

DIPLOMARBEIT

**Messung des Viszeralfettgehalts mit Magnetresonanzenz-
bildgebung: Korrelation mit Lipometer Messwerten**

eingereicht von

Matthias Pokorn

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor(in) der gesamten Heilkunde
(Dr. med. univ.)**

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

**Universitätsklinik für Radiologie, und am
Institut für Physiologische Chemie**

unter der Anleitung von

**Priv. Doz. Dr. Ursula Reiter
Univ.-Prof. Dr. Renate Horejsi
Univ.-Prof. Dr. Reinhard Möller
Priv. Doz. Dr. Gert Reiter**

Graz, am 20.07.2017

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 21.07.2017

Matthias Pokorn eh

Danksagungen

Ich möchte mich bei all jenen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Diplomarbeit unterstützt haben.

Mein großer Dank gilt Frau Priv. Doz. Dr. Ursula Reiter und Herrn Priv. Doz. Dr. Gert Reiter, sowie Frau Univ.-Prof. Dr. Renate Horejsi und Herrn Univ.-Prof. Dr. Reinhard Möller für ihren mühevollen Einsatz, liebenswürdige Betreuung und ihre Unterstützung in allen Bereichen dieser Diplomarbeit. Darüberhinaus gilt mein Dank Univ.-Prof. Dr. Michael Fuchsjäger, der mir die Umsetzung der Studie an der Radiologie ermöglichte.

Zusammenfassung

Titel: Messung des Viszeralfettgehalts mit Magnetresonanztomografie: Korrelation mit Lipometer Messwerten

Schlagwörter:

Lipometer, Magnetresonanztomografie, Viszeralfettgehalt

Hintergrund und Ziele:

Zahlreiche Studien belegen den Zusammenhang zwischen erhöhter Körperfettmasse, insbesondere des viszeralen Fettes, mit einer erhöhten Insulinresistenz, Entwicklung eines Typ 2 Diabetes mellitus, kardiologischen Erkrankungen und erhöhten Sterberaten. Das Ziel dieser Diplomarbeit war es, die einfache, schnelle, nicht-invasive Abschätzung der Viszeralfettmasse mittels Lipometer mit Ergebnissen aus der Magnetresonanztomografie zu korrelieren.

Methoden:

Diese prospektive Studie schloss 14 gesunde junge Erwachsene ein, an denen eine 3T Magnetresonanztomografie-Untersuchung vom Diaphragma bis zum Hüftgelenkskopf durchgeführt wurde. Mit einem Bildbearbeitungsprogramm (ImageJ) wurden die Schnittbildschichten ausgewertet und das Viszeralfettvolumen errechnet. Mit dem Lipometer wurden bei den Studienteilnehmern an 15 anatomisch festgelegten Punkten die subkutane Fettschichtdicken gemessen. Der daraus abgeschätzte Wert des viszeralen Fettgehalts wurde mit dem errechneten Wert der Magnetresonanztomografie verglichen.

Resultate:

Die Resultate zeigten, dass die mittels Lipometer abgeschätzte Viszeralfettmasse VAT_{LIP0} stark mit dem mittels MRT bestimmten Viszeralfettvolumen VAT_{MR} korreliert ($r = 0.92198$, $p < 0.0001$).

Schlussfolgerung:

Mit dieser Diplomarbeit konnte gezeigt werden, dass die viszerale Fettmasse einfach, schnell und nicht invasiv mit dem Lipometer sehr gut abgeschätzt werden kann. Deswegen könnte das Lipometer einen wesentlichen Beitrag zur Erkennung

und zur Verlaufskontrolle eines erhöhten viszeralen Fettegehaltes verwendet werden.

Abstract

Title: Visceral fat content measured by Magnetic Resonance Imaging: Correlation with Lipometer data

Keywords: Lipometer, magnetic resonance imaging, visceral fat content

Background and aims:

Several studies showed that an excessive body fat content, especially visceral fat content, correlates with increased insulin resistance, the progress of type 2 diabetes mellitus, cardiologic diseases and increased mortality rates. The aim of the present diploma thesis was to correlate magnetic resonance imaging derived visceral fat volumes with visceral fat masses estimated by the lipometer, which represents an easy, fast, non-invasive technique for fat quantification.

Methods:

14 young and healthy adult study participants underwent 3T magnetic resonance imaging from the diaphragma to the head of the femur. Visceral fat volume was evaluated employing the image processing software ImageJ. The thickness of subcutaneous adipose tissue was measured with the lipometer at 15 anatomically defined body landmarks and the visceral fat mass estimated therefrom. Magnetic resonance and lipometer based results were correlated.

Results:

The results showed, that the estimated lipometric visceral fat mass (VAT_{LIPO}) correlated strongly with the visceral fat volume (VAT_{MR}) determined from magnetic resonance measurements ($r = 0.9198$, $p < 0.001$).

Conclusions:

Results of the present diploma thesis show that visceral fat mass can easily, fast and non-invasively estimated with the lipometer. Therefore, the lipometer might provide a remarkable contribution to the detection and control of an increased amount of visceral fat.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|------|
| Danksagungen | ii |
| Zusammenfassung | iii |
| Abstract | v |
| Inhaltsverzeichnis | vi |
| Glossar und Abkürzungen | viii |
| Abbildungsverzeichnis | x |
| Tabellenverzeichnis | xiii |
| 1 Einleitung | 14 |
| 1.1 Definition von Übergewicht und Fettleibigkeit | 14 |
| 1.2 Definition und Normwerte des Körperfettanteils | 16 |
| 1.3 Bedeutung der Fettverteilung | 16 |
| 1.4 Gefahren durch erhöhten viszeral Fettanteil | 17 |
| 1.5 Methoden zur Messung des Körperfettanteils | 18 |
| 1.5.1 Bauchumfangmessung mittels Maßband | 18 |
| 1.5.2 Caliper | 19 |
| 1.5.3 Waist-to-hip ratio (WHR) | 20 |
| 1.5.4 Bioelektrischer Impedanzanalyse (BIA) | 21 |
| 1.5.5 Dual-Röntgen-Absorptiometrie (DXA) | 21 |
| 1.5.6 Hydrodensitometrie | 22 |
| 1.5.7 Air-Displacement-Plethysmographie (ADP) | 22 |
| 1.5.8 Computertomografie (CT) | 22 |
| 1.5.9 Magnetresonanztomographie (MRT) | 23 |
| 1.5.10 Lipometer | 27 |
| 1.6 Ziel der Diplomarbeit | 30 |
| 2 Material und Methoden | 31 |
| 2.1 Studienpopulation | 31 |
| 2.1.1 Teilnehmerauswahl und Ethische Aspekte | 32 |
| 2.1.2 Ausschlusskriterien | 32 |
| 2.2 Lipometermessungen | 32 |
| 2.2.1 Die Beurteilung der Messdaten | 33 |
| 2.3 Magnetresonanztomografische Messung und Auswertung | 33 |
| 2.3.1 MRT Untersuchungsprotokoll | 33 |

| | | |
|-------|---|----|
| 2.3.2 | Definition des Auswertebereichs..... | 33 |
| 2.3.3 | Übertragen der MRT Schnittbilder | 34 |
| 2.3.4 | MRT Schnittbilder in ImageJ öffnen..... | 35 |
| 2.3.5 | Auslesen des DICOM-Headers..... | 36 |
| 2.3.6 | Konvertierung eines Bildes in ein 8-Bit Format..... | 36 |
| 2.3.7 | Schwellenwert-basierte Bildsegmentierung | 37 |
| 2.3.8 | Histogramm Analyse..... | 41 |
| 3 | Ergebnisse – Resultate | 50 |
| 3.1 | Bestimmung der Fettverteilung mittels Lipometer | 50 |
| 3.2 | Bestimmung der Fettverteilung mittels MRT | 53 |
| 3.3 | Korrelationen der mittels Lipometer und MRT bestimmten Fettverteilung | 57 |
| 4 | Diskussion..... | 63 |
| 4.1 | Limitationen..... | 65 |
| 4.2 | Ausblick..... | 65 |
| 4.3 | Zusammenfassung..... | 65 |
| | Literaturverzeichnis | 66 |
| | Anhang – Fragebogen..... | 71 |
| | Anhang -Projektplan..... | 72 |

Glossar und Abkürzungen

| | |
|---------------------|--|
| % | Prozent |
| 3D | 3-Dimensional |
| ADP | Air-Displacement-Plethysmography |
| AT1-Rezeptoren | Angiotensin-II-Rezeptor Subtyp 1 |
| AT2-Rezeptoren | Angiotensin-II-Rezeptor Subtyp 2 |
| BIA | Bioelektrische Impedanzanalyse |
| BMI | Body-Mass-Index |
| BSA | body surface area |
| bzw. | beziehungsweise |
| CCL2 | CC-Chemokinligand 2 |
| CH-Bindung | Kohlenwasserstoff Bindung |
| CT | Computertomografie |
| DXA | Dual-energy X-ray absorptiometry |
| FETT _{MR} | Volumen des im Messbereich segmentierten Fetts |
| HDL | high-density lipoprotein |
| HF-Pulse | hochfrequente elektromagnetische Wellen |
| HR | Hazard Ratio |
| Hz | Hertz |
| IL-6 | Interleukin-6 |
| iNOS | induzierbare Stickoxide |
| kg | Kilogramm |
| kHz | Kilohertz |
| LDL | low-density lipoprotein |
| mA | Milliampere |
| MHz | Megahertz |
| mm | Milimeter |
| mm ² | Quadratmillimeter |
| MRT | Magnetresonanztomografie |
| ms | Millisekunden |
| mSv | Millisievert |
| OH-Bindung | Hydroxy Bindung |
| p | Signifikanzwert |
| r | Pearson-Korrelationskoeffizient |
| RAAS | Renin-Angiotensin-Aldosteron-System |
| SAT | subcutaneous adipose tissue |
| SAT _{LIPO} | subkutan Fett in Kilogramm |
| SAT _{MR} | Volumen des gesamten subkutanen Fettes |
| sek | Sekunden |
| T | Tesla |

| | |
|---------------------|--------------------------------------|
| TNF- α | Tumornekrosefaktor α |
| VAT | visceral adipose tissue |
| VAT _{LIPO} | viszeral Fett in Kilogramm |
| VAT _{MR} | Volumen des gesamten viszeral Fettes |
| VOL _{MR} | Gesamtvolumen im Messbereich |
| WHO | World Health Organisation |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abbildung 1: Klinisches 3T MRT-System. | 24 |
| Abbildung 2: MRT Bildgebung..... | 25 |
| Abbildung 3: Signalintensität in einem In-Phase Bild, Out-of-Phase Bild, Fett- und Wasserbild..... | 27 |
| Abbildung 4: Lipometer (Möller Messtechnik, 2009)..... | 27 |
| Abbildung 5: Technische Details des Lipometers (Möller Messtechnik, 2009)..... | 28 |
| Abbildung 6: Die 15 standardisierten Messpunkte (Möller et al., 2000)..... | 28 |
| Abbildung 7: Anatomisch definierten Messstellen (Möller et al., 2000) | 29 |
| Abbildung 8: Messprotokoll (Lipometer.com (Möller-Messtechnik), 2009) | 29 |
| Abbildung 9: Multiplanare Rekonstruktion eines Wasser- (a) und Fett- (b) Bilddatensatzes zusammen mit der ersten und letzten tomographischen Schnittbildebene zur Auswertung des viszeralen Fetts in einer Probandin. | 34 |
| Abbildung 10: Übersicht über Basis-post-processing Tools in ImageJ..... | 35 |
| Abbildung 11: Öffnen eines DICOM Bildes in ImageJ..... | 35 |
| Abbildung 12: Öffnen des DICOM-Headers in ImageJ..... | 36 |
| Abbildung 13: Konvertierung der Farbtiefe..... | 37 |
| Abbildung 14: Segmentierung des Bildes in ImageJ durch Wahl eines Schwellenwertverfahrens. | 38 |
| Abbildung 15: Automatische Segmentierung vom Fett mittels Schwellenwertverfahren. | 38 |
| Abbildung 16: Wahl des Schwellenwerts zur Segmentierung eines Bildes mittels Schwellenwertverfahren. | 39 |
| Abbildung 17: Prinzip des Schwellenverfahrens nach Otsu. | 40 |
| Abbildung 18: Segmentierung von Fett-Bildern mittels Otsu Methode. | 40 |
| Abbildung 19: Das Wand (tracing) tool..... | 41 |
| Abbildung 20: Segmentierung von Fett-Pixel in einer Schichte..... | 42 |
| Abbildung 21: Resultat der automatischen Segmentierung eines Binärdatenbildes. | 42 |
| Abbildung 22: Durchführung der Histogramm Analyse in ImageJ. | 43 |
| Abbildung 23: Dokumentation der Ergebnisse der Histogrammanalyse im Außenbereich. | 43 |
| Abbildung 24: Dokumentation der Ergebnisse des Außenbereiches im Excel-Auswertesheet..... | 44 |

| | |
|---|----|
| Abbildung 25: Region-of-Interest im Innenbereich. | 44 |
| Abbildung 26: Korrektur der Anheftungsstelle. | 45 |
| Abbildung 27: Dokumentation der Ergebnisse der Histogrammanalyse im Innenbereich..... | 45 |
| Abbildung 28: Übernahme der Daten der Histogrammanalyse in Excel..... | 46 |
| Abbildung 29: Topogramme einer Histogramm Auswertung. | 47 |
| Abbildung 30: Umrechnung der Pixelzahl in Flächen. | 48 |
| Abbildung 31: Umrechnung der Pixelzahl in Volumina..... | 48 |
| Abbildung 32: Dokumentation der Ergebnisse. | 49 |
| Abbildung 33: Frontale mittels Lipometer gemessene subkutane Fettverteilung bei Frauen und Männern (in Millimetern). | 50 |
| Abbildung 34: Laterale mittels Lipometer gemessene subkutane Fettverteilung bei Frauen und Männern (in Millimetern). | 51 |
| Abbildung 35: Dorsale mittels Lipometer gemessene subkutane Fettverteilung bei Frauen und Männern (im Millimeter). | 52 |
| Abbildung 36: Lipometerbasierte Abschätzung des gesamten subkutanen (SAT_{LIPO}) und viszeralen (VAT_{LIPO}) Fettes bei Frauen und Männern (in kg)..... | 53 |
| Abbildung 37: MRT-basierte Abschätzung des subkutanen (SAT_{MR}) und viszeralen (VAT_{MR}) Fettvolumens bei Frauen und Männern (in Liter)..... | 55 |
| Abbildung 38: Korrelationen des viszeralen (VAT_{MR}) Fettvolumens mit dem subkutanen Fett (SAT_{MR}), dem Gesamtfett ($FETT_{MR}$) und dem Volumen des MRT- Messbereichs (VOL_{MR}). | 56 |
| Abbildung 39: Korrelationen zwischen dem viszeralen Fett aus Lipometer (VAT_{LIPO}) und MRT (VAT_{MR}). | 57 |
| Abbildung 40: Korrelationen zwischen SAT_{MR} (in Liter), $FETT_{MR}$ (in Liter) und VAT_{MR} (in Liter) mit SAT_{LIPO} (in kg). | 58 |
| Abbildung 41: Korrelationen des mittels MRT bestimmten viszeralen (VAT_{MR}), subkutanen (SAT_{MR}) und Gesamtfettvolumen ($FETT_{MR}$) mit dem Lipometermesspunkt Nacken. | 59 |
| Abbildung 42: Korrelationen des mittels MRT bestimmten viszeralen (VAT_{MR}), subkutanen (SAT_{MR}) und Gesamtfettvolumen ($FETT_{MR}$) mit den zusammengefassten Lipometermesspunkten 4 – 9 (Stamm)..... | 60 |

| | |
|--|----|
| Abbildung 43: Korrelationen des mittels MRT bestimmten viszeralen (VAT_{MR}), subkutanen (SAT_{MR}) und Gesamtfettvolumen ($FETT_{MR}$) mit dem Lipometermesspunkt Rücken oben. | 61 |
| Abbildung 44: Korrelationen des mittels MRT bestimmten viszeralen (VAT_{MR}), subkutanen (SAT_{MR}) und Gesamtfettvolumen ($FETT_{MR}$) mit dem Lipometermesspunkt Bauch oben. | 62 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|--|----|
| Tabelle 1: Klassifikation der Adipositas bei Erwachsenen gemäß dem BMI (Body-Mass-Index) modifiziert nach WHO (WHO, 2000; Wirth, 2014)..... | 15 |
| Tabelle 2: Geschlechtsspezifische Normalwerte und Grenzwerte des Körperfettanteils nach Muth et al. (Muth, 2009)..... | 16 |
| Tabelle 3: Geschlechtsspezifische Normalwerte und Grenzwerte des Bauchumfangs nach Lean ME et al. (Lean, 1995) | 19 |
| Tabelle 4: Methoden der Körperfettmessung mittels Caliper (Jackson & Pollock, 1978, Jackson & Ward, 1980, Lohmann, 1981) | 19 |
| Tabelle 5: Geschlechtsspezifische Normalwerte und Grenzwerte der Waist-to-hip Ratio nach der Deutschen Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention (DGSP, 2007) | 20 |
| Tabelle 6: Demographische Daten der Studienpopulation. | 31 |
| Tabelle 7: Ergebnisse der Bestimmung der Fettverteilung in 14 ProbandInnen mit MRT. | 54 |

1 Einleitung

Fettleibigkeit ist die am weitesten verbreitete metabolische Erkrankung weltweit, mit nahezu epidemischen Ausmaßen in Industrie- wie auch Nichtindustriestaaten (Tsigos et al., 2008). Die World Health Organisation (WHO) hat das Übergewicht und die Fettsucht zu einem der größten aktuellen Gesundheitsproblemen mit extrem zunehmender Prävalenz erklärt (WHO, 2000).

Übergewicht und Fettleibigkeit sind für bis zu 80% der Fälle für Diabetes mellitus Typ 2, 35% der Fälle für ischämische Herzattacken und 55% für Bluthochdruck unter allen Erwachsenen in Europa verantwortlich (Branca F, 2007).

Seit dem Jahr 1980 hat sich die weltweite Fettleibigkeit verdoppelt. Im Jahr 2014 waren mehr als 1,9 Milliarden über 18-jährige Menschen übergewichtig und davon über 600 Millionen fettleibig. Das bedeutet, dass 39% aller über 18-jährigen im Jahr 2014 übergewichtig und 13% fettleibig waren. Fettleibigkeit ist nicht nur ein Problem im Erwachsenenalter, denn auch 41 Millionen Kinder unter 5 Jahren sind im Jahr 2014 übergewichtig oder fettleibig (Banegas, 2003; WHO, 2000).

Auch in Europa präsentiert sich die Fettsucht in beispiellos ungeahntem Ausmaß. 150 Millionen fettleibige Erwachsene und 12 Millionen übergewichtige Kinder sind ein großes Problem durch steigende Kosten für das Gesundheitswesen und für Einbußen im Bereich der Produktivität sowie des Ertrages. Fettleibigkeit des Erwachsenen macht 6% der Ausgaben im Bereich des Gesundheitswesens in Europa aus (Branca F, 2007).

Übergewicht ist also für einen großen Teil aller Erkrankungen in der europäischen WHO Region verantwortlich und Mitverursacher für mehr als 1 Million Sterbefälle und 12 Millionen Krankenstandsjahre pro Jahr (James WPT., 2004).

1.1 Definition von Übergewicht und Fettleibigkeit

Übergewicht und Fettleibigkeit ist definiert als abnormale oder exzessive Ansammlung von Fett, welches die Gesundheit beeinträchtigt. Fettleibigkeit ist eine chronische Erkrankung die durch einen Anstieg der Körperfettvorräte charakterisiert ist (Tsigos et al., 2008).

Zur Beurteilung über die Gewichtsklassifikation steht der Körpermasseindex – [Body Mass Index (BMI)] nach WHO zur Verfügung (Tabelle 1). Der BMI ist eine

simple Maßzahl für die Bewertung des Gewichts in Relation zur Körpergröße, der gebräuchlich zur Klassifizierung von Übergewicht und Fettleibigkeit bei Erwachsenen genutzt wird. Er ist definiert als das Gewicht einer Person in Kilogramm dividiert durch die Körpergröße in Metern zum Quadrat (kg/m^2) (WHO, 1995). Die WHO klassifiziert Übergewicht - Präadipositas mit einem Body Mass Index größer gleich 25 und Fettleibigkeit - Adipositas mit einem BMI größer gleich 30 (WHO, 1995, 2000).

Tabelle 1: Klassifikation der Adipositas bei Erwachsenen gemäß dem BMI (Body-Mass-Index) modifiziert nach WHO (WHO, 2000; Wirth, 2014)

| Kategorie | BMI (kg/m^2) | Risiko für Folgeerkrankungen |
|----------------------------|-------------------------|------------------------------|
| Untergewicht | <18,50 | niedrig |
| Normalgewicht | 18,5 – 24,9 | durchschnittlich |
| Übergewicht | 25 – 29,9 | gering erhöht |
| Adipositas Grad I | 30 – 34,9 | erhöht |
| Adipositas Grad II | 35 – 39,9 | hoch |
| Adipositas Grad III | ≥ 40 | sehr hoch |

Ein erhöhter BMI ist ein bekannter Risikofaktor für verschiedene Todesursachen, eingeschlossen ischämischer Herzattacken (Manson et al., 1990), Schlaganfälle (Song, 2004) und Krebserkrankungen des Dickdarmes, der Nieren, des Endometriums und der postmenopausalen Brust (Calle, 2003; Reeves, 2007).

Da beim BMI nur das Körpergewicht und die Körpergröße in der Berechnung eingeschlossen sind, ergeben sich hier verschiedenste Kritikpunkte bei der Klassifikation von körperfettbedingtem Übergewicht. Ein trainierter Kraftsportler, mit wenig Körperfettanteil, hat aufgrund von vermehrter Muskelmasse, einer erhöhten Knochendichte und anderer Faktoren ein höheres Körpergewicht und damit automatisch einen höheren BMI. Im Gegensatz dazu, kann ein untrainierter Mensch mit hohem Fettanteil, einen niedrigeren BMI aufweisen.

1.2 Definition und Normwerte des Körperfettanteils

Der Körperfettanteil gibt das Verhältnis zwischen eingelagerten Fett zur Gesamtkörpermasse an. Es ergeben sich aber keine Rückschlüsse auf die Verteilung von Subkutan-, Viszeral- oder Bauchfett auf die Gesamtkörperfettmasse. Die Normwerte und die Grenzwerte des Körperfettanteiles hängen von Geschlecht, Alter und Körperbau ab. Das American Council of Exercises hat die Körperfettwerte wie in Tabelle 2 folgend klassifiziert (Muth, 2009).

Tabelle 2: Geschlechtsspezifische Normalwerte und Grenzwerte des Körperfettanteils nach Muth et al. (Muth, 2009)

| <i>Klassifikation</i> | <i>Frauen</i> | <i>Männer</i> |
|-------------------------|---------------|---------------|
| <i>lebensnotwendig</i> | 10-13 % | 2-5 % |
| <i>athletisch</i> | 14-20 % | 6-13 % |
| <i>fit</i> | 21-24 % | 14-17 % |
| <i>durchschnittlich</i> | 25-31 % | 18-24 % |
| <i>übergewichtig</i> | > 32 % | > 25 % |

1.3 Bedeutung der Fettverteilung

Eine viel größere Bedeutung als der BMI für die Pathogenese verschiedenster Erkrankungen hat nach neueren Studien die Fettverteilung im Körper. Es werden grundsätzlich 2 Arten, der androide (apfelförmige) und der gynoide (birnenförmige) Fettverteilungstyp, unterschieden. Der androide, eher männliche, Fettverteilungstyp zeichnet sich durch Speicherung des Fettes vor allem im abdominellen Bereich aus, der gynoide, eher weibliche, Fettverteilungstyp zeichnet sich durch eine vermehrte Speicherung im Bereich der Hüften und der Beine aus. Speziell der intra-abdominale oder viszerale Fettverteilungstyp gilt hinsichtlich des metabolischen Syndroms und der Folgeerkrankungen als ungünstig. In metabolischer Hinsicht gilt der gynoide Fettverteilungstyp als weniger gefährlich (Stalla, 2007).

Weiters unterschieden werden das subkutane (SAT engl.= subcutaneous adipose tissue) und das viszerale (VAT engl.= visceral adipose tissue) Fett (Ambati et al., 2016). Insbesondere das viszerale Fett hat durch seine hormonproduzierenden,

entzündungs- und krankheitsauslösenden Eigenschaften in den letzten Jahren besonders an Aufmerksamkeit und Bedeutung gewonnen.

1.4 Gefahren durch erhöhten viszeral Fettanteil

Schnell resorbierbare und in Fett umwandelbare Nährstoffe wie Fette und Zucker begünstigen die Entwicklung des „Wohlstandsbauches“ und des viszeralen Fettes. Wir tragen das viszerale Fett evolutionsbiologisch bedingt mit uns herum. Dieses Fett kann schneller abgebaut werden als andere Fettarten und ist damit zur raschen Energiefreisetzung geeignet.

Da wir in unserer heutigen Gesellschaft aber wesentlich weniger körperlich für unser Essen arbeiten müssen, lagern sich gefährlich hohe Mengen viszeralen Fettes in unserem Körper ab. Die bisher unterschätzte Gefahr im Bauchraum liegt in der erhöhten Stoffwechselaktivität dieser viszeralen Fettzellen.

Die bei adipösen Personen erhöhte Körperfettmasse, insbesondere das viszerale Fett, geht üblicherweise mit einer Insulinresistenz einher und begünstigt die Entwicklung eines Typ 2 Diabetes mellitus (Wirth, 2014). Übergewicht und Fettleibigkeit ist die Ursache für 80% der Typ 2 Diabetiker, 35% der ischämischen Herzerkrankungen und 55% der Hypertonie Erkrankungen in Europa (Tsigos et al., 2008). Weiters zeigt sich bei erhöhtem viszeral Fett auch eine Dyslipoproteinämie mit niedrigem HDL-Cholesterin, Hypertriglyzeridämie mit vermehrten kleinen dichten LDL-Partikel (Schulte, 1999). Fettgewebe gibt auch Sekretionsprodukte, die inflammatorische Eigenschaften aufweisen, wie den Tumornekrosefaktor α (TNF- α), Interleukin-6 (IL-6), CC-Chemokinligand 2 (CCL2), und induzierbare Stickoxide ab (iNOS) (Ferrante, 2007; Hotamisligil, 1993). Fettgewebe produziert und sekretiert auch verschiedenste Signalproteine, die sogenannten Adipokine wie Leptin, Visfatin, Resistin, Adiponektin. Leptin ist ein Peptidhormon, welches Effekte auf den Hypothalamus zur Appetitzügelung hat, den Sympathikus aktiviert und so auf diese Weise erhöhten Blutdruck induziert (Shek, Brands, & Hall, 1998). Das Renin-Angiotensin-Aldosteron-System (RAAS), welches mit seinen Komponenten Angiotensin-Converting-Enzym, Renin, Renin-Rezeptoren, AT1-Rezeptoren, AT2-Rezeptoren und Mas-Rezeptoren auch vom Fettgewebe produziert werden können, ist bei Fettleibigkeit aktiviert (Bogaert, 2009; Engeli, 2005). Angiotensinogen,

welches auch vom Fettgewebe produziert wird, hat einen Einfluss auf das lokale Gewebe sowie auf die systemische Zirkulation, welches eine Rolle im Fettleibigkeits-assoziierten Bluthochdruck spielt (Massiera, 2001). Eine weitere Studie zeigte, dass Fettleibigkeit mit einem höheren Risiko für Aortenklappenstenosen einhergeht (Larsson SC, 2017).

Eine weitere Studie zeigte, dass Übergewicht und Fettleibigkeit das Risiko für die Entwicklung einer Alzheimer- und vaskulären Demenz erhöht (Xu, 2011).

Eine amerikanische Studie zeigte, dass die Sterberate (engl. Hazard Ratio [HR]) von Personen mit erhöhtem viszeralen Fettanteil und Normalgewicht im Gegensatz zu Personen mit gleichem BMI und normalem viszeral Fett wesentlich höher war [(HR): Ø 1,87]. Auch der Vergleich zwischen der Gruppe mit erhöhtem viszeralen Fettanteil und Normalgewicht im Gegensatz zu BMI klassifizierten übergewichtigen (HR: Ø 2,24) und fettleibigen (HR: Ø 2,42) Probanden ohne erhöhtes viszeral Fett zeigte eine deutlich erhöhte Mortalität der Normalgewichtigen mit erhöhtem Viszeralfettgehalt (Sahakyan et al., 2015).

1.5 Methoden zur Messung des Körperfettanteils

Es gibt verschiedenste Methoden den Körperfettanteil zu messen. Das Spektrum reicht von einfachen Messungen des Bauchumfanges mit dem Maßband, über Hautfaltendickenmessungen und Bioelektrischer Impedanzanalyse bis hin zu technisch aufwändigeren Methoden wie die „Dual-energy X-ray absorptiometry“ (DXA), Hydrodensitometrie, Computertomografie, Magnetresonanztomografie, sowie neue computergestützte Messsysteme wie das Lipometer®.

1.5.1 Bauchumfangmessung mittels Maßband

Eine Methode das Gesundheitsrisiko mit Hilfe des Bauchumfanges abzuschätzen ist die Bauchumfangmessung mittels Maßband. Es erfolgt die Messung mittels eines Maßbandes im Stehen zwischen der letzten Rippe und dem Beckenkamm bei leichter Ausatmung (Lean ME, 1995).

Tabelle 3: Geschlechtsspezifische Normalwerte und Grenzwerte des Bauchumfangs nach Lean ME et al. (Lean, 1995)

| <i>Männer</i> | <i>Frauen</i> | Gesundheitsrisiko |
|----------------------|---------------|--------------------------|
| <i>Bis 94 cm</i> | Bis 80 cm | - / kein Risiko |
| <i>95 bis 101 cm</i> | 81 bis 87 cm | + / steigendes Risiko |
| <i>> 102 cm</i> | > 88 cm | ++ / erhöhtes Risiko |

Diese Methode ist aufgrund von Messfehlern und durch die Einschätzung von Gesundheitsrisiken, für Bestimmungen des Körperfettgehaltes stark limitiert.

1.5.2 Caliper

Bei der Messung mit dem Caliper wird die Schichtdicke des Unterhautfettgewebes an verschiedenen Körperstellen gemessen. Die Messung an jeder einzelnen Körperstelle soll 3-mal wiederholt werden um daraus den Mittelwert zu berechnen.

Die am häufigsten verwendeten Methoden sind die 3-Falten-Methode nach Jackson & Pollock, die 3-Falten-Methode nach Lohmann, sowie die 7-Falten-Methode nach Jackson & Pollock die mittels Hautfaltendicke der jeweiligen Stellen, und verschiedener Koeffizienten für Männer und Frauen den Körperfettanteil berechnet (Jackson & Pollock, 1978; Jackson, Pollock, & Ward, 1980; T. G. Lohman, 1981).

Tabelle 4: Methoden der Körperfettmessung mittels Caliper (Jackson & Pollock, 1978, Jackson & Ward, 1980, Lohmann, 1981)

| | <i>Messstellen am Körper</i> | |
|--|------------------------------|---------------|
| | <i>Männer</i> | <i>Frauen</i> |
| <i>3-Falten-Methode nach Jackson & Pollock</i> | Brust | Trizeps |
| | Bauch | Bauch |
| | Oberschenkel | Hüfte |
| <i>3-Falten-Methode nach Lohmann</i> | Schulterblatt | Schulterblatt |
| | Trizeps | Trizeps |
| | Bauch | Bauch |

| | | |
|--|---------------|---------------|
| <i>7-Falten-Methode nach Jackson & Pollock</i> | Brust | Brust |
| | Schulterblatt | Schulterblatt |
| | Achsel | Achsel |
| | Trizeps | Trizeps |
| | Bauch | Bauch |
| | Hüfte | Hüfte |
| | Oberschenkel | Oberschenkel |

Diese Methode ist einfach und schnell anzuwenden, aber sie misst nur die Unterhautfettgewebstiefe und lässt somit keinen Rückschluss auf das innenliegende Fettgewebe ziehen. Weiters ist eine zweite Person bei der 7-Falten-Methode notwendig um die Messungen korrekt durchführen zu können.

1.5.3 Waist-to-hip ratio (WHR)

Bei der Waist-to-hip ratio versucht man vom Verhältnis von Bauch- zu Hüftumfang die Körperfettverteilung zu bestimmen. Der Hüftumfang wird in Höhe der Trochanteren, der Bauchumfang in der Mitte zwischen Beckenkamm und Ende des Rippenbogens parallel zum Boden gemessen (Löllgen H., 2007; Wirth A., 2013).

Tabelle 5: Geschlechtsspezifische Normalwerte und Grenzwerte der Waist-to-hip Ratio nach der Deutschen Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention (DGSP, 2007)

| <i>Quotient aus Bauchumfang und Hüftumfang</i> | | |
|--|------------|------------|
| <i>Einteilung</i> | Frauen | Männer |
| <i>Normalgewicht</i> | < 0,8 | < 0,9 |
| <i>Übergewicht</i> | 0,8 – 0,84 | 0,9 – 0,99 |
| <i>Adipositas</i> | > 0,85 | > 1,0 |

Die WHR wurde in den letzten Jahren immer seltener verwendet, da der Bauchumfang alleine im Hinblick zur Erfassung des metabolischen Risikos überlegen ist. Weiters erfasst der WHR nicht genau die Bedeutung des abdominalen Fettes für die Insulinresistenz (Wirth A., 2013). Eine weitere Limitierung ist dadurch gegeben, dass bei einer Zunahme von 15 kg Körpergewicht, der Bauchumfang, und damit auch das risikoreiche viszerale Fettgewebe, deutlich zunimmt, aber durch

eine gleichzeitige Zunahme des Hüftumfangs, der Quotient somit fast unverändert bleibt, bei aber deutlich erhöhtem kardiovaskulärem Risiko.

1.5.4 Bioelektrischer Impedanzanalyse (BIA)

Die Bioelektrische Impedanzanalyse ist eine nicht invasive Messmethode zur Bestimmung der Körperzusammensetzung. Es wird ein elektrisches Feld mittels Klebeelektroden mit Wechselstrom von 12 Volt und 0,8 mA mit einer Frequenz von 50 kHz am Körper angelegt und der Körperwiderstand gemessen. Grundlage dieser Messung ist die Tatsache, dass das Körperfett den Strom nur wenig weiterleitet und ihm deshalb einen erheblichen Widerstand entgegensetzt. Die Leitfähigkeit und die Impedanz des Körpers sind daher vom Körperwasser und von der fettfreien Körpermasse, das heißt der extrazellulären Körpermasse (Blut- und Gewebeflüssigkeit) sowie der Körperzellmasse (Muskel- und Organmasse) abhängig (EUSANA, 2013). Die Bioelektrische Impedanz Analyse ist eine, wenn nach international vereinbarten Standardisierungen der Messpositionierung, anerkannte Messmethode zur Körperzusammensetzung. Essentiell für die Durchführung ist die Schulung des Messpersonals und das Einhalten der Regularien die im Vorhinein eingehalten werden müssen wie kein Alkoholkonsum, keine schweißtreibenden Betätigungen, kein Eincremen von Füßen oder Händen in den letzten 24 Stunden und die Blasenentleerung vor der Messung (resize, 2017). Die in heutiger Zeit kommerziell erwerbbaeren BIA-Waagen sind aufgrund von meist nur zwei Elektroden an den Fußsohlen sehr ungenau. Bei der Fuß-zu-Fuß Methode sucht der Strom den kürzesten Weg. Das bedeutet, dass dieser nur von einem Bein zum anderen Bein fließt und deswegen ist es kaum möglich die Körperzusammensetzung zu schätzen.

1.5.5 Dual-Röntgen-Absorptiometrie (DXA)

Die Dual-Röntgen-Absorptiometrie, kurz DXA, ist ein radiologisches Messverfahren, bei dem der Körper von Röntgenstrahlen abgetastet wird (Ogle et al., 1995; Rubiano, 2000). Aufgrund unterschiedlicher Absorption der Röntgenstrahlen durch die Körpergewebe ist eine Unterscheidung des Körpers in Knochen und Weichgewebe (Körperfettmasse und fettfreie Masse) möglich (Becker, 2002). Aufgrund der

Strahlenexposition (< 1 mSv) (Goran, 1996), ist es nicht erlaubt Kinder, Jugendliche oder Schwangere mittels DXA zu untersuchen, sie wird aber dennoch von einigen Autoren als Referenzmethode zur Bestimmung der Körperzusammensetzung genannt.

1.5.6 Hydrodensitometrie

Bei der Hydrodensitometrie wird der Körper des Probanden unter Wasser getaucht. Während maximaler Expiration, wird das Körpergewicht unter Wasser gemessen. Aus der Differenz des Körpergewichts an Land und unter Wasser erfolgt die Berechnung des Körpervolumens. Da das Lungenvolumen zum Körpervolumen, aber nicht zur Körperzusammensetzung beiträgt, wird das Körpervolumen um das Lungenvolumen korrigiert (Becker, 2002). Danach muss die Körperdichte mittels einfacher Division von Körpergewicht durch Körpervolumen berechnet werden. Danach kann mit Hilfe von verschiedener Algorithmen (T. G. Lohman, Harris, M., Teixeira, P. J., Weiss, L., 2000; Siri, 1956) die Körperfettmasse berechnet werden. Die Limitierung besteht in darin, dass das Untertauchen akzeptiert werden muss und man vor allem bei älteren Menschen und Kindern Probleme findet bei der Anwendung. Ein weiterer Kritikpunkt ist die stationäre, lang andauernde Messung (30 Minuten) und die hohen Kosten.

1.5.7 Air-Displacement-Plethysmographie (ADP)

Die ADP ist ein densitometrisches Verfahren zur Bestimmung der Körperzusammensetzung. Die Körperdichte wird mittels Quotient der Körpermasse (bestimmt durch Wägen) und dem Körpervolumen (gemessen in einem Plethysmographen) berechnet (Widhalm, 2009). Die Grundlage lieferten das Boylsche Gesetz und die Poissonsche Gleichung (Becker, 2002). Aus der Körperdichte wird dann sekundär die Fettmasse in Prozent und daraus die Differenz zum Gewicht die Fettfreie-masse berechnet (Widhalm, 2009).

1.5.8 Computertomografie (CT)

Bei der Computertomografie stammen die Bildinformationen aus Transmissionsdaten, die mit Hilfe einer um den Probanden rotierenden Röntgenquelle erzeugt

wurden (Scholz A. M. , 2009). Mithilfe einer computergestützten Rekonstruktion ist es möglich aus dem räumlichen Datensätzen des Objektes den Absorptionsgrad zu ermitteln und das Bild zu berechnen. CT-Schnittbilder zeigen einen guten Kontrast zwischen Fett- und Muskelgewebe. Sie bieten jedoch im Vergleich zur Magnet-Resonanz-Tomographie nicht die detaillierte Darstellung von Unterschieden zwischen verschiedenen Geweben und Organen, die dem fettfreien Magergewebe zuzuordnen sind (Scholz A. M. , 2009). Eine weitere Limitierung als Methode der Wahl ist auf die erhöhte Strahlendosis zurückzuführen. Die natürliche Strahlendosis in Österreich beträgt 2,4 mSv pro Jahr. Wenn man die Körperzusammensetzung an einem Patienten mittels Thorax CT und einem Abdomen/Becken CT durchführt, ergibt das eine Effektiv-Strahlendosis von 18 mSv (Mostbeck, 2011). Dies bedeutet eine 7,5-fach erhöhte natürliche jährliche Strahlenbelastung durch diese Untersuchung.

1.5.9 Magnetresonanztomographie (MRT)

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist ein diagnostisches Bildgebungsverfahren, welches ohne Verwendung ionisierender Strahlung die Akquisition tomographischer Schnittbilder des Körpers mit hohem Gewebekontrast erlaubt. Die MRT Technik beruht darauf, dass sich ein kleiner Teil der im Körper vorhandenen Wasserstoffkerne, welche generisch einen Kernspin besitzen, in starken Magnetfeldern ausrichten und damit eine Magnetisierung des Körpers parallel zum Magnetfeld bedingen. In der klinischen Routine werden typischerweise MRT-Systeme mit Magnetfeldstärken von 1.5 oder 3 Tesla (T) verwendet, was etwa dem 30000- bzw. 60000-fachem des Erdmagnetfeldes an der Erdoberfläche entspricht (Abbildung 1). Die in diesen Magnetfeldern erzeugte Magnetisierung des Körpers kann durch Einstrahlung elektromagnetische Wellen mit geeigneter Frequenz (Resonanzfrequenz) aus dem Gleichgewicht gebracht - d.h. angeregt - werden, wobei die Resonanzfrequenz bei 1.5T mit 63.9 MHz und bei 3T mit 127.8 MHz im Radiowellenlängenbereich liegt.

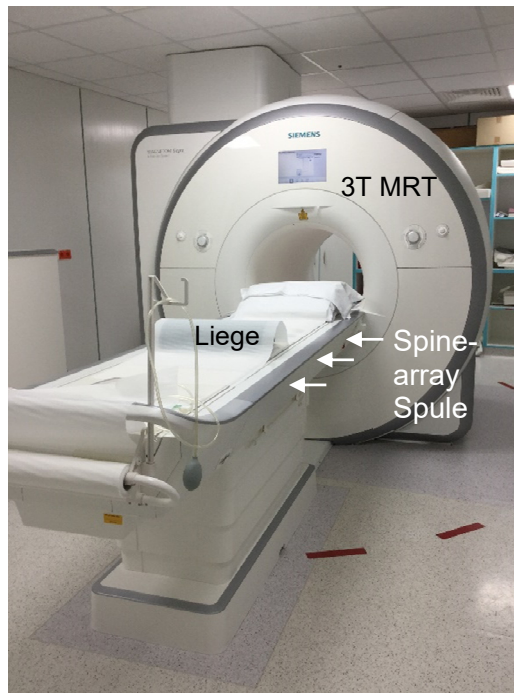


Abbildung 1: Klinisches 3T MRT-System.

Das MRT System ist mit einer Liege ausgestattet, mit der PatientInnen in das Zentrum des Magnetfeldes einjustiert werden kann. 3T Magnetom Skyra (Siemens, Erlangen), Universitätsklinik für Radiologie, Medizinische Universität Graz.

Während der resonanten Anregung, die durch Einstrahlung elektromagnetischer Wellen mit der Resonanzfrequenz erfolgt, werden die magnetischen Momente der Wasserstoffkerne einerseits zunehmend anti-parallel zum Magnetfeld ausgerichtet, wodurch die Längskomponente der Magnetisierung (=Längsmagnetisierung) sukzessive abnimmt, andererseits geraten die mit der Larmor-Frequenz rotierenden Querkomponenten der magnetischen Momente sukzessive in Phase, was zu einer Zunahme der Quermagnetisierung führt. Relaxiert die Magnetisierung nach Anregung, kann die Relaxation durch Anbringen einer Spule am Körper (Abbildung 2) als Induktionssignal detektiert werden.

Um tomographische Schnittbilder zu erzeugen, werden dem stationären Magnetfeld während der Signalakquisition magnetische Gradientenfelder so überlagert, dass die Resonanzbedingung zur Anregung der Protonen nur in der gewählten Schicht erfüllt ist und Wasserstoffkerne außerhalb dieser Schicht nicht angeregt werden. Um aus dem von der Spule detektierten Signal einer tomographischen Schicht ein Schnittbild zu erhalten, müssen nach der Schichtanregung noch wei-

tere Gradientenfelder geschaltet werden, welche eine örtliche Kodierung des Signals bedingen und schlussendlich die Berechnung eines Bildes ermöglichen. Durch das Ein- und Ausschalten der Gradientenfelder entsteht während der Datenakquisition Lärm, weswegen PatientInnen während einer Untersuchung ein Kopfhörer tragen müssen (Abbildung 2).



Abbildung 2: MRT Bildgebung.

Auf den Messbereich werden die Spulen (hier: 2 Bodyarray Spulen) angebracht. Als Schutz vor dem bei der Gradientenschaltung entstehenden Lärm müssen PatientInnen während der MRT Bildgebung einen Kopfhörer tragen.

Die während der MRT-Datenakquisition gewählte Abfolge von eingestrahltten Anregungspulsen, Gradientenfeldschaltungen und Signalausleseprozessen wird über einen Computer gesteuert und definiert die sogenannte MRT-Sequenz, Unterschiedliche MRT-Sequenzen erlauben Gewebekontraste spezifisch zu akzentuieren oder zu unterdrücken.

Die Resonanzfrequenz der Wasserstoffkerne hängt neben der Stärke des Magnetfeldes auch von der molekularen Umgebung der Protonen ab. Diese Abhängigkeit wird „chemische Verschiebung“ (chemical shift) genannt. In der klinischen Bildgebung spielt vor allem der Effekt der chemischen Verschiebung zwischen Protonen in Wasser (OH-Bindung) und Fett (CH-Bindung) eine wichtige Rolle, da er zur Erzeugung von Fett- und Wasserbildern verwendet werden kann. Die leicht unterschiedliche Resonanzfrequenz von Protonen in Wasser und Fett führt dazu, dass

die von den jeweiligen Geweben stammende Quermagnetisierungen zeitlich abwechselnd von parallel zu antiparallel ausrichten. Beinhaltet ein Bildpunkt Wasser und Fett, so beginnt der Zeitpunkt der Signalaufnahme – man spricht von der Echozeit – für das Signal dieses Bildpunkts eine entscheidende Rolle zu spielen. Sind die Quermagnetisierungen gerade parallel ausgerichtet, addiert sich das Signal von Fett und Wasser; man spricht vom In-Phase-Bild. Sind hingegen die Quermagnetisierungen gerade antiparallel ausgerichtet, subtrahiert sich das Signal von Fett und Wasser und man erhält das Opposed-Phase-Bild, welches dementsprechend typisch an den Rändern zwischen fett- und wasserhaltigen Strukturen dunkle Ränder aufweist (Abbildung 3a und 3b). Akquiriert man nun In- und Opposed-Phase-Bilder (typisch durch die Aufnahme von Signalen zu zwei verschiedenen Echozeiten), so können aus der Tatsache, dass sich einmal Fett- und Wassersignal addieren und einmal Fett- und Wassersignal subtrahieren, reine Fett- und Wasserbilder berechnet werden (Abbildung 3c und 3d). Man nennt diese Technik die Dixon-Technik (Dixon, 1984).

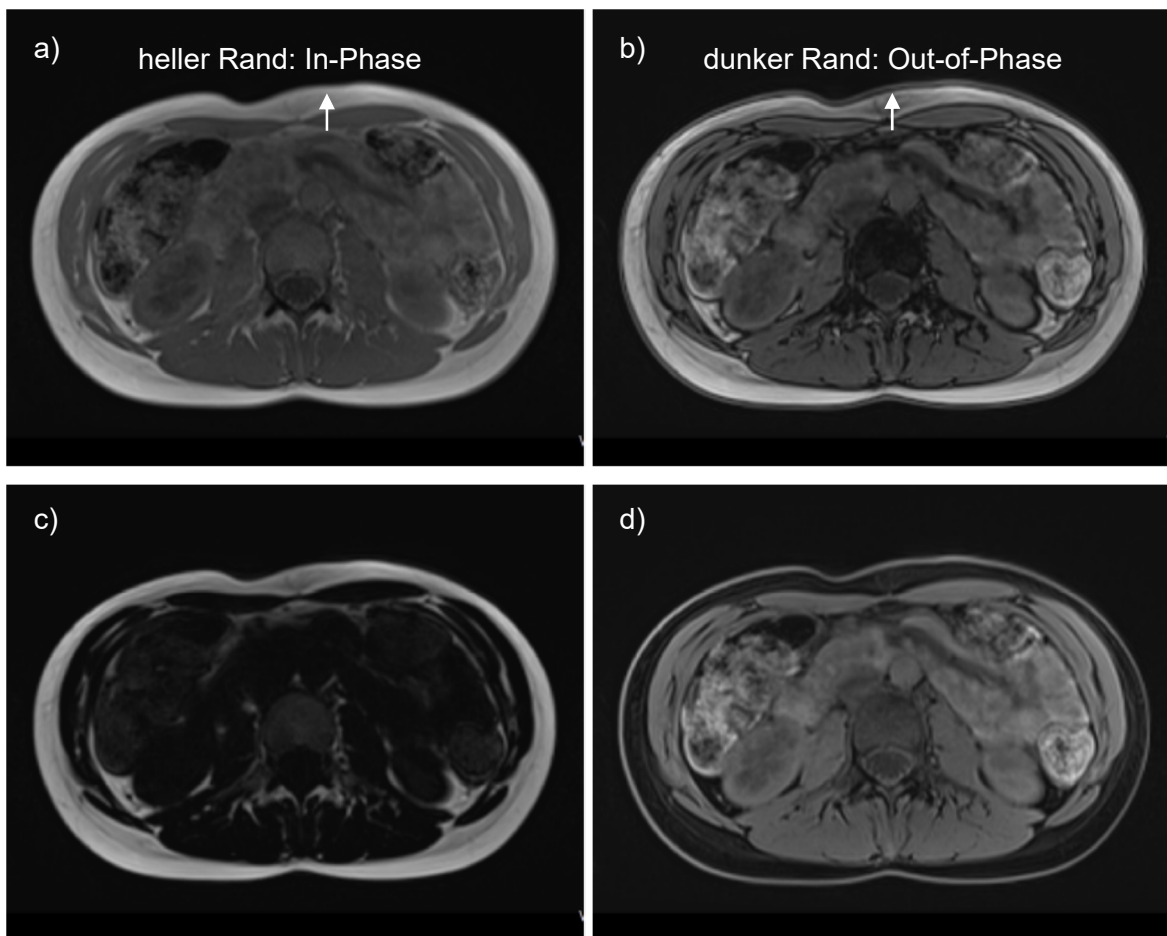


Abbildung 3: Signalintensität in einem In-Phase Bild, Out-of-Phase Bild, Fett- und Wasserbild.

Im In-Phase Bild addieren sich die Signale von Fett und Wasserprotonen in einem Voxel (a), im Out-of-Phase Bild heben sich die Signale auf und der Fett-Wasser Rand sich entsprechen dunkel dar (b). Im Fett-Bild resultiert die Signalintensität von Protonen in Fettumgebung, Protonen in Wasserumgebung (dunkle Bereiche) tragen nicht zur Signalintensität bei (c). Im Wasserbild stammen Signale von Protonen in Wasserumgebung (d). Muskuläre Strukturen (oder Haut) stellen sich entsprechend im Wasserbild hell dar, Fett hingegen dunkel.

Aus den in Dixon-Serien gewonnenen Fett-Bildern kann mittels geeigneter Auswertelgorithmen intraabdominelles Fettgewebe in einzelnen tomographischen Schnittbildern volumetrisch quantifiziert werden (Peng et al., 2007; Sadananthan et al., 2015; Sun, 2016). Limitiert ist die MRT-basierte Methode zur Bestimmung des Körperfetts durch begrenzte Verfügbarkeit der Modalität in der klinischen Routine und notwendiger Auswertesoftware sowie durch hohe Untersuchungskosten (Biesalski H. K. , 2010).

1.5.10 Lipometer

Das Lipometer® ist ein neuartiges computergestütztes optisches Messsystem, welches am Institut für Physiologische Chemie der Medizinischen Universität Graz entwickelt worden ist, um eine nichtinvasive, rasche, präzise und sichere Messung der Dicke des subkutanen Fettgewebes zu ermöglichen. Mithilfe des Lipometers® können Fettschichten im Bereich von 0,5 – 50 mm mit einer Auflösung von 0,1 mm an jeder beliebigen Körperstelle gemessen werden (Möller, Tafeit, Pieber, Sudi, & Reibnegger, 2000; Möller, Tafeit, Smolle, & Kullnig, 1994).

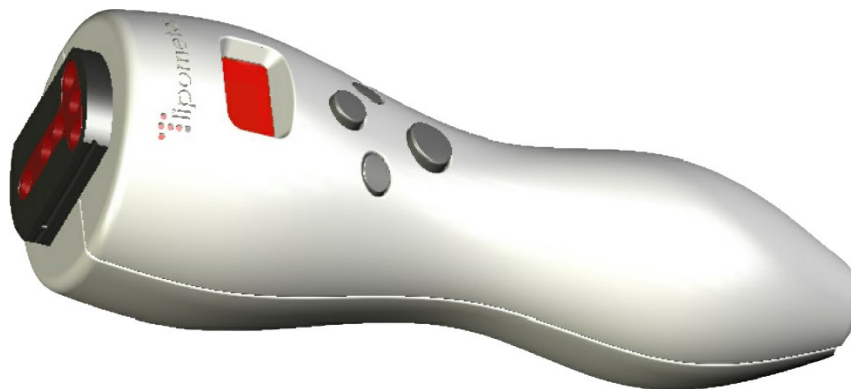


Abbildung 4: Lipometer (Möller Messtechnik, 2009).

Der Sensorkopf des Lipometers besteht aus mehreren Licht-emittierenden Dioden und einem optischen Sensor der die reflektierten Lichtanteile wiederaufnimmt (Möller et al., 1994).

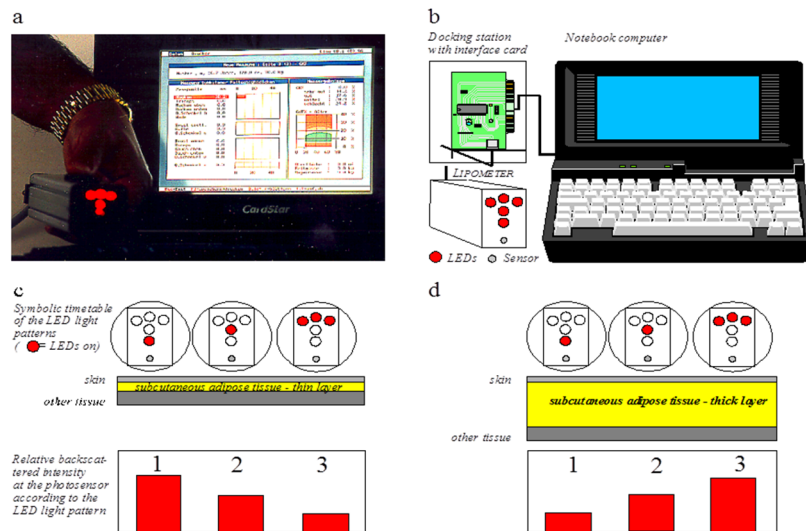


Abbildung 5: Technische Details des Lipometers (Möller Messtechnik, 2009)

Anhand von 15 standardisierten Messpunkten (1 – Nacken, 2 – Trizeps, 3 – Bizeps, 4 – Rücken oben, 5 – Brust vorne, 6 – Brust seitlich, 7 – Bauch oben, 8 – Bauch unten, 9 – Rücken unten, 10 – Hüfte, 11 – Oberschenkel vorne, 12 – Oberschenkel seitlich, 13 – Oberschenkel hinten, 14 – Oberschenkel innen, 15 – Wade) an der rechten Körperseite ist mittels Lipometer nicht nur die Bestimmung der subkutanen Fettmenge, sondern auch eine Abschätzung der Subkutanfettverteilung möglich. (Möller et al., 1999, Möller et al., 2000/Teil 2).

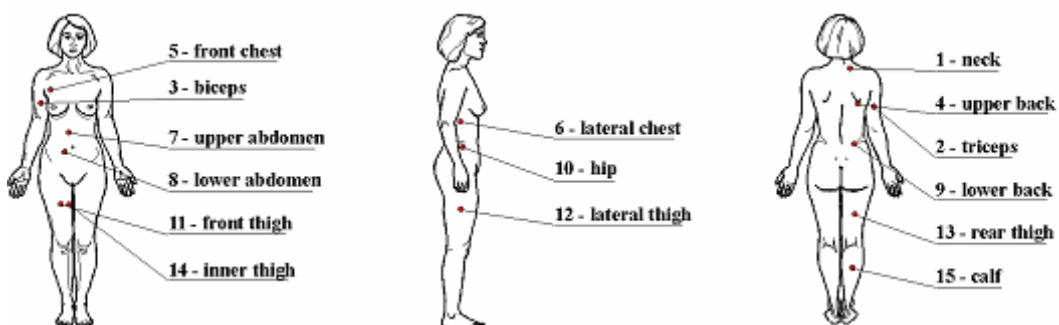


Abbildung 6: Die 15 standardisierten Messpunkte (Möller et al., 2000)

Die Messungen werden an der rechten Körperoberfläche an einer stehenden Person mittels Knopfdruck ausgeführt. Die Ganzkörpermessung an den 15 exakt definierten Körperstellen dauert etwa 2 Minuten. (Möller et al., 2000/ Teil 1)

| | |
|------------------|--|
| 1-neck | 40 mm on the right side of the spine at vert. 7 (prominens) |
| 2-triceps | in the middle of the line between acromion and olecranon |
| 3-biceps | at the maximum girth of biceps muscle at front centreline of the arm |
| 4-upper back | below the scapula angulus inferior |
| 5-front chest | in the middle of the line between acromion and xiphoid process of sternum |
| 6-lateral chest | in the midaxillary line at the 10 th rib |
| 7-upper abdomen | from the middle of the line between the xiphoid process of sternum and umbilicus 40 mm on the right side |
| 8-lower abdomen | 40 mm on the right side of the umbilicus |
| 9-lower back | 40 mm on the right side of the spine above the line of the iliac crest |
| 10-hip | in the midaxillary line above the iliac crest |
| 11-front thigh | in the middle of the front centreline between inguinal crease and patella |
| 12-lateral thigh | at the same height as 11, at lateral centreline of the leg |
| 13-rear thigh | at the same height as 11, at rear centreline of the leg |
| 14-inner thigh | at the same height as 11, at inner centreline of the leg |
| 15-calf | at the maximum girth of calf muscle (gastrocnemius) at rear centreline of the leg |

Abbildung 7: Anatomisch definierten Messstellen (Möller et al., 2000)

Die Ergebnisse werden an den Computer übertragen und in einem Messprotokoll mit der jeweiligen Abweichung vom geschlechts- sowie altersspezifischen Referenzwert angezeigt. Die qualitative Beurteilung der einzelnen Körpermessstellen und des gesamten Erscheinungsbildes erfolgt auf Basis der erhobenen Werte von mittlerweile über 30.000 Männern, Frauen und Kindern im Alter von 7 – 80 Jahren (Möller-Messtechnik).

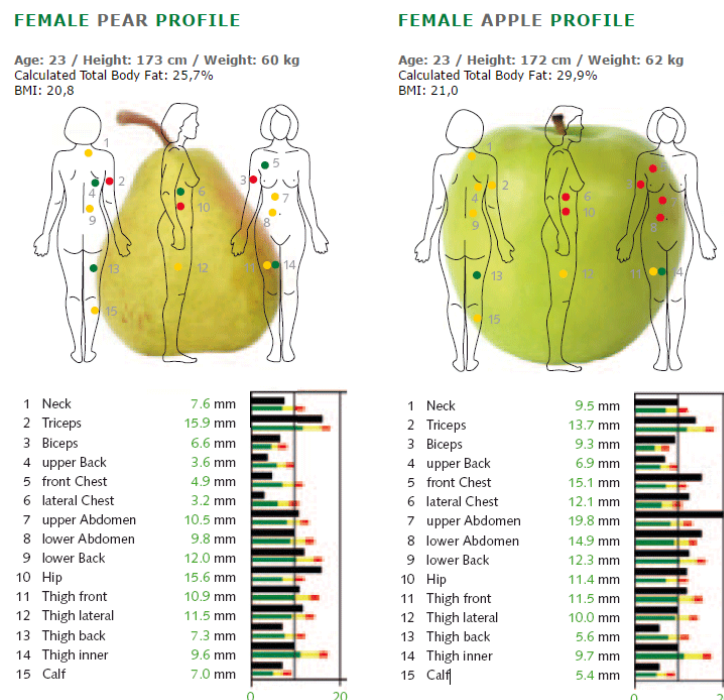


Abbildung 8: Messprotokoll (Lipometer.com (Möller-Messtechnik), 2009)

Die Beurteilung der Messdaten des Lipometers erfolgt im Vergleich zu Computertomografie-Bildern an denselben anatomischen Punkten und zeigte eine hohe Korrelation ($r=0,986$) (Möller et al., 1994).

1.6 Ziel der Diplomarbeit

MRT erlaubt die volumetrische Quantifizierung von Körperfett ohne Verwendung von ionisierender Strahlung und ohne Annahmen über die Geometrie und die Verteilung von der Fett im Körper durch Summation dargestellter Fett-Pixel in tomographischen Schnittbildern. Die Methode ist genau aber aufwändig. Die Evaluierung der Körperfettverteilung mittels Lipometer basiert auf der Messung der subkutanen Fettschichtdicke an standardisierten Messpunkten und schätzt daraus das gesamte subkutane (und viszerale) Körperfett ab. Der Zusammenhang zwischen MRT- und Lipometer-basierten Fettverteilungen wurde bisher nicht untersucht. Ziel der Diplomarbeit war es, das abdominelle subkutane (SAT) und viszerale (VAT) Fettvolumen gesunder, junger ProbandInnen aus MRT Dixon-Bildgebung zu bestimmen und mit den Ergebnissen des Lipometers zu vergleichen.

2 Material und Methoden

2.1 Studienpopulation

14 junge Erwachsene (10/4 Frauen/Männer, Alter; 24.5 ± 2.7 Jahre) wurden in die Studie eingeschlossen. Alle Teilnehmer gaben zur Studienteilnahme eine schriftliche Einverständniserklärung. Vor der Untersuchung wurden Alter, Gewicht und Körpergröße dokumentiert. Aus Gewicht und Körpergröße wurde der Body-Mass Index (BMI) gemäß $BMI [kg/m^2] = \text{Gewicht (kg)} / \text{Größe}^2 (m^2)$ berechnet, die Körperoberfläche (BSA) wurde nach der DuBois-Formel $BSA (m^2) = 0.20247 \times \text{Größe (in m)}^{0.725} \times \text{Gewicht (kg)}^{0.425}$ abgeschätzt. In Tabelle 6 sind die demographischen Daten der Studienpopulation zusammengefasst.

Tabelle 6: Demographische Daten der Studienpopulation.

Die Daten sind als Mittelwerte \pm Standardabweichung angegeben, p bewertet den Unterschied zwischen Frauen und Männern. Parameter-Ranges [Min, Max] sind in eckiger Klammer angegeben. BMI, Body Mass Index; BSA, Körperoberfläche.

| | Gesamt | Frauen | Männer | p |
|-------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|----------|
| Zahl | 14 | 10 | 4 | |
| Alter [Jahre] | 24.5 ± 2.7 [22 - 30] | 23.9 ± 1.4 [22 - 26] | 26.0 ± 2.7 [22 - 30] | 0.1199 |
| Größe [cm] | 171.9 ± 9.6 [156 - 189] | 168.6 ± 8.8 [156 - 184] | 180.1 ± 6.2 [176 - 189] | 0.0354 |
| Gewicht [kg] | 63.9 ± 9.5 [49 - 82] | 60.8 ± 8.7 [49 - 82] | 71.9 ± 7.0 [65 - 82] | 0.0420 |
| BMI [kg/m²] | 21.6 ± 2.6 [18.4 - 28.9] | 21.4 ± 3.0 [18.4 - 28.9] | 22.1 ± 0.9 [20.8 - 22.8] | 0.6682 |
| BSA [m²] | 1.7 ± 0.2 [1.5 - 2.1] | 1.7 ± 0.1 [1.5 - 2.0] | 1.9 ± 0.1 [1.8 - 2.1] | 0.0257 |

Die Männer der Studienpopulation waren größer und schwerer als die Frauen ($p = 0.04$) und wiesen entsprechend eine größere BSA auf ($p = 0.03$). In Alter und BMI unterschieden sich Männer und Frauen nicht.

2.1.1 Teilnehmerauswahl und Ethische Aspekte

Im Rahmen des Speziellen Studienmoduls „Modernste Methoden zur Messung der Body Composition“ von Frau Univ. Prof. Dr. Renate Horejsi wurde den teilnehmenden Studenten eine Studieninformation und eine Einwilligungserklärung zur Studie in doppelter Form vorgelegt. Alle StudentInnen haben diese Einwilligungserklärung unterschrieben und die Studieninformation erhalten.

Diese Studie wurde nach den Richtlinien der Deklaration von Helsinki für Forschungen am Menschen von 1989 durchgeführt und durch die Ethikkommission der medizinischen Universität Graz mit der EK-Nummer: 28-304 ex 15/16 zugelassen.

2.1.2 Ausschlusskriterien

Ausschlusskriterien aus der Magnetresonanztomografie Messung waren alle Arten von Osteosynthese Materialien, Metallsplittern, sowie Medizinprodukte zur Empfängnisverhütung (Intrauterinpeessare aller Art), sowie alle chirurgischen Implantate wie Herzschrittmacher oder Cardioverter-Defibrillatoren, elektronischen Implantaten wie Innenohrprothesen, und Shuntventilen nach Hydrocephalus-Operationen.

2.2 Lipometermessungen

Die Lipometeruntersuchung wurde bei allen 14 ProbandInnen im Rahmen der Lehrveranstaltung durchgeführt. Der Sensorkopf wird bei der Messung senkrecht auf die gewählte Hautoberfläche aufgesetzt, die Messung mittels Knopfdruck ausgelöst und die erfolgreiche Erfassung der Schichtdicke durch ein akustisches und optisches Signal rückgemeldet. Bei allen ProbandInnen konnte an den 15 standardisierten Lipometer-Messpunkten die Subkutanfettverteilung ermittelt werden.

2.2.1 Die Beurteilung der Messdaten

Die Beurteilung der Messdaten des Lipometers erfolgt im Vergleich zu Computertomografie-Bildern an denselben anatomischen Punkten und zeigte eine hohe Korrelation ($r=0,986$) (Möller et al., 1994).

2.3 Magnetresonanztomografische Messung und Auswertung

2.3.1 MRT Untersuchungsprotokoll

Die MRT Untersuchung wurde am einem 3T MRT-System (Magnetom Skyra, Siemens Healthcare Diagnostics, Erlangen, Deutschland) unter Verwendung von zwei 18-Kanal Body-Array-Spulen und einer 32-Kanal Spine-Array-Spule in Rückenlage unter Atem-Anhalten durchgeführt (Abbildung 2). Nach Akquisition eines schnellen Localizer-Scans in Atmung wurden der Thorax, das Abdomen und das Becken mit einer T1-gewichteten 3D VIBE 2-Punkt DIXON Sequenz während Atemanhalten in 2-3 sich überlappenden Schichtstapeln in transversaler Schichtorientierung abgebildet (Dixon, 1984). Die Echozeiten für in-Phase/out-of-Phase Bilder war 2.52 ms/1.29 ms, die Repetitionszeit 3.97 ms, die Pixel-Bandbreite 1040 Hz/Pixel und der Flipwinkel 9° . In jedem 3D Block wurden 88 Bilder mit einer Schichtdicke von 3 mm aufgenommen, die räumliche Auflösung eines Pixels war 1.1875 mm^2 wobei die Aufnahmezeit eines Blocks 17 sek betrug. Aus In-Phase und Out-of-Phase Bildern wurden inline die Fett- und Wasser-Bilder berechnet.

2.3.2 Definition des Auswertebereichs

Zur Auswahl der Bilder, die zur Auswertung herangezogen werden sollten, wurden aus den aufgenommenen Schichtstapeln anatomische Marker definiert: Als erstes Schnittbild wurde aus den Fett-Bildern die Schichte gewählt, in der kein subepikardiales Fett des Herzens mehr zu sehen war. Um bei der Segmentierung der Fettbilder auf Basis eines Signalintensitäts-Schwellenwertes Knochen, die sich in Fett-Bildern mit ähnlicher Signalintensität wie Fett darstellen, zu vermeiden, wurde als Marker für die letzte Schichte die Bildebene ausgewählt, in der der Oberschenkelkopf noch nicht zu sehen war (Abbildung 9).

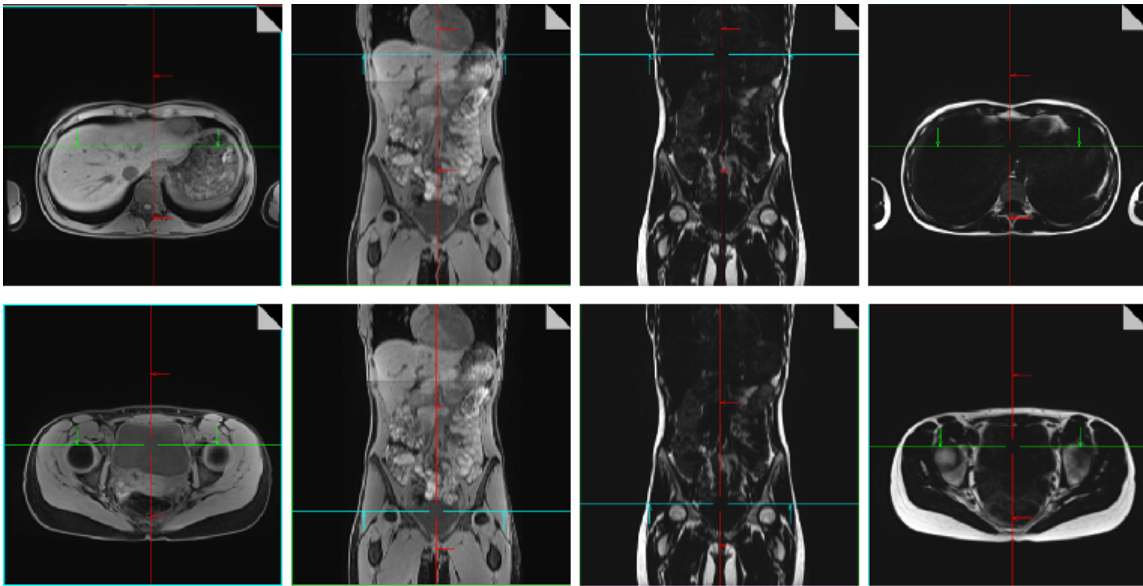


Abbildung 9: Multiplanare Rekonstruktion eines Wasser- (a) und Fett- (b) Bilddatensatzes zusammen mit der ersten und letzten tomographischen Schnittbildebene zur Auswertung des viszeralen Fetts in einer Probandin.

Zur Aufnahme wurde der Messbereich in drei sich zu 50% überlappenden 3D-Schichtstapel aufgenommen. Als erste Auswerteschicht wurde aus dem Datensatz die Ebene unter dem Diaphragma definiert, in der kein subepikardiales Fett mehr zu sehen war (a). Die letzte Schicht (b) lag über dem Hüftgelenkskopf, der sich im Fett-Bild mit ähnlicher Signalintensität wie Fett darstellt.

2.3.3 Übertragen der MRT Schnittbilder

Nach Auswahl des auszuwertenden Bildbereiches wurden die Fett-Bilder der einzelnen Schichtstapel zusammengefasst und zur Auswertung in ein Auswerteverzeichnis kopiert.

2.3.3.1 DICOM Daten und Post-processing software

MRT-Schnittbilder sind im DICOM Format (Digital Imaging and Communications in Medicine) gespeichert. Eine DICOM Datei ist ein medizinisches Bilddatenformat, in dem zusammen mit der Bildinformation, PatientInnen- und Sequenzinformationen in einem Header gespeichert sind. Will man eine DICOM Datei öffnen, benötigt man eine spezielle Software (DICOM-Reader). Zur Auswertung dieser Studie wurde die Software ImageJ V. 1.8.0_112 verwendet.

2.3.3.2 ImageJ

ImageJ (Disclaimer, 2004; Rasband, 2016) ist ein unlizenzirtes, Java-basiertes und damit plattformunabhängiges Bildbearbeitungs- und Bildverarbeitungsprogramm, welches eine Vielzahl an post-processing Optionen zur wissenschaftliche Bildanalyse zur Verfügung stellt (Abbildung 10).

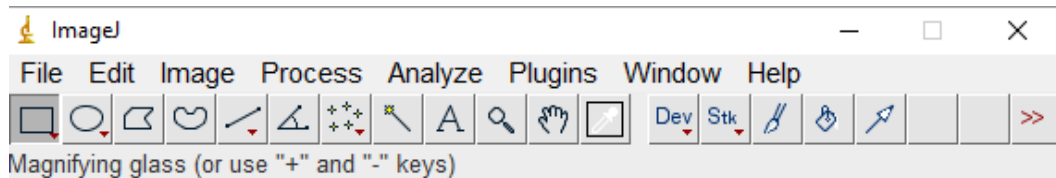


Abbildung 10: Übersicht über Basis-post-processing Tools in ImageJ.

In der open-source Software sind sowohl Tools zur Bildbearbeitung (Ausschneiden, Korrektur), Segmentierung (manuelle, semi-automatische und automatische Schwellenwert-basierte Segmentierung), sowie zur Bildanalyse (Histogrammanalyse) implementiert.

2.3.4 MRT Schnittbilder in ImageJ öffnen

Um ein Schnittbilder in ImageJ zu öffnen, kann das DICOM Bild unter dem Verzeichnis *File – Open* ausgewählt werden (Abbildung 11).

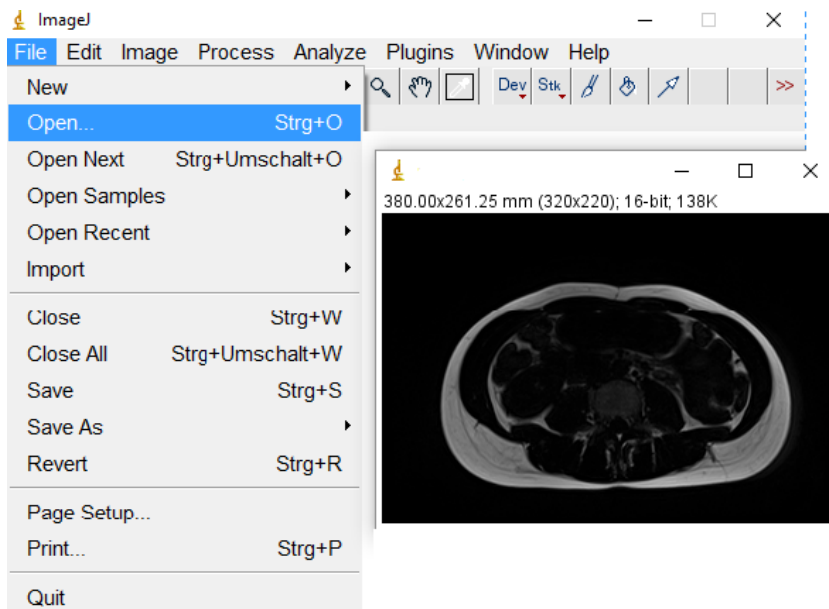


Abbildung 11: Öffnen eines DICOM Bildes in ImageJ.

Die einzelnen Bilder wurden über das Menü *File – Open* geladen.

2.3.5 Auslesen des DICOM-Headers

Jedes MRT Schnittbild beinhaltet im DICOM-Header neben den PatientInnendaten aufnahmetechnisch relevante Informationen wie beispielsweise die MRT Sequenz, die Schnittbildposition, oder die Größe eines Pixels. Zur Auswertung des viszeralen und subkutanen Fetts mussten zu jedem Schnittbild die Lokalisation in Raum (DICOM Tag 0020,0032, Image Position) und die Größe eines Bildpunktes (DICOM Tag 0028,0030, Pixel spacing) ausgelesen werden (Abbildung 12).

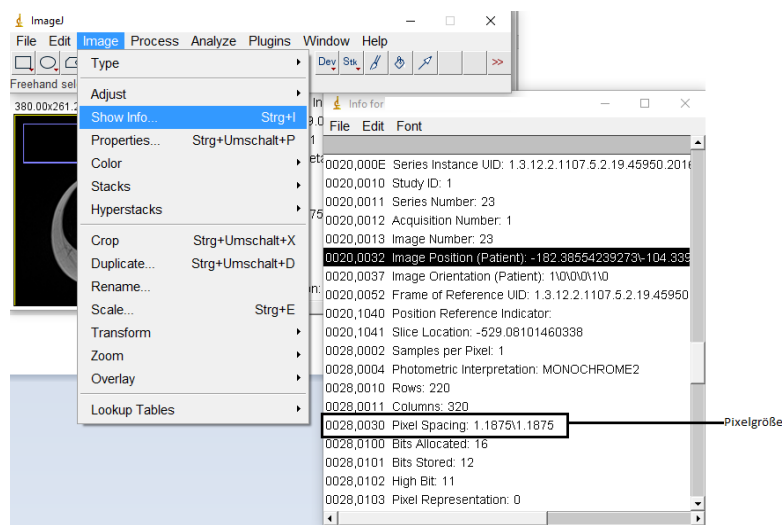


Abbildung 12: Öffnen des DICOM-Headers in ImageJ.

Der DICOM Header kann über das Menü *Image – Show Info* geöffnet werden. Zur volumetrischen Auswertung wurden die Bildposition (Tag 0020,0032) und das Pixel spacing (Tag 0028,0030) aus dem DICOM Header ausgelesen.

2.3.6 Konvertierung eines Bildes in ein 8-Bit Format

Nach Öffnen des Bildes wurde die Farbtiefe des Bildes in 8-Bit konvertiert. Die Konversion erfolgte in durch Auswahl des Menüs *Image – Type – 8-bit* (Abbildung 13). Mit der Umstellung der Farbtiefe werden die im Bild dargestellten Grauwerte in eine Skala von 255 einteilt. Diese Einteilung ermöglichte die im Folgenden durchgeführte Segmentierung und Histogramm Analyse des Bildes.

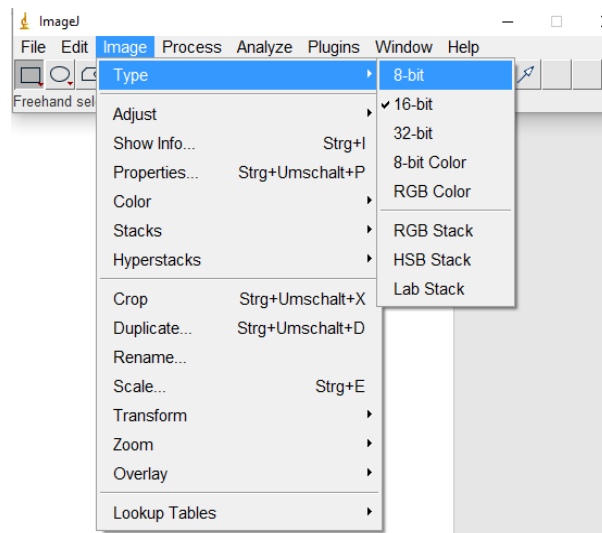


Abbildung 13: Konvertierung der Farbtiefe.

Die Konvertierung der Farbtiefe des DICOM Bildes in ein 8-Bit Format erfolgte über das Menü *Image – Type – 8-bit*.

2.3.7 Schwellenwert-basierte Bildsegmentierung

Um die Fettverteilung in einem Fett-Bild auswerten zu können müssen alle Bildpunkte, deren Signalintensität Fett entsprechen segmentiert werden. Die Segmentierung des subkutanen und viszeralen Fettanteils in einem Bild wurde mittels Schwellenwertverfahren (engl. Threshold) umgesetzt, durch welches Bildpunkte mit Fett-Signalintensität von Nichtfettbereichen getrennt werden sollten. In ImageJ sind unterschiedliche Schwellenwert-basierte Segmentierungsverfahren implementiert, welche unter dem Menü *Image – Adjust – Threshold* ausgewählt werden können (Abbildung 14). Bei der Segmentierung eines Bildes mittels Schwellenwertverfahren werden die Pixel verschiedenen Gruppen zugeordnet. Welcher Gruppe ein Pixel aufgrund eines Schwellenwertes zugeordnet wird entscheidet der Schwellenwertalgorithmus auf Basis eines Grauwertvergleichs.

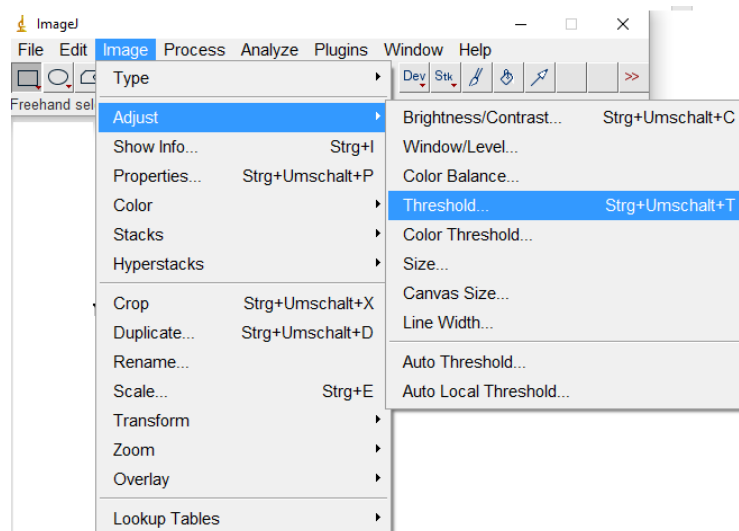


Abbildung 14: Segmentierung des Bildes in ImageJ durch Wahl eines Schwellenwertverfahrens.

In ImageJ implementierte Schwellenwertverfahren können über das Menü *Image – Adjust – Threshold* ausgewählt werden.

Nach Auswahl eines Schwellenwertverfahrens und Definition eines Schwellenwerts werden die Bilder als 8-Bit schwarz-weiß Bild dargestellt (Abbildung 15) wobei jeder Bildpunkt entweder der Gruppe Fett (weiß) oder nicht-Fett (schwarz) zugeordnet wird.

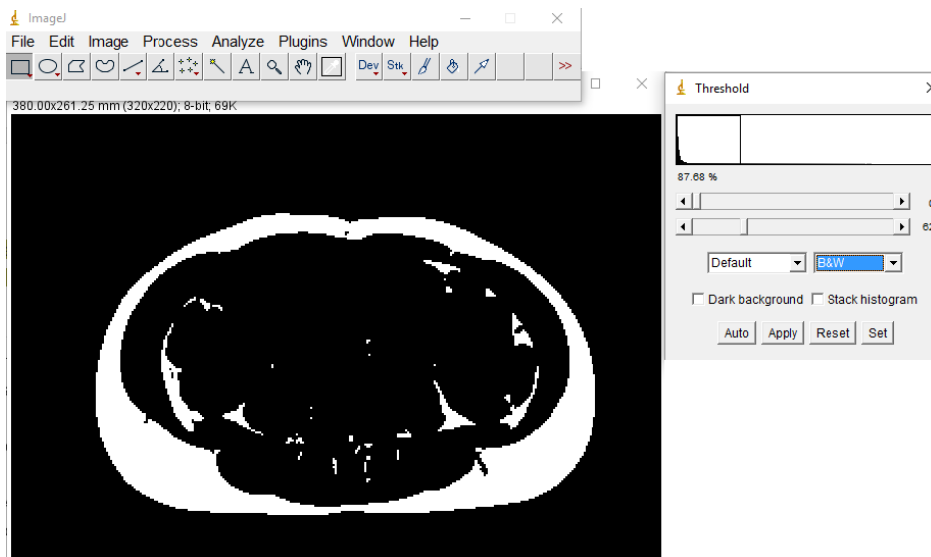


Abbildung 15: Automatische Segmentierung vom Fett mittels Schwellenwertverfahren.

Wird ein Schwellenwertverfahren zur Segmentierung eines Bildes gewählt, so wird das Bild nach dessen Anwendung entsprechend dem definierten Schwellenwert in eine schwarz-weiß Darstellung umgewandelt. Der *Default* Segmentieralgorithmus trennt in diesem Beispielbild Fett-Pixel (weiß) von nicht-Fett Pixel (schwarz).

Für eine optimale Segmentierung ist die Wahl des Schwellenwerts entscheidend. Der Schwellenwert kann entweder automatisch vom Schwellenwertalgorithmus definiert oder manuell eingestellt werden (Abbildung 16).

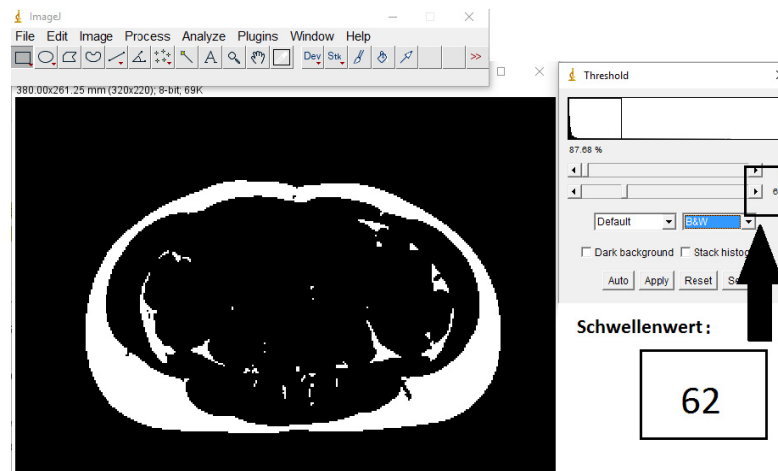


Abbildung 16: Wahl des Schwellenwerts zur Segmentierung eines Bildes mittels Schwellenwertverfahren.

Durch Einstellung des Schwellenwertes kann die Segmentierung anhand anatomischer Marker optimiert werden. Der hier gewählte Schwellenwert trennt Pixel in die Gruppen mit Signalintensität 0 (weiß) und 255 (schwarz) je nachdem ob die Signalintensität eines Pixels kleiner oder größer-gleich dem eingestellten Schwellenwertes 62 ist.

Zur Segmentierung der Fett-Bilder wurde die Schwellenwertmethode nach Otsu angewendet (Lehmann Thomas, 1997; Otsu, 1979). Beim diesem Verfahren werden statistische Hilfsmittel zur Schwellenwertanalyse herangezogen. Das Ziel des Algorithmus ist es, die Varianz der Grauwerte in zwei Gruppen möglichst gering zu halten, während die Varianz zwischen den Gruppen möglichst groß werden soll (Abbildung 17).

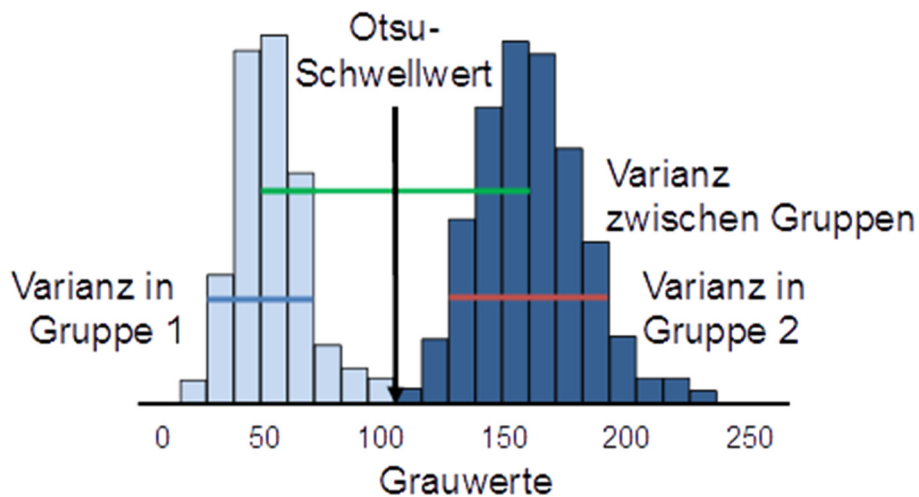


Abbildung 17: Prinzip des Schwellenverfahrens nach Otsu.

Der Schwellenwert teilt Pixel derart, dass die Varianz in zwei Gruppen minimiert, die Varianz zwischen zwei Gruppen maximiert wird.

Wendet man zur Segmentierung von Fett-Bildern (Abbildung 17) die Otsu Methode an, so werden Pixel, deren Grauwert über dem Schwellenwert liegen, als Fett, Pixel mit einem Grauwert niedriger als der Schwellenwert zu nicht-Fett gruppiert (Abbildung 18). Der Otsu-Schwellenwert wird dabei vom Algorithmus definiert.

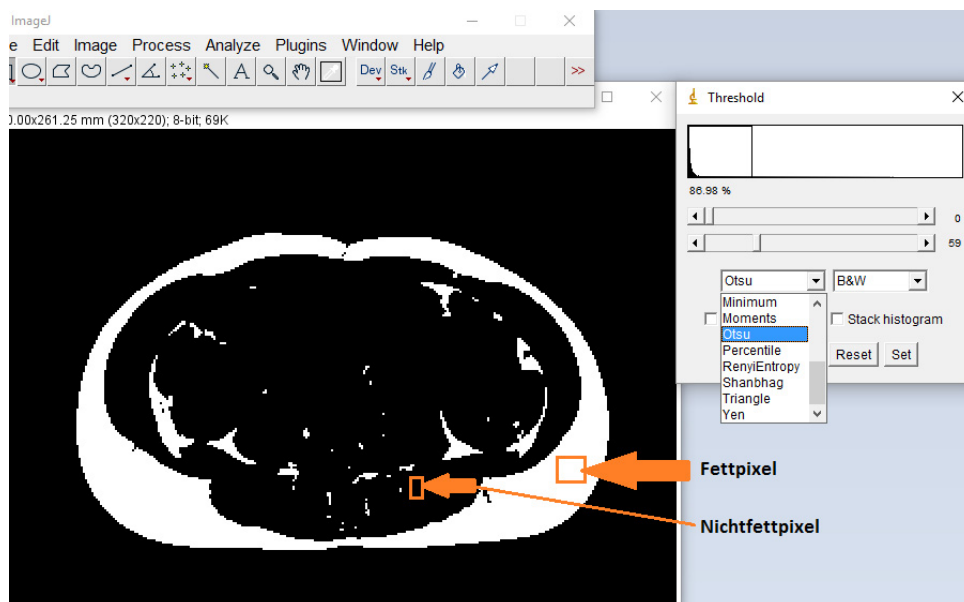


Abbildung 18: Segmentierung von Fett-Bildern mittels Otsu Methode.

Der Schwellenwert bei der Otsu-Methode wird automatisch bestimmt. Der Otsu-Schwellenwert trennt Pixel in die Gruppen Fett und Nicht-Fett, je nachdem ob die Signalintensität eines Pixels kleiner (schwarz, Zuordnung zu nicht-Fett Pixel) oder größer-gleich (weiß, Zuordnung zu Fett Pixel) ist.

Nach erfolgter Segmentierung nach Otsu wird das Bild in einen Binärdatensatz konvertiert, der mittels Histogramm Analyse ausgewertet wird.

2.3.8 Histogramm Analyse

Die Histogramm Analyse eines Bildes bestimmt die Verteilung und Häufigkeit von Grauwerten in einer Region of Interest. Wendet man Histogramm Analyse auf ein Binäres Bild an, so erhält man die Anzahl der weißen (Fett) und schwarzen (nicht-Fett) Bildpunkte. Da im Rahmen der Studie sowohl subkutanes als auch viszerale Fett analysiert werden soll, müssen Histogramme der einzelnen Komponenten erstellt werden. Regions of Interest können im ImageJ mithilfe des Wand Tracing Tools definiert werden (Abbildung 19).

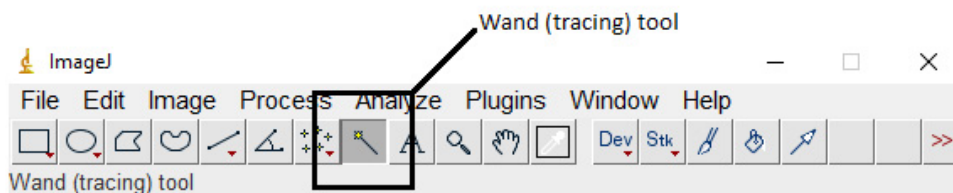


Abbildung 19: Das Wand (tracing) tool.

Die mittels Histogramm Analyse auszuwertenden Region-of-Interest kann durch Anklicken des Bereichs mit dem Wand tracing tool selektiert werden.

Wird der gesamte Thorax/Abdomen/Becken Körperquerschnitt als Region-of-Interest definiert, so werden durch Anwendung des Otsu-Algorithmus subkutane und viszerale Fett-Pixel (Gruppe Fett) von Nicht-Fett-Pixeln segmentiert (Abbildung 20).

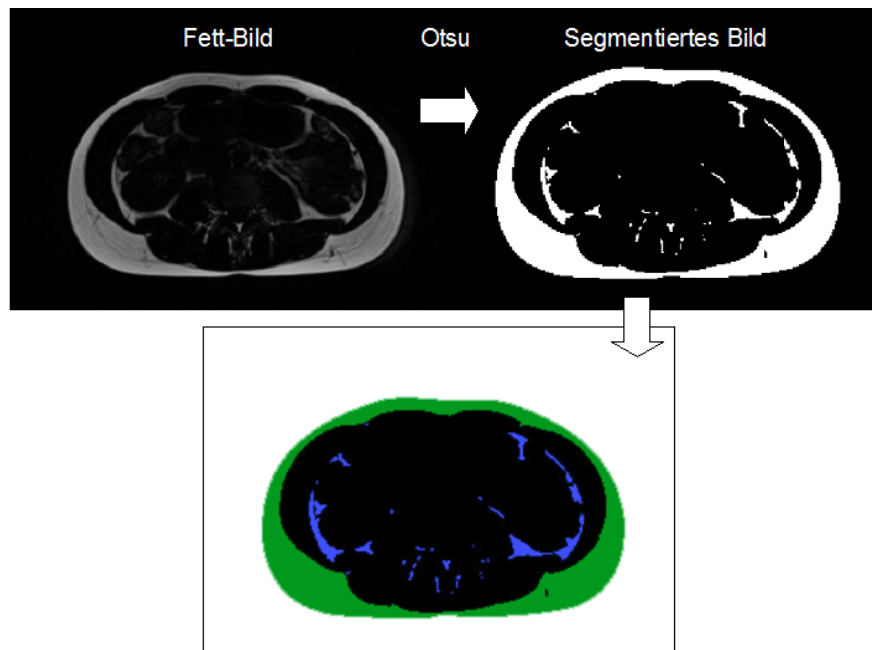


Abbildung 20: Segmentierung von Fett-Pixel in einer Schichte.

Definiert man den gesamten Körperquerschnitt als Region-of-Interest, so setzen sich Fett-Pixel aus subkutanem Fett (grün) als auch Viszeraalfett (blau) zusammen. Nicht-Fett Pixel sind in schwarz, Pixel außerhalb der Region-of-Interest in weiß dargestellt.

Durch die Verwendung des Wand Tracing Tools zur Definition der Region-of-Interest für die Histogrammanalyse eines Binärdatenbildes werden automatisch zusammenhängenden Bereiche mit der Signalintensität 255 (weiss) segmentiert (Abbildung 21).

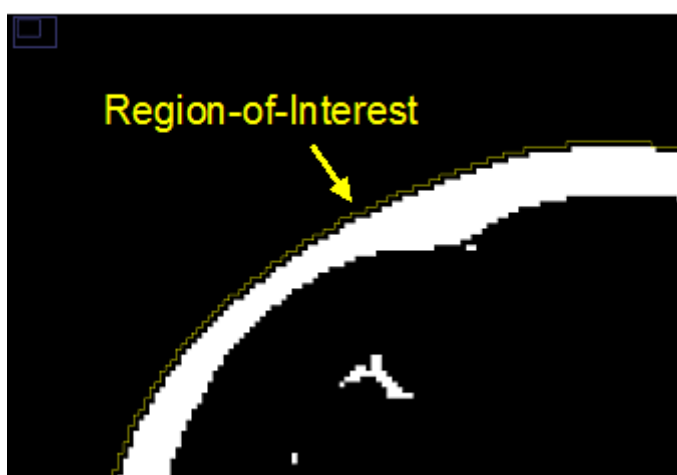


Abbildung 21: Resultat der automatischen Segmentierung eines Binärdatenbildes.

Das Wand tracing Tool segmentiert alle Pixel innerhalb eines zusammenhängenden Bereiches von Pixel mit der Signalintensität 255 (weiß) als Region-of-Interest (gelbe Linie).

Die Histogramm Analyse kann im Menü *Analyze – Histogramm* aufgerufen werden. Das Ergebnis der Histogramm Analyse in einem separaten Fenster. (Abbildung 22).

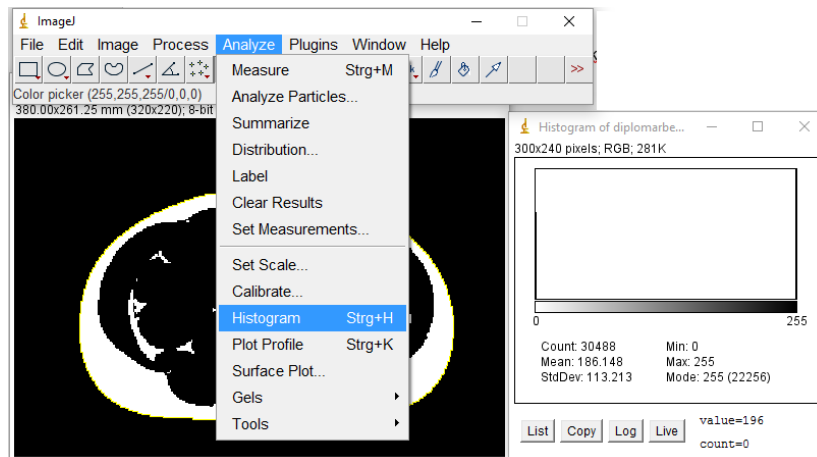


Abbildung 22: Durchführung der Histogramm Analyse in ImageJ.

Die Histogramm Analyse der Bildpunkte in einer Region-of-Interest wird durch das Menü *Analyze – Histogramm* aufgerufen. Count gibt die Anzahl der Pixel, Min den minimalen und Max den maximalen Pixel- Signalintensitätswert in der Region of Interest an.

Durch Auswahl des Buttons *List*, kann das Detail-Ergebnis der Histogramm Analyse aufgerufen werden. In der Liste sind zu jedem Signalintensitätswert (im 8-Bit Bild Werte von 0 bis 255) die Anzahl der Pixel in der Region-of-Interest angegeben. Wie im Beispiel in Abbildung 22 dargestellt ist die Gesamtanzahl der Bildpunkte in diesem Schnittbild Count = 30488. Da in der Region-of-Interest nur Pixel mit Signalintensitätswerten 0 und 255 liegen, entspricht der Count-Wert der Summe der weißen und schwarzen Pixel (Abbildung 23).

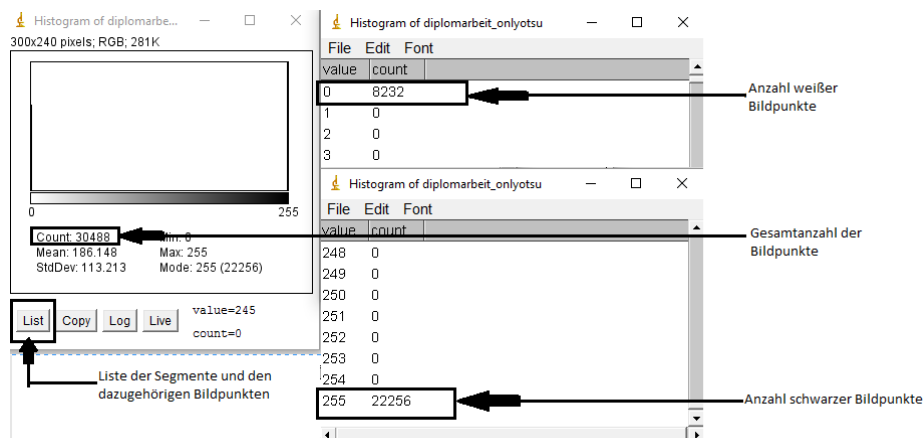


Abbildung 23: Dokumentation der Ergebnisse der Histogrammanalyse im Außenbereich.

Gesamtanzahl der Pixel, Anzahl der Fett-Pixel (weiß) und Anzahl der Nicht-Fett Pixel (schwarz) der Region-of-Interest eines Schnittbildes werden in einem Excel-Auswertesheet eingetragen (Abbildung 24).

| | A | B | C | D | E | F | G | H | I | J | K | L | M | N | O |
|-----|----------------|---------------------|--------------------|----------------|-----------------------------------|---|---------------------------------------|-----|----------------------------|--------------------------|---|------------------------------|---|----------------------------|--|
| 1 | COPY 0020,0013 | COPY 0020,0032 | Image Pos Zcopy1_1 | Otsu Threshold | ALLES AUSSEN + INNEN Countcopy1_2 | | FETT AUSSEN + INNEN white (0)Copy 2_1 | | NON-FETT INNEN black (255) | ALLES INNEN Countcopy1_3 | | FETT INNEN white (0)Copy 2_2 | | NON-FETT INNEN black (255) | FETT SUBCUTAN white aussen+innenCOPY 2_3 |
| 2 | | | | | | | | | | | | | | | |
| 91 | 1 | 9\ -463.08101460338 | -463,08 | 69 | 30488 | 0 | 8232 | 255 | 22256 | 0 | | | | | 8232 |
| 92 | 2 | | -466,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 93 | 3 | | -469,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 94 | 4 | | -472,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 95 | 5 | | -475,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 96 | 6 | | -478,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 97 | 7 | | -481,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 98 | 8 | | -484,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 99 | 9 | | -487,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 100 | 10 | | -490,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 101 | 11 | | -493,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 102 | 12 | | -496,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 103 | 13 | | -499,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 104 | 14 | | -502,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 105 | 15 | | -505,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |
| 106 | 16 | | -508,08 | | 0 | | | | | 0 | | | | | 0 |

Abbildung 24: Dokumentation der Ergebnisse des Außenbereiches im Excel-Auswertesheet. Die Position dieses Schnittbildes (Spalte C), mit dem Otsu-Schwellenwert (Spalte D), und der Gesamtbildpunkte im Außenbereich (Spalte E) sowie der Gesamtanzahl von weißen (Spalte G) und schwarzen (Spalte I) Bildpunkten wurde ins Excel-Auswertesheet übertragen.

Um Pixel von subkutanem Fett von viszeral-Fett Pixel mittels Histogrammanalyse zu trennen, wird eine zweite Region-of-Interest definiert, bei der nur Pixel unter dem subkutanen Fett segmentiert werden (Abbildung 25).

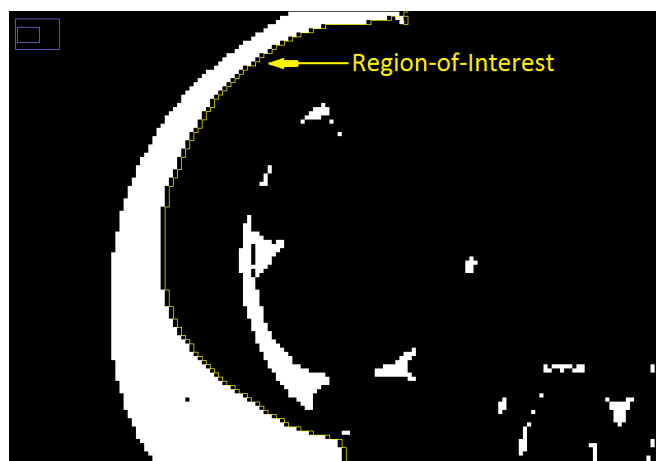


Abbildung 25: Region-of-Interest im Innenbereich.

Die Segmentierung dieses Bereiches mit dem Wand tracing Tool erfolgte semi-automatisch, da fallweise viszerale Fett-Pixel an der subkutanen Fettschichte anhefteten. Zur Korrektur der Segmentierung wurden die Pixel der Anheftungsstellen manuell mittels Paintbrush Tool von weiß auf schwarz gesetzt (Abbildung 26).

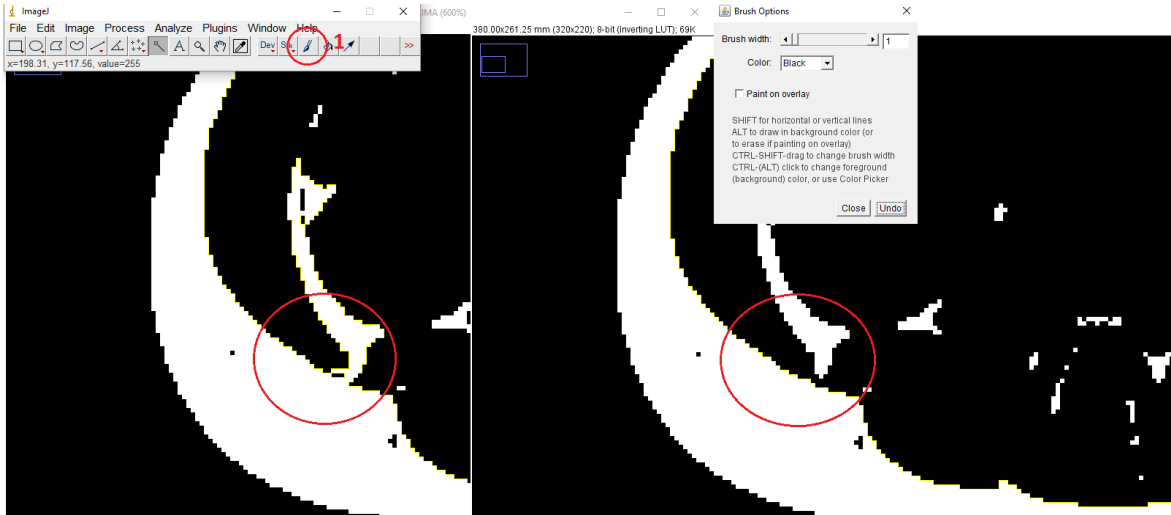


Abbildung 26: Korrektur der Anheftungsstelle.

Mit der Auswahl von dem im Bild markierten *Paintbrush Tool* (1) kann die Korrektur an der Anheftungsstelle vorgenommen werden. Mit den Brush Options kann die Pixelgröße und die Farbe (in diesem Fall – black) bestimmt werden. Dann muss mit dem *Paintbrush Tool* die Pixel an der Anheftungsstelle manuell von weiß auf schwarz gesetzt werden.

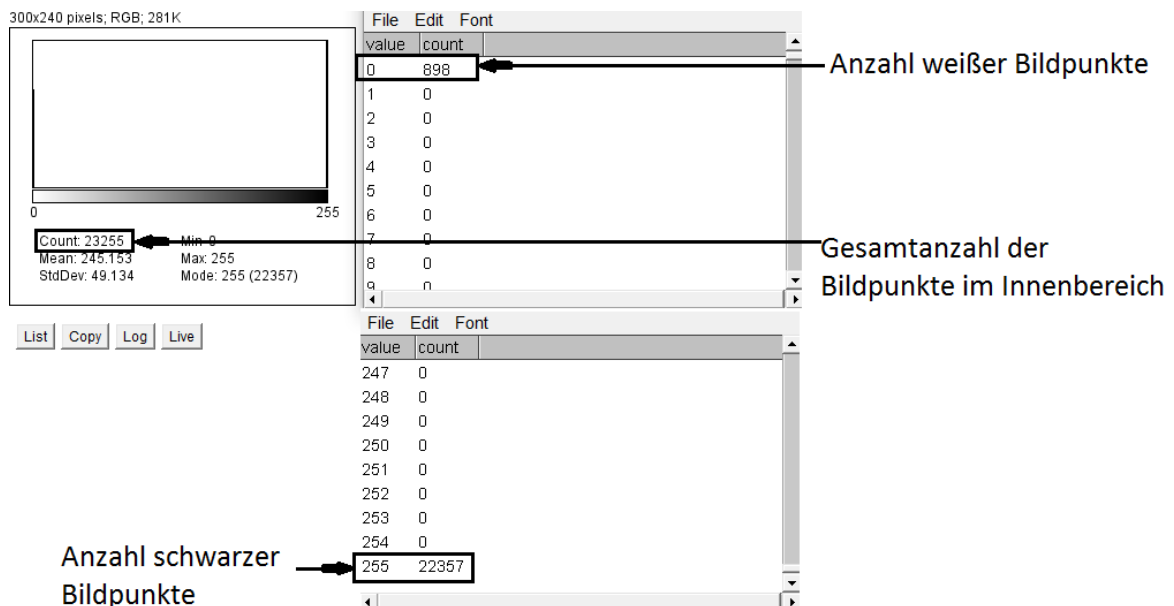


Abbildung 27: Dokumentation der Ergebnisse der Histogrammanalyse im Innenbereich.

Wie in Abbildung 25 und 27 dargestellt, wurden auch die Ergebnisse des unter der subkutanen Fettschicht liegenden Bereiches mit Histogramm Analysen ausgewertet und dokumentiert.

Die Berechnung des gesamten Volumens der subkutanen und viszeralen Fett-Pixel des in Abbildung 9 dargestellten Bereiches erfolgte schrittweise durch Scheibchen-Summationsauswertung in Excel.

Dazu wurden die Ergebnisse der Histogrammanalyse jedes einzelnen Schnittbildes in einer Liste eingetragen (Abbildung 28), in der die Position des Schnittbildes, der im Schnittbild berechnete Otsu-Schwellenwert, die Zahl der im Gesamtbereich gezählten Fett- und Nicht-Fett Pixel (Abbildung 23) sowie die Zahl der unter der subkutanen Fettschicht gezählten Fett- und Nicht-Fett Pixel eingetragen wurden (Abbildung 27).

| | A | B | C | D | E | F | G | H | I | J | K | L | M | N | O |
|----|----------------|--------------------|--------------------|-----------|-----------------------------------|----------------------------------|------|-----|----------------------|--------------------------|---|---------------------------|-----|----------------------|---|
| | COPY 0020,0013 | COPY 0020,0032 | Image Pos Z Copy_1 | Threshold | ALLES AUSSEN + INNEN Count Copy_2 | FETT AUSSEN+INNEN white Copy_2_1 | | | NON-FETT INNEN black | ALLES INNEN Count Copy_3 | | FETT INNEN white Copy_2_2 | | NON-FETT INNEN black | FETT SUBCUTAN white aussen+innen - innen COPY_2_3 |
| 30 | 28 | | -249,95 | 70 | 30274 | 0 | | | | 0 | | | | | 0 |
| 31 | 29 | 16\252,94607484341 | -252,95 | 70 | 30259 | 0 | 3320 | 255 | 26954 | 27319 | 0 | 365 | 255 | 26954 | 2955 |
| 32 | 30 | | -255,95 | 70 | 30279 | 0 | 3310 | 255 | 26949 | 27315 | 0 | 366 | 255 | 26949 | 2944 |
| 33 | 31 | | -258,95 | 70 | 30279 | 0 | 3334 | 255 | 26945 | 27298 | 0 | 353 | 255 | 26945 | 2981 |
| 34 | 32 | | -261,95 | 69 | 30287 | 0 | 3410 | 255 | 26877 | 27276 | 0 | 399 | 255 | 26877 | 3011 |
| 35 | 33 | | -264,95 | 69 | 30278 | 0 | 3394 | 255 | 26884 | 27245 | 0 | 361 | 255 | 26884 | 3033 |
| 36 | 34 | | -267,95 | 69 | 30270 | 0 | 3468 | 255 | 26802 | 27215 | 0 | 413 | 255 | 26802 | 3055 |
| 37 | 35 | | -270,95 | 71 | 30245 | 0 | 3452 | 255 | 26793 | 27212 | 0 | 419 | 255 | 26793 | 3033 |
| 38 | 36 | | -273,95 | 69 | 30226 | 0 | 3618 | 255 | 26608 | 27147 | 0 | 539 | 255 | 26608 | 3079 |
| 39 | 37 | | -276,95 | 69 | 30173 | 0 | 3706 | 255 | 26467 | 27077 | 0 | 610 | 255 | 26467 | 3096 |
| 40 | 38 | | -279,95 | 69 | 30137 | 0 | 3765 | 255 | 26372 | 27033 | 0 | 661 | 255 | 26372 | 3104 |
| 41 | 39 | | -282,95 | 69 | 30073 | 0 | 3821 | 255 | 26252 | 26927 | 0 | 675 | 255 | 26252 | 3146 |
| 42 | 40 | | -285,95 | 68 | 30012 | 0 | 3931 | 255 | 26081 | 26800 | 0 | 719 | 255 | 26081 | 3212 |
| 43 | 41 | | -288,95 | 68 | 29923 | 0 | 3994 | 255 | 25929 | 26650 | 0 | 721 | 255 | 25929 | 3273 |
| 44 | 42 | | -291,95 | 67 | 29830 | 0 | 4133 | 255 | 25697 | 26469 | 0 | 772 | 255 | 25697 | 3361 |
| 45 | 43 | | -294,95 | 67 | 29759 | 0 | 4331 | 255 | 25428 | 26255 | 0 | 827 | 255 | 25428 | 3504 |
| 46 | 44 | | -297,95 | 67 | 29659 | 0 | 4465 | 255 | 25194 | 26012 | 0 | 818 | 255 | 25194 | 3647 |
| 47 | 45 | | -300,95 | 66 | 29547 | 0 | 4632 | 255 | 24915 | 25713 | 0 | 798 | 255 | 24915 | 3834 |
| 48 | 46 | | -303,95 | 65 | 29444 | 0 | 4916 | 255 | 24528 | 25441 | 0 | 913 | 255 | 24528 | 4003 |
| 49 | 47 | | -306,95 | 65 | 29321 | 0 | 5159 | 255 | 24162 | 25143 | 0 | 981 | 255 | 24162 | 4178 |
| 50 | 48 | | -309,95 | 64 | 29215 | 0 | 5588 | 255 | 23627 | 24813 | 0 | 1186 | 255 | 23627 | 4402 |
| 51 | 49 | | -312,95 | 64 | 29117 | 0 | 5852 | 255 | 23265 | 24479 | 0 | 1212 | 255 | 23267 | 4640 |
| 52 | 50 | | -315,95 | 63 | 29066 | 0 | 6162 | 255 | 22904 | 24201 | 0 | 1297 | 255 | 22904 | 4865 |
| 53 | 51 | | -318,95 | 62 | 29063 | 0 | 6657 | 255 | 22406 | 23862 | 0 | 1456 | 255 | 22406 | 5201 |
| 54 | 52 | | -321,95 | 62 | 29085 | 0 | 7051 | 255 | 22034 | 23567 | 0 | 1533 | 255 | 22034 | 5518 |

Abbildung 28: Übernahme der Daten der Histogrammanalyse in Excel.

Jede Zeile stellt die Ergebnisse der Histogrammanalysen eines Schnittbildes dar. Die Anzahl der subkutanen und viszeralen Fettpixel in einer Schicht wurde in der Spalte FETT AUSSEN+INNEN (Spalte G), die entsprechenden Nicht-Fett Pixel in die Spalte NON-FETT INNEN (Spalte I) eingetragen. Die Zahl der in dieser Region-of-Interest gefundenen Pixel wurde berechnet (Spalte E) und mit dem Count der Histogramm Analyse verglichen. Die Anzahl der unter der subkutanen Fettschicht gezählten Fett Pixel wurde in die Spalte FETT INNEN (Spalte L) eingetragen, die Nicht-Fett Pixel als Kontrollzahl zu Spalte I in die Spalte NON-FETT INNEN (Spalte N).

Zur Darstellung und Kontrolle der in jeder Schichte ausgewerteten Fett- und Nicht-Fett Pixel wurden für die Zahl aller Pixel, die Zahl der subkutanen und die Zahl der viszeralen Fett Pixel Topogramme erstellt (Abbildung 29).

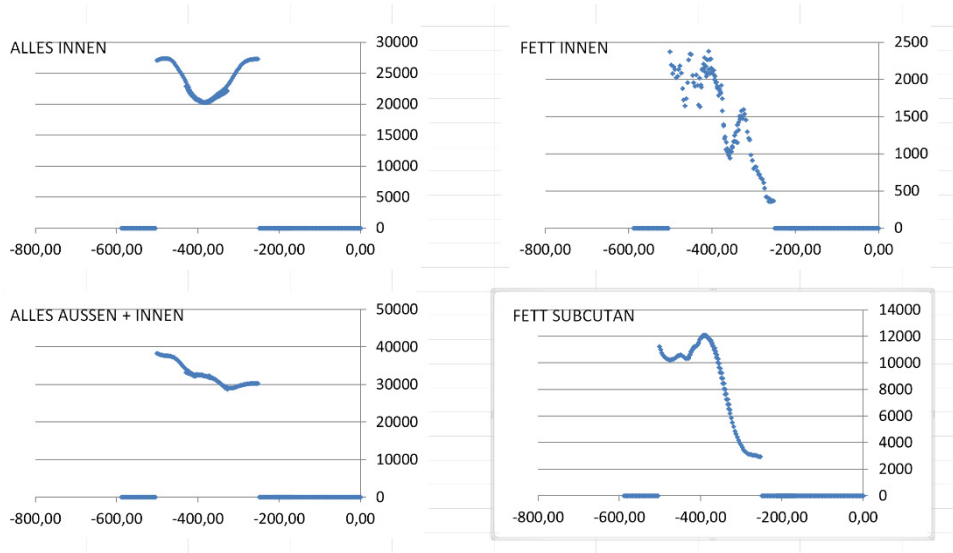


Abbildung 29: Topogramme einer Histogramm Auswertung.

Die Verläufe der im Messbereich ausgewerteten Pixelzahlen wurden graphisch in Abhängigkeit von der Schichtposition dargestellt. ALLES INNEN stellt das Topogramm der unter der subkutanen Fettschichte gezählten Pixel, ALLES AUSSEN + INNEN den Verlauf des Körperprofils, FETT INNEN den Verlauf der viszeralen Fett Pixel, und FETT SUBCUTAN den Verlauf Zahl der subkutanen Fettpixel dar.

Zur Umrechnung von Pixelzahlen in Volumina wurde die Pixelgröße aus dem DICOM Header gelesen und die Auswertungen der einzelnen Schnittbilder eines Datensatzes in aufsteigender Reihenfolge sortiert (Abbildung 30). Durch Multiplikation der Pixelanzahl mit der Pixelgröße kann in jedem Schnittbild die Pixelfläche berechnet werden. Aus Multiplikation der so bestimmten Pixelfläche eines Schnittbildes mit der Schichthöhe (= Differenz der Schichtposition aufeinanderfolgender Schnittbilder) kann das Volumen einer Pixelgruppe (Voxel) in einer Schichte (Fett und Nicht-Fett Voxel, subkutane Fett Voxel, viszerale Fett Voxel) bestimmt werden. Das Gesamtvolumen des ausgewerteten Körperabschnittes, sowie das in diesem Volumen gemessene gesamte subkutane und viszerale Fett wird durch Summieren der einzelnen Schnittbild-Volumenscheibchen berechnet (Abbildung 31).

| | A | B | C | D | E | F | G | H | I | J | K | L | M | N | O | P | Q |
|----|-----------|--------------------------------|---|---|-------|-------------|----------------------|-------------|---------------------|------------|-------------|---|---|---|---|---|---|
| | | | | | COPY: | Image Pos Z | ALLES AUSSEN + INNEN | ALLES INNEN | FETT AUSSEN + INNEN | FETT INNEN | FETT AUSSEN | | | | | | |
| 1 | 0010,0010 | Patient's Name: | | | | | | | | | | | | | | | |
| 2 | 0010,0020 | Patient ID: 123 | | | | | | | | | | | | | | | |
| 3 | 0010,0030 | Patient's Birth Date: 19930313 | | | | | | | | | | | | | | | |
| 4 | 0010,0040 | Patient's Sex: F | | | | | | | | | | | | | | | |
| 5 | 0010,1010 | Patient's Age: 023Y | | | | | | | | | | | | | | | |
| 6 | 0010,1020 | Patient's Size: 1.7 | | | | | | | | | | | | | | | |
| 7 | 0010,1030 | Patient's Weight: 80 | | | | | | | | | | | | | | | |
| 8 | | | | | | -501 | 38318 | 27060 | 13590 | 2372 | 11218 | | | | | | |
| 9 | | | | | | -498 | 38181 | 27158 | 13186 | 2196 | 10990 | | | | | | |
| 10 | | | | | | -495 | 38048 | 27257 | 12841 | 2079 | 10762 | | | | | | |
| 11 | | | | | | -492 | 37918 | 27309 | 12755 | 2168 | 10587 | | | | | | |
| 12 | | | | | | -489 | 37800 | 27342 | 12572 | 2136 | 10436 | | | | | | |
| 13 | | | | | | -486 | 37749 | 27356 | 12407 | 2027 | 10380 | | | | | | |
| 14 | | | | | | -483 | 37722 | 27388 | 12354 | 2041 | 10313 | | | | | | |
| 15 | | | | | | -480 | 37683 | 27393 | 12409 | 2135 | 10274 | | | | | | |
| 16 | | | | | | -477 | 37662 | 27406 | 12434 | 2181 | 10253 | | | | | | |
| 17 | | | | | | -474 | 37614 | 27390 | 12302 | 2085 | 10217 | | | | | | |
| 18 | | | | | | -471 | 37576 | 27312 | 12131 | 1875 | 10256 | | | | | | |
| 19 | | | | | | -468 | 37506 | 27226 | 11996 | 1722 | 10274 | | | | | | |
| 20 | | | | | | -465 | 37427 | 27102 | 11961 | 1643 | 10318 | | | | | | |
| 21 | | | | | | -462 | 37314 | 26917 | 12137 | 1745 | 10392 | | | | | | |
| 22 | | | | | | -459 | 37163 | 26720 | 12397 | 1956 | 10441 | | | | | | |
| 23 | | | | | | -456 | 36975 | 26440 | 12792 | 2261 | 10531 | | | | | | |
| 24 | | | | | | -453 | 36723 | 26160 | 12905 | 2343 | 10562 | | | | | | |
| 25 | | | | | | -450 | 36456 | 25856 | 12937 | 2338 | 10599 | | | | | | |
| 26 | | | | | | -447 | 36139 | 25567 | 12627 | 2055 | 10572 | | | | | | |
| 27 | | | | | | -444 | 35798 | 25274 | 12478 | 1955 | 10523 | | | | | | |
| 28 | | | | | | -441 | 35419 | 24971 | 12353 | 1908 | 10445 | | | | | | |
| 29 | | | | | | -438 | 35017 | 24632 | 12444 | 2059 | 10385 | | | | | | |
| 30 | | | | | | -435 | 34597 | 24292 | 12223 | 1918 | 10305 | | | | | | |
| 31 | | | | | | -432 | 34303 | 23932 | 12025 | 1654 | 10371 | | | | | | |
| 32 | | | | | | -430 | 33231 | 22898 | 12354 | 2021 | 10333 | | | | | | |
| 33 | | | | | | -428 | 32086 | 22562 | 12103 | 1634 | 10460 | | | | | | |

Abbildung 30: Umrechnung der Pixelzahl in Flächen.

Durch Multiplikation von Pixelzahlen mit der Pixelfläche kann in jedem Schnittbild die Körperfläche, die Fläche des gesamten Fettes (subkutan und viszeral), die Fläche des subkutanen und die des viszeralen Fettes bestimmt werden.

| | A | B | C | D | E | F | G | H | I | J | K | L | M | N | O | P | Q | R |
|----|-------------|----------------------|------------------------|--|---|--------------------------------------|---|-------------|---------------------|-------|-----------|-----------|-----------|---|-------------|------------|-------|-----------|
| | Image Pos Z | ALLES AUSSEN + INNEN | B4-B3 ("Schichtdicke") | (C4+C3)/2 MW aus Pixelzahl zwischen 2 Slices | D3*1,18^2 Pixelfläche zwischen 2 Slices | D3*F3 PixelVolumen zwischen 2 Slices | | Image Pos Z | FETT AUSSEN + INNEN | B4-B3 | (C4+C3)/2 | E3*1,18^2 | D3*F3 | | Image Pos Z | FETT INNEN | B4-B3 | (C4+C3)/2 |
| 1 | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 2 | -501 | 38318 | 3,00 | 38249,5 | 53937,77148 | 161813,3145 | | -501 | 13590 | 3,00 | 13388 | 18879,172 | 56637,516 | | -501 | 2372 | 3,00 | 228 |
| 3 | -498 | 38181 | 3,00 | 38114,5 | 53747,40039 | 161242,2012 | | -498 | 13186 | 3,00 | 13013,5 | 18351,068 | 55053,205 | | -498 | 2196 | 3,00 | 2137 |
| 4 | -495 | 38048 | 3,00 | 37983 | 53561,96484 | 160685,8945 | | -495 | 12841 | 3,00 | 12798 | 18047,18 | 54141,539 | | -495 | 2079 | 3,00 | 2123 |
| 5 | -492 | 37918 | 3,00 | 37859 | 53387,10547 | 160161,3164 | | -492 | 12755 | 3,00 | 12663,5 | 17857,514 | 53572,541 | | -492 | 2168 | 3,00 | 215 |
| 6 | -489 | 37800 | 3,00 | 37774,5 | 53267,94727 | 159803,8418 | | -489 | 12572 | 3,00 | 12489,5 | 17612,146 | 52836,439 | | -489 | 2136 | 3,00 | 2081 |
| 7 | -486 | 37749 | 3,00 | 37735,5 | 53212,95117 | 159638,8535 | | -486 | 12407 | 3,00 | 12380,5 | 17458,439 | 52375,318 | | -486 | 2027 | 3,00 | 203 |
| 8 | -483 | 37722 | 3,00 | 37702,5 | 53166,41602 | 159499,248 | | -483 | 12354 | 3,00 | 12381,5 | 17459,85 | 52379,549 | | -483 | 2041 | 3,00 | 208 |
| 9 | -480 | 37683 | 3,00 | 37672,5 | 53124,11133 | 159372,334 | | -480 | 12409 | 3,00 | 12421,5 | 17516,256 | 52548,768 | | -480 | 2135 | 3,00 | 215 |
| 10 | -477 | 37662 | 3,00 | 37638 | 53075,46094 | 159226,3828 | | -477 | 12434 | 3,00 | 12368 | 17440,813 | 52322,438 | | -477 | 2181 | 3,00 | 213 |
| 11 | -474 | 37614 | 3,00 | 37595 | 53014,82422 | 159044,4727 | | -474 | 12302 | 3,00 | 12216,5 | 17227,174 | 51681,521 | | -474 | 2085 | 3,00 | 198 |
| 12 | -471 | 37576 | 3,00 | 37541 | 52938,67578 | 158816,0273 | | -471 | 12131 | 3,00 | 12063,5 | 17011,42 | 51034,26 | | -471 | 1875 | 3,00 | 1798 |
| 13 | -468 | 37506 | 3,00 | 37466,5 | 52833,61914 | 158500,8574 | | -468 | 11996 | 3,00 | 11978,5 | 16891,557 | 50674,67 | | -468 | 1722 | 3,00 | 1682 |
| 14 | -465 | 37427 | 3,00 | 37370,5 | 52698,24414 | 158094,7324 | | -465 | 11961 | 3,00 | 12049 | 16990,973 | 50972,918 | | -465 | 1643 | 3,00 | 169 |
| 15 | -462 | 37314 | 3,00 | 37238,5 | 52512,10352 | 157536,3105 | | -462 | 12137 | 3,00 | 12267 | 17298,387 | 51895,16 | | -462 | 1745 | 3,00 | 1850 |
| 16 | -459 | 37163 | 3,00 | 37069 | 52273,08203 | 156819,2461 | | -459 | 12397 | 3,00 | 12594,5 | 17760,213 | 53280,639 | | -459 | 1956 | 3,00 | 2108 |
| 17 | -456 | 36975 | 3,00 | 36849 | 51962,84766 | 155888,543 | | -456 | 12792 | 3,00 | 12848,5 | 18118,393 | 54355,178 | | -456 | 2261 | 3,00 | 2340 |
| 18 | -453 | 36723 | 3,00 | 36589,5 | 51596,91211 | 154790,7363 | | -453 | 12905 | 3,00 | 12921 | 18220,629 | 54661,887 | | -453 | 2343 | 3,00 | 2340 |
| 19 | -450 | 36456 | 3,00 | 36297,5 | 51185,14648 | 153555,4395 | | -450 | 12937 | 3,00 | 12782 | 18024,617 | 54073,852 | | -450 | 2338 | 3,00 | 2196 |
| 20 | -447 | 36139 | 3,00 | 35968,5 | 50721,20508 | 152163,6152 | | -447 | 12627 | 3,00 | 12552,5 | 17700,986 | 53102,959 | | -447 | 2055 | 3,00 | 200 |
| 21 | -444 | 35798 | 3,00 | 35608,5 | 50213,54883 | 150640,6465 | | -444 | 12478 | 3,00 | 12415,5 | 17507,795 | 52523,385 | | -444 | 1955 | 3,00 | 1931 |
| 22 | -441 | 35419 | 3,00 | 35218 | 49662,88281 | 148988,6484 | | -441 | 12353 | 3,00 | 12398,5 | 17483,822 | 52451,467 | | -441 | 1908 | 3,00 | 1983 |
| 23 | -438 | 35017 | 3,00 | 34807 | 49083,30859 | 147249,9258 | | -438 | 12444 | 3,00 | 12333,5 | 17392,162 | 52176,486 | | -438 | 2059 | 3,00 | 1988 |
| 24 | -435 | 34597 | 3,00 | 34450 | 48579,88281 | 145739,6484 | | -435 | 12223 | 3,00 | 12124 | 17096,734 | 51290,203 | | -435 | 1918 | 3,00 | 178 |
| 25 | -432 | 34303 | 2,40 | 33767 | 47616,74609 | 144280,1909 | | -432 | 12025 | 2,40 | 12189,5 | 17189,1 | 41253,839 | | -432 | 1654 | 2,40 | 1837 |
| 26 | -430 | 33231 | 0,60 | 33633,5 | 47428,48073 | 28457,09386 | | -430 | 12354 | 0,60 | 12228,5 | 17244,096 | 41036,457 | | -430 | 2021 | 0,60 | 1872 |

Abbildung 31: Umrechnung der Pixelzahl in Volumina.

Durch Multiplikation der Pixelfläche mit der Schichtdicke kann aus jedem Schnittbild ein entsprechendes Volumenscheibchen des Körpers, des gesamten Fettes (subkutan und viszeral), des subkutanen und des viszeralen Fettes bestimmt werden.

Ausgewertete Volumina wurden als Absolutwerte (in ml) und als Relativwerte (in % bezogen auf das ausgewertete Gesamtvolumen) berechnet (Abbildung 32).

| | abs. Volumen | rel. Volumen | Dichte Fett= 0,94 g/cm ³ |
|---------------------|----------------|--------------|-------------------------------------|
| AUSSEN UND INNEN | 11425,96771 ml | 100 % | 10,74 kg |
| FETT AUSSEN + INNEN | 3490,530575 ml | 30,5491 % | 3,28 kg |
| FETT AUSSEN | 2960,702016 ml | 25,9120 % | 2,78 kg |
| FETT INNEN | 529,8285598 ml | 4,6371 % | 0,50 kg |

| Studie | MW der Dichte [g/cm ³] | N |
|---------------|------------------------------------|------|
| Lochner 2010 | 0,949 | 92 |
| Fidanza 2003 | 0,900 | 5 |
| Rachold 1931 | 0,916 | k.A. |
| Buegner 1929 | 0,900 – 0,966 | 15 |
| Vierordt 1906 | 0,971 | 1 |
| Krause 1876 | 0,923 – 0,926 | 3 |

Abb. 4: Literaturvergleich – Dichte vom Fettgewebe

Abbildung 32: Dokumentation der Ergebnisse.

Die mittels Scheibchen-Summationsmethode bestimmten Volumina des ausgewerteten Körperbereiches, des gesamten Fettes (subkutan und viszeral) sowie die einzelnen subkutanen und viszeralen Fettvolumina wurden für alle ProbandInnen dokumentiert.

3 Ergebnisse – Resultate

3.1 Bestimmung der Fettverteilung mittels Lipometer

In den Abbildungen 33 bis 35 sind die Ergebnisse der einzelnen frontalen, lateralen und dorsalen Messpunkte (gemäß Abbildung 3) für Frauen und Männer im Vergleich dargestellt.

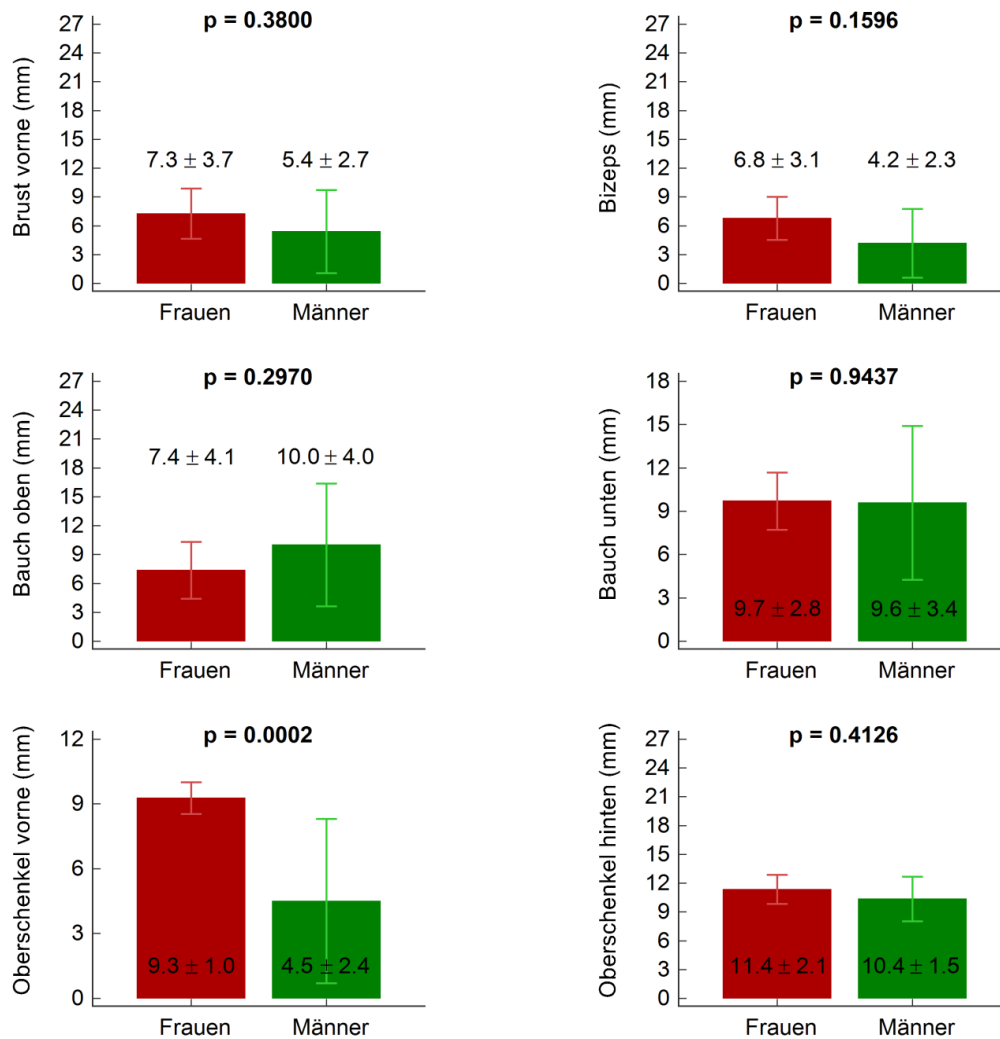


Abbildung 33: Frontale mittels Lipometer gemessene subkutane Fettverteilung bei Frauen und Männern (in Millimetern).

Die Balken stellen die Mittelwerte dar (Frauen, rot; Männer, grün), die Standardabweichungen sind als Linien dargestellt. p, Signifikanzwert zwischen Frauen und Männern.

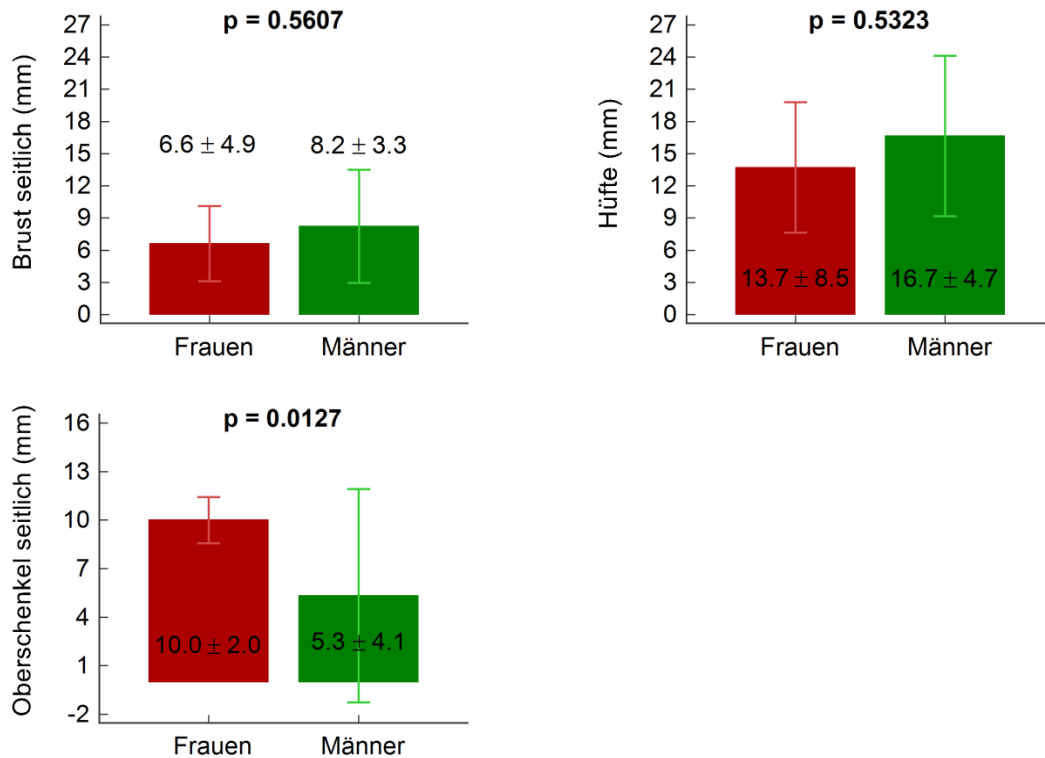


Abbildung 34: Laterale mittels Lipometer gemessene subkutane Fettverteilung bei Frauen und Männern (in Millimetern).

Die Balken stellen die Mittelwerte dar (Frauen, rot; Männer, grün), die Standardabweichungen sind als Linien dargestellt. p, Signifikanzwert zwischen Frauen und Männern.

Die Lokalisation der Maxima der subkutanen Fettverteilung unterschied sich bei Frauen und Männern nicht: Frontal (Abbildung 33) fand sich das Maximum der subkutanen Fettschichte am Oberschenkel innen (Messpunkt 14), bei den seitlichen Messpunkten (Abbildung 34) an der Hüfte (Messpunkt 10), und unter den dorsalen Punkten (Abbildung 35) am Rücken unten (Messpunkt 9). Signifikante Unterschiede der subkutanen Fettschichte zwischen Frauen und Männern stellten sich am vorderen (Messpunkt 11) und seitlichen (Messpunkt 12) Oberschenkel und am Trizeps (Messpunkt 2) dar, wobei an diesen Messpunkten die Mittelwerte der Frauen höher waren als die der Männer. Die größte Variation der subkutanen Fettschichte unter Frauen bzw. unter Männern war am Messpunkt der Hüfte (Messpunkt 10), die kleinsten Variationen der Messwerte trat bei der Gruppe der Frauen am Oberschenkel innen (Messpunkt 14), bei den Männern hingegen an der Wade (Messpunkt 15) auf.

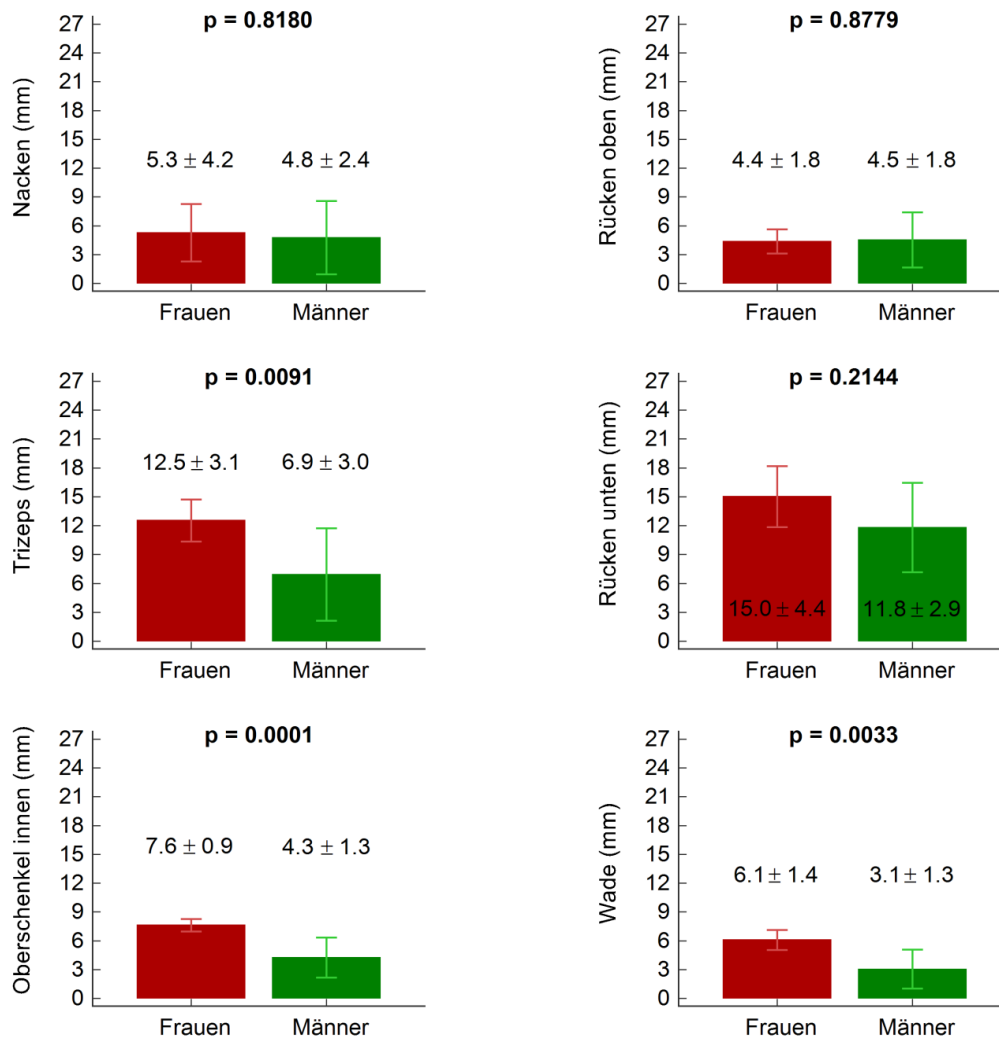


Abbildung 35: Dorsale mittels Lipometer gemessene subkutane Fettverteilung bei Frauen und Männern (im Millimeter).

Die Balken stellen die Mittelwerte dar (Frauen, rot; Männer, grün), die Standardabweichungen sind als Linien dargestellt. p, Signifikanzwert zwischen Frauen und Männern.

Aus den einzelnen Lipometermesspunkten wurde das gesamte subkutane (SAT-LIPO) und viszerale (VAT_{LIPO}) Fett abgeschätzt. Die Ergebnisse für Frauen und Männer sind in Abbildungen 36 im Vergleich dargestellt.

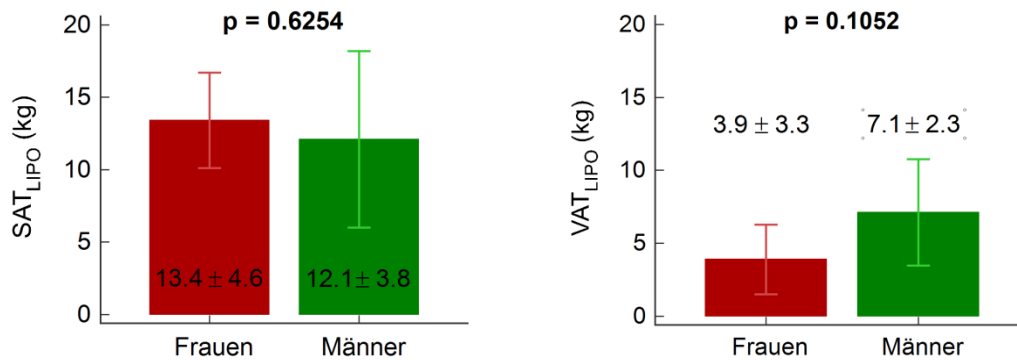


Abbildung 36: Lipometerbasierte Abschätzung des gesamten subkutanen (SAT_{LIPO}) und viszeralen (VAT_{LIPO}) Fettes bei Frauen und Männern (in kg).

Die Balken stellen die Mittelwerte dar (Frauen, rot; Männer, grün), die Standardabweichungen sind als Linien dargestellt. p, Signifikanzwert zwischen Frauen und Männern.

Die Mittelwerte der mittels Lipometer bestimmten subkutanen und viszeralen Fettmenge der gesamten Studienpopulation betragen SAT_{LIPO} = 13.04 ± 4.29 kg und VAT_{LIPO} = 4,82 ± 3.35 kg. Zwischen den weiblichen und männlichen Probandinnen ergab sich kein signifikanter Unterschied in der subkutanen und viszeralen Fettmenge. Tendenziell war bei Frauen VAT_{LIPO} geringer als bei Männern.

3.2 Bestimmung der Fettverteilung mittels MRT

Die MRT Datensätze aller ProbandInnen konnten nach der in Kapitel 2.3 beschriebenen semiautomatischen Segmentiermethode ausgewertet werden. Die resultierenden Volumina des gesamten Messbereichs (VOL_{MR}), des gesamten im Volumen des im Messbereich segmentierten Fetts (FETT_{MR}) sowie die Volumina des subkutanen (SAT_{MR}) und viszeralen (VAT_{MR}) Fetts der Studienpopulation sind in Tabelle 7 und Abbildung 37 dargestellt.

Tabelle 7: Ergebnisse der Bestimmung der Fettverteilung in 14 ProbandInnen mit MRT.

Volumen des ausgewerteten Messbereiches (VOL_{MR}), des im Messbereich segmentierten Fetts ($FETT_{MR}$) sowie das Volumen des subkutanen (SAT_{MR}) und viszeralen (VAT_{MR}) Fetts. $\%SAT_{MR}$ und $\%VAT_{MR}$ ist der prozentuale subkutane bzw. viszerale Fettanteil des Gesamtvolumens VOL_{MR} . w, weiblich; m, männlich.

| Nr | w/m | VOL_{MR} [Liter] | $FETT_{MR}$ [Liter] | SAT_{MR} [Liter] | $\%SAT_{MR}$ [%] | VAT_{MR} [Liter] | $\%VAT_{MR}$ [%] |
|-----------|------------|---|--|---|---------------------------------------|---|---------------------------------------|
| 1 | w | 20,32 | 10,10 | 8,376 | 41,2 | 1,724 | 8,5 |
| 2 | w | 14,27 | 4,01 | 3,060 | 21,4 | 0,952 | 6,7 |
| 3 | w | 13,26 | 3,01 | 2,561 | 19,3 | 0,448 | 3,4 |
| 4 | w | 12,53 | 3,74 | 3,259 | 26,0 | 0,477 | 3,8 |
| 5 | w | 11,43 | 3,49 | 2,961 | 25,9 | 0,530 | 4,6 |
| 6 | m | 14,94 | 5,45 | 4,128 | 27,6 | 1,318 | 8,8 |
| 7 | m | 17,71 | 4,90 | 3,581 | 20,2 | 1,323 | 7,5 |
| 8 | w | 14,10 | 4,14 | 3,491 | 24,8 | 0,647 | 4,6 |
| 9 | m | 15,02 | 3,47 | 2,303 | 15,3 | 1,164 | 7,7 |
| 10 | m | 13,22 | 3,20 | 2,180 | 16,5 | 1,018 | 7,7 |
| 11 | w | 14,63 | 5,18 | 4,504 | 30,8 | 0,673 | 4,6 |
| 12 | w | 12,33 | 2,51 | 2,292 | 18,6 | 0,216 | 1,8 |
| 13 | w | 13,86 | 3,59 | 2,713 | 19,6 | 0,874 | 6,3 |
| 14 | w | 11,30 | 2,40 | 2,206 | 19,5 | 0,194 | 1,7 |

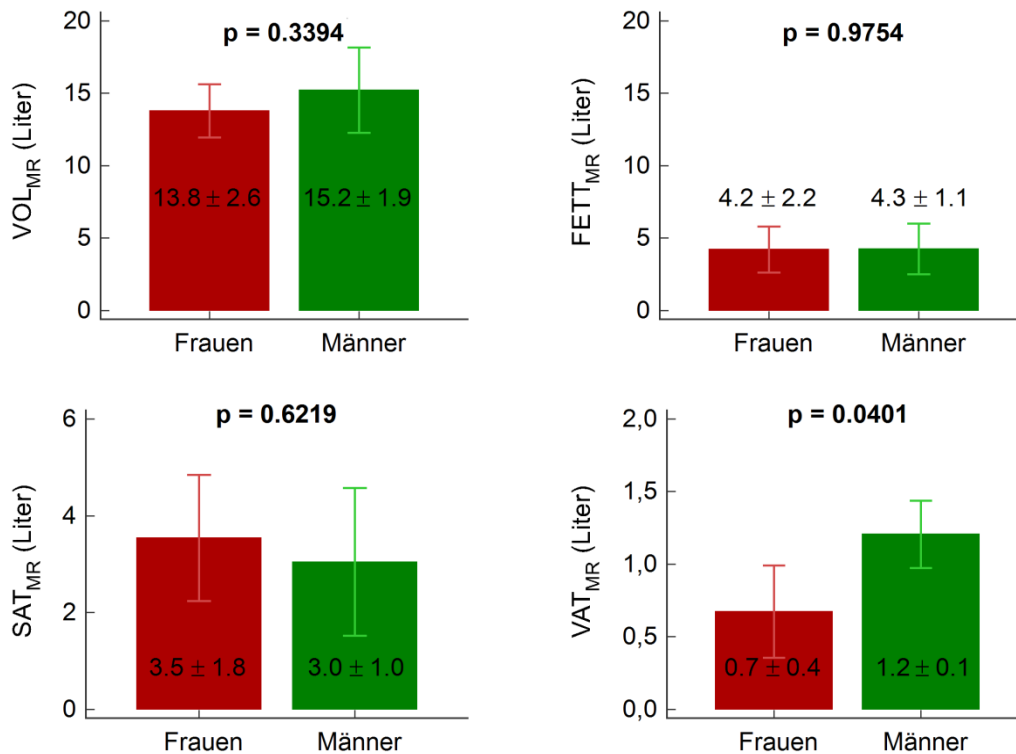


Abbildung 37: MRT-basierte Abschätzung des subkutanen (SAT_{MR}) und viszeralen (VAT_{MR}) Fettvolumens bei Frauen und Männern (in Liter).

Die Balken stellen die Mittelwerte dar (Frauen, rot; Männer, grün), die Standardabweichungen sind als Linien dargestellt. Volumen des Messbereichs, VOL_{MR} (in Liter); Volumen des im Messbereich segmentierten Fetts, FETT_{MR} (in Liter); p, Signifikanzwert zwischen Frauen und Männern.

Die Mittelwerte des ausgewerteten Körpervolumens und darin segmentierten Gesamtfettvolumens der Studienpopulation betragen VOL_{MR} = 14.21 ± 2.41 Liter und FETT_{MR} = 4.23 ± 1,92 Liter. Die beiden Volumina unterschieden sich zwischen Frauen und Männern nicht (Abbildung 37). Das subkutane und viszerale Fettvolumen der gesamten Studienpopulation betragen SAT_{MR} = 3.4 ± 1.6 Liter und VAT_{MR} = 0,83 ± 0.45 Liter. Zwischen den weiblichen und männlichen Probandinnen ergab sich kein signifikanter Unterschied im SAT_{MR}; VAT_{MR} hingegen war bei Frauen signifikant niedriger als bei Männern (p=0.0401).

In der gesamten Studienpopulation korrelierte VAT_{MR} mit SAT_{MR} (r = 0.64, p = 0.01), FETT_{MR} (r = 0.77, p = 0.001) und VOL_{MR} (r = 0.87, p < 0.0001) signifikant (Abbildung 38).

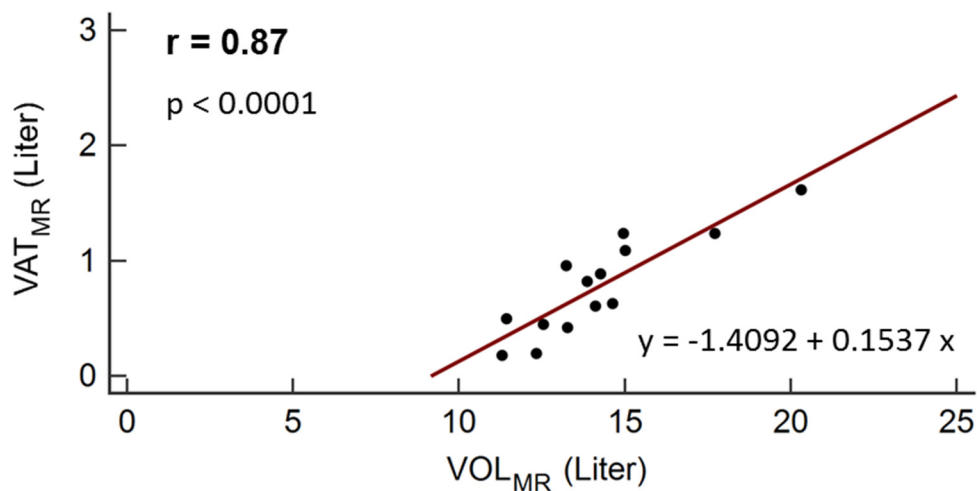
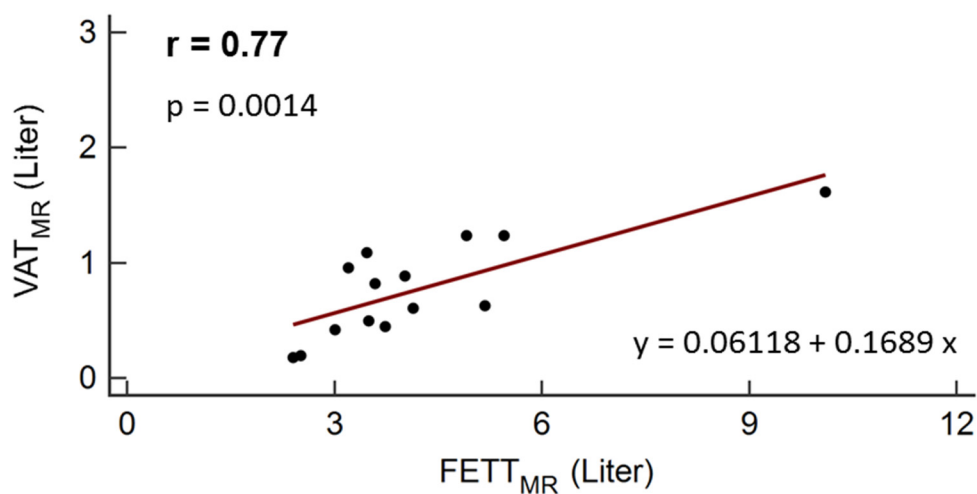
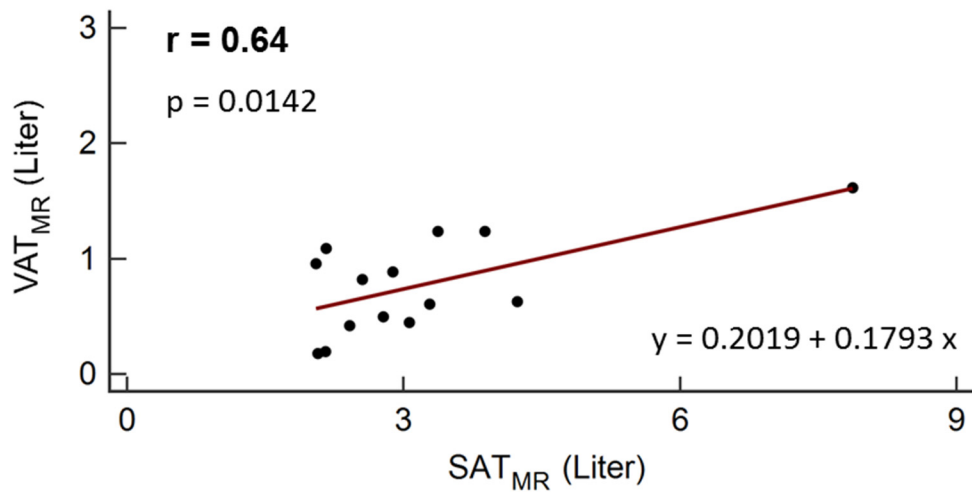


Abbildung 38: Korrelationen des viszeralen (VAT_{MR}) Fettvolumens mit dem subkutanen Fett (SAT_{MR}), dem Gesamtfett (FETT_{MR}) und dem Volumen des MRT-Messbereichs (VOL_{MR}).

Korrelationen des viszeralen (VAT_{MR}) Fettvolumens mit dem subkutanen Fett (SAT_{MR}), dem Gesamtfett (FETT_{MR}) und dem Volumen des MR-Messbereichs (VOL_{MR}). Die Regressionsgeraden (rote Linie) und Regressionsgleichungen sind zusammen mit dem Pearsons Korrelationskoeffizienten r und dem Signifikanzwert p der Steigung angegeben.

3.3 Korrelationen der mittels Lipometer und MRT bestimmten Fettverteilung

Die mittels Lipometer abgeschätzte Viszeralfettmenge VAT_{LIPO} korrelierte stark mit dem aus dem MRT-Messbereich bestimmten Viszeralfettvolumen VAT_{MR} ($r = 0.9198$, $p < 0.0001$) (Abbildung 39).

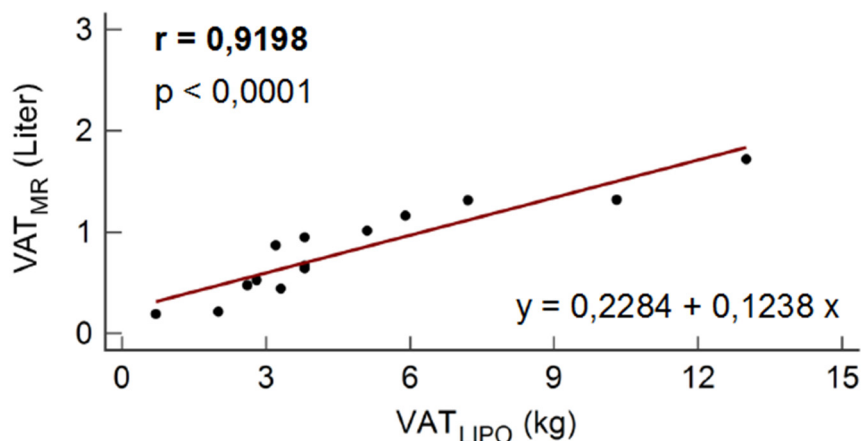


Abbildung 39: Korrelationen zwischen dem viszeralen Fett aus Lipometer (VAT_{LIPO}) und MRT (VAT_{MR}).

Die Regressionsgeraden (rote Linie) und Regressionsgleichungen sind zusammen mit dem Pearsons Korrelationskoeffizienten r und dem Signifikanzwert p der Steigung angegeben.

Die mittels Lipometer abgeschätzte subkutane Fettmenge korrelierte mit dem aus dem MRT bestimmten viszeralen Fettvolumen, dem subkutanen Fettvolumen und mit dem Gesamtfettvolumen (Abbildung 40), wobei SAT_{MR} und SAT_{LIPO} am stärksten korrelierten ($r = 0.93$, $p < 0.0001$).

Die Korrelation ausgewählter einzelner Lipometermesspunkte mit VAT_{MR} sind in den Abbildungen 41 – 44 zu sehen.

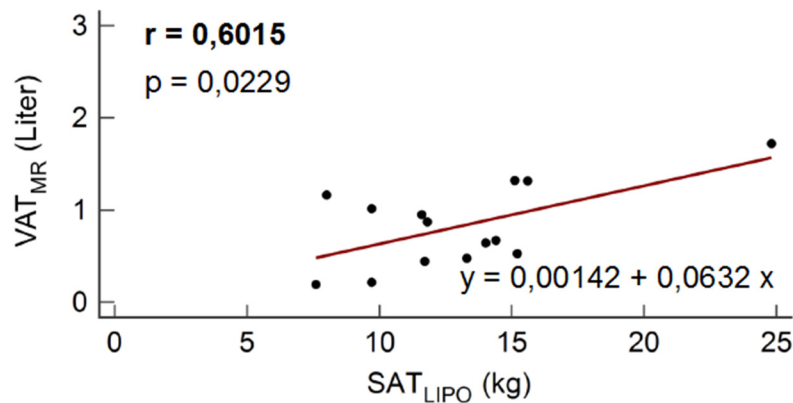
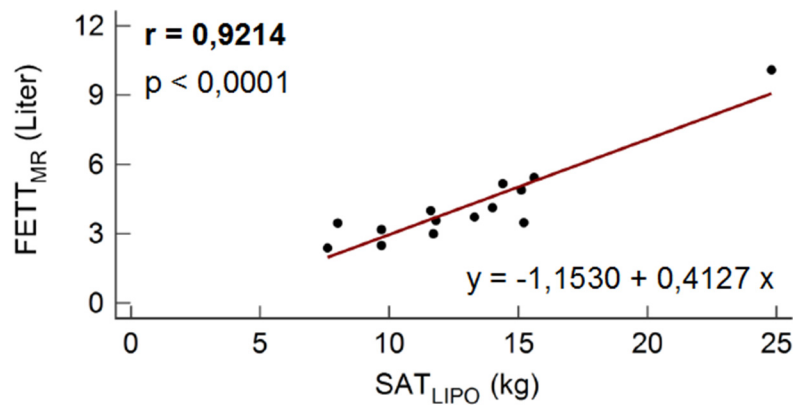
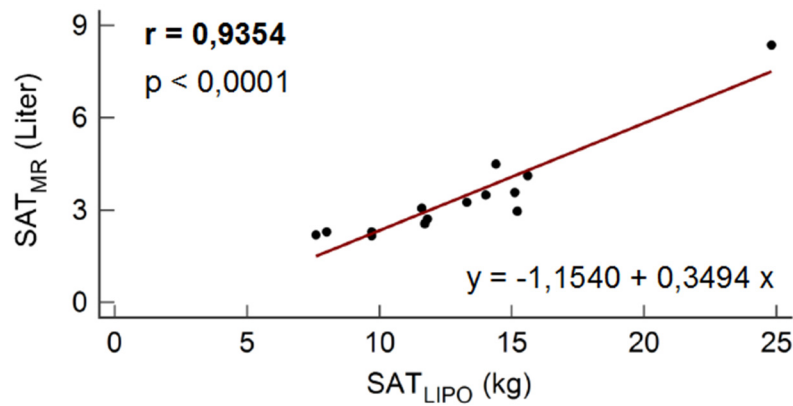


Abbildung 40: Korrelationen zwischen SAT_{MR} (in Liter), Fett_{MR} (in Liter) und VAT_{MR} (in Liter) mit SAT_{LIPO} (in kg).

Folgend ist r immer der Korrelationskoeffizient und p die Signifikanz.

SAT_{MR} und FETT_{MR} (in Liter) zeigten einen stark positiven Zusammenhang und hohe statistische Signifikanz in Betrachtung mit den SAT_{LIPO} Werten. Wohingegen VAT_{MR} (in Liter) mit dem SAT_{LIPO} (in kg) keine statistische Signifikanz zeigte.

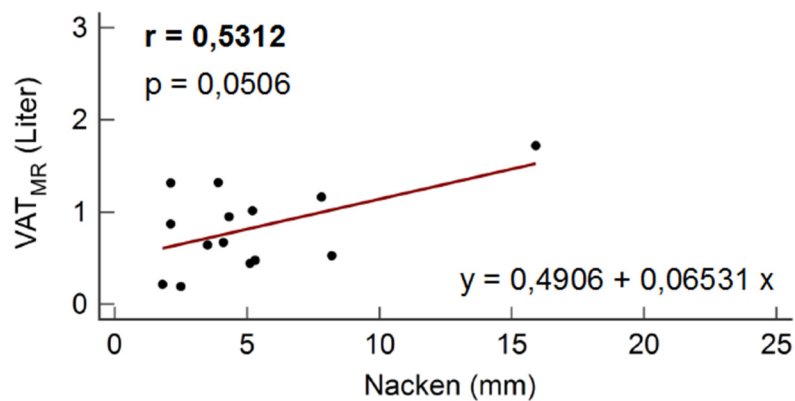
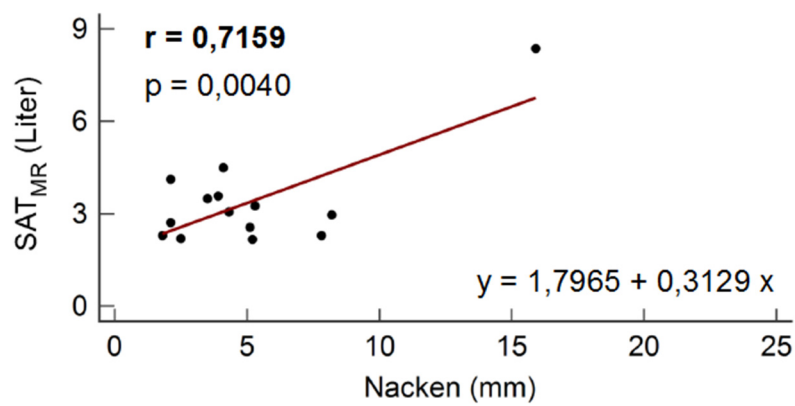
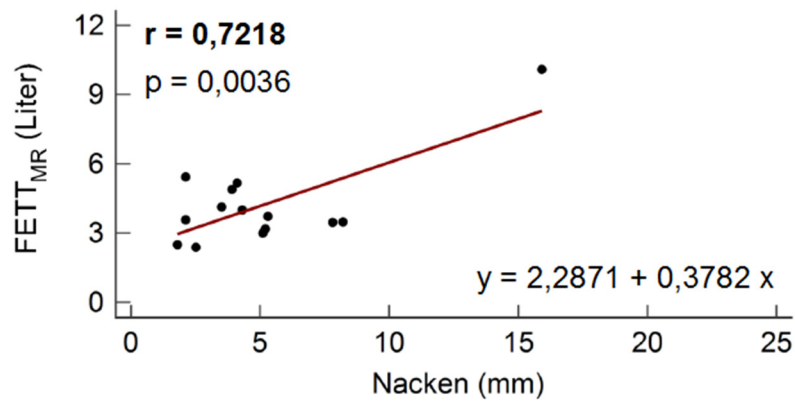


Abbildung 41: Korrelationen des mittels MRT bestimmten viszeralen (VAT_{MR}), subkutanen (SAT_{MR}) und Gesamtfettvolumen (FETT_{MR}) mit dem Lipometermesspunkt Nacken.

Die Regressionsgeraden (rote Linie) und Regressionsgleichungen sind zusammen mit dem Pearsons Korrelationskoeffizienten r und dem Signifikanzwert p der Steigung angegeben.

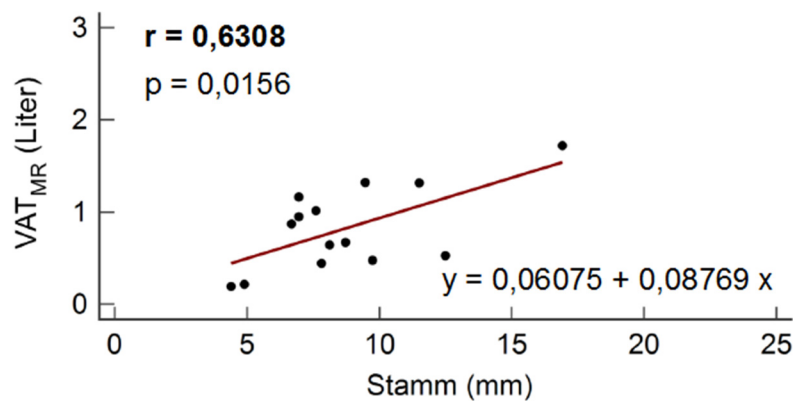
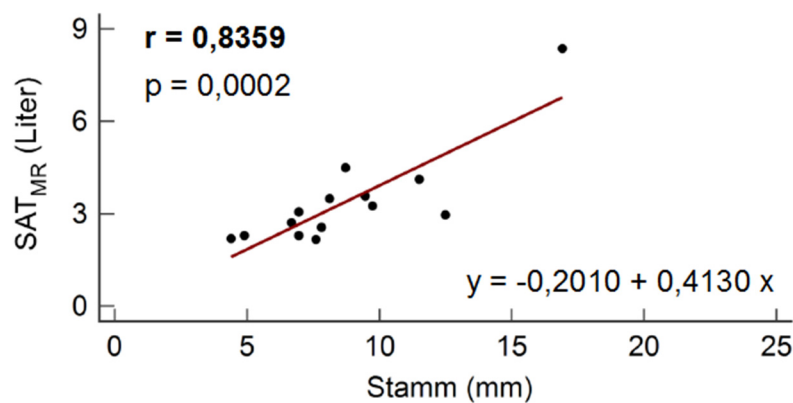
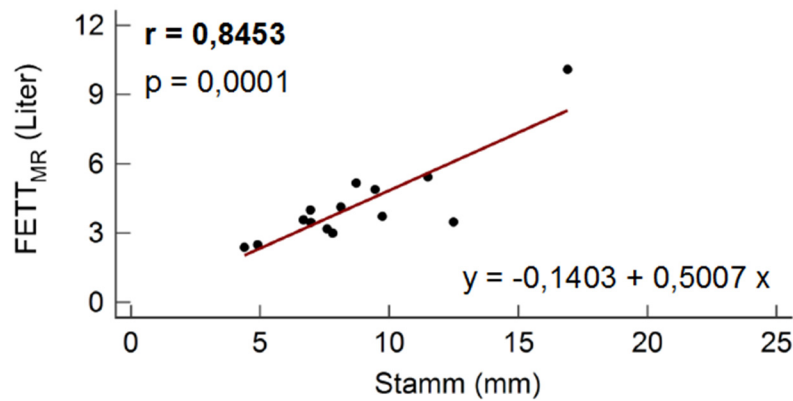


Abbildung 42: Korrelationen des mittels MRT bestimmten viszeralen (VAT_{MR}), subkutanen (SAT_{MR}) und Gesamtfettvolumen (FETT_{MR}) mit den zusammengefassten Lipometermesspunkten 4 – 9 (Stamm).

Die Regressionsgeraden (rote Linie) und Regressionsgleichungen sind zusammen mit dem Pearsons Korrelationskoeffizienten r und dem Signifikanzwert p der Steigung angegeben. Der Stamm setzt sich als Mittelwert aus folgenden Messpunkten zusammen: 4 – Rücken oben, 5 – Brust vorne, 6 – Brust seitlich, 7 – Bauch oben, 8 – Bauch unten, 9 – Rücken unten.

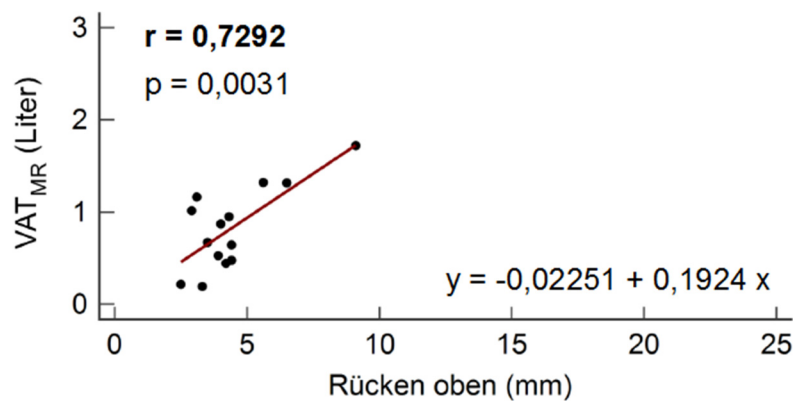
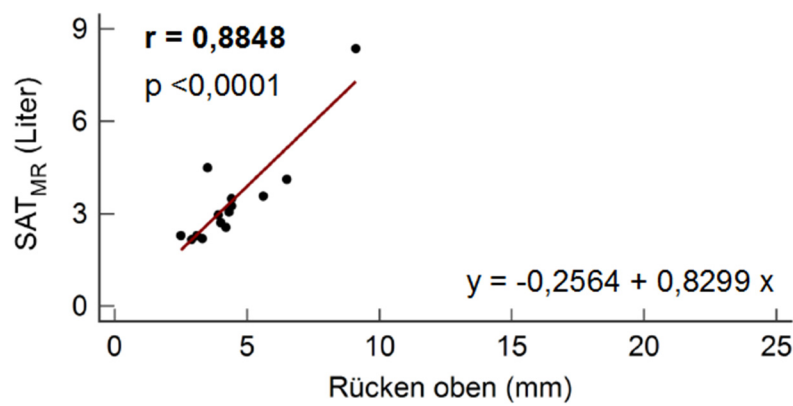
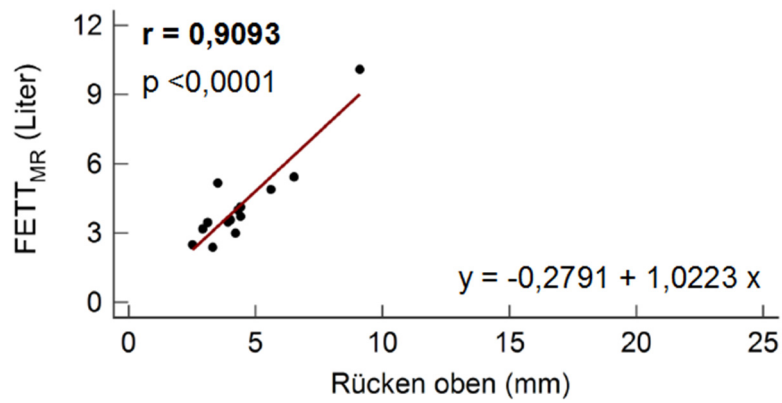


Abbildung 43: Korrelationen des mittels MRT bestimmten viszeralen (VAT_{MR}), subkutanen (SAT_{MR}) und Gesamtfettvolumen ($FETT_{MR}$) mit dem Lipometermesspunkt Rücken oben.

Die Regressionsgeraden (rote Linie) und Regressionsgleichungen sind zusammen mit dem Pearsons Korrelationskoeffizienten r und dem Signifikanzwert p der Steigung angegeben.

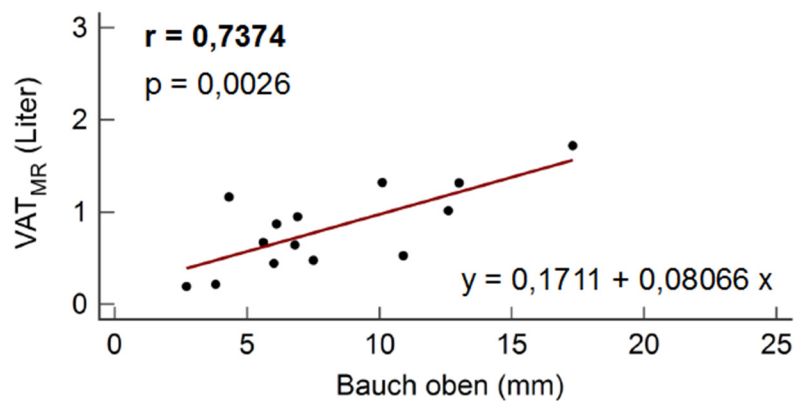
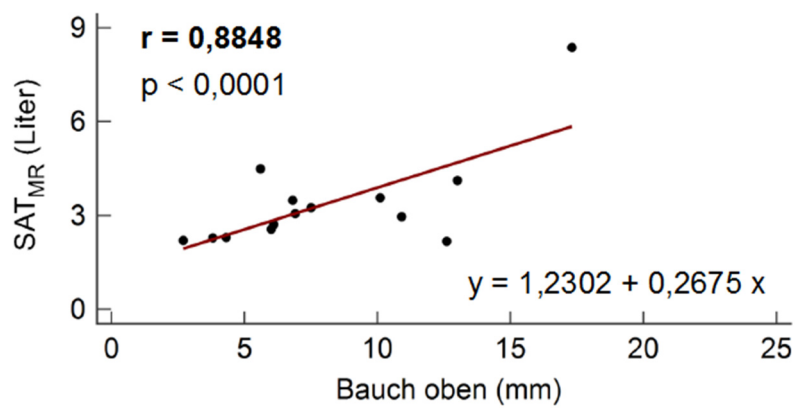
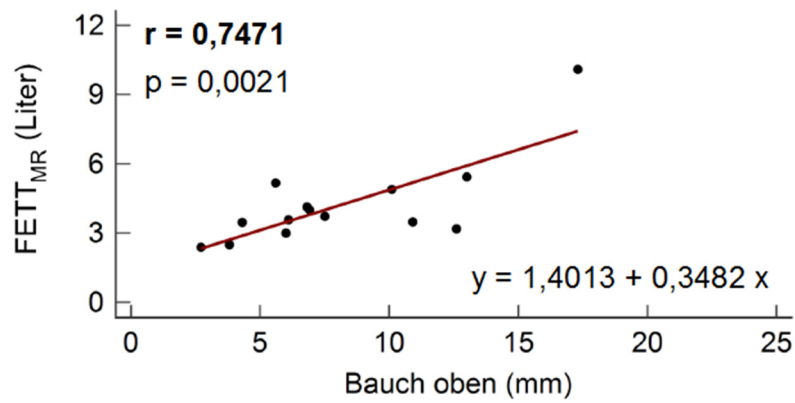


Abbildung 44: Korrelationen des mittels MRT bestimmten viszeralen (VAT_{MR}), subkutanen (SAT_{MR}) und Gesamtfettvolumen ($FETT_{MR}$) mit dem Lipometermesspunkt Bauch oben.

Die Regressionsgeraden (rote Linie) und Regressionsgleichungen sind zusammen mit dem Pearsons Korrelationskoeffizienten r und dem Signifikanzwert p der Steigung angegeben.

4 Diskussion

Die vorliegende Studie zeigt, dass in jungen Erwachsenen die mittels Lipometer abgeschätzte Gesamtviszeralfettmasse VAT_{LIPD} stark mit dem aus abdominellen 3T MRT Fettbildern segmentierten Viszeralfettvolumen VAT_{MR} korreliert ($r = 0.9198$, $p < 0.0001$), wobei das ausgewertete MR Volumen auf den Messbereich unter dem Diaphragma und über dem Hüftgelenkskopf eingeschränkt war. Darüber hinaus korrelierte SAT_{LIPD} stark mit SAT_{MR} ($r = 0.9354$, $p < 0.0001$) und dem Gesamtfettvolumen $FETT_{MR}$ ($r = 0.9214$, $p < 0.0001$).

In dieser Studie ist erkennbar, dass Männer in dieser Altersgruppe signifikant mehr viszerales Fett besitzen als Frauen (Abbildung 37; Tabelle 7), was auf die Unterschiede in der Fettverteilung (gynoider und androide Fettverteilung) zwischen Frauen und Männern zu beziehen ist (Stalla, 2007). Die Lipometer-basierte Abschätzung des viszeralen Fettanteils ergab tendenziell höhere Werte bei Männern ($7,1 \pm 2,3$ kg) als bei Frauen ($3,9 \pm 3,3$ kg). Die Studie von Linder et al. zeigte, dass Männer im Vergleich zu Frauen einen wesentlich höheren viszeralen Fettanteil besitzen (Linder et al., 2016). Weibliche Probanden hatten vor allem an den Messpunkten Oberschenkel seitlich (Messpunkt 12) und Oberschenkel vorne (Messpunkt 11) eine höhere subkutane Fettschichtdicke als männliche Probanden. Dieser gynoider Fettverteilungstyp steht für ein geringeres Gesundheitsrisiko (Vega et al., 2006). Im Gegensatz dazu steht der männliche Fettverteilungstyp für ein höheres metabolisches Gesundheitsrisiko (Krüger M., 2017; Manolopoulos KN, 2010; Stalla, 2007).

Aufgrund des guten Kontrasts zwischen Fett und nicht fetthaltigem Gewebe erlaubt die MRT die volumetrische Auswertung des viszeralen Fettvolumens durch Segmentierung entsprechender Bildpunkte im Messvolumen (Klopfenstein et al., 2012; Li et al., 2008). Eine Bestimmung des Gesamtfettvolumens, sowie des Subkutanfettvolumens oder Viszeralfettvolumens aus einzelnen tomographischen Schnittbildern des gesamten Körpers ist möglich aber aufwendig (Linder et al., 2016). Mittels Lipometermessung kann die gesamte subkutane und viszerale Fettmasse aus der Vermessung einzelner Messpunkte abgeschätzt werden, die Messung ist im Vergleich zur Messung mit dem MRT ebenfalls nicht invasiv aber

schnell und kann überall durchgeführt werden. Die gute Korrelation zwischen dem Schätzwert des viszeralen Fettanteils aus der Lipometermessung und der genauen, aber aufwändigen MRT-Messung des Viszeralfettvolumens aus einzelnen tomografischen Schnittbildern erlaubt, dass die rasche Lipometermessung in hoher Korrelation zum MRT den Viszeralfettgehalt in kg abschätzt.

Es konnte gezeigt werden, dass VAT_{MR} und SAT_{MR} ($r = 0.64$, $p = 0.01$) signifikant miteinander korrelieren. Eine gute Korrelation zwischen VAT_{MR} und SAT_{MR} in einer Schicht auf Höhe des Bauchnabels wurde auch in einer großen Studie von Goodwin et al. gezeigt (Goodwin K., 2013). Dort zeigte sich eine Korrelation von ($r = 0.88$, $p < 0.0001$) bei Männern ($r = 0.80$, $p < 0.0001$) bei Frauen. In einer anderen Studie wurde gezeigt, dass mithilfe von Single-Slice Methoden auf Höhe des Lendenwirbelareals L2-L3 das VAT Volumen bei Männern und Frauen jeglicher Fettleibigkeitslevel gut voraussehbar ist (Maislin et al., 2012).

Die addierten Lipometermesspunkte am Körperstamm weisen eine hohe Korrelation mit VAT_{MR} ($r = 0.6308$, $p = 0.0156$) und SAT_{MR} ($r = 0.8359$, $p = 0.0002$) auf. Erwartungsgemäß konnten auch hohe Korrelationen mit der mit dem Lipometer gemessenen subkutanen Fettschichtdicke an „Rücken oben“ (Messpunkt 4) ($r = 0.7292$, $p = 0.0031$) und „Bauch oben“ (Messpunkt 7) ($r = 0.7374$, $p = 0.0026$) mit dem VAT_{MR} gefunden werden.

Der Lipometer-Messpunkt „Nacken“ (Messpunkt 1) korreliert grenzwertig signifikant mit dem VAT_{MR} ($r = 0.5312$, $p < 0.0506$) und dem SAT_{MR} ($r = 0.7159$, $p = 0.004$). Obwohl dicke Fettschichten am Nacken als Indikator für einen entgleisten Fettstoffwechsel angesehen werden kann (Mangge et al., 2009), konnte in der vorliegenden Studie kein enger Zusammenhang zwischen Fettschichtdicke am Nacken und der viszeralen Fettmasse gefunden werden.

Man muss den Unterschied zwischen Lipometermessungen und Messungen mit dem MRT herausheben. Lipometermessungen sind punktweise Messungen an der Körperoberfläche, wohingegen Messungen mit dem MRT volumetrische Messungen sind (Möller, Tafel, Smolle, et al., 2000; Sun, 2016).

Als Bildbearbeitungsprogramm zur Auswertung der MRT Schnittbilder mittels Histogrammanalyse wurde ImageJ verwendet. Dass dieses Software Paket für die Auswertung geeignet ist, wurde in einer Studie von (Bonekamp et al., 2008) gezeigt. Das dort verwendete Bearbeitungsprogramm „NIHImage“, war eine Vorgängerversion von ImageJ.

4.1 Limitationen

Eine Limitation dieser Studie war die geringe Personenanzahl. Weiters zeigte sich eine sehr homogene Gruppe von sportlichen jungen Erwachsenen, mit kaum übergewichtigen Teilnehmern. Die Messdaten waren in einem sehr engen Bereich zu finden, trotzdem lieferte diese Studie sehr gute Ergebnisse mit hohen Korrelationen ab.

4.2 Ausblick

Das Ziel sind weitere Studien mit einer größeren Studienpopulation mit einer größeren Palette an normal bis übergewichtigen Männern und Frauen mit stammbezogener Fettverteilung. Weiterführende Studien würden aber den Rahmen einer Diplomarbeit sprengen.

4.3 Zusammenfassung

Mit dieser Diplomarbeit konnte gezeigt werden, dass der viszerale Fettgehalt einfach, schnell und nicht invasiv mit dem Lipometer sehr gut abgeschätzt werden kann.

Literaturverzeichnis

- Ambati, S., Yu, P., McKinney, E. C., Kandasamy, M. K., Hartzell, D., Baile, C. A., & Meagher, R. B. (2016). Adipocyte nuclei captured from VAT and SAT. *BMC Obes*, 3, 35. doi:10.1186/s40608-016-0112-6
- Banegas, J. R., Lopez-Garcia, E., Gutierrez-Fisac, J. L., Guallar-Castillon, P., Rodriguez-Artalejo, F. (2003). A simple estimate of mortality attributable to excess weight in the European Union. *Eur J Clin Nutr*, 57(2), 201-208. doi:10.1038/sj.ejcn.1601538
- Becker, D. o. t. C. (2002). *Formulierung populationsspezifischer Algorithmen zur Bestimmung der Körperfettmasse von Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen, basierend auf Feldmethoden mit Air Displacement Plethysmography als Referenz* (Dissertation), Christian-Albrechts-Universität zu Kiel, Kiel.
- Biesalski H. K. , B. S. C., Puchstein C. (2010). *Ernährungsmedizin: Nach dem Curriculum Ernährungsmedizin der Bundesärztekammer und der DGE* (Vol. 4): Georg Thieme Verlag KG.
- Bogaert, Y. E., Linas, S. (2009). The role of obesity in the pathogenesis of hypertension. *Nat Clin Pract Nephrol*, 5(2), 101-111. doi:10.1038/ncpneph1022
- Bonekamp, S., Ghosh, P., Crawford, S., Solga, S. F., Horska, A., Brancati, F. L., . . . Clark, J. M. (2008). Quantitative comparison and evaluation of software packages for assessment of abdominal adipose tissue distribution by magnetic resonance imaging. *Int J Obes (Lond)*, 32(1), 100-111. doi:10.1038/sj.ijo.0803696
- Branca F, N. H., Lobstein T (eds). (2007). *The challenge of Obesity in the WHO European Region and the Strategies for Response; Summary*. Retrieved from Copenhagen:
- Calle, E. E., Rodriguez, C, Walker-Thurmond, K., Thun, M. J. (2003). Overweight, obesity, and mortality from cancer in a prospectively studied cohort of U.S. adults. *N Engl J Med*, 348(17), 1625-1638. doi:10.1056/NEJMoa021423
- Disclaimer, I. J. (2004). Image J Disclaimer. Retrieved from <https://imagej.nih.gov/ij/disclaimer.html>
- Dixon, W. T. (1984). Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology*, 153(1), 189-194. doi:10.1148/radiology.153.1.6089263
- Engeli, S., Bohnke, J., Gorzelniak, K., Janke, J., Schling, P., Bader, M., Luft, F. C., Sharma, A. M. (2005). Weight loss and the renin-angiotensin-aldosterone system. *Hypertension*, 45(3), 356-362. doi:10.1161/01.HYP.0000154361.47683.d3
- EUSANA. (2013). *EUSANA BIA-2100 Analysegerät zur Ermittlung der Körperzusammensetzung*
- Ferrante, A. W., Jr. (2007). Obesity-induced inflammation: a metabolic dialogue in the language of inflammation. *J Intern Med*, 262(4), 408-414. doi:10.1111/j.1365-2796.2007.01852.x
- Goodwin K., S. C., Abrahamowicz M., Leonard G. T., Richer L. , Perron M., Veillette S., Gaudet D., Paus T., Pausova Z. . (2013). Routine Clinical Measures of Adiposity as Predictors of Visceral Fat in Adolescence: A Population-Based Magnetic Resonance Imaging Study. *PLoS One*, 8(11).

- Goran, M. I., Driscoll, P., Johnson, R., Nagy, T. R., Hunter, G. (1996). Cross-calibration of body-composition techniques against dual-energy X-ray absorptiometry in young children. *Am J Clin Nutr*, 63(3), 299-305.
- Hotamisligil, G. S., Shargill, N. S., Spiegelman, B. M. (1993). Adipose expression of tumor necrosis factor- α : direct role in obesity-linked insulin resistance. *Science*, 259(5091), 87-91.
- Jackson, A. S., & Pollock, M. L. (1978). Generalized equations for predicting body density of men. *Br J Nutr*, 40(3), 497-504.
- Jackson, A. S., Pollock, M. L., & Ward, A. (1980). Generalized equations for predicting body density of women. *Med Sci Sports Exerc*, 12(3), 175-181.
- James WPT., J.-L. R., Ni Mhurchu C., Kalamara E., Shayeghi M., Rigby NJ., Nishida C, Rodgers A. (2004). Overweight and obesity *Comparative quantification of health risks: global and regional burden of disease attribution to selected major risk factors* (Vol. 1). Geneva: World Health Organisation.
- Klopfenstein, B. J., Kim, M. S., Kriskey, C. M., Szumowski, J., Rooney, W. D., & Purnell, J. Q. (2012). Comparison of 3 T MRI and CT for the measurement of visceral and subcutaneous adipose tissue in humans. *Br J Radiol*, 85(1018), e826-830. doi:10.1259/bjr/57987644
- Krüger M., M. C. (2017). Bauchumfang entscheidend für das gesundheitliche Risiko. Retrieved from <https://www.bzfe.de/inhalt/adipositas-3173.html>
- Larsson SC, W. A., Håkansson N, Bäck M. (2017). Overall and abdominal obesity and incident aortic valve stenosis: two prospective cohort studies. *European Heart Journal*, 0, 1-6.
- Lean ME, T. H., CE Morrison. (1995). Waist circumference as a measure for indicating need for weight management. *BMJ*.
- Lehmann Thomas, O., W, Pelikan, E, Repges, R. (1997). *Bildverarbeitung für die Medizin. Grundlagen, Modelle, Methoden, Anwendungen*.
- Li, X., Youngren, J. F., Hyun, B., Sakkas, G. K., Mulligan, K., Majumdar, S., . . . Goldfine, I. D. (2008). Technical evaluation of in vivo abdominal fat and IMCL quantification using MRI and MRSI at 3 T. *Magn Reson Imaging*, 26(2), 188-197. doi:10.1016/j.mri.2007.06.006
- Linder, N., Schaudinn, A., Garnov, N., Bluher, M., Dietrich, A., Schutz, T., . . . Busse, H. (2016). Age and gender specific estimation of visceral adipose tissue amounts from radiological images in morbidly obese patients. *Sci Rep*, 6, 22261. doi:10.1038/srep22261
- Lohman, T. G. (1981). Skinfolts and body density and their relation to body fatness: a review. *Hum Biol*, 53(2), 181-225.
- Lohman, T. G., Harris, M., Teixeira, P. J., Weiss, L. (2000). Assessing body composition and changes in body composition. Another look at dual-energy X-ray absorptiometry. *Ann N Y Acad Sci*, 904, 45-54.
- Löllgen H., H. J. (2007). *Leitlinie zur Vorsorgeuntersuchung im Sport*. Retrieved from http://www.bayerischersportaerzteverband.de/fileadmin/user_upload/html/Download/S1_Leitlinie_DGSP.pdf
- Maislin, G., Ahmed, M. M., Gooneratne, N., Thorne-Fitzgerald, M., Kim, C., Teff, K., . . . Schwab, R. J. (2012). Single slice vs. volumetric MR assessment of visceral adipose tissue: reliability and validity among the overweight and obese. *Obesity (Silver Spring)*, 20(10), 2124-2132. doi:10.1038/oby.2012.53

- Mangge, H., Almer, G., Haj-Yahya, S., Grandits, N., Gasser, R., Pilz, S., . . . Horejsi, R. (2009). Nuchal thickness of subcutaneous adipose tissue is tightly associated with an increased LMW/total adiponectin ratio in obese juveniles. *Atherosclerosis*, *203*(1), 277-283. doi:10.1016/j.atherosclerosis.2008.06.013
- Manolopoulos KN, K. F., Frayn KN. (2010). Gluteofemoral body fat as a determinant of metabolic health. *International Journal of Obesity*, *34*, 949-959.
- Manson, J. E., Colditz, G. A., Stampfer, M. J., Willett, W. C., Rosner, B., Monson, R. R., . . . Hennekens, C. H. (1990). A prospective study of obesity and risk of coronary heart disease in women. *N Engl J Med*, *322*(13), 882-889. doi:10.1056/NEJM199003293221303
- Massiera, F., Bloch-Faure, M., Ceiler, D., Murakami, K., Fukamizu, A., Gasc, J. M., Quignard-Boulangue, A., Negrel, R., Ailhaud, G., Seydoux, J., Meneton, P., Teboul, M. (2001). Adipose angiotensinogen is involved in adipose tissue growth and blood pressure regulation. *FASEB J*, *15*(14), 2727-2729. doi:10.1096/fj.01-0457fje
- Möller-Messtechnik. Lipometer. Retrieved from <http://www.lipometer.com>
- Möller, R., Tafeit, E., Pieber, T. R., Sudi, K., & Reibnegger, G. (2000). Measurement of subcutaneous adipose tissue topography (SAT-Top) by means of a new optical device, LIPOMETER, and the evaluation of standard factor coefficients in healthy subjects. *Am J Hum Biol*, *12*(2), 231-239. doi:10.1002/(SICI)1520-6300(200003/04)12:2<231::AID-AJHB9>3.0.CO;2-X
- Möller, R., Tafeit, E., Smolle, K. H., & Kullnig, P. (1994). "Lipometer": determining the thickness of a subcutaneous fatty layer. *Biosens Bioelectron*, *9*(6), xiii-xvi.
- Möller, R., Tafeit, E., Smolle, K. H., Pieber, T. R., Ipsiroglu, O., Duesse, M., . . . Reibnegger, G. (2000). Estimating percentage total body fat and determining subcutaneous adipose tissue distribution with a new noninvasive optical device LIPOMETER. *Am J Hum Biol*, *12*(2), 221-230. doi:10.1002/(SICI)1520-6300(200003/04)12:2<221::AID-AJHB8>3.0.CO;2-2
- Mostbeck, G. (2011). *Computertomographie und Strahlendosis: Diagnostischer Nutzen und Risiko*. Retrieved from http://www.oerg.at/tl_files/uploads/Presse/OeRG%20kritisches%20Pressegesprach%20Computertomographie%20und%20Strahlendosis.pdf
- Muth, N. D. (2009). *What are the guidelines for percentage of body fat loss*. Retrieved from <https://www.acefitness.org/acefit/healthy-living-article/60/112/what-are-the-guidelines-for-percentage-of/>
- Ogle, G. D., Allen, J. R., Humphries, I. R., Lu, P. W., Briody, J. N., Morley, K., . . . Cowell, C. T. (1995). Body-composition assessment by dual-energy x-ray absorptiometry in subjects aged 4-26 y. *Am J Clin Nutr*, *61*(4), 746-753.
- Otsu, N. (1979). A threshold selection method from grey level histograms. *IEEE Trans. Systems, Man and Cybernetics*, *9*.
- Peng, Q., McColl, R. W., Ding, Y., Wang, J., Chia, J. M., & Weatherall, P. T. (2007). Automated method for accurate abdominal fat quantification on water-saturated magnetic resonance images. *J Magn Reson Imaging*, *26*(3), 738-746. doi:10.1002/jmri.21040
- Rasband, W. (2016). Image J (Version 1.51d). <https://imagej.nih.gov/ij/download.html>.

- Reeves, G. K., Pirie, K., Beral, V., Green, J., Spencer, E., Bull, D., Million Women Study Collaboration. (2007). Cancer incidence and mortality in relation to body mass index in the Million Women Study: cohort study. *BMJ*, 335(7630), 1134. doi:10.1136/bmj.39367.495995.AE
- resize. (2017). Bioimpedanzanalyse. Retrieved from <http://www.resize.at/ernaehrungsberatung/bia.html>
- Rubiano, F., Nunez, C., Heymsfield, S. B. (2000). A comparison of body composition techniques. *Ann N Y Acad Sci*, 904, 335-338.
- Sadanathan, S. A., Prakash, B., Leow, M. K., Khoo, C. M., Chou, H., Venkataraman, K., . . . Velan, S. S. (2015). Automated segmentation of visceral and subcutaneous (deep and superficial) adipose tissues in normal and overweight men. *J Magn Reson Imaging*, 41(4), 924-934. doi:10.1002/jmri.24655
- Sahakyan, K. R., Somers, V. K., Rodriguez-Escudero, J. P., Hodge, D. O., Carter, R. E., Sochor, O., . . . Lopez-Jimenez, F. (2015). Normal-Weight Central Obesity: Implications for Total and Cardiovascular Mortality. *Ann Intern Med*, 163(11), 827-835. doi:10.7326/M14-2525
- Scholz A. M. , U. B. (2009). *Methoden zur Bestimmung der Körperzusammensetzung am lebenden Nutztier*.
- Schulte, H., Cullen, P., Assmann, G. (1999). Obesity, mortality and cardiovascular disease in the Munster Heart Study (PROCAM). *Atherosclerosis*, 144(1), 199-209.
- Shek, E. W., Brands, M. W., & Hall, J. E. (1998). Chronic leptin infusion increases arterial pressure. *Hypertension*, 31(1 Pt 2), 409-414.
- Siri, W. E. (1956). The gross composition of the body. *Adv Biol Med Phys*, 4, 239-280.
- Song, Y. M., Sung, J., Davey Smith, G., Ebrahim, S. (2004). Body mass index and ischemic and hemorrhagic stroke: a prospective study in Korean men. *Stroke*, 35(4), 831-836. doi:10.1161/01.STR.0000119386.22691.1C
- Stalla, G. K. (2007). *Therapielexikon Endokrinologie und Stoffwechselkrankheiten*: Springer Medizin Verlag.
- Sun, J., Xu, B., Freeland-Graves, J. (2016). Automated quantification of abdominal adiposity by magnetic resonance imaging. *Am J Hum Biol*, 28(6), 757-766. doi:10.1002/ajhb.22862
- Tsigos, C., Hainer, V., Basdevant, A., Finer, N., Fried, M., Mathus-Vliegen, E., . . . Obesity Management Task Force of the European Association for the Study of, O. (2008). Management of obesity in adults: European clinical practice guidelines. *Obes Facts*, 1(2), 106-116. doi:10.1159/000126822
- Vega, G. L., Adams-Huet, B., Peshock, R., Willett, D., Shah, B., & Grundy, S. M. (2006). Influence of body fat content and distribution on variation in metabolic risk. *J Clin Endocrinol Metab*, 91(11), 4459-4466. doi:10.1210/jc.2006-0814
- WHO. (1995). Physical status: the use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO Expert Committee. *World Health Organ Tech Rep Ser*, 854, 1-452.
- WHO. (2000). *Obesity: Preventing and managing the global epidemic*. Retrieved from
- Widhalm, K. (2009). *Ernährungsmedizin* (Vol. 3). Wien: Verlagshaus der Ärzte GmbH.
- Wirth, A. (2014). *Interdisziplinäre Leitlinie der Qualität S3 zur „Prävention und Therapie der Adipositas“*. Retrieved from <http://www.adipositas->

- Wirth A. , H. H. (2013). *Adipositas: Ätiologie, Folgekrankheiten, Diagnostik, Therapie* (Vol. 4): Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- Xu, W. L., Atti, A. R., Gatz, M., Pedersen, N. L., Johansson, B., Fratiglioni, L. (2011). Midlife overweight and obesity increase late-life dementia risk: a population-based twin study. *Neurology*, 76(18), 1568-1574.
doi:10.1212/WNL.0b013e3182190d09

Anhang – Fragebogen

Anhang -Projektplan