

Persönliche PDF-Datei für Wyvekens M, Hirth T, Wyvekens J.

Mit den besten Grüßen von Thieme

www.thieme.de

Mechanische Eigenschaften der Arterien

DO - Deutsche Zeitschrift für Osteopathie

2023

15-25

10.1055/a-2068-2530

Dieser elektronische Sonderdruck ist nur für die Nutzung zu nicht-kommerziellen, persönlichen Zwecken bestimmt (z. B. im Rahmen des fachlichen Austauschs mit einzelnen Kolleginnen und Kollegen oder zur Verwendung auf der privaten Homepage der Autorin/des Autors). Diese PDF-Datei ist nicht für die Einstellung in Repositorien vorgesehen, dies gilt auch für soziale und wissenschaftliche Netzwerke und Plattformen.

Copyright & Ownership

© 2023. Thieme. All rights reserved.

Die Zeitschrift *DO - Deutsche Zeitschrift für Osteopathie* ist Eigentum von Thieme.

Georg Thieme Verlag KG,
Rüdigerstraße 14,
70469 Stuttgart, Germany
ISSN 1610-5044

Mechanische Eigenschaften der Arterien

Marc Wyvekens, Thomas Hirth, Jérôme Wyvekens

„The rule of the artery is absolute, universal, and it must not be obstructed.“ [1] A.T. Still sieht die Rolle der Arterien als außerordentlich an und weist auf den biomechanischen Einfluss der umliegenden Gewebe auf die Durchblutung hin [2]. Im Folgenden sollen dieser Aspekt beleuchtet und der wissenschaftliche Stand vorgestellt werden. Wie sind die Arterien in ihrer Umgebung stabilisiert? Wie bewegen sie sich gegenüber der Umgebung, wie werden sie durch das perivaskuläre Gewebe beeinflusst und wie beeinflussen die Arterien ihre Umgebung? Am Beispiel der unteren Extremität werden osteopathische Behandlungsmöglichkeiten vorschlagen, welche die biomechanische Integration der Beinarterien als Ziel haben.

Die Arterien lassen sich als Teil eines fasziellen, mechanischen und kardiovaskulären Systems verstehen. Sie sind demnach mehr als nur Rohre, die von A nach B ziehen und Blut transportieren. Sie haben u. a. die Eigenschaft, sich kontrahieren und dilatieren zu können, und stellen wichtige Wahrnehmungsebenen dar. Darüber hinaus sind Arterien und die damit einhergehende Hämodynamik Bestandteil zahlreicher Funktionen, wie der Blutdruck- und Volumenregulation, der Regulation der Stressfunktion und der Physiologie der Aktivität. Um aus osteopathischer Sicht diese und andere Funktionen beeinflussen zu können, kann es notwendig sein, gezielt auf das arterielle System zu wirken.

Aufbau der Arterien

Die **Wand** der Arterien besteht grundsätzlich aus 3 Schichten: Intima, Media und Adventitia. Jede Schicht wird durch spezifische Zelltypen charakterisiert: Die **Intima** durch Endothelzellen, die **Media** durch glatte Muskelzellen und die **Adventitia** durch Fibroblasten. Jeder Zelltyp hat die Fähigkeit, auf lokale mechanische Veränderungen zu reagieren. Diese können von außen (z. B. Druck, Zug) oder von innen (z. B. Blutdruck, Reibung durch den Blutfluss) auf die Gefäßwand wirken und den Tonus der Arterien beeinflussen.

Regulation des Blutkreislaufs

Die Regulation des Blutkreislaufs kann als **Resultat** verschiedener miteinander **kombinierter Mechanismen** verstanden werden. Unter anderem sind daran beteiligt:

- autonomes Nervensystem
- im Blut zirkulierende Substanzen: z. B. Metaboliten, vasoaktive Stoffe

- mechanische Stimulation der Gefäßwand
- myogene Reflexe: reaktive Vasokonstriktion der kleineren Arterien und Arteriolen bei Steigerung des Blutdrucks (Bayliss-Effekt)
- Reaktionen der Gefäßwand auf den Blutfluss: Vasodilatation durch erhöhte Reibung des Bluts an der Gefäßinnenwand aufgrund einer Steigerung des Blutflusses
- metabolische Steuerung
- aufsteigende Vasodilatation: Vasodilatation der Arterien, die von der Peripherie nach zentral voranschreitet, durch die Kombination der 3 zuvor beschriebenen Mechanismen
- axialer und longitudinaler Stress innerhalb der Arterien
- Einflüsse des perivaskulären Gewebes und der Fluida auf die arterielle Gefäßwand
- Kommunikation zwischen dem venösen und arteriellen System

Die Regulation des Blutkreislaufs wird somit nicht nur zentral gesteuert, sondern unterliegt auch einer Vielzahl lokaler mechanischer Einflüsse. Um diese besser zu verstehen, soll im Folgenden erläutert werden, wie die Arterien in ihrer Umgebung stabilisiert werden, wie beweglich sie dabei sind und wie sie durch die Umgebung beeinflusst werden können.

Stabilisierung der Arterien

Die Stabilität der Arterien erfolgt zum einen über die **Verankerung der Adventitia** in ihrer Umgebung und zum anderen über die **Verästelung der Gefäße** im perivaskulären Gewebe. Die Umgebung hat somit eine Haltefunktion für

die Gefäße. Die Verankerung der Arterien führt zu einer **axialen Zugspannung** im Gefäß. Dies zeigen Versuche, bei denen Arterien exzidiert wurden. Dabei konnte eine Verkürzung des Gefäßes um ca. 30 % beobachtet werden [4]. Die Funktionen dieser axialen Zugspannung sind die Aufrechterhaltung der kinetischen Energie während der Pulsation und das Verhindern von Verformungen bei Bewegungen des Bewegungsapparats [5]. Dadurch entsteht eine Interaktion zwischen der Gefäßwand, dem Inhalt und der Umgebung. Wichtige Grundlagen dieser Interaktion sind die Beweglichkeit der Arterien selbst und die Biomechanik ihrer Struktur.

Beweglichkeit der Arterien

Bei der Beweglichkeit der Arterien können eine zirkumferenzielle, eine longitudinale (axiale) und eine radiale Richtung unterschieden werden (► **Abb. 1**).

Zirkumferenzielle Richtung

Der **Druck**, der radial auf die Gefäßwand wirkt, belastet die Arterie in ihrem zirkumferenziellen Aspekt. Der **Herzzyklus** verändert den äußeren Durchmesser der meisten Arterien um 8–10 % und den inneren um 5 % (5). Der Umfang einer Arterie kann zudem durch die Aktivierung der **glatten Muskulatur** (Media) verändert werden.

Die mechanischen Eigenschaften der Arterien sind von der **Lokalisation** im Körper abhängig und verändern sich im **Alter**. Allgemein steigt die Steifigkeit der Arterien mit der Entfernung zum Herzen und im Alter. Die Aorta thoracica ist demnach etwas dehnbarer als andere Arterien. Alle Arterien dehnen sich bei niedrigem Druck und versteifen bei erhöhtem Druck. Der Übergang entsteht bei einem Druck von 80–100 mmHg [3].

Axiale Richtung

Abhängig von der Lokalisation im Körper erfahren Arterien bei der **Systole** eine **Längsdehnung**. Diese beträgt im Durchschnitt ca. 1 %. Beispielsweise verlängern sich die

Aorta ascendens und die A. pulmonalis um ca. 5–11 % und die Aorta descendens um 1 % während der Systole. Dagegen verkürzt sich die Aorta abdominalis um 1 % [5]. Gleichzeitig werden Gefäße **steifer**, wenn sie unter Längsspannung gebracht werden. Bei Arterien beginnt die Versteifung bei einem Druck von ca. 80 mmHg. Bei Venen und Lymphgefäßen dagegen kann man dies schon bei 35–50 mmHg bzw. 3–7 mmHg beobachten [6].

Axiale Spannungen innerhalb der Arterien entstehen aber auch bei **Bewegungen** und durch **Verlagerungen der Organe**. So verlängert sich bei Knieextension die A. poplitea um ca. 20 % [6].

Radiale Richtung

Der **Blutdruck** übt eine radiale Spannung auf die Arterien aus. Es wurden Veränderungen von 9–12 % in der Aorta, 1–2 % in der A. carotis, 2–15 % in der A. femoralis und 6–10 % in der A. pulmonalis beschrieben [6].

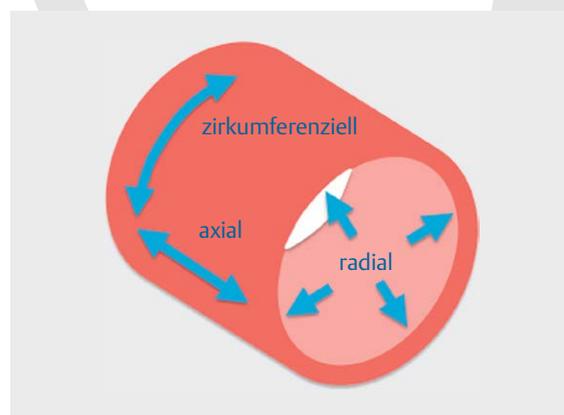
Die **Dehnbarkeit** der Arterien wird aus mechanischer Sicht u. a. durch die Kollagenfasern und elastischen Fasern innerhalb der Gefäßwand bestimmt. Wirken keine oder nur geringe Belastungen auf die Arterie, sind die Kollagenfasern faltig und die elastischen Fasern bestimmen die Dehnbarkeit des Gefäßes. Bei stärkerer Dehnung begradien sich die Kollagenfasern und übernehmen progressiv die Belastung bis hin zur Gesamtsteifigkeit des Gefäßes [7].

Merke

Die Arterien sind sehr beweglich. Allerdings können diese Bewegungseigenschaften von außen gestört werden. Eine wichtige Rolle spielt dabei das perivaskuläre Gewebe, das die Arterien sowohl schützen als auch belasten kann und auf das wir therapeutisch direkt Einfluss nehmen können.

Einfluss des perivaskulären Gewebes

Fung [8, 9] beobachtete, dass die mechanischen Eigenschaften von Kapillaren in vivo rigider erscheinen als außerhalb des Körpers. Er konnte zeigen, dass die **Steifigkeit der Kapillaren** weitestgehend **durch das perivaskuläre Gewebe** entsteht und stellte das Konzept des „**Tunnels im Gel**“ vor. Demnach lässt sich eine Kapillare mehr als Tunnel in einem elastischen gelartigen Medium verstehen und weniger als eine Röhre in einer Flüssigkeit. Durch diese Annahme berücksichtigt das Konzept stärker den mechanischen Einfluss des perivaskulären Gewebes auf die Arterien. Es wird geschätzt, dass die radiäre Kompression des umliegenden Gewebes auf das Gefäß ca. 50 % oder mehr des intravaskulären Drucks ausmacht (beim Schwein an der A. carotis und der A. femoralis gezeigt) [10]. So ist bei einem Blutdruck von 100 mmHg die durchschnittliche **zirkumferenzielle Spannung**, die auf die Wand der A. carotis wirkt, **in vivo** um ca. 70 % **kleiner** als bei einer dem Körper entnommenen Arterie. Ähnliche Werte konnten für



► **Abb. 1** Bewegungseigenschaften der Arterien. Quelle: Jérôme Wyvekens [rerif]

die A. femoralis festgestellt werden [10]. Nach Zhang et al. [11] vermindert eine geringe Erhöhung der Kompression des perivaskulären Gewebes (ca. 10 %) auf die A. coronaria sinistra deutlich seine zirkumferenzielle Spannung. Zudem führt (bei einem Blutdruck von 100 mmHg) der **Druck des perivaskulären Gewebes** auf die Arterienwand in vivo zu einer **Verkleinerung des Gefäßdurchmessers** um 19 % im Vergleich zum Durchmesser in vitro (10).

Merke

Das perivaskuläre Gewebe nimmt einen beträchtlichen Teil des Gefäßinnendrucks auf und reduziert so die Gefäßwanddehnung und -spannung erheblich. Damit hat die Umgebung der Arterien eine schützende Funktion.

Beispiele

Die folgenden Beispiele verdeutlichen, dass das **perivaskuläre Gewebe** einen **Einfluss auf die Gefäßwand** ausübt und sogar ihre Struktur verändern kann. Es wurde beschrieben, dass die epikardialen Arterien, im Gegensatz zu den intramural gelegenen Koronararterien, **Arteriosklerose** entwickeln können. Zudem ist von der A. vertebralis bekannt, dass arteriosklerotische Stenosen meist am proximalen oder distalen Ende des Gefäßes entstehen und nicht in dem Abschnitt, der von Knochen umgeben ist [11]. Der kompensatorische Umbau der Gefäßwand lässt sich somit als Folge veränderter perivaskulärer mechanischer Kräfte erklären. Wir folgern daraus, dass die Gefäße durch ihre Einbettung in das perivaskuläre Gewebe auch **vor mechanischen Kräften geschützt** werden. Dieser Schutz ist allerdings unterschiedlich ausgeprägt und hängt von den biomechanischen Eigenschaften der jeweiligen anatomischen umgebenden Strukturen ab. Diese Umgebung ist

jedoch nicht statisch. Sie kann sich vielmehr verändern (z. B. durch Änderungen der Körperstatik oder der Druckverhältnisse) und damit die Arterien zunehmend belasten und zu strukturellen Adaptationen der Gefäßwand führen.

Aber auch **Kräfte**, die **von innen** auf die Gefäßwand wirken (z. B. Blutdruck, Hämodynamik), haben einen Einfluss auf ihre Struktur. So lässt sich die **Wandverdickung** einer Arterie auch als Kompensation auf eine Blutdruckerhöhung verstehen. Ebenso führen **Änderungen der Scherspannung** zu einer **Anpassung des Durchmessers** der Arterie. So verkleinert eine verminderte Scherspannung den Durchmesser, was zunächst (ca. die ersten 3 Tage) durch vasoaktive Substanzen vermittelt wird. Nach etwa 14 Tagen wird die Verkleinerung des Durchmessers durch zelluläre Umbauprozesse in der extrazellulären Matrix und in der glatten Muskulatur der Gefäßwand gehalten [12].

Außerdem ist zu erwarten, dass auch **Spannungen in axialer Richtung** auf die Arterienwand übertragen werden können und diese beeinflussen, z. B. während des Wachstums, bei starker Gewichtszu- oder -abnahme, Schwangerschaft, Geburt, Training oder durch vom umliegenden Gewebe übertragene kompensatorische Spannungen. Axiale Spannungen lassen sich aber auch durch Wachstum und zelluläre Umbauprozesse in der Gefäßwand wieder auffangen und normalisieren [13].

Humphrey [12] beschreibt eine „**mechanische Homöostase**“ der Arterien. Diese umfasst die endothelialen Zellen der Intima, die glatte Muskulatur der Media und die Fibroblasten der Adventitia. Dabei spielt die mechanische Umgebung der Arterien ebenfalls eine entscheidende Rolle bei der Steuerung ihrer Anpassungsreaktionen.

Perivaskuläres Gewebe aus osteopathischer Sicht

Das perivaskuläre Gewebe umfasst alle **Hauptgewebetypen**: Muskel-, Binde- und Stützgewebe (z. B. Faszien, Knochen) sowie Epithel- und Nervengewebe. Diese Strukturen sind miteinander verbunden und bilden so ein **mechanisches Kontinuum** [14]. Über diese osteomyofaszialen Ketten lassen sich Kräfte von einem Ort zum anderen oder von einem Gewebe auf ein anderes Gewebe übertragen. Mechanische Kräfte verteilen sich über das intra-, inter- und extramuskuläre Bindegewebe [15]. Außer den Zellen gehört auch die extrazelluläre Matrix zum perivaskulären Gewebe. Neben dem mechanischen Kontinuum lässt sich ein **fluidisches Kontinuum** beschreiben [14]. Lokale Spannungsänderungen haben stets auch Auswirkungen auf den Gesamtorganismus (vergleiche mit dem Tensegrity-Modell). Zusätzlich zur **Kraftübertragung** ist aus osteopathischer Sicht der **Druck** von großer Bedeutung, der vom perivaskulären Gewebe auf die Arterien ausgeht. Somit lässt sich durch Spannungs- und Druckveränderungen im perivaskulären Gewebe mechanisch auf die Gefäßwand der Arterien und die mit den Arterien verbundenen Funktionen Einfluss nehmen.

Es besteht eine biomechanische Normalität, in der eine **Arterie in ideale Spannungs- und Druckverhältnisse eingebettet** ist. Diese unterstützen die Funktion der Arterie und schützen ihre Struktur. Bei **Änderungen** drohen folgende **Konsequenzen**:

- Wird eine Arterie durch die Umgebung zu sehr belastet, wird ihre ernährende Funktion des zu versorgenden Gewebes beeinträchtigt.
- Umgekehrt kann eine Arterie für ihre Umgebung zur dirigierenden und zügelnden Struktur werden, da der Organismus verhindern wird, dass eine Arterie aufgrund einer zu starken bzw. zu hohen mechanischen Belastung zu Schaden kommt.
- Bei dauerhafter Belastung durch übermäßige Kräfte wird sich eine Arterie in ihrer Struktur verändern und dadurch nachhaltig ihre Versorgungsfunktion verschlechtern.

Mechanoartikuläre Beanspruchung der Arterien der unteren Extremitäten

Nach Stenteinlage zur Offenhaltung der femoropoplitealen Arterien konnte zum Teil deren Deformation beobachtet werden. Aus diesem Grund wurden viele Untersuchungen durchgeführt, welche die Beanspruchungen der Stents durch **Körperbewegungen** erforschten. Ansari et al. [16] fanden heraus, dass sich beim Gehen die proximale und mittlere A. femoralis superficialis um 4 % in axialer Richtung verkürzt, sich um 2,1 °/cm verdreht und um 72,1 mm biegt. Die distale A. femoralis superficialis und die proximale A. poplitea verkürzen sich um 13,9 %, verdrehen sich um 3,5 °/cm und werden komprimiert, sodass sich das Lumen um 4,6 % reduziert. Die distale A. poplitea verkürzt

sich um 12,3 %, verdreht sich um 3,5 °/cm, biegt sich um 22,1 mm und das Lumen verändert sich um 12,5 %.

Auch MacTaggart et al. [17] untersuchten **dreidimensionale Veränderungen** (Biegung, Torsion und axiale Kompression) der **femoropoplitealen Arterien** während der Flexion der unteren Extremität. Es konnten ortsabhängige Beanspruchungen der Gefäße festgestellt werden, wobei diese besonders im Bereich der proximalen A. femoralis superficialis und zwischen dem Hiatus adductorius und der distalen A. poplitea zu beobachten waren. Die lokal unterschiedlichen Ergebnisse werden durch die Beeinflussung des perivaskulären Gewebes auf die Gefäße und durch die Zügelungen kleinerer abgehender Äste begründet.

Im Alter vermindert sich die axiale **Vordehnung der Arterien**. Dies geschieht durch Veränderungen von elastischen Fasern und Kollagenfasern in der Gefäßwand. Es besteht ein Zusammenhang zwischen der verminderten axialen Vordehnung und femoropoplitealen vaskulären Pathologien [4].

Aus osteopathischer Sicht sind neben dem **Verlauf** der großen Arterien auch deren **Verästelungen** und **anatomische Besonderheiten** wichtig. Letztere können die Arterien lokal beanspruchen, die Beweglichkeit einschränken (zügeln) oder das Gefäß komprimieren. Beispielsweise sind dies Stellen, an denen die Arterien durch Muskeln oder Faszien ziehen und dadurch von außen belastet werden können. In ► **Abb. 2** und ► **Abb. 3** sind diese lokalen anatomischen Besonderheiten mit einem Kreis gekennzeichnet.

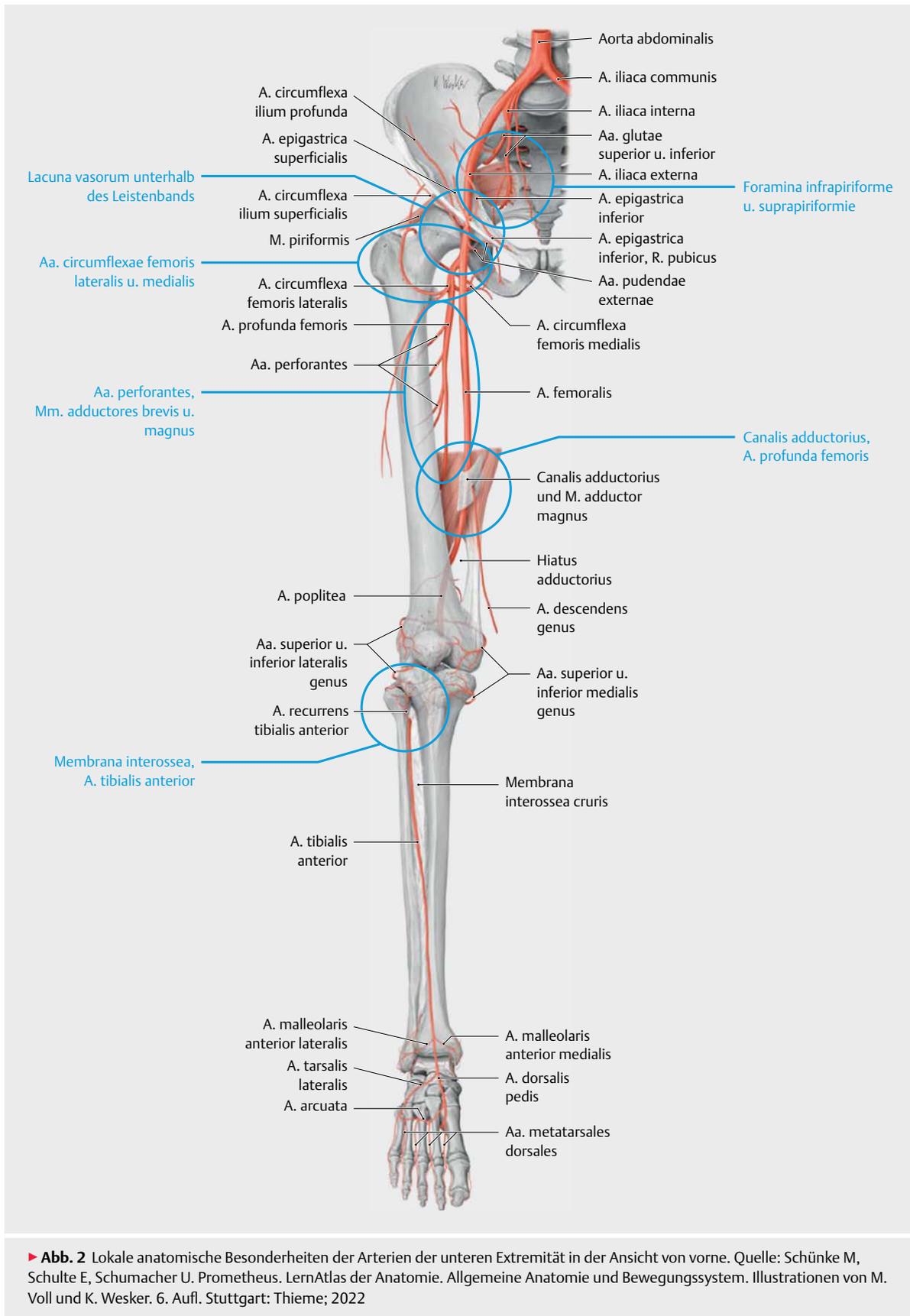
Wichtige anatomische Besonderheiten der einzelnen Arterien sind u. a.:

- **iliaca externa**: Zügelung durch die Arterien des kleinen Beckens und ihre Relation zur Fascia pelvis parietalis bzw. Regio inguinalis
- **femoralis**: Canalis adductorius [18]
- **profunda femoris**: Aa. circumflexae medialis und lateralis aufgrund der Relation zur Hüftmuskulatur und deren viszeroparietaler Beteiligung sowie die Aa. perforantes, die von der Vorder- zur Rückseite des Oberschenkels ziehen
- **poplitea**: M. gastrocnemius (popliteales Entrapment-Syndrom)
- **tibialis anterior, A. tibialis posterior** und **A. fibularis**: Relation zur Membrana interossea cruris, zu den Septa intermuscularia cruris anterioris und posterioris und den Fasziologen des Unterschenkels; neben anatomischen Gegebenheiten spielen auch lokale Druckverhältnisse eine Rolle (Kompartmentsyndrom) [19]

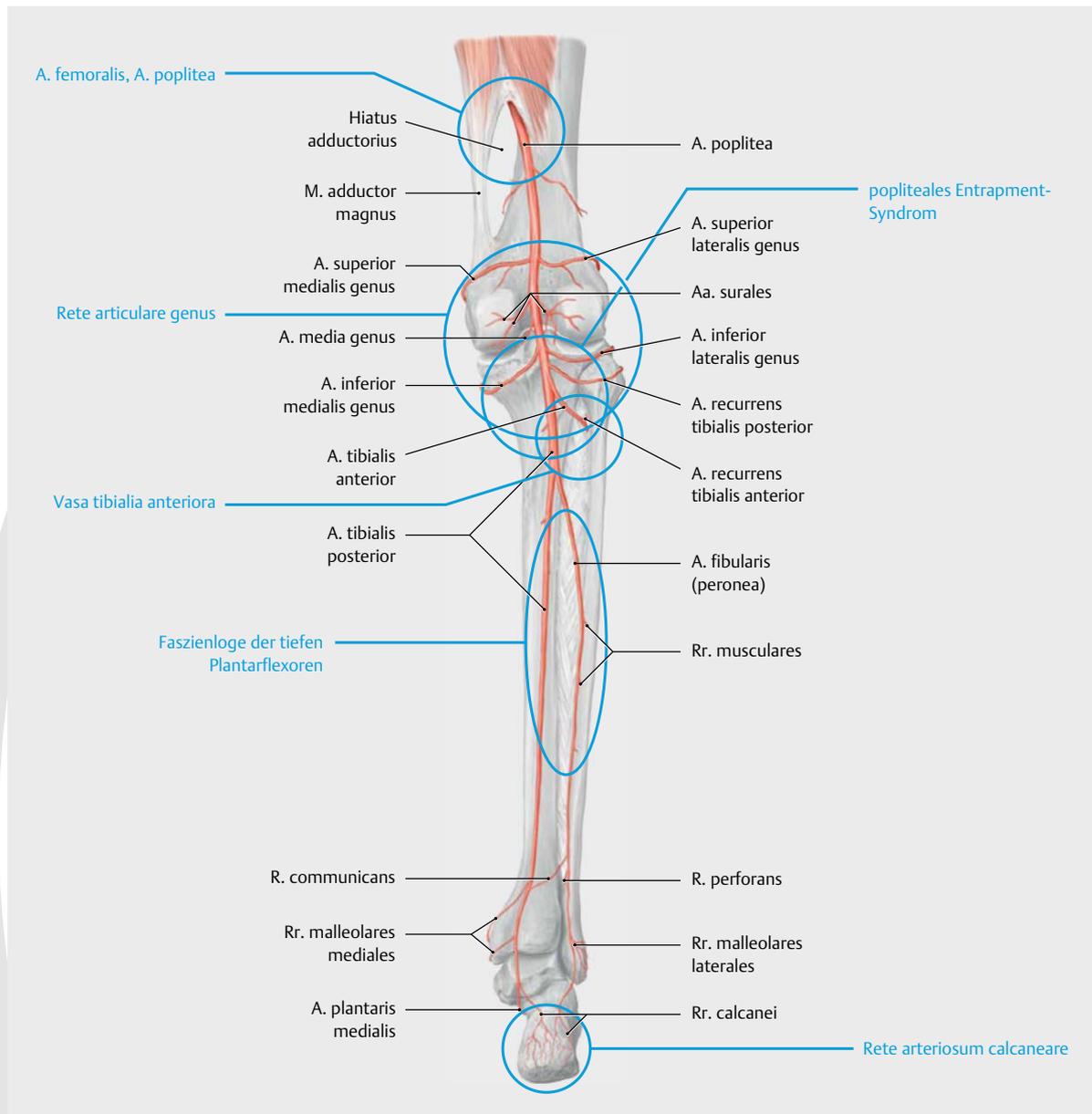
Praktische Umsetzung

Diagnostische Referenzposition

Wir können hier nur stichpunktartig wichtige Aspekte der Entwicklung nennen, die uns Hinweise auf die Biomecha-



► **Abb. 2** Lokale anatomische Besonderheiten der Arterien der unteren Extremität in der Ansicht von vorne. Quelle: Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus. LernAtlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Illustrationen von M. Voll und K. Wesker. 6. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2022



► **Abb. 3** Lokale anatomische Besonderheiten der Arterien der unteren Extremität in der Ansicht von hinten. Quelle: Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus. LernAtlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Illustrationen von M. Voll und K. Wesker. 6. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2022

nik und Biodynamik der Arterien geben. Während der **embryonalen und fetalen Wachstumsprozesse** dienen die großen **Arterien** häufig als **Achsen**, um die herum sich die Strukturen entwickeln. Ursache ist eine Wachstumsdifferenz zwischen der schneller wachsenden Umgebung und den im Wachstum zurückbleibenden Arterien [20]. Letztere werden dadurch zu **zügeln Strukturen**, welche die Umgebungsgewebe in ihrer räumlichen Ausrichtung dirigieren. Am Ende entsteht wieder ein Wachstumsgleichgewicht zwischen Arterie und Umgebung. Dies geht mit der Entwicklung eines biomechanischen Gleichgewichts einher. Blechschmidt [21] spricht von einer „funktionellen Zusammengehörigkeit“, die Ausdruck dieser Balance

sowie der spezifischen Lage, Form und Struktur ist. In dieser Position sind die Spannung und der Druck der Umgebung auf das Gefäß am geringsten.

Diesen Prozess beschreibt Blechschmidt [22] präzise bei der Ausbildung der Extremitäten: Aus der Ausgangsposition der Armplakoden, die zunächst nach außen und etwas nach hinten zeigen (in einer Art Abduktion und Außenrotation), werden die **Arme** in ihrer Entwicklung nach innen gezügelt, was mit einer räumlichen Verlagerung der oberen Extremitäten einhergeht (► **Abb. 4a**). Diese ist mit einer Innenrotation und Adduktion im Schultergelenk, einer Flexion im Ellenbogen und einer leichten Dorsalfle-

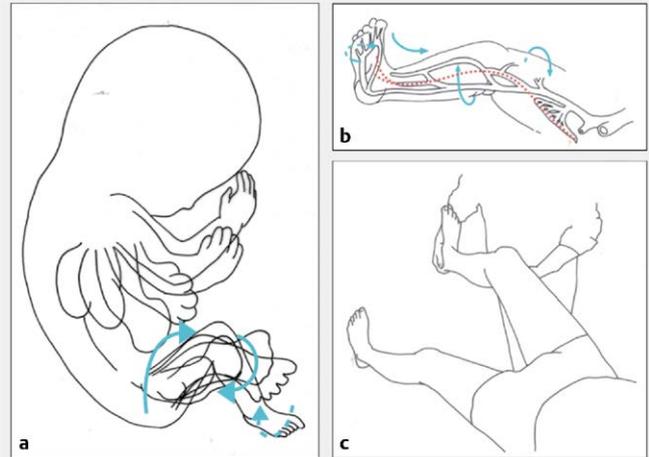
xion und Adduktion im Handgelenk verbunden. So gelangt die Hand am Ende des dynamischen Prozesses vor den Bauch [20].

Die Anlagen der **Beine** werden räumlich durch eine arterielle Achse (A. ischiadica) von außen nach innen gebracht, was zusammen mit einer Innenrotation, Adduktion und leichten Flexion in der Hüfte, einer leichten Knieflexion sowie einer Außenrotation und Pronation im Vorderfuß einhergeht [20] (► **Abb. 4a, b**).

Leicht erkennbar sind diese Rotationen und Verschraubungen an der topografischen Lage der Dermatome der oberen und unteren Extremitäten. Diese Entwicklungsdynamik zeigt am Ende des Prozesses eine Position der Extremitäten, in der sich idealerweise die leitenden **Arterien in einem Spannungsgleichgewicht** mit ihrer Umgebung befinden. Diese Position nutzen wir diagnostisch als **Referenzposition** (► **Abb. 4c**).

Untersuchung

Zur Untersuchung wird das Bein in die Referenzposition platziert. Normalerweise sollte sich die untere Extremität in dieser Position in einem Spannungsgleichgewicht befinden. Sind jedoch die versorgenden **Arterien biomechanisch belastet**, z. B. indem sie von der direkten Umgebung unter vermehrte Spannung gesetzt werden, wird sich in dieser Position sehr präzise zeigen, wo im Verlauf der Gefäße dies stattfindet. Dies kann zu einer **Schutzanspannung der umliegenden Muskeln** führen, was verhindern soll, dass die Arterien weiter beansprucht werden. Dadurch können aber die Arterien in ihrer Beweglichkeit eingeschränkt bleiben. Gleichzeitig kann der erhöhte Muskeltonus **Beschwerden** in den **Gelenken** oder im **Weichteilgewebe** hervorrufen, weshalb der Patient letztendlich zu uns in die Praxis kommt. Schließlich kann die Versorgungsfunktion der Arterie für die von ihr ernährten Strukturen darunter leiden.



► **Abb. 4** **a** Pränatale Entwicklung der Extremitäten in ihrer räumlichen Ausrichtung. **b** Rot gepunktet ist die zügelnde Achsenarterie A. ischiadica, die sich im Laufe des Wachstumsprozesses wieder zurückbildet. **c** Referenzposition des Beins, die im Idealfall die spannungsfreieste Positionierung ist. Quelle: Marc Wyvekens [rerif]

Ist die Arterie für die Umgebung zur zügelnden Struktur geworden, kann sich dies auch bei der **Inspektion in Rückenlage** zeigen. Die Beine legen sich normalerweise in eine entspannte Position ab (leichte Außenrotation). Sind die Arterien in ihrem Verlauf durch die Umgebung fixiert, kann dies das Bein zügeln und es wird aus der entspannten Position ausgelenkt. Werden die Ebenen Becken/Oberschenkel, Kniegelenk, Unterschenkel oder Fußgelenk in einer abweichenden Position gehalten? Falls ja, bedeutet dies eine zusätzliche biomechanische Last für die statische und lokomotorische Funktion der Beine. Die folgenden 4 Annäherungen haben das Ziel, die Arterien von den biomechanischen Einflüssen des perivaskulären Gewebes zu befreien und sie wieder in ihre Umgebung zu integrieren.

Indikationen

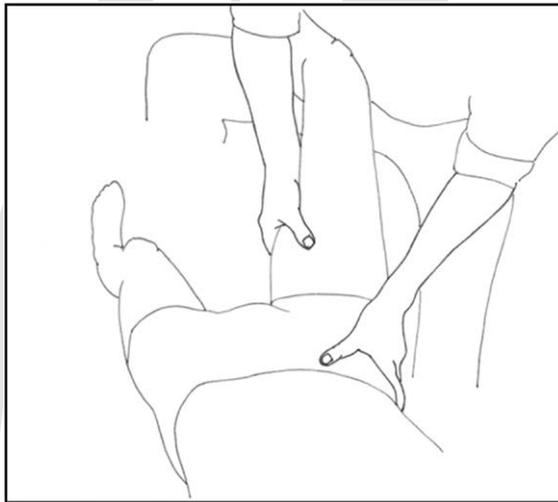
Die Anwendungsbereiche dieser Annäherungen sind vielfältig: allgemeine Spannungen in den unteren Extremitäten, Hüft-, Knie- und Sprunggelenksdysfunktionen, Leisenschmerzen, Schmerzen im Weichteilgewebe (z. B. in der Wade oder im Tractus iliotibialis) und Krampfneigung. Darüber hinaus lässt sich auch auf die lokale Durchblutungsregulation, die Statik, die antigravitationelle Aufrichtungsfunktion der Viszera [3], die vaskuläre Versorgung,

das interozeptive Erleben und die Blutdruckregulation Einfluss nehmen.

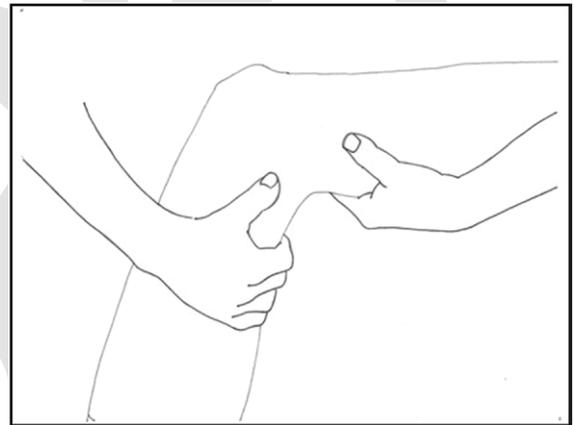
Techniken

Arteriofasziale Technik der A. iliaca externa

Der Patient befindet sich in Rückenlage. Einen Fuß auf die Behandlungsliege stellen und das Bein des Patienten auf dem eigenen Oberschenkel lagern. Mit dem Daumen Kontakt mit der A. femoralis in der Leistenregion aufnehmen (► **Abb. 5**). Durch eine genaue Positionierung des Beins des Patienten versuchen, die myofaszialen Einflüsse der

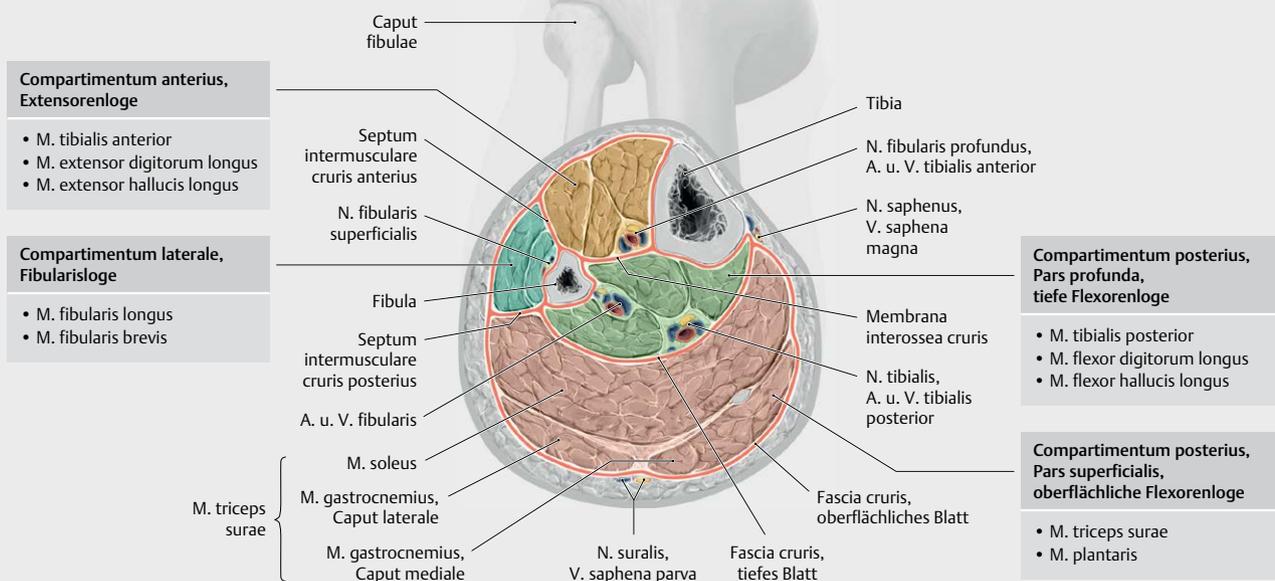


► **Abb. 5** Arteriofasziale Technik der A. iliaca externa. Quelle: Marc Wyvekens [rerif]



► **Abb. 6** Arteriofasziale Technik für die A. poplitea. Quelle: Marc Wyvekens [rerif]

Elektronischer Sonderdruck zur persönlichen Verwendung – Electronic offprint for personal use



► **Abb. 7** Muskelloggen (Kompartimente) und Gefäß-Nerven-Straßen am Unterschenkel. Quelle: Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus. LernAtlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Illustrationen von M. Voll und K. Wesker. 6. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2022

unteren Extremität für die A. femoralis zu hemmen. Diese Position beibehalten. Gleichzeitig über die Crista iliaca Kontakt mit der Fascia pelvis parietalis aufnehmen und ihren Einfluss zugunsten der A. femoralis inhibieren. Mit der anderen Hand kann dies über eine Positionierung der Viszera oder der Adduktorenmuskulatur erreicht werden.

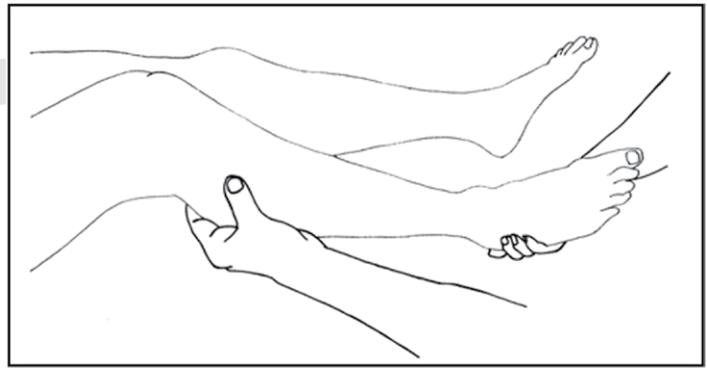
Die Technik führt im 1. Schritt zu einer Befreiung der A. femoralis gegenüber ihrer lokalen Umgebung. Diese Arterie wird anschließend nach der indirekten Annäherung auch noch direkt entgegengesetzt mobilisiert oder gedehnt, mit dem Ziel, sie noch mehr von den Einflüssen der Umgebung zu lösen.

Die von den vaskulären Einflüssen befreiten viszeroparietalen Beziehungen können dadurch ein neues Gleichgewicht finden. Bei dieser Annäherung wird also eine semidirekte Technik durchgeführt (in Anlehnung an W.G. Sutherland und die Arbeitsweise von R. Becker und A. Chila [23]), die auch bei den im Folgenden beschriebenen Annäherungen angewendet wird. Dabei wird zuerst stets das Gewebe angenähert und ein Punkt der ausgeglichenen Spannung gesucht (indirekte Technik), und anschließend werden die faszialen Schichten entgegengesetzt mobilisiert oder gedehnt (direkte Technik).

Arteriofasziale Techniken am Oberschenkel

Die Positionen des Patienten und des Therapeuten werden beibehalten. Ziel ist es, die Relationen der A. profunda femoris zwischen den Adduktoren und dem M. vastus medialis sowie die Durchtrittsstellen der Aa. perforantes zwischen den Ansätzen von M. adductor brevis und M. adductor magnus und den ischiokruralen Muskeln zu befreien. Dafür wird eine bimanuelle Inhibition der Muskelgruppen (Adduktorengruppe und ischiokrurale Muskeln) zugunsten der Arterien vorgeschlagen.

Für die Annäherung der proximalen A. poplitea die Hände ober- und unterhalb des Knies platzieren. Über die Rotation des Knies und eine Annäherung der ischiokruralen Muskulatur und der beiden Ansätze des M. gastrocnemius wird



► **Abb. 8** Arteriofasziale Techniken am Unterschenkel.
Quelle: Marc Wyvekens [rerif]

eine myofasziale Inhibition zugunsten der A. poplitea erreicht (► **Abb. 6**).

Arteriofasziale Techniken am Unterschenkel

Die Techniken am Unterschenkel sind aufgrund der anatomischen Gegebenheiten bzw. der schweren Erreichbarkeit der Arterien in der Ausführung etwas schwieriger.

Am Unterschenkel lassen sich **4 Bindegewebsräume bzw. Logen** unterscheiden (► **Abb. 7**). Tibia, Fibula, Membrana interossea cruris, Septa intermuscularia cruris anterior und posterior sowie die umhüllende Fascia cruris (Laminae profunda und superficialis) bilden die Wände der Räume. Diese Wände trennen die Logen fast vollständig voneinander ab. Gleichzeitig setzen an diesen Strukturen die Muskeln des Unterschenkels an. Die anteriore Loge enthält die Extensoren (Extensorenloge), die laterale Loge die laterale Unterschenkelmuskulatur (Fibularisloge), die tiefe posteriore Loge die tiefen Flexoren (tiefe Flexorenloge) und die oberflächliche posteriore Loge die oberflächlichen Flexoren (oberflächliche Flexorenloge). Nach proximal gehen die Logen in die Fascia poplitea über bzw. setzen an der Tibia und Fibula an. Nach distal hin bilden sie eine Konti-

nuität mit den Sehnenscheiden und Haltebändern des Knöchels.

Die **Gefäß-Nerven-Straßen** des Unterschenkels verlaufen in 3 der 4 Logen (► **Abb. 7**). Die **A. tibialis anterior** zieht von der Kniekehle kommend durch die Membrana interossea cruris nach vorne und verläuft innerhalb der Extensorloge zusammen mit der V. tibialis anterior und dem N. fibularis profundus. Die **A. tibialis posterior** verläuft zusammen mit der V. tibialis posterior und dem N. tibialis in der tiefen Flexorenloge. Sie sind hier in Kontakt mit dem tiefen Blatt der Fascia cruris. Kurz nach Eintritt der A. tibialis posterior in die tiefe Flexorenloge gibt sie die **A. fibularis** ab. Sie verläuft ebenfalls innerhalb der tiefen Flexorenloge nach distal und gibt einige Äste ab, die zur Fibularisloge ziehen und die Fibularismuskulatur versorgen. Innerhalb der oberflächlichen Flexorenloge fehlt eine durchlaufende Gefäß-Nerven-Straße.

Myofasziale **Unwinding-Techniken** haben unserer Meinung nach nur eine **begrenzte Effektivität** am Unterschenkel und am Fuß. Dies lässt sich z. B. durch die über mehrere Gelenke wirkenden Muskeln des Unterschenkels, durch die Vielzahl an Faszien, die gleichzeitig die Wände der Logen bilden, aber auch als Anheftung mehrerer Muskeln dienen, sowie durch die Vielzahl der Gelenke am Fuß und die Verläufe der neurovaskulären Strukturen erklären.

Der Patient befindet sich in Rückenlage. Der Therapeut umfasst mit der einen Hand die Ferse (Kontakt am Mittelfuß und Subtalargelenk) und mit der anderen Hand das Tibiofibulargelenk (► **Abb. 8**). Die Technik wird in 3 Schritten durchgeführt. Bei jedem Schritt wird eine semidirekte Technik angewandt, bei der zunächst ein Spannungsgleichgewicht gesucht wird (indirekte Technik) und anschließend das Gewebe direkt aus der Läsion herausbegleitet wird.

1. Als 1. Schritt durch die Positionierung des Fußgelenks ein myoligamentäres Gleichgewicht in der Region des Art. tibiofibularis suchen (durch Flexion/Extension bzw. Pronation/Supination des Fußes). Dadurch entsteht im Bereich des Tibiofibulargelenks ein lokaler Teil-Release, der einen Spannungsabbau in der Knieregion, der Membrana interossea sowie myofaszialer und vaskulärer Strukturen einschließt. Anschließend durch eine erneute Positionierung des Fußgelenks das Tibiofibulargelenk aus der Läsion herausbegleiten (semidirekte Technik).
2. Im 2. Schritt über eine präzise Positionierung des oberen Sprunggelenks und der Art. subtalaris ein tibiofibulares Gleichgewicht suchen. Dadurch entsteht ein 2. Teil-Release, der ebenfalls wieder geweblich herausbegleitet wird (semidirekte Technik).
3. Im 3. Schritt erfolgt eine semidirekte Technik zwischen Talus und Kalkaneus (Art. subtalaris) bzw. Os naviculare und Os cuboideum (Art. talocalcaneonavicularis und Art. calcaneocuboidea). Gegebenenfalls können anschließend weitere Fußtechniken angewandt werden.

Ergebnis

Neben einer lokalen Antwort der Gewebe werden die Techniken aufgrund der polyartikulären Muskeln sowie des Ansprechens der Faszien und Gefäße auch einen möglichen regionalen Einfluss haben. Idealerweise besteht nun wieder eine **biomechanische Normalität**, in der die **Beinarterien in normale Spannungs- und Druckverhältnisse** eingebettet sind. Durch die verminderte mechanische Belastung der Arterien kann das perivaskuläre Gewebe seine Schutzspannung für die Arterien abbauen und sich wieder entspannen. Dies zeigt sich daran, dass sich das Bein anschließend in einer neutralen bzw. entspannten Lage befindet und die Einstellung des Beins in die Referenzposition nun spannungsfreier erfolgen kann. Das heißt schlussendlich, dass die Beine diese zusätzliche Last nicht mehr tragen und freier ihrer lokomotorischen und statischen Aufgabe nachkommen können.

Autorinnen/Autoren



Marc Wyvekens

Dozententätigkeiten an mehreren Osteopathieschulen in Belgien, Deutschland, Österreich und der Schweiz. Ehemaliger Schulleiter der SKOM. Unterrichtsschwerpunkte sind kraniosakrale und viszerale Osteopathie, Faszien und Klinik. Praxistätigkeit in

Reinbek bei Hamburg. Dozent der postgraduierten Fortbildungsreihe „Qualitative viszerale Osteopathie“ in Wien (WSO) und Berlin.



Thomas Hirth

Seit 1991 mit der Osteopathie beschäftigt. Arbeitet in eigener Praxis als Osteopath in Berlin. Unterrichtet seit 2000 in der SKOM. Schwerpunkte sind viszerale Osteopathie, Pädiatrie und osteopathische Klinik. Mitentwickler des qualitativen viszeralen Konzepts.

Gründer und Dozent der postgraduierten Fortbildungsreihe „Qualitative viszerale Osteopathie“, die in Berlin und Wien (WSO) durchgeführt wird.



Jérôme Wyvekens

Arbeitet als Osteopath in Hamburg und Reinbek. Seit 2017 Lehrtätigkeiten im Rahmen der postgraduierten Fortbildungsreihe „Qualitative viszerale Osteopathie“ in Wien (WSO) und Berlin.

Korrespondenzadresse

Marc Wyvekens D.O.

Hamburger Str. 12
21465 Reinbek
Deutschland
wyve@gmx.de

Thomas Hirth D.O.

Schwedter Str. 52
10435 Berlin
Deutschland
quavisosteopathie@gmx.de

Jérôme Wyvekens D.O.

Hamburger Str. 12
21465 Reinbek
Deutschland
praxis@osteopathie-wyvekens.de

Literatur

- [1] Still AT. Das große Still-Kompendium. 2. Aufl. Pähl: Jolandos; 2005
- [2] Still AT. Philosophy and mechanical Principles of Osteopathy. Kansas City: Hudson-Kimberly; 1902
- [3] Helsmoortel J, Hirth T, Wühl P. Lehrbuch der viszeralen Osteopathie. Peritoneale Organe. Stuttgart: Thieme; 2002
- [4] Dobrin PB. Mechanical properties of arteries. *Physiol Rev* 1978; 58: 397–460
- [5] Kamenskiy A, Seas A, Bowen G et al. In situ longitudinal pre-stretch in the human femoropopliteal artery. *Acta Biomater* 2016; 32: 231–237
- [6] Dobrin PB, Schwarcz TH, Mrkvicka R. Longitudinal retractive force in pressurized dog and human arteries. *J Surg Res* 1990; 48: 116–120
- [7] Kamenskiy AV, Pipinos II, Dzenis YA et al. Passive biaxial mechanical properties and in vivo axial pre-stretch of the diseased human femoropopliteal and tibial arteries. *Acta Biomater* 2014; 10: 1301–1313
- [8] Fung YC, Zweifach BW, Intaglietta M. Elastic environment of the capillary bed. *Circ Res* 1966; 19: 441–461
- [9] Fung YC. Structure and Stress-Strain Relationship of Soft Tissues. *American Zoologist* 1984; 24: 13–22
- [10] Liu Y, Dang C, Garcia M et al. Surrounding tissues affect the passive mechanics of the vessel wall: theory and experiment. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2007; 293: 3290–3300
- [11] Zhang W, Herrera C, Atluri SN et al. Effect of surrounding tissue on vessel fluid and solid mechanics. *J Biomech Eng* 2004; 126: 760–769
- [12] Humphrey JD. Vascular adaptation and mechanical homeostasis at tissue, cellular, and sub-cellular levels. *Cell Biochem Biophys* 2008; 50: 53–78
- [13] Jackson ZS, Gotlieb AI, Langille BL. Wall Tissue remodeling regulates longitudinal tension in arteries. *Circulation Research* 2002; 90: 918–925
- [14] Roques M. Techniques articulaires osteopathiques de W.G. Sutherland D.O. Paris: Maloine; 1987
- [15] Maas H, Sandercock TG. Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages. *J Biomed Biotechnol* 2010; 2010: 575672
- [16] Ansari F, Pack LK, Brooks SS et al. Design considerations for studies of the biomechanical environment of the femoropopliteal arteries. *J Vasc Surg* 2013; 58: 804–813
- [17] MacTaggart JN, Phillips NY, Lomneth CS et al. Three-dimensional bending, torsion and axial compression of the femoropopliteal artery during limb flexion. *J Biomech* 2014; 47: 2249–2256
- [18] Tubbs RS, Loukas M, Shoja MM et al. Anatomy and potential clinical significance of the vastoadductor membrane. *Surg Radiol Anat* 2007; 29: 569–573
- [19] Franklyn-Miller A, Roberts A, Hulse D et al. Biomechanical overload syndrome: defining a new diagnosis. *Br J Sports Med* 2014; 48: 415–416
- [20] Blechschmidt E. Anatomie und Ontogenese des Menschen. Heidelberg: Quelle und Meyer; 1978
- [21] Blechschmidt E. Die vorgeburtlichen Entwicklungsstadien des Menschen. Basel: Karger; 1961
- [22] Blechschmidt E. Die frühembryonale Formentwicklung der Gliedmaßen: Entwicklung der Extremitäten beim Menschen. Teil II. *Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte* 1951; 115: 597–616
- [23] Gabarel B, Roques M, Gabarel B et al. Les fasciae en médecine osteopathique. Paris: Maloine; 1985

Bibliografie

DO – Deutsche Zeitschrift für Osteopathie 2023; 21: 15–24
 DOI 10.1055/a-2068-2530
 ISSN 1610-5044
 © 2023. Thieme. All rights reserved.
 Georg Thieme Verlag, Rüdigerstraße 14,
 70469 Stuttgart, Germany