.

Das Sinken des SSI-Wertes vom 4%- über den 14%- zum 38%-Messbereich quantifiziert eine Abnahme der Knochenstabilität in proximale Richtung. Denkt man an Colles-, Smith- und Galeazzi-Frakturen, zeigt der klinische Alltag jedoch, dass der Unterarm häufig sehr weit distal frakturiert. Der locus minimum resistentiae befindet sich somit distal, im Bereich des höchsten SSI-Wertes. Auf den ersten Blick betrachtet, scheinen Messergebnisse und klinische Realität im Widerspruch zu stehen. Man sollte jedoch berücksichtigen, dass die Bruchfestigkeit des Unterarms durch die Stabilität zweier Knochen, Radius und Ulna, bestimmt wird. Um eine Aussage über die Bruchfestigkeit des Unterarms treffen zu können, müssen folglich die SSI-Werte beider Knochen berücksichtigt werden. Aufgrund der klinischen Erfahrung, dass die häufigsten Unterarmfrakturen distal auftreten, würde man steigende SSI-Werte nach proximal erwarten.

Um die Hypothese des steigenden SSI-Werte der Unterarmknochen in proximaler Richtung zu überprüfen, wurden an insgesamt 48 willkürlich ausgewählten Probanden/innen (33 Frauen, 15 Männer) zusätzlich den SSI-Wert der Ulna berechnet. Die Mittelwerte betragen für den 4%-Bereich  $55,09\text{mm}^3$ , für den 14%-Bereich  $146,95\text{mm}^3$  und für den 38%-Messbereich  $235,81\text{mm}^3$ . Addiert man diese Werte zu den jeweiligen Messwerten des Radius, ergibt sich, wie vermutet, eine Zunahme des SSI in proximaler Richtung ( $370,83\text{mm}^3$  Gesamt-SSI im 4%-Bereich,  $445,169\text{mm}^3$  im 14%-Bereich,  $478,78\text{mm}^3$  im 38%-Bereich). Die Addition der beiden SSI-Werte kann jedoch nur Tendenzen aufzeigen, da die mathematische Berechnung eines Gesamt-SSI aus zwei einzelnen Knochen sehr viel komplexeren Gesetzen der Statik obliegt und nicht durch eine simple Addition exakt bestimmt werden kann.

#### 9.2.5 Korrelationen vom SSI mit dem maximalen Drehmoment und dem Alter

Die Korrelationsanalysen zwischen Drehmoment und Strength-Strain-Index belegen hoch signifikante Zusammenhänge, sowohl im 4%-Messbereich ( $r = 0,820$ ;  $p = 0,01$ ) als auch weiter proximal im 14%-Messbereich ( $r = 0,799$ ;  $p = 0,01$ ) und im 38%-Messbereich ( $r = 0,810$ ;  $p = 0,01$ ). Schlüsselte man die Probanden/innen nach Geschlecht auf, ergeben sich ebenfalls stark signifikante Zusammenhänge, wenngleich die Korrelationskoeffizienten etwas niedriger ausfallen. Ursache hierfür ist einerseits die Verminderung der Fallzahl durch die geschlechtsgetrennte Darstellung. Ferner läßt die Tatsache, dass die Werte des maximalen Drehmoments und des SSI's bei Männern häufig viel höher liegen (durchschnittlich zeigen Männer circa 50% höhere Drehmomentwerte und circa 40% höhere SSI-Werte als Frauen) innerhalb des Streudiagramms zwei Bereiche entstehen. In einem Bereich häufen sich



die Daten der Frauen, oberhalb davon akkumulieren die Werte der Männer. Berechnet man nun die Regression dieser einzelnen geschlechtsspezifischen Datenwerte, resultiert ein niedrigerer Korrelationskoeffizient und eine flachere Regressionsgerade. Für die Interpretation ist aber der Gesamtzusammenhang von elementarer Bedeutung. Dieser verdeutlicht, dass die Knochenfestigkeit, ausgedrückt durch den SSI-Wert, in linearem Zusammenhang mit dem maximalen Drehmoment steht, unabhängig vom Messpunkt. Zu vergleichbaren Ergebnissen kommen auch Schiessl et al., die mit 47 Studienteilnehmern/innen im Alter von 16-76 Jahre sogar noch höhere Zusammenhänge sowohl im 4%- als auch im 20%-Messbereich ( $r = 0,93$ ;  $p = 0,001$ ) nachweisen konnten (130). Eine Studie von Schönau et al. (132), die zusätzlich Kinder als Studienteilnehmer mit einschloss, belegt, dass der Zusammenhang von Knochenfestigkeit und maximaler Muskelkraft in allen Altersgruppen nachweisbar ist.

Die dem Alter nach aufgeschlüsselten SSI-Werte zeigen einen Anstiegs bis zum 30. Lebensjahr mit konsekutiver Abnahme, unabhängig vom Messort. Da aber nur die Gesamtauswertungen statistisch signifikante Werte (Korrelationskoeffizienten für junge Probanden/innen zwischen  $r = 0,230$  bis  $r = 0,266$ , Korrelationskoeffizienten für alte Probanden/innen zwischen  $r = -0,502$  bis  $r = -0,60$ ) aufwies und sich nach Differenzierung nach dem Geschlecht die Signifikanz der Ergebnisse größtenteils verlor, kann dies allenfalls als Tendenz bewertet werden.

Die Steilheit der Korrelationsgeraden spiegelt das Ausmaß der Veränderung über den vorgegebenen Alterszeitraum wieder. Hierbei fällt auf, daß die SSI-Werte der jungen Gruppe in kürzerer Zeit schneller ansteigen und das Sinken der SSI-Werte danach langsamer vor sich geht. Dies ist verständlich, da nach dem Erlangen der peak bone mass ein Zeitpunkt erreicht ist, ab dem kontinuierlicher Knochenabbau auftritt. Würde der Abbau ähnlich rasant wie der Aufbau erfolgen, wäre eine durchschnittliche Lebenserwartung von derzeit 76 Jahren (143) kaum denkbar.

Bei der Interpretation der Ergebnisse muss berücksichtigt werden, dass bestimmte Altersgruppen personell stärker vertreten sind als andere. Die Korrelationsanalysen mit dem Alter bestätigen, dass ein gewisser Zusammenhang zwischen Alter und SSI vorhanden ist. Daraus resultiert, dass auch bestimmte Altersgruppen häufiger bestimmte SSI-Werte erreichen. Die vorhandene Alterseinteilung der Studienteilnehmer/innen induziert aus diesem Grund Akkumulationen von Messwerten in bestimmten Bereichen, die das Signifikanzniveau senken und zu niedrigeren Korrelationskoeffizienten führen. Dennoch fallen bei der Darstellung der SSI-Werte nach dem Alter teilweise starke Abweichungen von der Trendlinie

auf, was die Vermutung impliziert, dass das Alter einen weit aus geringeren Einfluss auf die Knochenstabilität ausübt als das maximale Drehmoment, bei dem weitaus geringere Schwankungen um die Trendlinie zu beobachten sind.

Vergleicht man das Ausmaß der SSI-Korrelationen an den drei Messstellen untereinander, so sind im 4%-Messbereich trotz der Messprobleme die stärksten Zusammenhänge, sowohl mit dem maximalen Drehmoment als auch mit dem Alter nachweisbar.

#### 9.2.6 Ergebnisse der Knochenmassebestimmung

Ein weiterer Parameter des Knochenstatus, der an allen Messstellen ausgewertet wurde, ist die Knochenmasse. Die tendenziell gleichartigen Veränderungen dieses Parameters bei beiden Geschlechtern an den drei unterschiedlichen Messstellen (Höchstwerte im 4%-Messbereich, Absinken der Knochenmasse im 14%- und 38%-Messbereich, wobei der 14%-Messbereich am niedrigsten ausfällt) lassen sich auf die anatomischen Gegebenheiten zurückführen (vgl. 9.1.2). Auch die niedrigeren, absoluten Knochenmassenwerte für Frauen in allen Messbereichen sind auf kleinere Querschnittsflächen zurückzuführen.

Verwendet man jeweils den 4%-Messwert der Knochenmasse von Männern und Frauen als Basis und betrachtet dann die Veränderungen zum 14%- und 38%-Messbereich, fällt auf, dass bei Frauen die Knochenmassen in diesen proximalen Messbereichen, relativ gesehen, weniger stark abnehmen als bei Männern. Da im 14%- und 38%-Messbereich nur kortikale Strukturen die Knochenmasse bildet, stimmen diese Beobachtung mit den Ergebnissen von Schönau et al. (133) überein. Dort werden bei Frauen relativ größere Kortikalisflächen (im Verhältnis zu ihren Muskelflächen) im Vergleich zu Männern beschrieben. Frauen besitzen somit, relativ zu Männern gesehen, mehr kortikale Knochenstruktur im Verhältnis zu ihrer Muskelfläche und damit relativ mehr Knochenmasse. Relativ höhere Knochenmassen bei Frauen werden auch von Zanchetta et al. (151) beschrieben. Er untersuchte den geschlechtsspezifischen Unterschied von Knochenmassen im Zusammenhang mit Muskelmassen und kam zu dem Ergebnis, dass bei Kindern beides kontinuierlich und im gleichen Verhältnis steigt. Mit Beginn der Pubertät verschiebt sich das Verhältnis, so dass die Knochenmasse stärker steigt als die Muskelmasse. Interessant ist, dass dann das Verhältnis von Knochenmasse und Muskelmasse aber bei Frauen stärker zu Gunsten der Knochenmasse verschoben ist, als bei Männern (151). Die hier beobachteten niedrigeren, absoluten Knochenmassen von Frauen werden vor dem Hintergrund der geringeren Muskelkraft plausibel. Die relativ höheren Knochenmassen im 14%- und 38%-Messbereich stehen im Einklang mit den Ergebnissen von Zanchetta et al. und Schönau et al..

### 9.2.7 Korrelationen der Knochenmasse mit dem maximalen Drehmoment und dem Alter

Die Knochenmasse zeigt lageunabhängige, hoch signifikante Korrelationen auf dem Niveau von  $p = 0,01$  mit dem Drehmoment. Die Zusammenhänge der Gesamtauswertung ( $r = 0,799$  im 4%-Messbereich,  $r = 0,793$  im 14%-Messbereich,  $r = 0,811$  im 38%-Messbereich) sind ähnlich hoch, wie die Korrelationen des Drehmoments mit dem SSI in der Gesamtauswertung ( $r = 0,820$  im 4%-Messbereich,  $r = 0,783$  im 14%-Messbereich,  $r = 0,810$  im 38%-Messbereich). Die Ergebnisse veranschaulichen, dass höhere maximale Muskelkraft verbunden ist mit einer höheren Knochenmasse. Dies zeigt sich auch in anderen Studien, in denen die Auswirkung von körperlicher Aktivität auf den Knochen untersucht wurde (2,23,66,74,147,148). Maximale Muskelkraft und Knochenmasse sind eng aneinander gebunden, wie die Studien von Zanchetta et al. und Schönau et al. bestätigen (s.o.). Da Muskelmasse bzw. der Muskelquerschnitt das maximale Drehmoment bestimmen, untermauert diese Studie die starke Kopplung von Muskelmasse und Knochenmasse.

Nachdem in der Literatur ein kontinuierlicher, altersphysiologischer Knochenmassenverlust nach Erreichen der peak bone mass beschrieben wird (102), würde man eine starke Korrelation mit dem Alter erwarten. Die Auswertung ergab erwartungsgemäß eine stete Abnahme der Knochenmasse zirka ab dem 30. Lebensjahr; das Ausmaß variierte jedoch interindividuell so stark, dass der Zusammenhang von Alter und Knochenmasse nur mittelmäßig ausgeprägt war. Auch die Zunahme der Knochenmasse in der Subgruppe der jungen Probanden/innen ergab nur in der Gesamtauswertung signifikante Ergebnisse mit schwachen Korrelationskoeffizienten zwischen  $r = 0,25$  und  $r = 0,272$ . Geschlechtsgetrennte Untersuchungen ergaben statistisch gesehen keinen Zusammenhang mehr. Zumindest bei den Männern kann dies auf die geringe Fallzahl von teilweise nur 17 Probanden zurückzuführen sein. Aus der Tatsache aber, dass bei den 108 jungen Frauen ebenfalls kein statistisch nachweisbarer Zusammenhang zwischen dem Alter und der Knochenmasse zu verzeichnen war, ergibt sich die Konsequenz, dass das Alter nicht als maßgebender Einflussfaktor auf die Knochenmasse im Alter zwischen 20-30 Jahre anzusehen ist.

Insgesamt zeigen alle drei Messstellen, dass ein Trend der Knochenmassenzunahme bis zum 30. Lebensjahr besteht und danach ein statistisch signifikanter Abbau erfolgt. Alter und Knochenmasse stehen vor allem in Lebensabschnitten, in denen es zu negativen Knochenumbilanzen kommt, in Verbindung, was die mittleren bis starken Korrelationskoeffizienten ( $r = -0,526$  im 4%-Messbereich,  $r = -0,581$  im 14%-Messbereich,  $r = -0,609$  im 38%-Messbereich) beweisen.

Dennoch schneidet die Gegenüberstellung „Knochenmasse – Alter“ stets schlechter ab als die entsprechenden Korrelation zum maximalen Drehmoment. Dies ist ein weiteres Indiz für die bedeutende Rolle der Muskelkraft als primär Einfluss gebende Variable auf die Knochenmasse vor dem Alter.

#### 9.2.8 Ergebnisse der Gesamt- und der trabekulären Knochendichtemessung

Die Auswertung ergab, dass die Mittelwerte der Gesamtknochendichte ( $\text{Tot-BD}_{\text{gesamt}} = 375,13\text{mg/cm}^3$ ) und der trabekulären Knochendichte ( $\text{Trab-BD} = 189,59\text{mg/cm}^3$ ) mit anderen Studien vergleichbar sind. Schneider et al. stellten zwar geringere trabekuläre und Gesamtknochendichten fest (128), allerdings wertete er nur die Daten von Frauen im Alter von 43-86 Jahren aus. Sievänen et al. stellten etwas höhere Spongiosadichten fest (140). Dies kann aber ebenfalls auf die unterschiedliche Zusammensetzung des Probandenguts bedingt sein, da dort sehr viel jüngere Probanden (Durchschnittsalter: 32a) untersucht wurden.

#### 9.2.9 Korrelationen der Gesamt- und die trabekuläre Knochendichte mit dem maximalen Drehmoment und dem Alter

Die Korrelationsauswertung von Gesamtknochendichte und trabekulärer Knochendichte mit dem maximalen Drehmoment ergab signifikante ( $p = 0,01$ ) positive Zusammenhänge mit Korrelationskoeffizienten von  $r_{\text{Tot-BD}} = 0,457$  und  $r_{\text{Trab-BD}} = 0,508$ . Die Trennung nach Geschlecht führte bei den Probandinnen zu immer noch signifikanten allerdings weniger engen positiven Zusammenhängen. Bei den Männern zeigte sich weder bei der trabekulären noch bei der Gesamtknochendichte mit dem maximalem Drehmoment ein Zusammenhang.

Setzt man diese beiden Knochendichteparameter in Bezug zum Alter, war bei den jungen Probanden/innen kein Zusammenhang eruierbar. Die älteren Probanden/innen als Gesamtgruppe zeigten zwar signifikante ( $p = 0,01$ ) negative Zusammenhänge zwischen Gesamtknochendichte bzw. trabekuläre Knochendichte und dem Alter, allerdings waren das Ausmaß des Zusammenhangs stets geringer als bei der Gegenüberstellung mit dem maximalen Drehmoment. Nach einer Differenzierung nach dem Geschlecht waren die Zusammenhänge ebenfalls weniger stark ausgeprägt. Bei Männern ließ sich kein Zusammenhang mehr von Alter und trabekulärer Knochendichte erkennen. Wiederum bestätigt sich, dass das maximale Drehmoment in stärkerem Zusammenhang mit diesen Knochenstatusparametern steht als das Alter.

Im klinischen Alltag wird bei eine Knochendichteuntersuchung mittels peripherer quantitativer Computertomographie besonderen Wert auf die Berechnung der trabekulären

Knochendichte gelegt, da eine Osteoporoseerkrankung vorwiegend durch Spongiosaverlust gekennzeichnet ist (102). Auch die Gesamtknochendichte wird häufig diagnostisch ausgewertet, da sie den durchschnittlichen Knochenmineralgehalt quantifiziert und somit zusätzlich Differentialdiagnosen wie Osteomalazie und lokalisierte Osteolysen aufdecken kann. Für die trabekuläre und die Gesamtknochendichte sind Referenzwerte verfügbar, wobei auffällig ist, dass sich diese am Alter orientieren. Eine Graphik im Anhang (s. Anhang S.9) grenzt genaue, altersbezogene Normbereiche ab. Da sich nach unseren Ergebnissen aber zeigt, dass sich diese beiden Parameter durch einen stärkeren Zusammenhang mit dem maximalen Drehmoment auszeichnen, sollte die bestehende Methode der altersbezogenen Knochendichteinterpretation neu überdacht werden.

#### 9.2.10 Korrelationen des maximalen Drehmoments mit den Knochenstatusparametern

Im Hinblick auf die Frage, welcher der einzelnen Knochenstatusparameter am besten einen Zusammenhang mit dem maximalen Drehmoment widerspiegelt, ist ein Vergleich der einzelnen Drehmomentkorrelationen angebracht.

Im 4%-Messbereich kann die kortikale Knochendichte nicht interpretiert werden kann (s.o.). Trabekuläre und Gesamtknochendichte zeichnen sich durch ausgeprägte Schwankungen um die Trendlinie aus. Knochenmasse und SSI-Wert hingegen sind Parameter, die stärkere Zusammenhänge aufweisen.

Im 14%- sowie im 38%-Messbereich sind die Korrelationen mit dem SSI und der Knochenmasse ebenfalls gut ausgeprägt, während die kortikale Knochendichte als sehr konstanter Parameter nicht mit dem Drehmoment korreliert. Man muss hier differenzieren zwischen kortikaler Knochendichte und kortikaler Struktur: die Dichte ist ein relativ konstanter Parameter, während die Struktur der Kortikalis durchaus Veränderungen unterliegt. Beispielsweise im Rahmen der Altersatrophie wird kortikaler Knochen abgebaut (102), ohne dass sich seine Dichte ändern muss.

Zusammengefasst bedeutet dies, dass Messparameter, die überwiegend kortikale Strukturen (z.B. SSI und Knochenmasse) beinhalten, stärker mit der maximalen Muskelkraft korrelieren, als Parameter, die sich vornehmlich aus trabekulären Strukturen zusammensetzen.

Diese Beobachtungen lassen sich wie folgt erklären. Durch Muskelkontraktionen wird die maximale Kraft auf den Knochen als Ganzes übertragen und führt dabei zu Verformungen im Bereich der Kortikalis und der Spongiosa. Diese Verformungen führen über Modeling-, Remodeling- und Couplingprozesse zu Strukturveränderungen im Knochen und dienen der optimalen Anpassung der Knochenarchitektur an die Stabilitätsbedürfnisse.

Die hier beobachteten unterschiedlich starken Zusammenhänge von maximalen Drehmoment und den verschiedenen Parametern des Knochenstatus können durch das unterschiedliche Ausmaß der Verformungskräfte erklärt werden. Bei Biege- und Torsionsbeanspruchungen des Knochens ist die Verformung an den äußeren, kortikalen Strukturen höher als an zentral liegenden, inneren, trabekulären Strukturen. Hierdurch erklärt sich der stärkere Einfluss der maximalen Kraftentwicklung auf Knochenstatusparameter, die kortikale Strukturen enthalten, wie den SSI und die Knochenmasse. Unterstützt wird diese Erklärung auch durch Untersuchungen über den Einfluss von gesteigerter körperlicher Aktivität auf Veränderungen von Knochenstatusparametern. Anhand von DXA-Messungen an der Wirbelsäule konnte gezeigt werden, dass Veränderungen verstärkt an Aufnahmen zu erkennen sind, in denen besonders kortikale Strukturen zur Geltung kommen (124). Ein weiteres Argument für den stärkeren Zusammenhang von maximalem Drehmoment und Knochenstatusparametern, die vermehrt kortikale Strukturen enthalten, kann durch die unterschiedliche Konnektion der einzelnen Knochenstrukturen mit der Muskulatur bedingt sein. Der Muskel überträgt seine Kraft auf trabekuläre Strukturen nur indirekt, da die Sharpey'schen Fasern in den Sehnenansätzen lediglich in das Periost und die Kortikalis einstrahlen (129). Die Kortikalis hingegen ist durch diese Fasern den maximalen Kraftentwicklungen direkt ausgesetzt ist. Hierdurch treten vermutlich stärkere Reize auf die kortikalen Strukturen auf.

Mit diesen Überlegungen soll nicht der Einfluss von Muskelkraft auf die trabekuläre Knochendichte oder die Gesamtknochendichte abgestritten werden; die Ausrichtung der spongiösen Knochenstruktur nach den Trajektionslinien belegt den Einfluss exogener Faktoren auf die trabekuläre Knochenarchitektur. Diese Dichtewerte scheinen nach der Auswertung jedoch weniger stark direkt von Krafteinwirkungen durch Muskelkontraktionen beeinflusst zu werden.

#### 9.2.11 Diskussion des Messortes

In der Bewertung des Zusammenhangs verschiedener Parameter des Knochenstatus und des Drehmoments bleibt die Frage zu klären, wo gemessen werden sollte. Da nicht alle Parameter aus anatomischen Gegebenheiten überall gemessen werden können, ist nur der Vergleich von SSI, Knochenmasse und kortikaler Knochendichte an den drei Messstellen möglich.

Vor dem Hintergrund der problematischen Messung der kortikalen Knochendichte im 4%-Messbereich ist der SSI in diesem Messbereich, da er die Kortikalisdichte in seiner Formel beinhaltet, ebenfalls nur bedingt interpretierbar. Hinzu kommt, dass der SSI ein Festigkeitsparameter ist, der die Stabilität des Knochens auf Biegung und Torsion bestimmt.

Im 4%-Messbereich treten aber überwiegend axiale Belastungen auf. Es ist nicht geklärt, ob der SSI für diesen Bereich optimal geeignet ist. Da die Auswertung allerdings vergleichbar hohe Korrelationen zwischen SSI und Drehmoment in allen drei Messbereichen bestätigt, scheinen die beschriebenen Probleme nicht sehr stark ins Gewicht zu fallen. Um definitive Sicherheit zu erhalten, müßte untersucht werden, wie hoch die partiellen Volumeneffekte der Kortikalisdichtemessung im 4%-Bereich sind und ob die Stabilitätsmessung durch den SSI auch für axiale Krafteinwirkungen geeignet ist.

Die Studie konnte zeigen, dass das Ausmaß des Zusammenhangs nicht wesentlich vom Messort abhängt. Wie stark der Zusammenhang ausfällt, hängt in erster Linie vom Messparameter ab. Dabei zeigten sich die stärksten Zusammenhänge zum SSI und zur Knochenmasse, unabhängig vom Messort.

Im klinischen Alltag ist im Hinblick auf eine mögliche Fraktur die schwächste Stelle, der 4%-Messbereich, von besonderem Interesse. In diesem Bereich ist man mittels pQCT in der Lage, zwischen kortikalen und trabekulären Strukturen zu differenzieren. In der Diagnostik einer Osteoporose ist die trabekuläre Knochendichte in erster Linie deshalb relevant, da diese Strukturen besonders reduziert sind. Eine isolierte Messung der trabekulären Knochendichte zur Bewertung des Knochenstatus muss nach Auswertung dieser Studie skeptisch betrachtet werden. Hintergrund ist, dass die trabekuläre Knochendichte schon bei gesunden Probanden/innen individuell stark schwankt. Signifikante Zusammenhänge mit dem Alter waren nur teilweise in der Subgruppe der älteren Probanden nachweisbar. Ferner gibt die trabekuläre Knochendichte nur eine Materialdichte wieder, während beispielsweise der SSI neben Materialeigenschaften zusätzlich geometrische Faktoren berücksichtigt und damit vermutlich besser für eine Frakturrisikoabschätzung geeignet ist. Um dies beweisen zu können, sind aber prospektive Studien nötig, die über Jahre die trabekuläre Knochendichte, den SSI und die Frakturrate analysieren. Studien von Feretti et al. (35) zeigen aber jetzt schon, daß der SSI-Wert stark mit der Bruchfestigkeit korreliert ( $r = 0.94$ ;  $p = 0,001$ ), so dass dieser Parameter im Hinblick auf eine Frakturrisikoabschätzung geeignet sein könnte.

#### 9.2.12 Vergleich mit Ergebnissen anderer Autoren

Der Zusammenhang von Knochenstatusparametern und Muskelkraft wurde kürzlich durch Tierexperimente bestätigt. Eine Untersuchung von Li et al. (84) an Mäusen zeigte starke, positive Korrelationen von maximaler Muskelkraft mit Knochendichten ( $r = 0,89$ ,  $p = 0,001$ ). Problematisch in dieser Studie war die maximale Muskelkraftmessung; objektiver könnte der Muskelquerschnitt bestimmt werden. Korrelationen zwischen Muskelquerschnitts- und

Knochendichtewerten ergaben mittlere Zusammenhänge ( $r = 0,53$ ,  $p = 0,01$ ). Knochenstatusmessungen mittels pQCT können nicht nur an der oberen Extremität, sondern auch an der unteren Extremität erfolgen. Eine Studie, die sich ebenfalls mit dem Zusammenhang von Muskelkraft und Knochenstatus beim Menschen beschäftigt, wurde an der Tibia durchgeführt. Auch hier untermauerten starke, positive Korrelationen ( $r =$  zwischen  $0,66-0,74$ ,  $p < 0,001$ ) zwischen Muskel- und Knochenquerschnittsfläche an allen gemessenen Schnittstellen (4%-, 14%- 33%-, 66%- Messbereich) die Interaktion (118).

Hasegawa et al. (57) fanden ebenfalls signifikante, positive Zusammenhänge von Faustschlusskraft und SSI (gemessen im 66%-Messbereich des Radius) ( $r = 0,59$ ,  $p =$  wurde nicht angegeben) an der nicht dominantem Hand.

Da die Methodik bei den genannten Studien von dieser Studie differiert (unterschiedliche Messpunkte bei der Knochenstatusmessung, verschiedene Parameter zu Objektivierung des muskulären Status) sind die Daten mit den hier ermittelten Ergebnissen nur tendenziell vergleichbar. Alle Studien belegen jedoch, dass Knochen- und Muskelstatus stärker als bisher vermutet miteinander in Beziehung stehen.

### 9.2.13 Limitationen der Studie

Diese Studie kann als Anstoß dienen, die Krafteinwirkung von Muskelkontraktionen auf den Knochen als bedeutenden Einflussfaktor in den Mittelpunkt zu stellen. Allerdings muss daraufhin gewiesen werden, dass die Studie einige Einschränkungen beinhaltet. Aufgrund der geringen Probanden/innenzahl und der nicht repräsentativen Aufteilung der Alters- und Geschlechtsgruppe sollten die Ergebnisse nur als mehr oder weniger deutliche Tendenzen betrachtet werden. Insbesondere müssen alle Ergebnissen, die an männlichen Probanden erhoben wurden, kritisch betrachtet werden. Zwar waren bei beiden Geschlechtern stets die Tendenzen vergleichbar, exakte Verhältnisse und Beziehungen verbieten sich aber aufgrund der Inhomogenität der Untersuchungspopulation. Umfangreichere Studien mit höheren Teilnehmer/innenzahlen, repräsentativen Geschlechts- und Altersverteilungen, zusätzliche Analysen über Veränderungen im Wachstum und die eventuell vergleichende Untersuchung mit kranken Personen sind nötig. Ferner sollte die zeitliche Abfolge von Veränderungen der Muskelkraft und ihre Konsequenzen auf verschiedene Knochenstatusparameter durch prospektive Studien durchleuchtet werden, da diese Querschnittsstudie keine Aussagen über die Veränderung des Knochenstatus treffen kann. Eine Langzeitstudie wäre dringend notwendig, um individuelle Schwankungen festzustellen, ihr Ausmaß zu quantifizieren und weiteren möglichen Einflussfaktoren auf die Spur zu kommen.



Auch wenn die hier ermittelten Ergebnisse den Anschein erwecken, dass ein direkter Zusammenhang zwischen maximaler Krafteinwirkung und Knochenstatus vorliegt, kann eine Messung des muskulären Status (noch) nicht eine Densitometrie ersetzen. Messungen der Maximalkraft bzw. des maximalen Drehmoments unterliegen, wie in 3.3 ausgeführt, motivierenden Einflüssen und tagesrhythmischen Schwankungen. Eine Verwendung dieses Zusammenhangs „Knochenstatusparameter und Drehmoment“ als diagnostisches Instrument setzt eine Drehmomentmessung an möglicherweise kranken Patienten voraus. Hier werden vermutlich noch stärkere individuelle Schwankungen (z. B. durch eine verminderte Belastung des kardiovaskulären Systems) auftreten.

Eine objektivere Methode zur Bestimmung der Krafteinwirkung auf den Knochen, die Motivation und Tagesrhythmik außen vor lassen würde, wäre die Messung der fettfreien Körpermasse oder Muskelflächenmessungen. Eine Studie von Häkkinen et al. (54) zeigt, dass bei gesunden Frauen im Alter zwischen 26-75 Jahren die Muskelquerschnittsfläche sehr gut mit der Maximalkraft korreliert ( $r = 0,82$ ,  $p = 0,001$ ).

Hinzu kommt, dass bei alleiniger Betrachtung des muskulären Status als Grundlage zur Einschätzung des Knochenstatus zusätzlich beachtet werden muss, dass der Muskelstatus schneller als der Knochenstatus an veränderte Beanspruchungen adaptiert werden kann.

#### 9.2.14 Ausblick

Dennoch soll ein Ausblick die u.U. weitreichenden Konsequenzen vorwegnehmen, die sich bei Etablierung dieses Zusammenhangs ergeben könnten.

Im Sinne der Grundlagenforschung können diese Ergebnisse dazu beitragen, dass verstärkt nach physiologischen Mechanismen geforscht wird, wie Knochenfestigkeit durch äußere Faktoren entsteht und beeinflusst wird. Die hier gewonnenen Ergebnisse geben Hinweise, dass mechanische Krafteinwirkung ein entscheidender Faktor hierbei ist.

Stellen sich Krafteinwirkung auf den Knochen durch Muskelkontraktionen als führender Einflussgeber auf die Knochendichte und die Knochenstabilität dar, könnte eventuell eine Kraftmessung Informationen auf den Stabilitätszustand des Knochens geben. Ein starker Zusammenhang zwischen Muskelkraft und SSI wurde mehrfach belegt (130,133,57). Die Korrelation von maximaler Muskelkraft und verschiedenen Knochenstatusparametern könnte zur Ermittlung von Normwerten führen, die Unterstützung in der Diagnostik pathologischer Zustände lieferten. Schönau et al. (133) haben hierzu einen Vorstoß geleistet, indem sie ein Diagramm veröffentlichten, das als Achsen Muskelkraft und SSI darstellt. In diesem werden Normbereiche festlegt, Abweichungen als pathologische Befunde deklariert. Anhand dieses

Diagramms kann man nun primäre von sekundären Knochenerkrankungen differenzieren. Bei reduzierter Knochenfestigkeit und normaler maximaler Muskelkraft erkennt man so primäre Osteopathien; fügt sich zur verminderten Knochenfestigkeit eine Verringerung der Maximalkraft, spreche dies für eine sekundäre Osteopathie z.B. durch Immobilisation. Das Diagramm ist leider nur schematisch veröffentlicht, es enthält noch keine Absolutwerte für diagnostische Zwecke.

Da die Abweichungen der maximalen Kraft Hinweis auf konsekutive Veränderungen der Knochenstabilität liefern kann, wäre eine solche Normwerte im klinischen Alltag nützlich als nicht-invasive und kostengünstige Methode, die zeitsparend und mit einfachen Mitteln Hinweise auf die eine verminderte Stabilität und ihre Ursache gibt. Allein die Bestimmung des maximalen Drehmoments wird vermutlich nicht ausreichen, um Rückschlüsse auf die Knochenstabilität zu treffen, da bei einer primären Osteopathie nach Schönau et al. die Muskelkraft durchaus normal sein kann, man aber verminderte Knochenfestigkeitswerte vorfinden kann. Ferner würden möglicherweise bei rein neurologischen Erkrankungen reduzierte Maximalmuskelkräfte registriert werden, ohne dass wirklich eine verminderte Knochenstabilität bewiesen ist. Hinzu kommt, dass das Drehmoment zwar rein technisch ein leicht zu messender Parameter ist, allerdings dieser auch leicht beeinflussbar ist.

Bei Bestätigung eines führenden Zusammenhangs zwischen maximalem Drehmoment und verschiedenen Knochenstatusparametern könnte das maximale Drehmoment als neue Variable in der Diagnostik, Therapie und Prävention eingehen. Es könnte beispielsweise für präventive Screeninguntersuchungen nützlich werden, die derzeit noch nicht generell propagiert werden. Hohe Kosten, große Graubereiche in der Differenzierung zwischen Risikopatienten und gesunden Personen und umstrittene Schwellenwerte für Interventionen werden gegen flächendeckendes Screening angeführt (90,80). Zumindest die ersten beiden Argumente könnten bei Bestätigung eines starken Zusammenhangs verworfen werden. Schließlich könnte im Bereich der Therapie und Prävention mittels speziellem Muskeltraining der Status des Knochens verbessert und somit dem Krankheitsbild der pathologischen Knochendichteverminderung Einhalt geboten werden.

## 10 Resume

Die Auswertung dieser Querschnittstudie mit 366 Probanden/innen bekräftigt einen starken Einfluss von Muskelkraft auf den Knochenstatus.

Der Vergleich sämtlicher Korrelationsanalysen bestätigt, dass einige Parameter des Knochenstatus und insbesondere der Festigkeitsindex SSI und die Knochenmasse mit dem Drehmoment statistisch in starkem Zusammenhang stehen. Im Gegensatz dazu zeigt die Korrelation dieser Werte mit dem Alter bis auf wenige Ausnahmen höhere Streubreiten und niedrigere Korrelationskoeffizienten auf geringeren Signifikanzniveaus.

Die gewonnenen Ergebnisse erhärten alle Studien, die einen Einfluss von Muskelkraft insbesondere auf die kortikale Struktur beschrieben haben. Das Alter als primärer Einflussfaktor muss nach diesen Ergebnissen differenzierter betrachtet werden. Die Assoziation der Knochenstatusparameter mit dem Alter sind deswegen nicht falsch oder unbedeutend, lediglich ihre Relevanz muss überdacht werden.

Die Verwendung einer Drehmomentmessung als neues Kriterium zur Beurteilung des Knochenstatus kann zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht generell propagiert werden. Aufgrund dieser Studie ergibt sich aber der begründete Hinweis, dass die derzeitige Betrachtung von Knochenstatusparametern mit dem Alter Limitationen unterliegt. Aufgrund der eingeschränkten Datenlage kann eine Drehmomentmessung die vorhandene Gegenüberstellung von Knochenstatusparameter mit dem Alter momentan nur ergänzen.

## 11 Zusammenfassung

Klinisch bedeutsame Veränderungen des Knochenstatus resultieren meist in einer Verminderung der Knochendichte bis hin zu einer manifesten Osteoporose. Heutzutage werden zur Überprüfung des Knochenstatus häufig Knochendichtemessungen durchgeführt. Die Ergebnisse werden lediglich in Bezug zum Alter interpretiert. Zahlreiche Studien haben aber Hinweise gegeben, dass der Knochenstatus in führender Weise vom Ausmaß der muskulären Beanspruchung mitgeprägt wird.

Bei vermehrter Muskelkraftentwicklung kommt es zu Verformungen des Knochens bis hin zu Mikrofrakturen, die Anreiz für Umbauprozesse sind. Mittels Modeling, Remodeling und Coupling wird die Architektur des Knochens so gestaltet, dass ein möglichst stabiler Knochen entsteht. Muskelkraft und Knochenstabilität stehen damit nicht nur in direktem Zusammenhang, sie bilden auch ein Regelwerk mit Kopplungsmechanismen.

Anhand einer Querschnittsstudie an 366 Probanden/innen im Alter von 18-82 Jahren wurde deshalb überprüft, ob sich ein Zusammenhang von verschiedenen Knochenstatusparametern mit der Muskelkraft nachweisen läßt. Die einzelnen Knochenstatusparameter (SSI, kortikale Knochendichte, trabekuläre Knochendichte, Gesamtknochendichte, Knochenmasse) wurden mittels pQCT am rechten Radius an drei verschiedenen Messstellen (4%-, 14%- und 38%-Messbereich) ermittelt. Die Muskelkraft wurde isometrisch als maximales Drehmoment der rechten Unterarmbeuger gemessen. Die Knochenstatusparameter wurden einerseits mit dem maximalen Drehmoment und andererseits mit dem Alter korreliert, um das Ausmaß des Zusammenhangs zu überprüfen.

Bei der Auswertung ergab sich, dass die kortikale Knochendichte ein relativ konstanter Parameter ist, dessen isolierte Messung nur geringe Aussagen über den Knochenstatus zuläßt. Insbesondere im 4%-Messbereich müssen bei der Interpretation Messfehler durch partielle Volumeneffekte berücksichtigt werden. Korrelationen mit dem maximalen Drehmoment waren nicht belegbar. Die trabekulären Knochendichten und die Gesamtknochendichten wiesen interindividuell starke Schwankungen auf. Es zeigten sich meist mittlere Zusammenhänge mit dem maximalen Drehmoment.

Der Festigkeitsindex SSI und die Knochenmasse hingegen zeichneten sich durch ausgeprägte Zusammenhänge mit dem maximalen Drehmoment aus.

Korrelationen von Knochenstatusparameter mit dem Alter wiesen bis auf wenige Ausnahmen höhere Streubreiten, niedrigere Korrelationskoeffizienten und geringere Signifikanzniveaus aus.

Die Ergebnisse zeigten insgesamt, dass Krafteinwirkungen auf den Knochen durch Muskelkontraktionen, hier ausgedrückt durch das maximale Drehmoment, in engem Zusammenhang mit einigen Knochenstatusparametern (SSI, Knochenmasse) stehen. Die Wertigkeit des Alters sollte aufgrund unserer Ergebnisse überdacht werden.

- (1) Alexandersen, P., Riis, B.J., Christiansen, C.  
Monoflourphosphate combined with hormone replacement therapy induces a syneristic effect on bone mass by dissociating bone formation and resorption in postmenopausal women: a randomized study.  
J. Clin. Endo. Metab. 84 (1999) 3013-3020
- (2) Alfredson, H., Nordström, P., Pietilä, T., Lorentzon, R.  
Long-term loading and regional bone mass of the arm in female volleyball players.  
Calif. Tissue Int. 62 (1998) 303-308
- (3) Andrews, A.W., Thomas, M.W., Bohannon, R.W.  
Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers.  
Phys. Ther. 76 (1996) 248-259
- (4) Aszeni, A.  
Review Article: Biomechanics and Galileo Galilei.  
J. Biomech. 26 (1993) 95-100
- (5) Augat, P., Reeb, H., Claes, L.  
Second moment of inertia of the distal radius and the femoral neck.  
24. International Symposium of Calcified Tissue, Aarhus, Denmark, 1995
- (6) Augat, P., Gordon, C.L., Lang, T.F., Iida, H., Genant, H.K.  
Accuracy of cortical and trabecular bone measurements with peripheral quantitative computed tomography (pQCT).  
Phys. Med. Biol. 43 (1998) 2873-2883
- (7) Birkhäuser, M.H.  
Osteoporoseprophylaxe mit Östrogenen.  
In: „Osteoporose: moderne Diagnostik-therapeutische Konsequenzen für Klinik und Praxis“, Seibel M.J., Kraenzlin M.E. (Hrsg.), Karger, Freiburg, 1995, 47-52
- (8) Black, D.M., Cummings, S.R., Karpf, D.B., Cauley, J.A., Thomson, D.E., Nevitt, M.C., Bauer, D.C., Genant, H.G., Haskell, W.L., Marcus, R., Ott, S.M., Torner, J.C., Quandt, S.A., Reiss, T.F., Ensrud, K.E.  
Randomised trial of effects of Alendronate on risk of fracture in women with existing vertebral fractures.  
Lancet 348 (1996) 1535-1541
- (9) Binderman, I., Shimshoni, Z., Somjen, D.  
Biochemical pathways involved in the translation of physical stimulus into biological message.  
Calcif. Tissue Int. 36 Suppl. (1984) 82-85
- (10) Bottermann, P.  
Moderne Behandlung der Osteoporose.  
Internist 35 (1994) 1105-1117

Zitat 2.2.6: Seite 1106

- (11) Burckhardt, P.  
Vitamin D in der Osteoporose-Behandlung.  
In: „Osteoporose: Moderne Diagnostik-therapeutische Konsequenzen für Klinik und Praxis“,  
Seibel, M.J., Kraenzlin, M.E. (Hrsg.), Karger, Freiburg, 1995, 63-68
- (12) Burnand, B.  
Epidemiologie der Osteoporose.  
Ther. Umsch. 48 (1991) 61-65
- (13) Capozza, R., Ma, Y.F., Ferretti, J.L., Meta, M., Alippi R., Zanchetta J., Jee W.S.S.  
Tomographic (pQCT) and biochemical effects of hPTH (1-38) on chronically immobilized or  
overloaded rat femurs.  
Bone 17 Suppl. (1995) 23-239
- (14) Cardona, J.M., Pastor, E.  
Calcitonin versus Etidronat for the treatment of postmenopausal osteoporosis: a meta-analysis  
of published clinical trials.  
Osteoporos. Int. 7 (1997) 165-174
- (15) Chapuy, M. C., Arlot, M.E., Duboeuf, F., Brun, J., Crouzet, B., Arnaud, S., Delmas, P.D.,  
Meunier, P.J.  
Vitamin D<sub>3</sub> and calcium to prevent hip fractures in elderly women.  
New Eng. J. Med. 327 (1992) 1637-1642
- (16) Chesnut, C.H.  
Bone mass and exercise.  
Am. J. Med. 95 Suppl. (1993) 34-36
- (17) Clinical Synthesis Conference, Milano, 1999.  
Hormone replacement therapy.  
Lancet 354 (1999) 152-155
- (18) Cooper, C., Campion, G., Melton, L.H.  
Hip fractures in the elderly: a worldwide projection.  
Osteoporos. Int. 2 (1992) 285-289
- (19) Cooper, C.  
The crippling consequences of fractures and their impact on quality of life  
Am. J. Med. 103 Suppl. (1997) 12-19
- (20) Cohn, S.H., Abesamis, C., Yasumura, S., Aloia, J.F., Zanzi, I., Ellis K.J.  
Comparative skeletal mass and radial mineral content in black and white women.  
Metabolism 26 (1977) 171-178

- (21) Conference report:  
Consensus development conference: diagnosis, prophylaxis, and treatment of osteoporosis  
Am. J. Med. 94 (1993) 646-650
- (22) Cummings, S. R., Kelsey, J. L., Nevitt, M.C., O'Dowd, J.  
Epidemiology of osteoporosis and osteoporotic fractures.  
Epidemiol. Rev. 7 (1985) 178-208
- (23) Dalsky, G.P., Stocke, K.S., Ehsani, A.A., Slatopolsky, E., Lee, W.C., Birge, S.J.  
Weight-bearing exercise training and lumbar bone mineral content in postmenopausal women.  
Ann. Int. Med. 108 (1988), 824-828
- (24) Dambacher, M.A., Huber, J., Merlin, C.  
Therapie und Prophylaxe.  
In: „Osteoporose. Leitfaden für die Praxis“, Merlin C. (Hrsg.), Hippokrates Verlag, Stuttgart, 1998, 55-81
- (25) Debrunner, A. M.,  
„Orthopädie, Orthopädische Chirurgie“  
Hans Huber Verlag, Bern, Göttingen, Toronto, Seattle, 1994
- (26) Delling, G., Hahn, M., Vogel, M.  
Pathophysiologie der Osteoporose.  
Radiologie 33 (1993) 433-438
- (27) Ducy, P., Amling, M., Takeda, S., Priemel, M., Schilling, A.F., Beil, F.T., Shen, J., Vinson, C., Rueger, J.M., Karsenty, G.  
Leptin inhibits bone formation through a hypothalamic relay: a central control of bone mass.  
Cell 100 (2000) 197-207
- (28) Düppe, H., Gärdsell, P., Johnell, O., Nilsson, B.E., Ringsberg, K.  
Bone mineral density, muscle strength and physical activity.  
Acta Orthop. Scand. 68 (1997) 97-103
- (29) Ehlenz, H., Grosser, M., Zimmermann, Zintel.  
„Krafttraining“  
BLV Verlagsgesellschaft mbH, München, Wien, Zürich, 1995, 5. Auflage, 11
- (30) Ellerington, M.C., Hillard, T.C., Whitcroft, S.I.J., Marsh, M.S., Lees, B., Banks, L.M., Whitehead, M.I., Stevenson, J.C.  
Intranasal salmon Calcitonin for the prevention and treatment of postmenopausal Osteoporosis.  
Calcif. Tissue International 59 (1996) 6-11
- (31) Europäische Kommission  
„Bericht über Osteoporose in der Europäischen Gemeinschaft - Aktion zur Prävention“



Amt für amtliche Veröffentlichung der Europäischen Gemeinschaften, Luxemburg (1999)

- (32) Faulkner K.G.  
Hip axis length and osteoporotic fractures.  
J. Bone Miner. Res. 10 (1995) 506-508
- (33) Felsenberg, D.  
Bilgebende Verfahren und Knochendichtemessungen.  
In: „Osteoporose. Moderne Diagnostik – therapeutische Konsequenzen in für Klinik und Praxis“, Seibel M.J., Kraenzlin M.E. (Hrsg.), Karger GmbH, Freiburg, 1995, 6-12
- (34) Felson, D. T., Zhang, Y., Hannan, M.T., Kannel, W.B., Kiel, D.P.  
Alcohol intake and bone mineral density in elderly men and women.  
Am. J. Epidemiol. 142 (1995) 485-492
- (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 18 (1996) 97-102
- (36) Ferretti, J.L.  
Gender-related differences in the relationship between densiometric values of whole-body mineral content and lean body mass in humans between 2 and 87 years.  
Bone 22 (1998) 683-690
- (37) Ferretti, J.L.  
Why the therapeutic effects on bone „mass“ and fracture incidence are not correlative  
In press  
Zitat aus 4.2.2: Seite 3  
Zitat aus 6: Seite 2
- (38) Fleisch, H.  
Biphosphate in der Osteoporosetherapie.  
In: „Osteoporose: Moderne Diagnostik-therapeutische Konsequenzen für Klinik und Praxis“, Seibel, M.J., Kraenzlin, M.E. (Hrsg.), Karger, Freiburg, 1995, 53-57
- (39) Fleischer, H.  
„Grundlagen der Statistik.“  
Hofmann, Schondorf, 1988
- (40) Frost, H.M.  
Osteogenesis imperfecta. The set point proposal (A possible causative mechanism).  
Clin. Orthop. 216 (1987) 280-297  
Zitat aus 4.4.1: Seite 281
- (41) Frost, H.M.  
Transient-steady state phenomena in microdamage physiology: a proposed algorithm for lamellar bone.

Calcif. Tissue Int. 44 (1989) 367-381

- (42) Frost, H.M.  
A new direction for osteoporosis research: a review and proposal  
Bone 12 (1991) 429-437
- (43) Frost, H.M.  
Bone's structural adaptations to mechanical usage (SAMTU). A tutorial for clinicians (1995)  
In press
- (44) Frost, H.M.  
The biomechanical „Face“ of Osteoporosis: emerging views with insights from the Utah paradigm.  
In: Mechanical loading of bones and joints, Takahashi H.E. (Hrsg.), Springer-Verlag, Tokio, 1999, 3-12
- (45) Gasser, J.A.  
Assessing bone quality by pQCT.  
Bone, 17 Suppl. (1995) 145-154
- (46) Gaus, W., Hingst, V., Matter, R., Reinhardt, G., Seidel, H.J., Sonntag, H.-G.  
Arbeitsmedizin  
In: „Ökologisches Stoffgebiet“ Bob, A., Bob, K. (Hrsg.)  
Hippokratesverlag, Stuttgart, 1999, 3. Auflage
- (47) Glüer, C.-C., Jergas, M., Engelke, K., Grampp, S., Genant, H.K.  
Fortschritte in der Osteoporosediagnostik.  
Radiologe 33 (1993) 444-451
- (48) Griebel, J., Kellerer, A.M., Lengfelder, E., Schmid, E.  
Grundlagen der Strahlenbiologie  
In: „Radiologie. Lehrbuch für den 1. klinischen Studienabschnitt“, Lissner, J., Fink, U. (Hrsg.), Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1992, 4. Auflage, 31-50
- (49) Grinspoon, S.K., Baum, H.B.A., Kim, V., Coggins, C., Klibanski, A.  
Decreased bone formation and increased mineral dissolution during acute fasting in young women.  
J. Clin. Endocrinol. and Metab. 80 (1995) 3628-3633
- (50) Grinspoon, S., Miller, K., Coyle, C., Krempin, J., Armstrong, C., Pitts, S., Herzog, D., Klibanski, A.  
Severity of osteopenia in estrogen-deficient women with anorexia nervosa and hypothalamic amenorrhoea.  
J. Clin. Endocrinol. Metab. 84, (1999) 2049-2055
- (51) Goldsmith N.F., Johnston J.O.  
Bone mineral: Effects of oral contraceptives, pregnancy and lactation.

- J. Bone Joint Surg. 57 (1975) 657-673
- (52) Grosser, M., Zintl, F.  
„Studienbrief der Trainerakademie Köln des Deutschen Sportbundes; Studienbrief 20  
Training der konditionellen Fähigkeiten“  
Hofmann-Verlag, Schondorf, 1994, 2. Auflage, 63
- (53) Hagino, H., Teshima, K., Kishimoto, H., Kuranobu, K., Nakamura, T.  
The incidence of fractures of the proximal femur and the distal radius in Tottori prefecture,  
Japan.  
Arch. Orthop. Trauma Surg. 109 (1989) 43-44
- (54) Häkkinen, K., Häkkinen, A.  
Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at  
different ages.  
Eur. J. Appl. Physiol. 62 (1991) 410-414
- (55) Harms, V.  
„Biomathematik, Statistik und Dokumentation“  
Harms Verlag, Kiel, 6. Auflage, 1992
- (56) Harris, S.S., Dawson-Hughes, B.  
Caffeine and bone loss in healthy postmenopausal women.  
Am. J. Clin. Nutr. 60 (1994) 573-578
- (57) Hasegawa, Y., Schneider, P., Reiners, C.  
Age, sex and grip strength determine architectural bone parameters assessed by peripheral  
quantitative computed tomography (pQCT) at the radius.  
J. Biomech. 34 (2001) 497-503
- (58) Heany, R.P., Recker R.R.  
Effects of nitrogen, phosphorus, and caffeine on calcium balance in women.  
J. Lab. Clin. Med. 99 (1982) 46-55
- (59) Heikinheimo, R.J., Inkovaara, J.A., Harju, E.J., Haavisto, M.V., Kaarela, R. H., Kataja,  
J.M., Kokko, A. M.-L., Kolho, L.A., Rajala, S.A.  
Annual injection of Vitamin D and fractures of old bones.  
Calcif. Tissue Int. 51 (1992) 105-110
- (60) Heinonen, A., Kannus, P., Sievänen, H., Oja, P., Pasanen, M., Rinne, A., Uusi-Rasi, K.,  
Vuori, I.  
Randomised controlled trial of effect of high-impact exercise on selected risk factors for  
osteoporotic fractures.  
Lancet 348 (1996) 1343-1347
- (61) Heinonen, A., Kannus, P., Sievänen, H., Pasanen, M., Oja, P., Vuori, I.  
Good maintenance of high-impact activity-induces bone gain by voluntary, unsupervised

- exercise: an 8-month follow up of a randomized controlled trial.  
J. Bone Miner. Res. 14 (1999) 125 –128
- (62) Herold, G.  
„Innere Medizin“,  
G. Herold (Hrsg.), Köln, (1999)
- (63) Høidrup, S. Grønbæk, A., Lauritzen, J.B., Schroll, M.  
Alcohol intake, beverage preference, and risk of hip fracture in men and women.  
Am. J. Epidemiol. 149 (1999) 993-1001
- (64) Hollmann, W., Hettinger Th.  
„Sportmedizin, Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin“  
Schattauer Verlag, Stuttgart, 4. Auflage, (2000), 158-168, 494
- (65) Hosking, D., Chilvers, C., Christiansen, C., Ravn, P., Wasnich, R., Ross, P., McClung, M., Balske, A., Thomson, D., Daley, M., Yates, A.J.  
Prevention of bone loss with Alendronate in postmenopausal women under 60 years of age.  
New J. Med. 338 (1998) 485-492
- (66) Huddleston, A.L., Rockwell, D., Kulund, D.N., Harrison, B.R.  
Bone mass in lifetime tennis athletes.  
JAMA 244 (1980) 1107-1109
- (67) Institute of Medicine (USA)  
Dietary reference intake for calcium, phosphorus, magnesium, vitamin D, and flourid.  
Standing committee on the scientific evaluation of dietary reference intakes.  
Food and Nutrition Board, Washington DC, National Academy Press 1997
- (68) Isaksson, O.G.P., Edén, S., Jansson, J.-O.  
Mode of action of pituitary growth hormone on target cells.  
Ann. Rev. Physiol. 47 (1985) 483-499
- (69) Junqueira, L.C., Carneiro, J.  
„Histologie“  
Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York , 4. Auflage, 1996, 180-241
- (70) Kanis, J.A., Johnell, O., Gullberg, B., Allander, E., Dilson, G., Gennari, C., Vaz, A.L., Lyritis, G.P., Mazzuoli, G., Miravet, L., Passeri, M., Cano, R.P., Rapado, A., Ribot, C.  
Evidence of efficiency of drugs affecting bone metabolism in preventing hip fracture.  
BMJ 305 (1992) 1124-1128
- (71) Kapetanios, G., Symeonides, P.P., Dimitriou, C., Karakatas, K., Potoupnis, M.  
A double blind study of intranasal Calcitonin for established postmenopausal Osteoporosis.  
Acta Orthop. Scand. 68, Suppl. 275 (1997) 108-111
- (72) Karlsson, M.K., Johnell, O., Obrant, K.J.  
Bone mineral density in weight lifters.

Calcif. Tissue Int. 52 (1993) 212-215

- (73) Karpf, D.B., Shapiro, D.R., Seeman, E., Ensrud, K.E., Johnston, C.C., Adami, S., Harris, S.T., Santora, A.C., Hirsch, L.J., Oppenheimer, L., Thompson, D.  
Prevention of nonvertebral fractures by Alendronate, a meta-analysis.  
In: JAMA 277 (1997) 1159-1164
- (74) Kaye, M., Kusy, R.P.  
Genetic lineage, bone mass, and physical activity in mice.  
Bone 17 (1995) 131-135
- (75) Keith, A.  
Hunterian lecture on Wolff's law of bone-transformation  
Lancet 16 (1918) 250-252  
Zitat aus 1: Seite 250
- (76) Kirk, S., Sharp, C.F., Elbaum, N., Endres D.B., Simons S.M., Mohler J.G., Rude R.K.  
Effect of long distance running on bone mass in women.  
J. Bone Miner. Res. 4, (1989) 515-522
- (77) Kränzlin M.E.  
Sinnvolle Osteoporose-Diagnostik in der Praxis.  
In: „Osteoporose. Moderne Diagnostik-therapeutische Konsequenzen für Klinik und Praxis“,  
Seibel, M.J., Kränzlin, M. (Hrsg.), Karger GmbH, 1995, 24-29
- (78) Kuratorium Knochengesundheit e.V.  
„Pressemitteilung: Fit sein & Fit bleiben“  
Bezug nehmend auf H.W. Minne, In: Forschung und Praxis 247, (1997), 22-23
- (79) Langdahl, B.L., Eriksen, E.F.  
Genetics in Osteoporosis.  
In: „Novel Approaches to Treatment of Osteoporosis“, Erst Schering Research Foudation  
Workshop 25, Russell R.G.G., Skerry T.M., Kollenkirchen U. (Hrsg.), Springer Verlag,  
Berlin, Heidelberg, 1998
- (80) Law M.R., Wald N.J., Meade T.W.  
Strategies for prevention of osteoporosis and hip fracture.  
BMJ 303 (1991) 453-459
- (81) Law, M.R., Hackshaw, A.K.  
A meta-analysis of cigarette smoking, bone mineral density and risk of hip fracture:  
recognition of a major effect.  
AMJ 315 (1997) 841-846
- (82) Lemann, J., Litzow, J.R., Lennon, E.J.  
The effects of chronic acid loads in normal man: further evidence for the participation of bone  
mineral in the defense against chronic metabolic acidosis.

- J. Clin. Invest. 45 (1966) 1608-1614
- (83) Letzelter, H., Letzelter, M.  
„Krafttraining. Theorie, Methoden, Praxis“  
Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH, 2. Auflage, 1990, 46-52
- (84) Li, X., Mohan, S., Gu, W., Wergedal, J., Baylink, D.J.  
Quantitative assessment of forearm muscle size, forelimb grip strength, forearm bone mineral density, and forearm bone size in determining humerus breaking strength in 10 inbred strains of mice.  
Calif. Tissue Int. 68 (2001) 365-369
- (85) Lindsay, R.  
Hormone replacement therapy for prevention and treatment of Osteoporosis.  
Am. J. Med. 30 Suppl. (1993) 37-39
- (86) Lindsay, R., Cosman, F., Lobo, R.A., Walsh, B.W., Harris, S.T., Reagan, J.E., Liss, C.L., Melton, M.E., Byrnes, C.A.  
Addition of Alendronate to ongoing hormone replacement therapy in the treatment of Osteoporosis: a randomized, controlled clinical trial  
J. Clin. Endo. Metab. 84 (1999) 3076-3081
- (87) Lips P.  
Epidemiology and predictors of fractures associated with osteoporosis.  
Am. J. Med. 103 Suppl. (1997) 3-11
- (88) Lloyd, T., Rollings, N., Egli, D.F., Kieselhorst, K., Chinchilli, V.M.  
Dietary caffeine intake and bone status of postmenopausal women.  
Am. J. Clin. Nutr. 65 (1997) 1826-1830
- (89) Lowenthal, D.T., Kirschner, D.A., Scarpaga, N.T., Pollock, M., Graves, J.  
Effect of exercise of age and disease.  
South. Med. J., 87 Suppl. (1994), 5-12
- (90) Marshall, D. Johnell, O., Wedel, H.  
Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures.  
BMJ 312 (1996) 1254-1259
- (91) Martin R.B.  
Determinant of the mechanical properties of bones.  
J. Biomech. 24 (1991) 79-88
- (92) Maurer, B.  
Karl Culmann und die graphische Statik.  
Verlag für Geschichte und Naturwissenschaft und Technik, Berlin, 1998, Bericht Nr. 26

- (93) Mazess, R.B., Barden H.S.  
Bone density in premenopausal women: effects of age, dietary intake, physical activity, smoking, and birth-control pills.  
Am. J. Clin. Nutr. 53 (1993) 132-142
- (94) McDonagh, M.J.M., White, M.J., Davies, C.T.M.  
Different effects of ageing on the mechanical properties of human arm and leg muscles.  
Gerontology, 30 (1984), 49-50
- (95) Mehling F.N. (Hrsg.)  
„Knaurs Lexikon von A-Z“,  
Droemersch Verlaganstalt Th. Knaur Nachf. 1996
- (96) Merlin, C.  
Diagnostik.  
In: „Osteoporose. Leitfaden für die Praxis“, Merlin C. (Hrsg.), Hippokrates Verlag, Stuttgart, 1998, 23-35  
Zitat Seite 27: S.32
- (97) Meunier, P.J.  
Bone forming agents.  
Osteoporos. Int. 6 Suppl. (1996), Abstract OWe042, 94
- (98) Miller, P.D., Watts, N.B., Licata, A.A., Harris, S.T., Genant, H.K., Wasnich, R.D., Ross, P.D., Jackson, R.D., Hoseyni, M.S., Schoenfeld, S.L., Valent, D.J., Chesnut, C. H.  
Cyclical Etidronat in the treatment of postmenopausal osteoporosis: efficacy and safety after seven years of treatment.  
Am. J. Med.103 (1997) 468-476
- (99) Minne, H.W., Pfeiffer, M., Allolio, B.  
Knochenerkrankungen.  
In: „Innere Medizin“, Classen, M., Diehl, V., Kochsiek, K. (Hrsg.), Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore, 1998, 4. Auflage, 957-966
- (100) National Institute of Health (NHI)  
Consensus development panel on optimal calcium intake.  
In: „Bericht über Osteoporose in der Europäischen Gemeinschaft 1998“, Europäische Kommission, Amt für amtliche Veröffentlichung der Europäische Gemeinschaften (Hrsg.), Luxemburg, 1997
- (101) New, S. A., Bolton-Smith, C., Grubb, D.A., Reid, D.M.  
Nutritional influences on bone mineral density: a cross-sectional study in premenopausal women.  
Am. J. Clin. Nutr. 65 (1997) 1831-1839
- (102) Niethard, F.U., Pfeil J.  
„Orthopädie“

Hippokrates Verlag, Stuttgart, 1997

- (103) Norimatsu, H., Mori, S., Uesato, T., Yoshikawa, T., Katsuyama, N.  
Bone mineral density of spine and proximal femur in normal and osteoporotic subjects in Japan.  
Bone Miner. 5 (1989) 213-222
- (104) Owen, R.A., Melton, L.J., Johnson, K.A., Ilstrup, D.M., Riggs, B.L.  
Incidence of Colles' fracture in a north American community.  
AJPH 72 (1982) 605-607
- (105) Paganini-Hill, A.  
Does estrogen replacement therapy protect against Alzheimer's disease?  
Osteoporosi. t 1. Suppl. (1997) 12-17
- (106) Pak, C.Y.C., Sakhaee, K., Adams-Huet, B., Piziak, V., Peterson, R.D., Poindexter, J.R.  
Treatment of postmenopausal osteoporosis with slow-release sodium fluoride.  
Ann. Int. Med. 123(1995) 401-408
- (107) Paritt, A.M.  
Age-related structural changes in trabecular and cortical bone: cellular mechanisms and biochemical consequences.  
Calcif. Tissue Int. 36 Suppl. (1984) 123-128
- (108) Peichl, P.  
Epidemiologie der Osteoporose.  
In: „Osteoporose: Grundlagen, Diagnostik und Therapiekonzepte“, Bröll H., Dambacher M.A. (Hrsg.), Karger GmbH, Basel, (1996), 2-12
- (109) Petrides, P.E.,  
Endokrine Gewebe III: Hypothalamisch-hypophysäres System und Zielgewebe.  
In: „Biochemie und Pathobiochemie“, Löffler, G., Petrides, P. (Hrsg.), Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1997, 5. Auflage, 813-854
- (110) Petrides, E.P.  
Wasser und Elektrolythaushalt.  
In: Biochemie und Pathobiochemie, Löffler, G., Petrides, P. (Hrsg.), Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1997, 5. Auflage, 680-705
- (111) Petterson, U., Nordström, P., Lorentzon, R.  
A comparison of bone mineral density and muscle strength in young male adults with different exercise level.  
Calcif. Tissue Int. 64 (1999) 490-498
- (112) Pieper, B.  
Effekte einer niedrig dosierten Trinkwasserfluorierung auf die Knochendichte. Eine vergleichende Querschnittsuntersuchung zweier Stichproben aus Halle und Chemnitz.



Disserataion, Würzburg, 1997

- (113) Recker R.R., Davies K.M., Hinders S.M., Heaney R.P., Stegman M.R., Kimmel D.B.  
Bone gain in young adult women.  
JAMA 268 (1992) 2403-2408
- (114) Recker, R.R., Davies, K.M., Dowd, R.M., Heaney, R.P.  
The effect of low-dose continuous estrogen and progesterone therapy with calcium and vitamin D on bone in elderly women.  
Ann. Int. Med. 130 (1999) 897-904
- (115) Riggs, B.L., Melton, J.  
Evidence for two distinct syndroms of involutinal osteoporosis.  
Am. J. Med. 75 (1983) 899-901
- (116) Riggs, B.L., Hodgson, S.F., O'Fallon, W.M., Chao, E.Y.S., Wahner, H.W., Muhs, J.M., Cedel, B.S.N., Melton, L.J.  
Effect of flouride treatment on the fracture rate in postmenopausal women with osteoporosis.  
New Eng. J. Med. 322 (1990) 802-809
- (117) Ringe, J.D.  
Therapeutische Möglichkeiten beim osteoporotischen Syndrom.  
In: „Osteoporose: Moderne Diagnostik-therapeutische Konsequenzen für Klinik und Praxis“,  
Seibel, M.J., Kraenzlin, M.E. (Hrsg.), Karger, Freiburg, 1995, 43-46  
Zitat Seite 28: S.43
- (118) 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 human lower leg.  
Bone 27 (2000) 319-326
- (119) Ross, P.D.  
Clinical consequences of vertebral fractures.  
Am. J. Med. 103 Suppl. (1997) 30-43
- (120) Roesler, H.  
The history of some fundamental concepts in bone biomechanics.  
J. Biomech. 0 (1987), 1025-1034
- (121) Rössler, H., Rütger, W.  
„Orthopädie“  
Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore, 17. Auflage, (1997)
- (122) Rubin C.T.  
Skeletal strain and the functional significance of bone architecture.  
Calif. Tissue Int. 36 Suppl. (1984) 11-18

- (123) Rüesegger P., Durand E.P., Dambacher M.A.  
Differential effects of aging and disease on trabecular and compact bone density of the radius.  
Bone 12 (1991) 99-105
- (124) Sabo, D., Reiter, A., Pfeil, J., Güßbach, A., Niethard, F.U.  
Beeinflussung der Knochendichte durch extreme körperliche Belastung.  
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 134 (1996) 1-6
- (125) Scheidt-Nave, C., Ziegler, R., Raspe, H.  
Epidemiologie der Osteoporose  
Med. Klin. 93 Suppl. (1998) 7-11
- (126) Schettler, G., Greten, H.  
„Innere Medizin“  
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1990, 8. Auflage, Band 1
- (127) Schlumpf, U., Senn, E., Zindler-Schuler, B.  
Effekte von körperlicher Aktivität und physikalischer Therapie auf den Knochenstoffwechsel.  
In: „Osteoporose, 1. Interdisziplinäre Osteoporose-Symposium“, Seibel M.J., Kraenzlin M.E.  
(Hrsg.), Karger GmbH, Basel (1995) 75-84  
Zitat aus 2.2.6: Seite 75
- (128) Schneider, P.F., Fischer, M., Allolio, B., Felsenberg, D., Schröder, U., Semler, J., Ittner, J.R.  
Alendronate increases bone density and bone strength at the distal radius in postmenopausal women.  
J. Bone Miner. Res. 14 (1999) 1387-1393
- (129) Schiebler, T.H., Schmidt, W., Zilles, K.  
Anatomie.  
Springer-Verlag, Berlin, 1995
- (130) Schiessl, H., Ferretti, J.L., Tysarczk-Niemeyer, G., Willnecker, J.  
Noninvasiv bone strength index as analyzed by peripheral quantitative computed tomography (pQCT).  
Paediatr. Osteo. (1996) 141-146
- (131) Schönau, E., Werhan, E., Schiedermaier, U., Mokow, E., Schiessl, H., Scheidauer, K., Michalk, D.  
Influence of muscle strength on bone strength during childhood and adolescence.  
Horm. Res. 45 Suppl. (1996), 63-66
- (132) Schönau, E., Werhan, E., Schiedermaier U., Mokow, E., Scheidauer, K., Rietschel, E., Haverkamp F., Schiessl H., Michalk, D.  
Bone and muscle development during childhood in health and disease.  
Paediatr.Osteo. (1996) 147-158

- (133) Schönau, E., Neu, M., Mokov, E., Wassmer, G., Manz, F.  
Influence of puberty on muscle area and cortical bone area of the forearm in boys and girls.  
J. Clin. Endo. Metab. 85 (2000) 1095-1098
- (134) Seemann E.  
Osteoporosis in men: epidemiology, pathophysiology, and treatment possibilities.  
In: Am. J. Med. 95 Suppl. (1993) 5-22
- (135) Seeman, E.  
Introduction. Proceedings of a symposium. Advances in the epidemiology, prevention, and treatment of osteoporosis and fracture  
Am. J. Med. 103 Suppl. (1997) 1-2
- (136) Seeman, E.  
Osteoporosis: trials and tribulations.  
Am. J. Med. 103 Suppl. (1997) 74-89
- (137) Seibel M.J., Kränzlin M.E.  
Anhang.  
In: Osteoporose. Moderne Diagnostik – therapeutische Konsequenzen für Klinik und Praxis.  
1. Interdisziplinäres Osteoporose-Symposium (1. IDOS), Basel, Schweiz, 20. und 21. Oktober 1995.  
Seibel M.J., Kränzlin M.E. (Hrsg.),  
Karger GmbH, Freiburg, 1995, 122-125  
Zitat aus 5: Seite 122
- (138) Semler, J.  
Klinik und Differentialdiagnostik osteoporotischer Erkrankungen.  
In: Moderne Diagnostik -therapeutische Konsequenzen für Klinik und Praxis,  
1. Interdisziplinäres Osteoporose-Symposium, Seibel M.J., Kraenzlin M.E. (Hrsg.), (1995),  
Basel, 1-5
- (139) Siegenthaler, W., Kaufmann, W., Hornbostel, H., Waller, H.D.  
„Lehrbuch der inneren Medizin“  
Georg Thieme Verlag Stuttgart, NewYork, 1984
- (140) Sievänen, H., Koskue, V., Rauhio, A., Kannus, P., Heinonen, A., Vouri, I.  
Peripheral quantitativ computed tomography in human long bones: evaluation of in vitro and in vivo precision.  
J. Bone Miner. Res. 13 (1998) 871-882
- (141) Slemenda, C., Turner, C.H., Peacock, M., Christian, J.C., Sorbel, J., Hui, S.L., Johnston, C.C.  
The genetics of proximal femur geometry, distribution of bone mass and bone mineral density.  
Osteoporos. Int. 6 (1996) 178-182

- (142) Statistisches Bundesamt in Wiesbaden: Gesundheitsberichterstattung  
Bezug nehmend auf die EVOS-Studie des Institut für Sozialmedizin der Universität Lübeck,  
(1998)
- (143) Süddeutsche Zeitung  
Langes Leben in Japan, Deutschland auf Rang 22  
Vermischtes, Stadtausgabe M, 123 (05.06.2000) 16
- (144) Stuart, H.A., Klages, G.  
Kurzes Lehrbuch der Physik.  
Springer-Verlag, Berlin, 1994, 14. Auflage
- (145) Trotter, M., Broman, G., Petterson, R.  
Densities of bones of white and negro skeletons.  
J. Bone Joint Surg. 42 (1960) 50-58
- (146) Tucker, K. L., Hannan, M.T., Chen, H., Cupples, L.A., Wilson, P.WF., Kiel, D.P.  
Potassium, magnesium, and fruit and vegetables intake are associated with greater bone  
mineral density in elderly men and women.  
Am. J. of Clin. Nutr. 69 (1999) 727-736
- (147) Umemura Y., Ishiko T., Yamauchi T., Kurono M., Mashiko S.  
Five jumps per day increase bone mass and breaking force in rats.  
J. Bone and Miner. Res. 12 (1997) 1480-1485
- (148) Vuori, I., Heinonen, A., Sievänen, H., Kannus, P., Pasanen, M., Oja, P.  
Effects of unilateral strength training and detraining on bone mineral density and content in  
young women: a study of mechanical loading and deloading on human bones.  
Calcif. Tissue Int. 55 (1994) 59-67
- (149) Wolff, J.  
Das Gesetz der Transformation der Knochen - Reprint der Ausgabe Berlin Hirschwald  
(1892), (Hrsg. und Bearb. Wessinghage D.), Schattauer Verlag, Stuttgart, 1991  
Zitat aus 1: Seite 95
- (150) Wuttke W.  
Endokrinologie.  
In: „Physiologie des Menschen“, Schmidt, R.F., Thews, G. (Hrsg.), Springer-Verlag, Berlin,  
1995, 26. Auflage, 370-407
- (151) Zanchetta, J.R., Plotkin, H., Alvarez-Figeira, M.L.  
Bone mass in children: normative values for the 2-20 year-old population.  
Bone 16 Suppl. (1995) 393-399

Tabelle 8: Anzahl der Probanden/innen in den verschiedenen Altersgruppen

<b>Altersgruppe</b>	<b>Anzahl der Probanden/innen</b>	<b>Anzahl der Probanden/innen</b>	<b>Anzahl der Probanden/innen</b>
	<b>Meßort 4%</b>	<b>Meßort 14%</b>	<b>Meßort 38%</b>
18-20a	ges.: 14 w: 14 m: 0	ges.: 14 w: 14 m: 0	ges.: 14 w: 14 m: 0
21-25a	ges.: 78 w: 63 m: 15	ges.: 66 w: 55 m: 11	ges.: 66 w: 55 m: 11
26-30a	ges.: 44 w: 30 m: 14	ges.: 29 w: 21 m: 0	ges.: 29 w: 21 m: 0
31-35a	ges.: 16 w: 1 m: 15	ges.: 8 w: 1 m: 7	ges.: 8 w: 1 m: 7
36-40a	ges.: 19 w: 8 m: 11	ges.: 7 w: 3 m: 4	ges.: 7 w: 3 m: 4
41-45a	ges.: 9 w: 4 m: 5	ges.: 4 w: 3 m: 1	ges.: 4 w: 3 m: 1
46-50a	ges.: 14 w: 10 m: 4	ges.: 7 w: 7 m: 1	ges.: 7 w: 7 m: 1
51-55a	ges.: 65 w: 61 m: 4	ges.: 58 w: 57 m: 1	ges.: 58 w: 57 m: 1
56-60a	ges.: 63 w: 62 m: 1	ges.: 57 w: 56 m: 1	ges.: 57 w: 56 m: 1
61-65a	ges.: 32 w: 28 m: 4	ges.: 29 w: 27 m: 2	ges.: 29 w: 27 m: 2
66-70a	ges.: 6 w: 5 m: 1	ges.: 6 w: 5 m: 1	ges.: 5 w: 5 m: 0
71-75a	ges.: 5 w: 5 m: 0	ges.: 2 w: 2 m: 0	ges.: 2 w: 2 m: 0
81-85a	ges.: 1 w: 1 m: 0	ges.: 1 w: 1 m: 0	ges.: 1 w: 1 m: 0

Tabelle 9: Mittelwerte und Standardabweichungen der Drehmomentmessung bei den einzelnen Altersgruppen;

Altersgruppe	Mittelwerte des Drehmoments/(Nm)	Standardabweichung des Drehmoments	Mittelwerte des Drehmoments/(Nm)	Standardabweichung des Drehmoments	Mittelwerte des Drehmoments/(Nm)	Standardabweichung des Drehmoments
	Messort 4%	Messort 4%	Messort 14%	Messort 14%	Messort 38%	Messort 38%
18-20a	ges.: 44,16 w: 44,16 m: ---	ges.: 8,00 w: 8,00 m: ---	ges.: 44,16 w: 44,16 m: ---	ges.: 8,00 w: 8,00 m: ---	ges.: 44,16 w: 44,16 m: ---	ges.: 8,00 w: 8,00 m: ---
21-25a	ges.: 50,29 w: 43,65 m: 78,20	ges.: 16,07 w: 7,82 m: 10,84	ges.: 48,36 w: 42,56 m: 77,36	ges.: 15,38 w: 7,09 m: 12,62	ges.: 48,36 w: 42,56 m: 77,36	ges.: 15,38 w: 7,09 m: 12,62
26-30a	ges.: 58,29 w: 46,29 m: 84,02	ges.: 19,56 w: 8,41 m: 7,91	ges.: 56,58 w: 44,57 m: 88,13	ges.: 21,41 w: 8,80 m: 6,53	ges.: 56,58 w: 44,57 m: 88,13	ges.: 21,41 w: 8,80 m: 6,53
31-35a	ges.: 79,98 w: 43,00 m: 82,44	ges.: 17,88 w: --- m: 15,44	ges.: 78,00 w: 43,00 m: 83,00	ges.: 19,31 w: --- m: 14,20	ges.: 78,00 w: 43,00 m: 83,00	ges.: 19,31 w: --- m: 14,20
36-40a	ges.: 60,57 w: 41,55 m: 74,40	ges.: 19,41 w: 8,27 m: 11,42	ges.: 62,00 w: 43,66 m: 75,75	ges.: 20,43 w: 14,36 m: 10,44	ges.: 62,00 w: 43,66 m: 75,75	ges.: 20,43 w: 14,36 m: 10,44
41-45a	ges.: 61,74 w: 34,25 m: 83,74	ges.: 29,63 w: 5,85 m: 19,22	ges.: 45,75 w: 32,67 m: 85,00	ges.: 26,63 w: 6,03 m: ---	ges.: 45,75 w: 32,67 m: 85,00	ges.: 26,63 w: 6,03 m: ---
46-50a	ges.: 46,59 w: 38,12 m: 67,77	ges.: 16,38 w: 5,35 m: 15,54	ges.: 38,88 w: 36,00 m: 59,00	ges.: 8,97 w: 4,08 m: ---	ges.: 38,88 w: 36,00 m: 59,00	ges.: 8,97 w: 4,08 m: ---
51-55a	ges.: 38,16 w: 36,49 m: 63,68	ges.: 9,40 w: 6,69 m: 8,09	ges.: 38,84 w: 36,47 m: 58,00	ges.: 7,24 w: 6,73 m: ---	ges.: 38,84 w: 36,47 m: 58,00	ges.: 7,24 w: 6,73 m: ---
56-60a	ges.: 35,84 w: 36,61 m: 50,00	ges.: 7,68 w: 6,69 m: ---	ges.: 35,74 w: 35,48 m: 50,00	ges.: 7,58 w: 7,40 m: ---	ges.: 35,74 w: 35,48 m: 50,00	ges.: 7,58 w: 7,40 m: ---
61-65a	ges.: 38,76 w: 34,82 m: 66,35	ges.: 12,97 w: 7,56 m: 7,89	ges.: 36,52 w: 34,56 m: 63,00	ges.: 10,52 w: 7,58 m: 9,90	ges.: 36,52 w: 34,56 m: 63,00	ges.: 10,52 w: 7,58 m: 9,90

66-70a	ges.: 34,66 w: 30,60 m: 55,00	ges.: 10,69 w: 4,34 m: ---	ges.: 34,66 w: 30,60 m: 55,00	ges.: 10,69 w: 4,34 m: ---	ges.: 30,60 w: 30,60 m: ---	ges.: 4,34 w: 4,34 m: ---
71-75a	ges.: 30,28 w: 30,28 m: ---	ges.: 6,24 w: 6,24 m: ---	ges.: 30,00 w: 30,00 m: ---	ges.: 4,24 w: 4,24 m: ---	ges.: 30,00 w: 30,00 m: ---	ges.: 4,24 w: 4,24 m: ---
81-85a	ges.: 23,00 w: 23,00 m: ---	ges.: 23,00 w: 23,00 m: ---	ges.: 23,00 w: 23,00 m: ---	ges.: 23,00 w: 23,00 m: ---	ges.: 23,00 w: 23,00 m: ---	ges.: 23,00 w: 23,00 m: ---

Tabelle 10: Gruppenaufteilung „jung – alt“  
Anzahl der Probanden/innen in den beiden Subgruppen mit dazugehörigem  
Mittelwert des Drehmoments

	Anzahl der Pro- banden /innen	Mittel wert /(Nm)	Stan- dard- abwei- chung	Anzahl der Pro- banden /innen	Mittel wert /(Nm)	Stan- dard- abwei- chung	Anzahl der Pro- banden /innen	Mittel wert /(Nm)	Stan- dard- abwei- chung
Messort	4%	4%	4%	14%	14%	14%	38%	38%	38%
Frauen und Männer bis 30 Jahre	137	52,27	17,32	119	49,72	17,02	119	49,72	17,02
Frauen und Männer ab 31 Jahre	229	43,36	18,09	180	39,31	14,05	179	39,22	14,03
Frauen bis 30 Jahre	107	44,16	8,00	90	42,93	7,45	90	42,93	7,45
Frauen ab 31 Jahre	185	35,84	7,24	162	35,55	7,23	162	35,55	7,23
Männer bis 30Jahre	30	80,64	9,86	19	81,89	11,55	19	81,89	11,55
Männer ab 31 Jahre	44	75,00	15,60	18	73,17	15,30	17	74,24	15,07

Tabelle 11-13: Anzahl der Probanden, Mittelwerte und Standardabweichungen einzelner Knochenstatusparameter bei verschiedenen Messpunkten

Tabelle 11: Daten des 4% Messbereiches

	Anzahl der Probanden	Mittelwert	Standardabweichung
Drehmoment	ges.: 366 w: 292 m: 74	ges.: 46,53 w: 38,98 m: 77,29	ges.: 18,42 w: 8,51 m: 13,37
SSI	ges.: 366 w: 293 m: 74	ges.: 328,33 w: 283,45 m: 512,19	ges.: 128,20 w: 77,82 m: 118,58
Total-BD	ges.: 329 w: 281 m: 48	ges.: 375,15 w: 365,08 m: 434,64	ges.: 68,84 w: 59,32 m: 64,53
Cort-BD	ges.: 366 w: 292 m: 74	ges.: 778,87 w: 765,27 m: 842,48	ges.: 87,43 w: 57,03 m: 84,26
Trab-BD	ges.: 366 w: 292 m: 74	ges.: 189,59 w: 178,65 m: 234,89	ges.: 50,62 w: 45,19 m: 41,81
Knochenmasse	ges.: 320 w: 278 m: 42	ges.: 1,14 w: 1,07 m: 1,59	ges.: 0,26 w: 0,18 m: 0,24
Alter	ges.: 366 w: 292 m: 74	ges.: 42,53 w: 44,27 m: 35,68	ges.: 16,22 w: 16,72 m: 11,54

Tabelle 12: Daten des 14%-Messbereiches

	Anzahl der Probanden	Mittelwert	Standardabweichung
Drehmoment	ges.: 289 w: 252 m: 37	ges.: 43,24 w: 38,19 m: 77,65	ges.: 16,03 w: 8,14 m: 14,03
SSI	ges.: 289 w: 252 m: 37	ges.: 288,55 w: 268,27 m: 426,71	ges.: 78,49 w: 49,52 m: 98,43
Cort-BD	ges.: 288 w: 252 m: 36	ges.: 1148,85 w: 1149,17 m: 1146,64	ges.: 35,04 w: 35,09 m: 35,07
Knochenmasse	ges.: 289 w: 252 m: 37	ges.: 1,04 w: 0,99 m: 1,37	ges.: 0,19 w: 0,13 m: 0,21
Alter	ges.: 289 w: 252 m: 37	ges.: 43,32 w: 44,72 m: 33,78	ges.: 16,71 w: 16,81 m: 12,48



Tabelle 13: Daten des 38%-Messbereiches

	Anzahl der Probanden	Mittelwert	Standardabweichung
Drehmoment	ges.: 288 w: 252 m: 36	ges.: 43,20 w: 38,19 m: 78,28	ges.: 16,04 w: 8,14 m: 13,69
SSI	ges.: 288 w: 252 m: 36	ges.: 226,35 w: 207,24 m: 360,19	ges.: 66,68 w: 39,28 m: 67,54
Cort-BD	ges.: 288 w: 252 m: 36	ges.: 1189,05 w: 1190,75 m: 1177,16	ges.: 34,49 w: 34,54 m: 32,18
Knochenmasse	ges.: 288 w: 252 m: 36	ges.: 1,10 w: 1,04 m: 1,49	ges.: 0,20 w: 0,13 m: 0,18
Alter	ges.: 288 w: 252 m: 36	ges.: 43,23 w: 44,72 m: 32,86	ges.: 16,68 w: 16,81 m: 11,30

Tabelle 14 Inzidenz der proximalen Oberschenkelhalsfrakturen in verschiedenen Ländern

Land	Inzidenz d. prox. Oberschenkelhalsfrak./Jahr	Anzahl der Einwohner*	entspr. prozentualer Anteil	Referenz
Deutschland	70 000	81,338 Mill.	0,09%	Seibel, M.J., (1995)**
Deutschland	115 400	81,338 Mill.	0,14%	Hochrechnung der Europäischen Kommission für das Jahr 2000
Deutschland	117 517	81,338 Mill.	0,14%	Statistisches Bundesamt Wiesbaden (1996)
Deutschland	150 000	81,338 Mill.	0,18%	Pressemitteilung des Kuratorium für Knochengesundheit e.V. (1998) ***
Großbritannien	81 861	57,649 Mill.	0,14%	=> Hochrechnung der Europäischen Kommission für das Jahr 2000
Schweden	19 770	8,652 Mill.	0,22%	=> Burnand B. (1991)**** Burnand B. (1991)****
USA	816 508	255,16 Mill.	0,32%	
Schweiz	14 912	6,904 Mill.	0,24	

\* (Mehling, F.N., 1996), (95)

\*\* (Seibl, M.J., 1995), (137)

\*\*\* (Kuratorium Knochengesundheit, 1997), (78)

\*\*\*\* (Burnand, B., 1991), (12)

Die Zahlen des Statistischen Bundesamtes umfassen alle Patienten mit Oberschenkelhalsfrakturen, die im Jahr 1996 vollstationär in einem deutschen Krankenhaus behandelt wurden. Hierbei ist sicherlich ein Teil, vor allem aus dem Bereich der 0-55 Jährigen, nicht auf Osteoporose zurückzuführen. 93% der registrierten

Oberschenkelhalsfrakturen ereigneten sich allerdings bei Patienten, die älter als 55 Jahre waren, so dass angenommen werden kann, dass die tatsächliche Anzahl, der durch Osteoporose verursachten Schenkelhalsfrakturen im Bereich um 0,14% zu finden ist.

Die Daten des Kuratoriums für Knochengesundheit liegen einer Hochrechnung zufolge, die mit Hilfe von Betriebskrankenkassen erstellt wurde. Im internationalen Vergleich scheint eine Prävalenz von 0,18% durchaus realistisch.

Tabelle 15: Daten über finanzielle Kosten verursacht durch Osteoporose

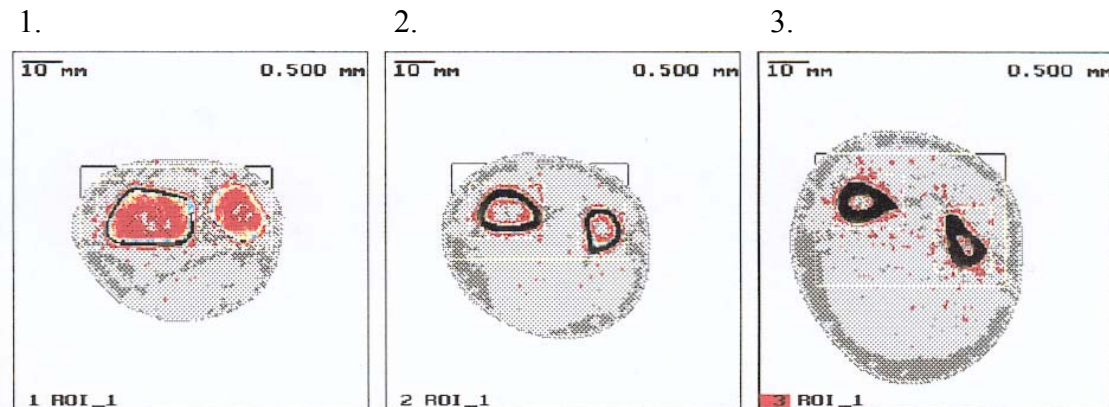
<b>Erhebungsparameter</b>	<b>veran- schlagte Kosten</b>	<b>Referenz</b>
5,3 Millionen Krankenhaustage	<b>2,6 Mrd.</b>	Geschäftsbericht des Stat. Bundesamtes, 1998 (142)
direkte Krankenhauskosten pro Schenkelhalsfraktur ( $\cong$ 24 859DM), bei 108 900 Schenkelhalsfrakturen/Jahr	<b>2,7 Mrd.</b>	Bericht über Osteoporose in der Europäischen Gemeinschaft, 1999 (31)
Krankheitskosten für ICD-9 Diagnose 733 (sonstige Affektionen des Knochens und Knorpels –Osteoporose)	<b>3,7 Mrd.</b>	Geschäftsbericht des Stat. Bundesamtes, 1998 (142)
Krankenhausbehandlungskosten für eine Oberschenkelhalsfraktur =70 000DM, bei einer Inzidenz von jährlich 150 000 =>	<b>10 Mrd.</b>	Pressemitteilung des Kuratorium Knochengesundheit (78)

## Querschnittsbilder der pQCT-Messung, rechter Unterarm:

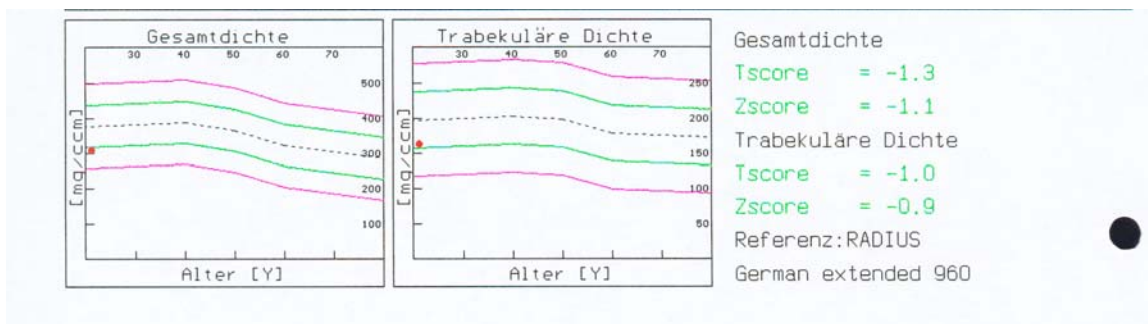
auf den Bildern linker Knochen: Radius

auf den Bildern rechter Knochen: Ulna

1. Bild: Messort 4%-Messbereich
2. Bild: Messort 14%-Messbereich
3. Bild: Messort 38%-Messbereich



Referenzwerte für Gesamtknochendichte und trabekuläre Knochendichte:



# Lebenslauf

## Angaben zur Person

Name	Horn
Vorname	Diana, Maria, Katharina, Waltraud
Geburtsdatum	12.08.1975
Geburtsort	München
Nationalität	deutsch
Familienstand	verheiratet

## Schulbildung

1981-1985	Grundschule Herrsching
1985-1995	Gymnasium Weilheim
Mai 1995	Abitur (2,1)

## Studium

WS 1995/96 - SS1997	Universität Regensburg
September 1997	Ärztliche Vorprüfung (2,0)
WS 1997/98 - SS 2000	Technische Universität München
September 1998	Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung, 1. Staatsexamen (2,0)
April 2001	Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung, 2. Staatsexamen (1,6)
Mai 2002	Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung, 3. Staatsexamen (1,0)
1.PJ-Tertial:	Innere Medizin im akademischen Lehrkrankenhaus München Bogenhausen, Abteilung Endokrinologie, Professor Hepp
2.PJ-Tertial:	Chirurgie im Krankenhaus der Barmherzigen Brüder, München, Professor Reuther
3. PJ-Tertial:	Orthopädie im Klinikum rechts der Isar, München, Professor Gradinger

Endnote des Medizinstudiums: 1,49

## Famulaturen

1997	Plastische Chirurgie am Klinikum rechts der Isar, München, Prof. Biemer
1998	Innere Medizin – Kardiologie am akademischen Lehrkrankenhaus München- Bogenhausen, Prof. Delius
1999	Orthopädie am Klinikum Harlaching, München, Prof. Wetzel
2000	Praxisfamulatur in der Orthopädie, Dr. Toft, München

## Weiterqualifizierende Tätigkeiten

1999	Operationsassistentin in der Knie-chirurgischen Praxis Dr. Toft, München
2000	Anästhesieassistentin und Nachtwache im Anästhesiezentrum München-Nord

Belegung von medizinischen Zusatzkursen für Studenten in den Bereichen:

- Sportmedizin
- internistische Sonographie
- Tropenmedizin

## Derzeitige Tätigkeit

seit 01.07.2002: Ärztin im Praktikum im Rotkreuz-Krankenhaus, München, Abt. Anästhesie,

## **Danksagung**

Mein ganz besonderer Dank gilt Dr. Manfred Hartard durch dessen lobenswerte Betreuung und Hilfe diese Arbeit entstehen konnte. Er hatte stets für Fragen ein offenes Ohr und war immer bereit bei eventuellen Problemen Abhilfe zu schaffen.

Mindestens ebenso dankbar bin ich Professor Jeschke, der sich ausgesprochen viel Zeit für Korrektur- und Verbesserungsvorschläge nahm.

Der Arbeitsgruppe „Muskuloskelettale Interaktionen“, allen Mitarbeitern des Lehrstuhls Rehabilitative and Präventive Sportmedizin, der Firma STRATEC-Medizintechnik, dem biomathematischen Institut des Klinikums rechts der Isar und den Probanden/innen möchte ich für die Zusammenarbeit und Unterstützung der letzten Jahre danken.

Besonderen Dank schulde ich Christine Kleinmond und Achim Arians, für mir stets bei technischen und inhaltlichen Problemen mit Rat und Tat zur Seite standen. Vielen Dank auch für die kreativen Denkanstöße und das Korrekturlesen.

Bei der Firma Stratec-Medizintechnik, insbesondere bei Hans Schiessl möchte ich mich ganz herzlich für die Einladungen nach Pforzheim, sowie für die Finanzierung von Kongressen bedanken.

Diese Doktorarbeit möchte ich aus Dankbarkeit und Liebe meinen Eltern widmen, die mich immer unterstützt und bestärkt haben und mir somit diese Promotion ermöglichten. Ein herzliches Dankeschön auch an meinen Ehemann und meine Brüder, die mir bei Computerproblemen immer prompt geholfen haben.

Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
1	f	23	39	239,8	694,1	164,8	1,01	317,8	258,23	1136,18	0,93	182,3	1209,59	0,96
2	f	51	36	243,7	731,4	117,27	0,97	276,13	267,58	1160,9	0,88	185,92	1207,39	0,89
3	f	55	37	337	669,8	104,64	0,82	337	351,85	1158,89	1,07	252,49	1189,28	1,11
4	f	46	36	356,8	909,8	99,21	1	414,58	265,01	1193,97	0,95	222,97	1237,35	1,09
5	f	57	25	233,8	728,1	226,9	1,11	374	235,14	1133,01	0,94	189,15	1187,67	1,03
6	f	27	55	244,2	697,2	144,44	1,1	296,88						
7	f	23	40	381,6	717,7	194,75	1,26	394,3	324,4	1141,77	1,09	251,27	1220,59	1,29
8	f	54	26	279,9	822,8	163,95	0,98	388,64	270,66	1174,94	0,95	270,66	1215,98	1,04
9	f	53	42	270,3	730,5	193,39	1,1	346	344,09	1119,21	1,13	240,07	1154,85	1,1
10	f	19	54	319	821,5	211,76	1,16	442,24	278,52	1129,12	1,1	254,06	1179,83	1,18
11	f	55	32	318,8	776	196,3	1,15	405,82	289,92	1155,67	1,07	257,58	1204,24	1,27
12	f	55	23	160,7	712,2	116,77	0,76	283,92	205,05	1120,14	0,8	176,11	1154,19	0,9
13	f	61	39	319	765,7	166,33	1,14	335,78	345,48	1164,14	1,15	220,26	1206,56	1,13
14	f	59	33	141,9	699,6	139,33	0,81	261,52	283,1	1092,09	0,92	233	1132,63	0,99
15	f	46	44	403	794	210,2	1,33	410						
16	f	66	31	294,1	850,5	242,8	1,13	484,3	242,54	1204,21	1,01	196,21	1222,76	1,08
17	f	65	39	222,6	785,6	105,45	0,85	323,33	233,23	1155,58	0,83	194,02	1182,6	0,89
18	f	58	38	293,6	797,9	144,3	1,05	378,27	245,57	1109,65	1,03	220,01	1198,63	1,12
19	f	59	30	159,4	719,1	125,53	0,72	296,35	202,02	1084,93	0,71	179,12	1111,39	0,75
20	f	57	34	216,1	753,2	137,8	0,86	330,52	228,51	1170,38	0,88	171,51	1204,99	0,92
21	f	54	31	353	784,8	209,33	1,22	307,05	319,51	1153,5	1,28	318,85	1177,72	1,28
22	f	24	43	259,2	730,3	157,8	1,04	322,28	259,71	1147,43	1,03	177,38	1191,15	0,99
23	f	53	46	315	799	223	1,16	424,4						
24	f	25	41	294,2	777,7	169,51	0,99	373,23	213,74	1195,22	0,92	163,49	1217,59	0,96
25	f	55	46	341,6	711,5	233,3	1,4	373,2	360,34	1178,16	1,22	267,51	1206,16	1,23
26	f	22	55	443	846,7	198,87	1,33	437,12	325,42	1163,46	1,13	230,52	1221,19	1,2
27	f	54	36	301,8	807,6	143,03	1	375,25	255,4	1180,7	0,95	204,08	1185,58	1,05
28	f	64	55	270,7	781	183,71	1,05	361,41	263,29	1164,44	1,02	213,43	1180,06	1,09
29	f	28	40	275,3	781,6	182,85	1,06	361,73	263,7	1156,92	1,03	200,02	1178,11	1,07
30	f	62	23	173,9	762,4	281,23	0,84	464,45	141,61	1170,11	0,75	135,56	1208,8	0,8

Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
31	f	21	38	308,3	763,2	219,62	1,12	406,94	271,69	1116,84	1,05	203,47	1189,99	1,04
32	f	56	32	219,5	732,7	148,6	0,9	333,1	250,24	1116	0,87	236,47	1102,93	0,96
33	f	59	34	199,8	710,2	150,86	1,02	301,26	278,6	1144	1,02	181,96	1153,07	1
34	f	62	20	165,1	688,2	113,4	0,76	269,08	199,79	1083,18	0,77	145,45	1140,99	0,83
35	f	50	37	239,8	709,6	177,07	1	328,03	258	1150,49	0,98	183,79	1212,24	1
36	f	23	43	374,3	753,4	222,11	1,4	408,38	325,26	1163,54	1,2	263,36	1212,28	1,26
37	f	52	39	305,2	776	250,23	1,28	442,16	311,8	1196,36	1,28	253,71	1183,62	1,34
38	f	62	34	238,7	722,7	159,7	1,04	316,7	290,76	1162,12	0,99	178,71	1176,53	1,01
39	f	23	32	260	781,4	245,66	1,19	421,21	261,41	1160,6	1,04	230,69	1219,4	1,11
40	f	57	29	269,3	828,3	115,4	0,94	355,3	234,61	1151,36	0,87	192,46	1165,43	0,94
41	f	66	37	125,1	673,4	64,31	0,65	204,99	224,7	1055,65	0,74	158,48	1063,65	0,75
42	f	65	41	161,9	731,3	139,09	0,82	301,54	214,33	1082,98	0,76	167,01	1082,98	0,85
43	f	23	43	224,8	657,1	210,86	1,09	330,18	273,9	1116,42	0,96	207,38	1200,29	1,04
44	f	20	37	290,8	776,9	194,8	1,09	389,7	243,33	1128,6	0,96	178,04	1204,2	0,99
45	f	51	37	288,9	761,4	178,66	1,03	370,93	314,66	1158,34	1	230,76	1194,03	1,08
46	f	55	47	162,7	692,6	142,55	0,83	281,88	221,16	1111,53	0,83	230,57	1129,23	1,01
47	f	24	36	341	802,5	254	1,23	457,5	268,29	1160,5	0,99	173,65	1177,06	1
48	f	37	40,5	318,1	845,6	199								
49	f	22	45	243,4	761,7	111,22	0,89	319,24	262,54	1109,89	0,96	187,53	1171,01	1
50	f	25	38	286	864,4	158,9	1	420,04	239,38	1187,57	0,99	208,55	1205,33	1,06
51	f	58	37	290,6	769,4	144,6	1,1	306,62	364,4	1132,09	1,09	282,02	1157,35	1,16
52	f	30	37	236,2	675,8	185,13	1,13	317,64	332,22	1151,63	1,09	253,36	1226,06	1,18
53	f	50	34	249,2	733,1	104,64	0,89	289,99	244,96	1167,85	0,92	187,77	1226,03	0,97
54	f	21	50	347,3	815,2	177,12	1,2	382,93	263,57	1157,32	1,05	190,76	1216,33	1,01
55	f	51	43	300,9	779,5	187,68	1,04	385,66	295,23	1147,53	1,08	296,43	1186,32	1,25
56	f	56	38	342,7	787,1	105,9	1,1	327,76	313,67	1192,36	1,04	219,65	1227,56	1,11
57	f	53	42	319,4	808,1	213,3	1,18	416,3	264,22	1179,15	1,05	230,84	1226,24	1,06
58	f	54	33	348,7	723,3	102,18	0,83	377,16	272,54	1196,59	0,99	220,44	1244,56	1,16
59	f	59	36	224,7	681,6	221,83	1,18	355,99	257,44	1106,69	0,96	205,55	1178,13	1,02
60	f	22	60	406,5	880,1	187,47	1,28	458,68	311,31	1152,93	1,14	250,89	1207,64	1,2



Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
61	f	24	45	415,6	847,1	217,8	1,3	459,8	293,97	1171,44	1,1	200,36	1205,48	1,11
62	f	58	25	73	598	123,2	0,51	233,01	210,98	1001,59	0,65	148,13	1074,81	0,71
63	f	19	43	308,3	776,5	215,68	1,09	414,25	237,43	1122,99	0,97	222,46	1201,61	1,17
64	f	60	41	282,2	741,1	218,4	1,17	374,5	294,25	1124,4	1	222,46	1191,53	1,03
65	f	56	46	423,8	831,5	271,7	1,49	473,4	328,22	1179,45	1,19	248,88	1253,16	1,19
66	f	29	30	276,8	766,8	200,71	1,02	397,31	229,14	1128,96	0,92	194,58	1198,31	1,01
67	f	51	29	266,7	792,7	151,59	0,88	385,75	194,45	1229,21	0,84	150,1	1241,49	0,93
68	f	47	47,7	285,4	743,4	224								
69	f	22	54	428,7	740,2	220,5	1,46	399,1	385,64	1141,43	1,31	305,21	1178,95	1,44
70	f	25	35	215,6	747,1	253,95	0,93	441,44	220,48	1172,07	0,87	184,46	1212,07	0,98
71	f	30	35	313,5	812,4	167,04	1,08	393,59	254,58	1192,71	0,96	209,34	1223,33	1,03
72	f	24	65	325,5	697,6	206,5	1,42	346,8						
73	f	24	61	369,6	778,1	201,5	1,35	386,2						
74	f	24	42	301,2	792,7	287,24	1,17	478,47	232,04	1188,51	1,01	170,51	1228,47	1,06
75	f	51	32	274,8	783,5	192,03	1,09	392,02	260,45	1162,94	1,08	199,74	1191,12	1,06
76	f	24	51	349,2	775,7	225,2	1,28	406,8						
77	f	26	34	278,4	834,3	205,7	1	447,62	234,53	1165,5	0,89	186,37	1224,02	1,03
78	f	52	41	384	780,4	220,55	1,27	419,48	267,04	1163,51	1,06	233,34	1233,86	1,2
79	f	54	36	427,9	814,1	203,28	1,33	413,72	346,01	1166,24	1,12	246,74	1196,96	1,19
80	f	51	48	356,1	809	291,6	1,4	488,8	325,94	1146,78	1,19	257,58	1184,19	1,3
81	f	60	49	348,7	829,3	174,09	1,19	405	317,57	1188,11	1,14	214,53	1209,98	1,1
82	f	26	62	351,8	715	226,4	1,39	373,5						
83	f	38	36,4	217,4	723,8	172								
84	f	59	43	271,3	758,2	186,08	1,14	360,17	274,6	1162,68	1,03	222,74	1217,6	1,1
85	f	26	47	383,1	872,6	250,3	1,27	520,17	315,85	1156,37	1,13	246,07	1211,58	1,13
86	f	57	35	356,7	795	205,5	1,2	411,4	300,78	1152,16	1,08	199,19	1158,89	1,07
87	f	55	37	254,9	691,7	153,87	1,01	293,23	264,09	1097,99	0,91	192,73	1123,6	0,94
88	f	59	36	218,9	701,2	117,74	0,91	264,29	214,23	1143,37	0,84	151,89	1178,51	0,89
89	f	66	31	209,2	750	163,8	0,85	337,3	346,81	1166,61	1,07	234,28	1192,06	1,08
90	f	50	42	326,7	770,1	157,3	1,1	355,34	272,59	1062,42	0,97	221,71	1173,12	1,09

Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
91	f	37	38	430,5	805,4	228,87	1,41	439,53	305,39	1196,07	1,13	192,13	1227,79	1,06
92	f	60	35	326,7	770,1	157,3	1,1	355,34						
93	f	61	42	274,7	833	193,38	1,06	417,66	267,41	1180,02	1,06	168,78	1137,21	0,97
94	f	53	43	239,8	726,9	197,31	1,07	336,74	318,94	1124,47	1,04	276,7	1219,17	1,17
95	f	65	29	154,6	697,3	168,48	0,72	332,88	159,27	1163,44	0,69	125,27	1206,87	0,81
96	f	25	39	239,1	736,4	202,34	0,95	387,42	160,66	1149,03	0,93	141,89	1204,38	0,93
97	f	58	50	266,5	762,6	131,93	1	298,19	301,74	1161,43	0,99	198,74	1154,8	1,04
98	f	53	37	155	724,8	153,8	0,75	321,5	166,27	1136,72	0,77	114,41	1127,96	0,77
99	f	61	30	180,4	728	163,83	0,8	328,83	203,9	1129,46	0,8	145,79	1169,43	0,79
100	f	53	32	221,7	769,6	174,83	0,91	389,92	192,51	1113,03	0,79	137,67	1202,35	0,79
101	f	59	50	283,7	761,6	136,8	0,99	307,7	294,28	1158,7	0,99	195,56	1176,63	1,02
102	f	54	39	201,9	686,5	134,11	0,85	284,77	217,77	1052,19	0,83	193,03	1141,84	0,91
103	f	23	36	273,5	717,3	251,72	1,18	396,86	286,54	1151,07	1,04	211,31	1215,78	1,1
104	f	56	36	315,5	806,7	198,25	1,21	415,61	227,26	1213,44	1,13	240,11	1160,17	1,09
105	f	42	39	319,1	826	122	0,96	359,3	259,25	1165,23	0,91	232,88	1226,99	1,08
106	f	28	46	414,6	783,5	213,81	1,42	394,24	343,56	1118,58	1,07	220,01	1198,73	1,06
107	f	24	44	460,2	834,8	242,7	1,38	486,3						
108	f	24	54	374	754,6	167,87	1,22	352,66	355,18	1150,94	1,15	262,95	1215,44	1,34
109	f	28	42	348,8	803,5	154,03	1,05	373,54	258,43	1162,15	0,99	164,76	1208,32	0,98
110	f	18	36	315,7	790,8	252,67	1,2	469,55	263,75	1135,1	1,03	208,11	1168,5	1,11
111	f	23	44	353,6	758,3	153,71	1,17	341,52	278,08	1135,01	1,05	228,41	1219,93	1,1
112	f	23	44	415,2	812,8	298,14	1,42	500,38	372,48	1188,6	1,31	280,28	1234,87	1,31
113	f	55	43	333,6	825,9	154,08	1,12	362,15	349,41	1137,85	1,18	276,18	1190,03	1,28
114	f	23	49	485,9	838	218,58	1,53	452,2	428,16	1158,62	1,36	327,75	1195,58	1,45
115	f	18	39	181,8	662	208,22	1	327,05	235,84	1135,42	0,91	185,67	1194,86	0,97
116	f	59	35	390,5	874,9	180,85	1,2	453,47	301,19	1198,39	1,14	190,6	1178,09	1,09
117	f	57	30	202,4	717	183,07	0,94	344,38	200,97	1156,86	0,85	154,69	1209,73	0,88
118	f	52	35	251,5	770	224,44	1,13	397,71	278,35	1167,14	0,99	226,74	1212,77	1,04
119	f	57	30	170,3	754,6	132,08	0,72	321,69	202,57	1130,24	0,86	161,22	1172,48	0,81
120	f	63	33	259,9	758,1	188,04	1,03	366,91	256,26	1196,71	1,03	215,93	1214,21	1,1

Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
121	f	44	27	196	723,5	141,43	0,82	305,97	198,84	1217,45	0,87	191,23	1190,53	0,96
122	f	53	41	189,3	757,8	110,57	0,9	269,78	297,08	1132,26	0,98	241,19	1168,92	1,09
123	f	53	38	253,9	847	187,52	0,93	442,98	195,79	1104,53	0,85	181,98	1148,82	0,99
124	f	24	43	260,6	694,4	181,34		336,11	307,97	1150,02	1,03	285,7	1204,21	1,23
125	f	32	43	279,7	753	186,58	1,05	367,63	240,46	1166,68	0,97	164,5	1210,69	1
126	f	58	35	225,4	787,4	125,72	0,88	331,81	257,32	1101,71	0,95	179,02	1171,34	0,86
127	f	26	50	379,5	765,8	225,9	1,3	420,2						
128	f	21	53	310,5	782,5	141,72	1,03	353,46	310,73	1146,31	1,05	267,46	1196,47	1,16
129	f	26	47	408,9	846,8	214,6		457,3	267,9	1156,31	1,01	212,98	1201,08	1,1
130	f	52	34	271,9	727	149,86	1,02	319,4						
131	f	37	44	310,6	791,4	136,6	1,03	327,9						
132	f	54	21	255,6	915,9	53,04	0,92	398,28	232,34	1179,42	1,02	161,45	1127,35	0,97
133	f	54	35	340,9	809,1	130,5	1,05	370,3	257,09	1198,17	0,97	182,36	1207,42	0,99
134	f	55	36	308,7	713,3	133,8	1,13	294	336	1172,58	1,02	230,35	1181,84	1,02
135	f	21	40	301,6	829,1	220,53	1,06	460,78	210,02	1156,5	0,91	186,29	1222,92	1,02
136	f	56	27	309,2	830,9	202,21	1,13	428,06	229,93	1206,8	1,02	170,18	1213,12	1,02
137	f	48	39	251,9	866,2	115,57	0,95	349,92	270,11	1190,48	0,99	193,13	1256,23	1,08
138	f	61	29	358,6	812,5	178,86	1,2	384,71	270,07	1205,05	1,03	156,98	1230,33	1,03
139	f	58	45	274,7	797,7	148,5	0,99	399,5						
140	f	28	56	357,1	834,8	149,5	1,05	389,3	268,38	1139,17	0,93	226,38	1201,21	1,03
141	f	62	39	250,8	754,4	198,3	0,96	381,2	259,76	1127,44	0,91	233,75	1184,02	1
142	f	60	38	175,3	669,2	104,35	0,8	231,38	244,43	1089,24	0,8	223,51	1152,42	0,98
143	f	22	27	203,7	740,4	151,61	0,86	324,37	214,69	1150,04	0,8	182,63	1193,15	0,86
144	f	20	37	318,5	817	270,18	1,2	480,8	271,75	1119,15	0,8	182,63	1196,15	0,86
145	f	23	45	479,2	879	203,97	1,39	460,58	356,66	1178,97	1,21	254,88	1213,96	1,21
146	f	55	24	239,1	776,8	214,76	0,97	414,3	206,52	1178,94	0,86	166,84	1243,42	0,89
147	f	25	57	333,6	778	249,91	1,27	432,33	293,44	1126,33	1,11	222,34	1216,68	1,15
148	f	25	53	274,5	765,6	197	1,16	312,41						
149	f	60	44	234	678	139,66	1,04	287,89	281,2	1119,64	0,98	206,64	1162,4	0,89
150	f	71	25	133,3	794,3	60		308,3						

Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
151	f	22	34	304	776,9	151,66	0,98	350,43	224,85	1121,43	0,79	190,18	1210,37	0,97
152	f	26	52	311,5	803,4	206,54	1,13	433,43	306,44	1186,16	1,14	273,27	1195,05	1,28
153	f	53	43	360,1	805,7	194,12	1,2	387,9	295,47	1180,17	1,05	228,43	1225,06	1,19
154	f	28	46	220,1	686,7	163,2	0,93							
155	f	52	31	237,1	726,6	195,5	1,06	347,98	231,81	1130,9	0,93	198,16	1127,87	0,93
156	f	63	40	166,9	638,9	215,65	0,99	321,86	240,02	1116	0,9	168,85	1178,48	0,89
157	f	55	28	348,3	801,7	204,13	1,17	421,51	263,17	1177,03	1	168,85	1214,8	1,18
158	f	56	38	288,6	774	120,91	0,96	338,77	276,65	1143,41	0,95	215,38	1186,39	1,08
159	f	62	32	264,3	826,6	78,6	0,84	348,7	193,58	1173,99	0,87	143,96	1184,67	0,9
160	f	53	29	261,4	737,2	136,18	0,94	317,89						
161	f	60	31	287,5	728,5	149,77	1,11	324,98	313,43	1171,04	1,03	195,69	1207,2	1
162	f	38	37,5	313,4	862	177								
163	f	22	39	337,8	756,1	281,62	1,29	460,98	306,85	1142,25	1,14	195,69	1207,2	1,2
164	f	27	46	360,5	860,9	165,3								
165	f	28	31	234	751,2	192,32	0,98	376,38	228,77	1192,94	0,94	167,53	1192,84	0,94
166	f	30	47	369,9	801,6	200	1,28	391,36	338,19	1163,92	1,16	290,17	1212,23	1,31
167	f	59	41	260,6	736,6	132,78	0,91	310,65	247,86	1140,81	0,92	220,42	1156,24	0,91
168	f	28	44	268,5	663,7	165,4	1,19	296,2	247,25	1186,84	0,96	227,13	1204,6	1,13
169	f	23	44	392,9	768,3	183,09	1,26	378,72	286,34	1135,81	1,16	192,07	1204,81	1,1
170	f	59	40	277,9	774,3	161,5	1,04	370,5						
171	f	52	37	324	861,1	103,1	0,95	279,4	264,02	1160,05	1,01	166,87	1190,58	0,99
172	f	58	31	211,9	735,4	92,25	0,84	257,61						
173	f	56	40	349,9	772,2	178	1,16	368,2	312,55	1158,04	0,99	252,15	1222,07	1,15
174	f	23	52	430,9	815,6	177,6	1,35	381,6	413,37	1146,48	1,25	294,35	1212,48	1,32
175	f	46	37,5	337,4	851,5	236								
176	f	26	37	194,5	662,4	178,07	1,18	290,6	358,94	1132,11	1,18	256,33	1214,06	1,17
177	f	75	26,4	145,9	761,1	160								
178	f	50	35	257,1	748,9	109,29	0,89	289,67	245,72	1146,41	0,91	189,01	1206,5	1,11
179	f	60	22	104,9	669,8	241,48	0,83	361,22	241,5	1149,91	0,91	186,18	1172	1,04
180	f	60	40	214,2	695,3	179,93	1,07	310,96	298,62	1160,84	0,99	230,35	1129,24	1

Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
181	f	65	36	145,5	613,6	117,79	0,89	222,42	267,73	991,97	0,77	216,97	1074,28	0,94
182	f	58	53	319,6	813,7	162,78	1,13	396,32	301,09	1191,99	1,08	224,51	1187,01	1,21
183	f	20	42	236,7	760	243,36	1,15	399,71	216,41	1093,12	0,97	174,73	1220,85	1,04
184	f	22	46	244,5	707,7	213,5	1,03	356,11	239,07	1118,05	0,95	215,74	1177,54	1,05
185	f	18	44	395	761,6	202,29	1,32	385,23	344,52	1141,88	1,17	256,69	1194,78	1,2
186	f	59	31	202,7	739,7	217,34	0,99	400,86	186,78	1107,37	0,84	140,39	1087,85	0,97
187	f	63	34	200,9	723,3	102,18	0,83	255,36	301,18	1192,36	0,99	183,03	1196,27	0,94
188	f	22	37	286,2	788	191,57	1,01	407,16	248,05	1090,59	0,9	262,75	1184,8	1,12
189	f	28	53	450	773,7	195,86	1,42	390,23	368,7	1158,66	1,2	272,98	1201,57	1,27
190	f	26	50	276,2	681,7	174,93	1,23	298,66	378,24	1072,84	1,15	260,15	1176,11	1,1
191	f	55	42	239,2	701,9	138,8	1,01	289,6	325,26	1127,26	1,06	272,29	1158,57	1,25
192	f	63	24	264,3	746,2	201,56	1,1	368,29	264,46	1140,63	0,98	255,31	1189,11	1,04
193	f	52	37	356,6	791,4	165,6	1,17	362,65	264,95	1166,73	1,03	224,9	1191,61	1,18
194	f	55	37	249,6	724,8	125,3	0,9	309	252,82	1153,2	0,99	189,42	1249,05	1
195	f	59	34	286,4	766,4	188,4	1,1	391,6	258,32	1182,01	1,02	173,47	1230,64	1,01
196	f	70	25	138	673,6	133,1	0,61	298,05	191,14	1104,95	0,7	158,6	1134,74	0,72
197	f	23	44	264,7	781,8	192,62	1,04	397,04	226,4	1161,93	0,92	202,17	1202,77	1,01
198	f	75	40	320,4	948,8	139								
199	f	64	42	200,4	675,6	172,3	1,08	311,3						
200	f	60	30	221,3	753,2	95,01	0,86	268,02	245,96	1149,1	0,87	183,68	1215,77	0,97
201	f	54	40	316,6	760	209,22	1,2	391,64	267,1	1153,37	1,09	224,21	1193,75	1,17
202	f	45	39	319,9	883,5	165,3								
203	f	56	30	278,1	747,4	131,69	0,94	331,28	280,7	1200,42	1,04	212,48	1204,83	0,99
204	f	19	37	152	631,6	202,06	0,91	311,53	251,25	1124,44	0,9	186,34	1193,84	0,97
205	f	48	29	211,8	740,5	162,78	0,91	344,43	205,02	1169,52	0,85	145,75	1203,91	0,91
206	f	30	54	397,2	829,4	288,9	1,4	520,2						
207	f	24	41	355,4	753,9	232,62	1,4	393,7	383,9	1132,08	1,26	285,72	1187,16	1,21
208	f	28	47	349,7	807	200,74	1,18	417,21	298,63	1147,28	1,06	230,53	1222,92	1,23
209	f	22	47	239,1	712,6	165,24	1,02	320,68	237,81	1105,3	0,89	172,71	1190,63	0,98
210	f	25	51	341,1	819,8	215,99	1,18	442,69	283,6	1168,52	1,02	241,65	1222,39	1,21

Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
211	f	21	43	292,6	760,2	203,61	1,09	391,15	269,64	1111,09	1,04	215,73	1176,04	1,05
212	f	52	40	382,1	802,1	138,65	1,12	346,63	292,54	1159,61	1,08	219,98	1254,88	1,17
213	f	23	47	344,8	786,7	245,2	1,21	468,7						
214	f	59	38	326,3	781,1	206,06	1,2	400,7	306,01	1174,33	1,11	276,85	1200,38	1,2
215	f	22	40	363,2	852,8	217,21	1,22	459,7	274,13	1177,44	1,07	227,71	1208,57	1,18
216	f	19	54	383,2	759,4	212,79	1,32	382,46	314,31	1125	1,1	232,69	1166,52	1,18
217	f	25	36	443,3	860,2	179,46	1,32	422,46	288,18	1186,87	1,13	156,09	1236,28	1,01
218	f	21	33	234,6	716,7	131,74	0,89	322,06	253,4	1120,69	0,87	177,36	1174,14	0,87
219	f	51	35	263,1	728,2	139,7	1,07	306,51	291,99	1202,37	1,06	164,17	1212,22	1,01
220	f	59	22	186,1	675,8	167,31	0,87	288,12	226,46	1143,74	0,83	151,96	1163,73	0,79
221	f	53	35	320,8	789,4	210,5	1,15	411,89	292,34	1129,03	1,06	205,81	1167,51	1,08
222	f	38	33	300,5	786,7	214,86	1,22	411,35	225,02	1201,81	1,01	171,13	1210,83	0,98
223	f	56	35	311,3	785,1	188,54	1,13	396,5	237,32	1191,91	0,96	182,32	1248,06	1
224	f	21	30	236,2	776,6	225,18	0,94	430,52	178,03	1173,05	0,9	184,67	1222,48	0,99
225	f	28	66	369,5	761	254,6	1,4	406,5	319,35	1167,96	1,14	258,07	1205,02	1,19
226	f	51	33	257,3	772	124,82	0,91	335,39	207,59	1153,26	0,79	183,89	1203,46	0,93
227	f	25	34	278,2	755,7	187,45	1,13	374,83	289,79	1173,08	1,1	218,27	1229,42	1,1
228	f	36	43	288,1	724,3	205,2	1,13	378						
229	f	62	37	145,9	693	154,07	0,9	281,11	236,33	1155,61	0,9	178,85	1182,76	0,93
230	f	62	37	202,9	748,3	134,66	0,83	315,71	262,87	1136,85	0,99	196,47	1141,13	1,05
231	f	65	48	262,7	810,3	228	1,18	401,6	247,99	1159,59	0,9	171,18	1152,47	0,84
232	f	54	43	253,5	744,4	175,11	1,09	344,49	285,35	1188,32	1,03	214,05	1203,78	1,08
233	f	64	38	190	675,3	167	0,91	311	234,48	1106,31	0,82	199,86	1145,12	0,85
234	f	53	42	222,6	707,8	209,52	1,16	334,2	244,96	1101,64	0,91	183,33	1200,96	1,04
235	f	53	41	177,5	692,7	115,76	0,87	259,63	269,98	1133,89	0,9	184,83	1211,82	1,06
236	f	61	28	302,8	846,9	208,79	1,06	456,35	206,91	1152,61	0,93	204,65	1179,21	1,02
237	f	58	32	265,7	762,3	161,97	0,99	325,18	254,36	1118,93	0,96	201,05	1148,39	0,97
238	f	71	27	162,1	748	236,86	1	364,13	238,4	1109,27	0,95	215,23	1147,95	1,04
239	f	57	36	254,9	748,6	166,83	0,93	343,03	216,44	1177,6	0,86	176,29	1218,93	0,93
240	f	28	48	332	766,7	274,29	1,25	445,61	219,4	1164,41	0,97	179,29	1230,4	1

Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
241	f	28	50	326,3	721,3	198,2	1,2	340,54	328,17	1148,78	1,12	219,03	1211,98	1,1
242	f	19	55	423,8	819,9	202,91	1,32	407,93	344,53	1148,16	1,17	264,24	1206,48	1,25
243	f	53	35	251,5	714,9	142,1	0,94	316,8						
244	f	62	32	174,6	708,4	157,63	0,8	326,32	214,12	1146,24	0,84	154,81	1128,82	0,86
245	f	58	40	216,3	715,9	158,76	0,94	313,45	213,6	1105,28	0,9	178,97	1172,59	0,91
246	f	57	42	309,1	826,8	116,1	1	355,8	307,85	1151,38	0,95	283,33	1187,05	1,25
247	f	65	27	131,9	701,4	156,4	0,79	298,7	193,97	1126,68	0,81	157,84	1154,79	0,78
248	f	24	40	277,6	752,9	185,1	1,04	374,3	221,47	1131,89	0,89	163,21	1190,67	0,91
249	f	53	33	139	640,2	130,69	0,87	246,05	281,46	1169	0,91	162,49	1200,15	0,91
250	f	58	51	306,2	810,2	118,1	0,97	370,8						
251	f	23	39	237,3	766,7	232,3	0,99	435	200,17	1120,72	0,9	185,31	1181,75	0,98
252	f	60	46	282,6	756,7	215,51	1,1	391,57	227,46	1122,35	0,88	177,47	1163,39	0,97
253	f	59	20	206,3	742,1	152,51	0,94	308,72	233,12	1139,92	0,86	191,49	1131,28	0,93
254	f	74	33	257,5	750,5	147,2	0,95	326,6	217,14	1101,99	1,02	201,2	1172,87	1,03
255	f	19	39	250,6	727,3	159,02	0,92	354,19	205,44	1110,73	0,85	150,41	1184	0,89
256	f	26	41,6	220,8	810,1	191,9								
257	f	54	38	435,4	890,2	144	1,27	390,73	353,17	1192,39	1,08	236,82	1206,72	1,07
258	f	56	32	245,4	755,4	155,67	0,97	340,12	227,38	1137,88	0,85	175,75	1166,55	0,92
259	f	68	29	109,6	599	104,14	0,74	216,9	265,71	1218,22	1	161,78	1206,8	0,91
260	f	53	51	396,7	849,7	160,19	1,16	400,25	321,4	1192,65	1,14	249,79	1222,66	1,18
261	f	21	45	341,5	727,7	182,33	1,23	342,58	335,07	1146,59	1,13	242,83	1215,95	1,17
262	f	19	31	285,8	796,3	155,5	0,96	391,7	197,63	1136,61	0,88	127,82	1197,1	0,82
263	f	39	60	395,5	872,5	267,82	1,34	516,98	283,39	1237,76	1,14	188,54	1263,96	1,11
264	f	82	23	127,8	680,2	109,89	0,62	289,69	158,58	1034,73	0,64	173,39	1029,53	0,73
265	f	21	41	272	718,8	188,5	1,09	343,76	282,46	1106,53	1	197,71	1193,67	1,07
266	f	45	32	340,9	770	147,7	1,15	337,27	336,64	1141,28	1,12	230,34	1215,43	1,19
267	f	21	36	252,6	760,9	138,56	0,9	341,53	249,25	1153,07	0,86	188,01	1209,81	0,93
268	f	23	41	467,5	828,8	206,08	1,39	451,45	295,89	1161,53	1,16	231,69	1207,45	1,19
269	f	25	37	326	808,4	218,6		440,3						
270	f	26	44	313,5	791,5	152,77	1,05	372,34	284,18	1132,74	0,96	249,62	1191,07	1,22

Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
271	f	53	38	164	695,9	124,83	0,8	266,6	231,99	1159,01	0,91	186,85	1182,88	0,86
272	f	56	43	325,3	738,9	239,19	1,43	387,14	345,82	1145,56	1,15	259,22	1192,68	1,22
273	f	59	37	266,5	787,2	180,2	1,12	359,9	313,4	1179,63	1,08	196,77	1216,77	1,03
274	f	51	28	240,8	811,1	243,8	1,02	446,1	201,39	1206,86	0,93	167,6	1245,74	1,01
275	f	29	51	303,5	762,5	244,4	1,06	437,6						
276	f	56	37	284	787,8	138,3	0,96	365,37	247,16	1180,34	0,96	193,78	1186,43	1,06
277	f	59	26,95	210,9	910,3	105								
278	f	55	29	213,1	755,9	138,92	0,83	311,44	277,33	1143,46	1,06	186,63	1194,59	1,01
279	f	52	45	365,7	766,4	174,13	1,17	367,62	303,43	1167,37	1,06	224,7	1161,59	1,11
280	f	23	45	364,1	752,2	186,82	1,3	362,87	318,25	1113,14	1,06	248,29	1168,22	1,09
281	f	55	41	218,9	737,6	175,25	0,93	346,13	232,83	1094,32	0,84	178,31	1117,58	0,88
282	f	64	30	287,1	714,9	220,48	1,23	333,67	235,18	1158,91	0,88	187,88	1171,98	0,99
283	f	21	56	430,8	798,5	186,05	1,38	390,67	343,59	1142,54	1,17	273,76	1178,95	1,29
284	f	56	22	226,1	763	177,41	0,94	354,48	202,26	1171,29	0,85	162,63	1213,55	0,87
285	f	22	37	328,6	751	234,91	1,23	411,1	271,68	1138,48	1,04	246,63	1184,95	1,08
286	f	20	39	292,7	794,9	195,58	1,08	404,24	252,58	1148,89	0,98	205,9	1231,26	1,08
287	f	58	32	201,5	808,4	246,8	0,87	464,5						
288	f	64	37	234	768,4	198,6	1,01	360,56	243,16	1151,67	1,01	158,04	1178,92	0,89
289	f	58	25	157,4	703,9	129,47	0,77	278,61	255,91	1147,34	0,9	202,83	1204,94	1,02
290	f	54	18	298,1	837,1	146,59	1,11	368,83	320,78	1186,46	1,04	250,6	1207,54	1,11
291	f	25	51	387,4	762,1	197	1,29	403,1						
292	f	59	34	424,6	806,9	229	1,39	322,75	295,89	1159,97	1,09	197,74	1176,89	1,01
293	m	26	99	539,8	796,8	175,1	1,61	380,3	537,94	1135,55	1,43	383,53	1162,61	1,57
294	m	29	82,35	686,4	1003,8	227								
295	m	31	79	605,1	769,4	266,9	1,98	434,04	396,65	1121,68	1,44	399,41	1156,1	1,59
296	m	32	77	450	923,4	225								
297	m	27	82	503,6	879,4	364,8	1,62	621						
298	m	23	67	481,7	826,7	272,1	1,56	492,95	333,71	1161,47	1,26	411,09	1180,5	1,71



Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
299	m	25	81	498,3	842,4	277	1,69	502,8						
300	m	54	58	384,8	751,6	154,84	1,35	321,47	466,06	1099,89	1,29	377,99	1159,94	1,44
301	m	24	92	594	852,4	267,49	1,79	479,85	511,43	1144,19	1,47	449,32	1169,1	1,73
302	m	29	85,5	485,1	880,6	190								
303	m	30	71,25	530,5	840,6	239								
304	m	32	77	334,1	801,2	195,77	1,3	378,04	470,02	1163,55	1,31	376,49	1196,85	1,47
305	m	46	89,6	521	920	201								
306	m	23	63	397,7	695,2	252,36	1,52	405,2	378,63	1130,63	1,26	239,56	1183	1,25
307	m	31	89	449,8	797	323,72	1,56	519,02	396,65	1121,68	1,44	399,41	1156,1	1,59
308	m	53	67,5	402,9	776	286								
309	m	31	69	479	816,1	286,06	1,57	491,42	377,09	1148,08	1,32	302,24	1205,05	1,46
310	m	29	80	439	707,2	221	1,47	379,8						
311	m	64	65	473,6	753,1	179,6	1,6	341,8						
312	m	36	60,5	443,1	917,6	232								
313	m	36	72,5	520,4	874,5	240								
314	m	62	56	277,4	765,5	253,6	1,26	393,9	302,78	1154,2	1,11	232,37	1208,59	1,2
315	m	29	85	608,7	820,1	284,02	1,85	497,69	406,07	1158,28	1,47	363,17	1172,76	1,58
316	m	62	70	540	815,1	190,25	1,53	437,71	392,09	1184,42	1,32	277,03	1215,13	1,31
317	m	45	85	441,6	779,6	224,55	1,48	422,87	412,24	1199,77	1,38	308,77	1228,4	1,38
318	m	24	93	509,1	855,7	247	1,53	487,2	489,41	1156,08	1,5	396,27	1168,52	1,39
319	m	67	55	306,5	703,3	213,8	1,54	363,5	176,61	1044,71	0,74			
320	m	24	83	465,4	784	212,6	1,74	386,6	455,93	1133,05	1,39	384,23	1139,67	1,48
321	m	45	101,5	706,8	1091,6	163								
322	m	24	81	550,8	806,9	219,5	1,76	431,5	495,01	1140,07	1,47	395,55	1159,57	1,49
323	m	34	74	415,7	871,3	287,7	1,48	506,9	349,69	1177,79	1,34	328	1197,81	1,47
324	m	33	72,5	563,9	962,1	235								
325	m	23	78	612,6	836,4	223		455,8						
326	m	28	70,2	442,5	841,9	230								
327	m	26	89	494,6	791,8	224,1	1,63	406,93	472,13	1145,5	1,48	325,34	1195,24	1,55
328	m	32	81	564,6	768,8	223,03	1,8	397,48	503,08	1123,04	1,71	405,15	1217,93	1,77

Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI 4%	CortBD 4%	TrabBD 4%	Masse 4%	TotalBD 4%	SSI 14%	Cort BD 14%	Masse 14%	SSI 38%	Cort BD 38%	Masse 38%
329	m	38	73	365,4	833,3	121,96	1,17	369,42	333,8	1178,14	1,23	286,79	1191,88	1,32
330	m	23	86	417,3	764,4	221,07	1,43	409,81	362,75	1160,68	1,2	328,7	1164,29	1,4
331	m	37	84	524,2	822,5	223	1,61	457,4						
332	m	37	75	365,3	836,5	190,89	1,22	423,36	379,39	1140,95	1,21	324,17	1185,6	1,36
333	m	24	70	556,2	762,9	213,4		380,4						
334	m	39	81	588,4	778,7	217	1,7	406						
335	m	47	55	425,1	857,6	274								
336	m	30	89	706	877,9	284,63	2,01	543,53	465,53	1205,5	1,67	416,02	1201,47	1,77
337	m	62	74,4	552	831,4	229								
338	m	35	64,9	417,6	883,9	186								
339	m	24	85	798,4	847,2	237,85	2,17	452,47	646,64	1136,77	1,77	494,2	1165,96	1,86
340	m	43	78,3	651,8	965	238								
341	m	39	72,8	387,2	937	239								
342	m	29	95	469,5	815,6	219,7	1,59	423,3	342,14	1169,55	1,25	338,44	1063,8	1,46
343	m	22	56	413,8	762,7	190,63	1,35	384,93	427,96	1100,26	1,22	302,16	1190,17	1,36
344	m	21	65	319,6	687,5	224,84	1,46	351,8	428,08	1063,8	1,27	385,29	1166,11	1,38
345	m	25	80	479,9	819,7	267,51	1,66	465,88	477,52	1138,78	1,36	355,19	1174,2	1,38
346	m	35	72,5	453,7	1060,8	253								
347	m	48	67,5	558,6	891	280								
348	m	53	73,2	644,2	950,9	214								
349	m	31	90	620,5	941,2	304								
350	m	35	90	714,4	903,6	260,6								
351	m	41	54,15	414,8	1069,8	193								
352	m	45	99,75	771,7	898,8	298								
353	m	25	86	575,9	833,6	254		474,2						
354	m	48	59	643,4	903,3	215,54	1,74	503,15	460,82	1192	1,45	333,18	1199,15	1,49
355	m	26	85	574,9	814,3	236,71	1,8	445,64	525,59	1166,94	1,51	442,27	1182	1,7
356	m	54	56	522,3	936,8	239,7								
357	m	32	112	549	735,5	174,05	1,81	348,55	597,06	1135,6	1,71	509,72	1121,34	1,77
358	m	38	90	723	962	237		593,7						

Nr.	Sex	Alter	Drehm.	SSI	CortBD	TrabBD	Masse	TotalBD	SSI	Cort BD	Masse	SSI	Cort BD	Masse
				4%	4%	4%	4%	4%	14%	14%	14%	38%	38%	38%
359	m	58	50	361,9	757,7	164,6	1,16	349,9	326,16	1145,94	1,09	337,52	1168,9	1,39
360	m	38	90	679,6	828,8	264,1	2,12	464,8	653,42	1160,4	1,79	462,11	1189,82	1,77
361	m	34	118,8	800,4	901,9	317								
362	m	28	78	402,8	756,3	231,79	1,52	404,05	384,17	1129,27	1,26	313,57	1171,67	1,44
363	m	36	54,6	381,5	835,1	253								
364	m	30	85	447,9	750,4	202,79	1,54	366,95	396,85	1126,49	1,34	351,04	1129,44	1,35
365	m	37	65	352,1	833,9	230,66	1,26	452,44	257	1213,45	1,11	227,98	1238,96	1,15
366	m	24	77	551,8	774,9	271,8		455,4						