

Chirurgische Klinik & Poliklinik
Klinikum Großhadern
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. K.W. Jauch

UNTERSUCHUNGEN ZUR PERFUSION
DES IPSILATERAL GESTIELTEN
„DELAY“ TRAM LAPPENS

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Timm Oliver Engelhardt

aus

München

2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians Universität
München

Berichterstatter: Professor Dr. med. C.J. Gabka

Mitberichterstatter: Professor Dr. med. A. Mayrhofer

Professor Dr. med. G. Debus

Mitbetreuung durch
den promovierten Mitarbeiter: _____

Dekan: Professor Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 19. Oktober 2006

meinen lieben Eltern.

Inhaltsübersicht

1.	Einleitung & Problemstellung	Seite: 4
1.1	Zur rekonstruktiven Mammachirurgie	
1.2	Der TRAM Lappen	
1.3	Problemstellung	
1.4	Aufgabenstellung	
1.5	Studiendesign	
2.	Grundlagen	Seite: 9
2.1	Entwicklung des gestielten TRAM Lappen	
2.2	Anatomie der Spenderregion	
2.3	Technik der Brustrekonstruktion	
2.4	Lappen „Delay“	
3.	Material & Methoden	Seite: 22
3.1	Patientenkollektiv	
3.2	Brustrekonstruktion	
3.2.1	Anästhesie	
3.2.2	Postoperative Betreuung	
3.3	Durchblutungsmessungen	
3.3.1	Verteilung der Messpunkte	
3.3.2	Spenderregion und gestielter TRAM Lappen	
3.3.3	Kontrollparameter	
3.4	Transkutane Messung des Sauerstoffpartialdrucks (tcpO ₂)	
3.4.1	Gerätebeschreibung	
3.4.2	Untersuchungsablauf	
3.5	Messung des kutanen Laser-Doppler Flusses (LDF)	
3.5.1	Gerätebeschreibung	
3.5.2	Untersuchungsablauf	
3.6	Datenverarbeitung	

4.	Ergebnisse	Seite: 37
4.1	Allgemeine Daten zur Operation	
4.2	Operationsergebnis	
4.2.1	Morbidität der Spenderregion	
4.2.2	Wundheilungsstörungen des Lappens	
4.3	Durchblutungsmessungen	
4.3.1	Kontrollparameter	
4.3.2	Ruhedurchblutung Spenderregion	
4.3.2.1	Ruhedurchblutung ohne vaskuläres „Delay“	
4.3.2.2	Ruhedurchblutung bei vaskulärem „Delay“	
4.3.3	Durchblutung im Verlauf der Lappentransposition	
4.3.4	Perfusion über die Mittellinie	
5.	Diskussion	Seite: 49
5.1	Methodik	
5.1.1	Transkutane Sauerstoffpartialdruck-Messung zum Lappenmonitoring	
5.1.2	Laser-Doppler Fluss-Messung zum Lappenmonitoring	
5.1.3	Wertigkeit und Validität der tcpO ₂ - und LDF-Ergebnisse	
5.2	Durchblutung gestielter „Delay“ TRAM Lappen	
5.2.1	Durchblutung während der Lappentransposition (Phase 2 bis 11)	
5.2.2	Perfusion über die Mittellinie	
5.2.3	Literaturvergleich	
5.2.4	Durchblutung Spenderregion nach „Delay“	
5.3	Diskrepanz zwischen LDF- und tcpO ₂ -Werten	
5.4	„Delay“ Phänomen - ipsilateral gestielter TRAM Lappen	
5.5	Ausblicke	
6.	Zusammenfassung	Seite: 79
7.	Literaturverzeichnis	Seite: 81
8.	Danksagung	Seite: 95
9.	Lebenslauf	Seite: 96

Abkürzungsverzeichnis

ACIP	Arteria circumflexa iliaca profunda
AEIP	Arteria epigastrica inferior profunda
AEIS	Arteria epigastrica inferior superficialis
AESP	Arteria epigastrica superior profunda
AIC	Arteria intercostalis
AU	Einheit für normalisierte Werte (engl.: arbitrary units)
BMI	Bodymass-Index
°C	Grad Celsius
CO ₂	Kohlendioxid
dias	diastolisch
Hb	Hämoglobin
LDF	Laser-Doppler Fluss
LOQ	linker oberer Quadrant
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
MRM	modifiziert radikale Mastektomie
O ₂	Sauerstoff
paO ₂	arterieller Sauerstoffpartialdruck
pO ₂	Sauerstoffpartialdruck
PU	Maß für die Hautperfusion (engl.: perfusion units)
RR	Blutdruck
sys	systolisch
tcpO ₂	transkutaner Sauerstoff-Partialdruck
VEIP	Vena epigastrica inferior profunda
VEIS	Vena epigastrica inferior superficialis
VESP	Vena epigastrica superior profunda
VIC	Vena intercostalis

1. Einleitung & Problemstellung

1.1 Zur rekonstruktiven Mammachirurgie

In Deutschland erkranken jährlich rund 46000 Frauen an Brustkrebs. Als häufigste Krebserkrankung der Frau ist das Mammakarzinom für 26 Prozent aller Krebsneuerkrankungen und für 17 Prozent aller Krebstodesfälle verantwortlich - In Deutschland und Europa innerhalb der letzten 20 Jahre mit deutlich ansteigendem Trend (Arbeitsgemeinschaft Bevölkerungsbezogener Krebsregister & Robert Koch Institut 2002).

In den letzten 25 Jahren haben neue onkologische Therapiekonzepte in der Behandlung des Mammakarzinoms eine gewebeschonende chirurgische Vorgehensweise hervorgebracht (Veronesi et al. 1981). In fortgeschrittenen Stadien ist jedoch nicht selten eine großzügige Tumorsektion bis hin zur Mastektomie notwendig. Neben der psychischen Belastung durch die Erkrankung an Krebs bedeutet die Brustamputation meist eine körperliche „Verstümmelung“ und einen sichtbaren Eingriff in die Integrität des weiblichen Körpers und des psychischen Gleichgewichts. Der Verlust mindert bei vielen Frauen das Selbstwertgefühl und ihre Lebensqualität. Durch die Fortschritte der rekonstruktiven Mammachirurgie seit Mitte der Siebziger Jahre kann heute eine Brustrekonstruktion als Sekundäreingriff oder als Sofortrekonstruktion angeboten werden (Trabulsy et al. 1994, Gabka et al. 1998). Die Wiederherstellung der Brust bietet den Patientinnen eine wertvolle Hilfe in der Wiedergewinnung ihrer weiblichen Sexualität und Lebensfreude (Cederna et al. 1995).

In der rekonstruktiven Mammachirurgie hat es enorme Weiterentwicklungen prothetischer Materialien, von anatomisch geformten Implantaten, osmotischen Gewebeexpandern und im Brustaufbau mit körpereigenem Gewebe gegeben. Heute kann sich die Patientin zwischen einem Aufbau mit körperfremdem oder körpereigenem Material entscheiden. Langzeitkomplikationen und ungünstige ästhetische Langzeitergebnisse von Implantat-Rekonstruktionen haben gegen Ende der achtziger Jahre zu einem stärkeren Verlangen nach „ungefährlichem“ Material geführt, wodurch die Rekonstruktion mit körpereigenem Gewebe gefördert wurde. Als Nachteile von Implantaten gelten die häufig unzureichende Ptosis der rekonstruierten

Brust, die Prothesendislokation, das Auslaufen von Implantatinhalt und die Kapselfibrose. Diese können durch die Verwendung von autologem Gewebe vermieden werden, was langfristig weniger Spät komplikationen und dadurch weniger Korrekturoperationen bedeutet. Auf dem Gebiet der Eigengewebsrekonstruktion der Brust haben sich vor allem zwei gestielte Hautmuskelinsellappen etabliert. Der Latissimus-dorsi-Lappen, der aufgrund seines geringen Volumens häufig in Verbindung mit einem Implantat Verwendung findet (Olivari 1976) und der horizontal ausgerichtete Unterbauchlappen (= TRAM Lappen, Hartrampf et al. 1982).

1.2 Der TRAM Lappen

Der TRAM Lappen (TRAM = engl.: Transverse Rectus Abdominis Musculocutaneous) ist ein axialer ¹, horizontal ausgerichteter, ellipsenförmiger Hautmuskelinsellappen der ventralen unteren Bauchwand. Entsprechend seiner Anatomie kann der TRAM Lappen frei als mikrovaskulärer Lappen oder als gestielter Lappen verwendet werden. Die Blutversorgung des kranial gestielten Lappens ermöglichen die im Rektusmuskel verlaufenden tiefen, oberen epigastrischen Gefäße.

1.3 Problemstellung

Der TRAM Lappen ist seit seiner Vorstellung in der plastischen Chirurgie zu einem Standardverfahren der Brustrekonstruktion mit Eigengewebe avanciert. Ein Nebeneffekt der Operation ist die simultane Abdominoplastik, in der vor allem übergewichtige Patientinnen einen Vorteil sehen (Hartrampf et al. 1982).

Der gestielte TRAM Lappen zeigt allerdings gerade bei Risikopatienten eine unsichere Durchblutung im Bereich der stielfernen Lappenbereiche. Klinische und experimentelle Studien, die sich mit der Lappendurchblutung und seiner Mikrozirkulation befasst haben, belegen, dass die peripheren Anteile im Vergleich zur Lappenbasis einer anfälligen Durchblutung unterliegen (Restifo et al. 1997, Harris et al. 1992, Clugston et al. 1998, Moon und Taylor 1988, Hallock 1992, Tuominen et al. 1992, Erni et al. 2001, Salmi et al. 1995, Udesen et al. 2000).

In diesen Arealen kann es durch eine insuffiziente arterielle Versorgung oder einen erschwerten venösen Abstrom zu Wundheilungsstörungen, Haut- und/oder

¹ Axialer Hautlappen = Hautlappen, der entlang der Achse eines bekannten Gefäßes ausgerichtet ist

Fettgewebsnekrosen kommen (Schefflan und Dinner 1983, Hartrampf 1988, Kroll et al. 1998), die in der Literatur in sechs Prozent (Watterson et al. 1995) bis 28% (Petit et al. 1987) zu einer operationspflichtigen Lappenteilnekrose führen. Auch Totalverluste des Lappens werden beschrieben (Wallace et al. 1996). Ein hohes Risiko besteht für übergewichtige Patientinnen, Frauen mit Raucheranamnese, nach adjuvanter oder neoadjuvanter Strahlentherapie der Thoraxregion oder bei Patientinnen mit querverlaufenden Narben der Bauchwand (Hartrampf 1988, Kroll und Netscher 1989).

Darüber hinaus besteht die Gefahr von Fettgewebsnekrosen, die ein lokales Tumorrezidiv vortäuschen oder verschleiern können (Kroll et al. 1998). Nicht zu vernachlässigen ist die Morbidität der Spenderregion durch den Hebedefekt. Diese kann sich als funktionelle Schwäche der Bauchmuskulatur, als Rektusdiastase oder als direkte Bauchwandhernie äußern (Lejour und Dome 1991). Um den Hebedefekt zu verringern, muss auf eine muskelsparende und faszienschonende Operationstechnik geachtet werden. Die Entnahme eines schmalen Muskelstiels oder einer kleinflächigen Muskelinsel ist jedoch mit einer geringeren Anzahl an versorgenden und drainierenden Gefäßen verbunden und kann so erneut zu einer instabilen Durchblutung führen.

Modifizierungen und Änderungen der Operationstechnik und des Lappen-Designs führten zum doppelt gestielten TRAM Lappen (Ishii et al. 1985) bis hin zu mikrochirurgisch aufwendigen Lappen mit zusätzlichen mikrochirurgischen arteriellen oder venösen Anastomosen durch das sogenannte Lappen- „Super“- oder „Turbocharging“ (Harashina et al. 1987, Takayanagi und Ohtsuka 1989, Semple 1994, Marshall und Ross 1994). Weitere Untersuchungen zur Verbesserung der Lappendurchblutung haben sich beim unilateral gestielten TRAM Lappen neben der Entnahmetechnik des Muskelstiels (Clugston et al. 2000) mit pharmakologischen Effekten (Erni et al. 2001) beschäftigt. Mikrochirurgische Entwicklungen haben den freien mikrovaskulären TRAM Lappen (Pennington et al. 1980), den Unterbauch-Perforator-Lappen (Allen und Treece 1994) und zuletzt den Arteria Epigastrica Inferior Superficialis-Lappen (Arnez et al. 1999) hervorgebracht. Der mikrovaskuläre TRAM Lappen zeigt meist eine ausgesprochen stabile Durchblutung und einen geringeren Hebedefekt. Kritiker des freien Lappentransfers sehen jedoch die Gefahr des Versagens der mikrovaskulären Anastomosen und den höheren sowohl zeitlichen als auch finanziellen Aufwand dieser anspruchsvollen Methode.

1.4 Aufgabenstellung

Eine in Vergessenheit geratene Methode zur Stabilisierung der Durchblutung eines Gewebelappens ist seine Konditionierung oder Lappen „Delay“. „Delay“ bedeutet in der englischen Sprache „zeitliche Verzögerung“. Es ist ein Verfahren, das bereits 1920 von Gillies lange vor der Entwicklung axialer muskulokutaner Lappen in der plastischen Chirurgie angewendet wurde, um bei einem „Random Pattern Lappen“² die Durchblutung in der Lappenperipherie zu verbessern und um sein Längen/Breite-Verhältnis zu erhöhen (Gillies 1920).

Beim klassischen „Delay“ wird der Lappentransfer in zwei Schritten durchgeführt. Der Lappen wird gehoben, verbleibt aber auf der Entnahmestelle. Nach einem Zeitintervall von mehreren Tagen bis Wochen wird der Lappen auf das Empfängergebiet umgelagert. In dieser Zeit hat sich die Lappenperfusion stabilisiert, um die Belastungsphase der Lappentransposition (Kompromittierung der Stielgefäße bei der Rotation) zu überstehen.

Beim modifizierten, vaskulären „Delay“ wird der Lappen vor seiner Hebung durch Ligaturen auf seinen zukünftigen Gefäßstamm beschränkt. Der Lappen soll durch dieses Manöver an seine spätere arterielle und venöse Durchblutungssituation „gewöhnt“ werden und wird nicht gleichzeitig dem Stress von Hebung und Umlagerung ausgesetzt.

Beim gestielten TRAM Lappen soll dadurch die anfällige Perfusion über die Mittellinie hinaus zur stielfernen Seite optimiert werden, um in den muskelstielfernen, gefährdeten Anteilen des Hautmuskellappens eine stabile Durchblutung zu erzielen.

² Random Pattern Lappen, engl. = Hautlappen, der nicht entlang einer bestimmten Gefäßachse ausgerichtet ist

1.5 Studiendesign

Bisher existieren nur wenige Studien, die sich mit der intra- und postoperativen Durchblutung und der Mikrozirkulation des gestielten TRAM Lappens beschäftigen (Hallock 2001, Clugston et al. 1998, Ribuffo et al. 1997, Codner et al. 1995, Hendricks et al. 1994, Harris 2nd et al. 1992, Tuominen et al. 1992, Hallock und Altobelli 1992). Keine Studie hat am Patienten bisher die Durchblutungsverhältnisse der gefäßstielnahen und gefäßstielfernen Lappenhälfte des einseitig gestielten TRAM Lappens untersucht, bei dem ein „Delay“ Manöver auf der Seite des vorgesehenen Muskelstiels (unilaterales „Delay“ Manöver) durchgeführt worden ist.

Die vorgelegte prospektive Arbeit befasst sich mit folgenden Fragen:

- 1.) Wie wirkt sich ein einseitiges „Delay“ Manöver mit Ligatur der tiefen und oberflächlichen unteren epigastrischen Gefäße auf der Seite des vorgesehenen Gefäß-Muskelstiels auf die Ruhedurchblutung der Spenderregion aus?
- 2.) In welcher Weise verändert sich die Durchblutung im Verlauf der Lappentransposition auf der stielnahen und der stielfernen Lappenseite relativ zur Ruhedurchblutung des Spenderareals, wenn sowohl eine muskelsparende Entnahmetechnik als auch ein „Delay“ angewendet worden ist?
- 3.) Wie verhält sich hierbei die Durchblutung von der Basis zur stielfernen Lappenseite („Transmidline Perfusion“)?
- 4.) Zeigt sich beim „Delay“ TRAM Lappen ein verbessertes Durchblutungsmuster als bei bisher veröffentlichten Studien?

Um die Durchblutung und Vitalität sowohl der Spenderregion als auch des Lappengewebes zu analysieren, wurde das kutane Sauerstoffangebot mittels Bestimmung des transkutanen Sauerstoffpartialdrucks ($tcpO_2$ = engl. transcutaneous partial oxygen pressure) gemessen. Durch die Verwendung der Laser-Doppler Flussmessung (engl. Laser-Doppler Flowmetry = LDF) wurde die Intensität der Hautperfusion der Spenderregion und des gestielten „Delay“ TRAM Lappens untersucht.

2. Grundlagen

2.1 Entwicklung des gestielten TRAM Lappens

Ursprünglich stellten Tai und Hasegawa 1974 in der plastischen Chirurgie einen lokalen thorakoepigastrischen Hautlappen vor (Tai und Hasegawa 1974). Drei Jahre später beschrieb Drever einen vertikal ausgerichteten, epigastrischen muskulokutanen Insellappen zur Rekonstruktion der weiblichen Brust (Drever 1977). Robbins und seine Kollegen verfeinerten diesen Lappen 1979 zum vertikal ausgerichteten „Vertical Rectus Abdominis Myocutaneous Flap“ (=VRAM-Lappen), dem unmittelbaren Vorläufer des TRAM Lappens (Robbins 1979). Klinisch konnten sich diese Lappentypen allerdings nicht durchsetzen.

Der unilateral gestielte TRAM Lappen wurde 1982 von Hartrampf und seinen Mitarbeitern zur Rekonstruktion der weiblichen Brust präsentiert (Hartrampf et al. 1982). Dieser ellipsenförmige Hautmuskelinsellappen besteht aus einem Haut- und Fettgewebslappen der ventralen Bauchwand, der auf einer Lappenseite über die Rektusfaszie mit einer Muskelinsel und einem Muskelstiel des Musculus rectus abdominis verbunden ist. Die Ausmaße des Lappens von kaudal nach kranial reichen von der Symphyse bis wenige Zentimeter oberhalb des Bauchnabels. Die seitliche Begrenzung des Lappens ist jeweils medial der linken und rechten Spina iliaca anterior superior (s. Abb. 1).

Der unilateral gestielte Haut-Fettgewebslappen wird von einer Seite aus durch den Muskelstiel und die Muskelinsel mit Blut versorgt, von der kleinere Perforatorgefäße senkrecht an die Oberfläche ziehen. Im geraden Bauchmuskel verlaufen die Arteria epigastrica superior und inferior profunda (AESP, AEIP) sowie die Vena epigastrica superior und inferior profunda (VESP, VEIP). Diese kommunizieren auf Muskelebene miteinander und bilden das tiefe arterielle und venöse epigastrische Gefäßsystem. Der kranial gestielte TRAM Lappen hat seinen arteriellen Zufluss und seinen venösen Abfluss über die Äste der Arteria und Vena epigastrica superior profunda innerhalb des Muskelstiels (Abb. 2). Beim ipsilateral gestielten TRAM Lappen ist die Insel und der Muskelstiel auf der Seite des Mastektomiedefekts lokalisiert, beim kontralateral Gestielten auf der Gegenseite (Hartrampf et al. 1982).

*Abbildung 1:
Die Architektur des unilateral gestielten TRAM Lappens:*

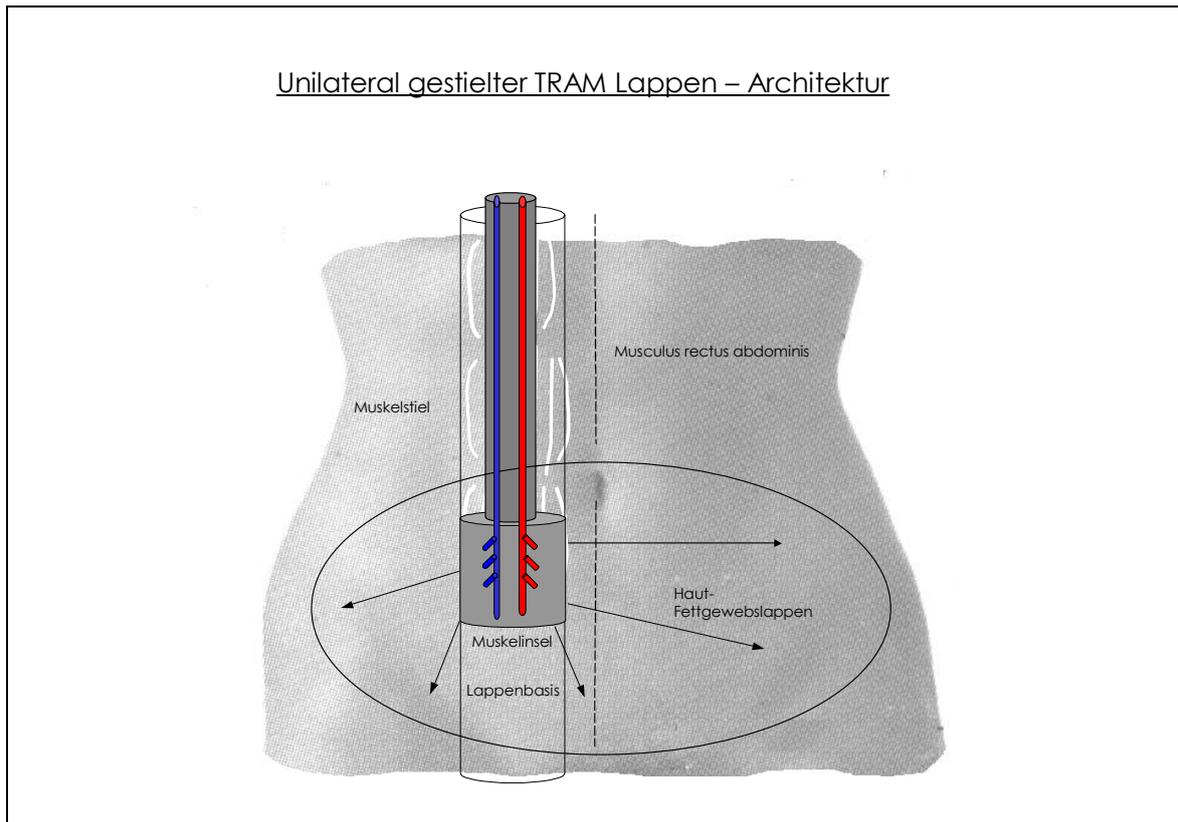


Abbildung 2:
Durchblutungsprinzip des unilateral gestielten TRAM Lappens:

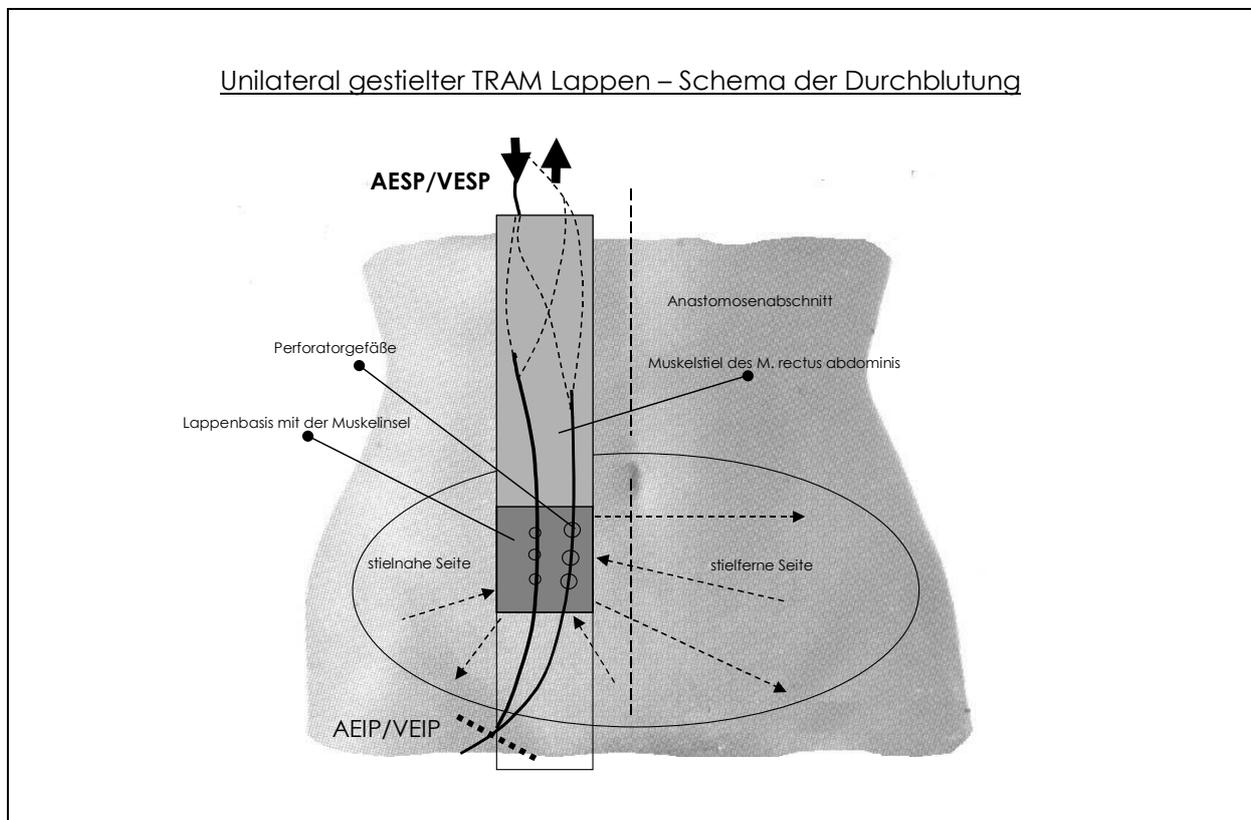
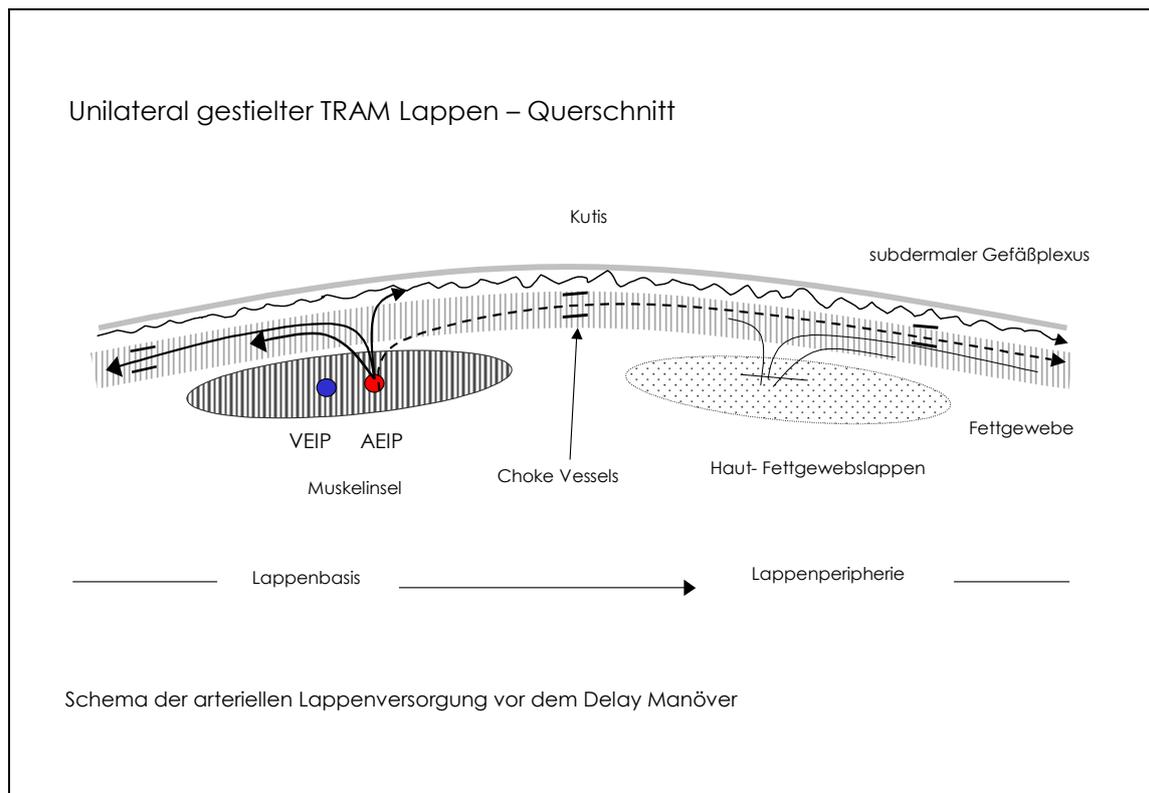


Abbildung 3:
Die Lappenarchitektur im Querschnitt:



In unserer Arbeit erfolgte die Rekonstruktion der Brust grundsätzlich mit dem ipsilateral gestielten TRAM Lappen, da sich durch die geringere Distanz zum Mastektomiedefekt eine geringere Spannung des Muskelstiels ergibt und sich der Lappen dadurch flexibler einpassen lässt. Durch den ipsilateralen Stiel kann die Vorwölbung im Bereich des Processus xiphoideus infolge des Stielumschlages verringert werden. Ein negativer Einfluss auf die Lappenperfusion durch die Wahl des ipsilateralen Muskelstiels besteht nicht (Clugston et al. 1998, Olding et al. 1998).

Die Dissektion des Muskelstiels kann zu morphologischen und funktionellen Komplikationen führen. In unserer Studie sollte deshalb durch eine muskelsparende Entnahmetechnik der Hebedefekt der Bauchwand so gering wie möglich gehalten werden.

2.2 Anatomie der Spenderregion

Die Grundlage für den TRAM Lappen bildet die Anatomie der vorderen unteren Bauchdecke und des epigastrischen Gefäßsystems. Die ventrale Bauchwand wird durch fünf paarweise angeordnete Muskeln: den Musculus transversus abdominis, den Musculus obliquus externus und internus, den Musculus rectus abdominis und den Musculus pyramidalis gestützt. Die Muskulatur der vorderen Bauchwand wirkt der Schwerkraft der inneren Organe entgegen. Sie unterstützt die Expiration und dient der Bauchpresse. Der Musculus rectus abdominis hat eine wichtige Funktion in der Unterstützung der Beugung des Rumpfes und der Hebung des Beckens. Er verläuft entlang der vorderen Bauchwand und wird nach kaudal schmaler. Bleibt die Kontinuität der Faszien und ihre Straffheit nicht gewahrt, so kann dies zu Instabilitäten der Bauchdecke führen. Besonders anfällig ist der Anteil unterhalb der Linea arcuata, da hier die hintere Wand der Rektusscheide dünn ist, bzw. fehlt.

Arterielle Gefäßversorgung der Spenderregion:

Die ventrale Bauchdecke wird lateral der Linea alba vom linken und rechten epigastrischen Gefäßsystem durchblutet. Es wird durch die Vernetzung der paarig angeordneten Arteria epigastrica superior profunda (AESP) und der Arteria epigastrica inferior profunda (AEIP) gebildet. Beide Arterien verlaufen im geraden Bauchmuskel und kommunizieren intramuskulär oberhalb des Bauchnabels durch Anastomosen, sogenannten muskulären „Choke-Gefäßen“ (Boyd et al. 1984), miteinander. Die Durchblutung des subkutanen Fettgewebes und der Haut erfolgt durch Perforatorgefäße aus der Muskulatur. Die Perforatoren entspringen den Muskelgefäßen und ziehen durch die Muskulatur hindurch senkrecht an die Oberfläche, um sich im subkutanen Binde- und Fettgewebe aufzuzweigen. Zwischen der Haut und dem subkutanen Gewebe bilden sie den subdermalen Gefäßplexus. Die größte Dichte an dickeren Perforatorarterien ist im mittleren und medialen Drittel der Rektusmuskulatur auf Höhe des Bauchnabels. Hier erkennt man eine mediale und laterale vertikale Reihe an Perforatoren. Im subkutanen Gewebe speisen sie einen radiär vom Nabel ausgehenden Gefäßverbund (Moon und Taylor 1988).

Die linke und rechte AEIP dominiert jeweils die Durchblutung der linken und rechten ventralen Bauchwand bis auf Höhe des unteren Rippenbogens (Boyd et al. 1984). Die Haut- und das Fettgewebe der Bauchwand lateral des seitlichen Randes des M.

rectus abdominis wird vorwiegend von der Arteria epigastrica inferior superficialis (AEIS) und in den kranialen Abschnitten von den Interkostalgefäßen (Aa. intercostales = AIC) beherrscht (Moon und Taylor 1988). Die Region lateral der vorderen Axillarlinie wird von der ebenfalls paarigen Arteria circumflexa iliaca profunda = ACIP (auch Arteria iliolumbalis genannt) versorgt. Entsprechend dieser Stromgebiete werden beim TRAM Lappen vier Durchblutungszonen unterschieden (s. Abb. 5).

Abbildung 4:
Das Schema der arteriellen Versorgung der Spenderregion des TRAM Lappens:

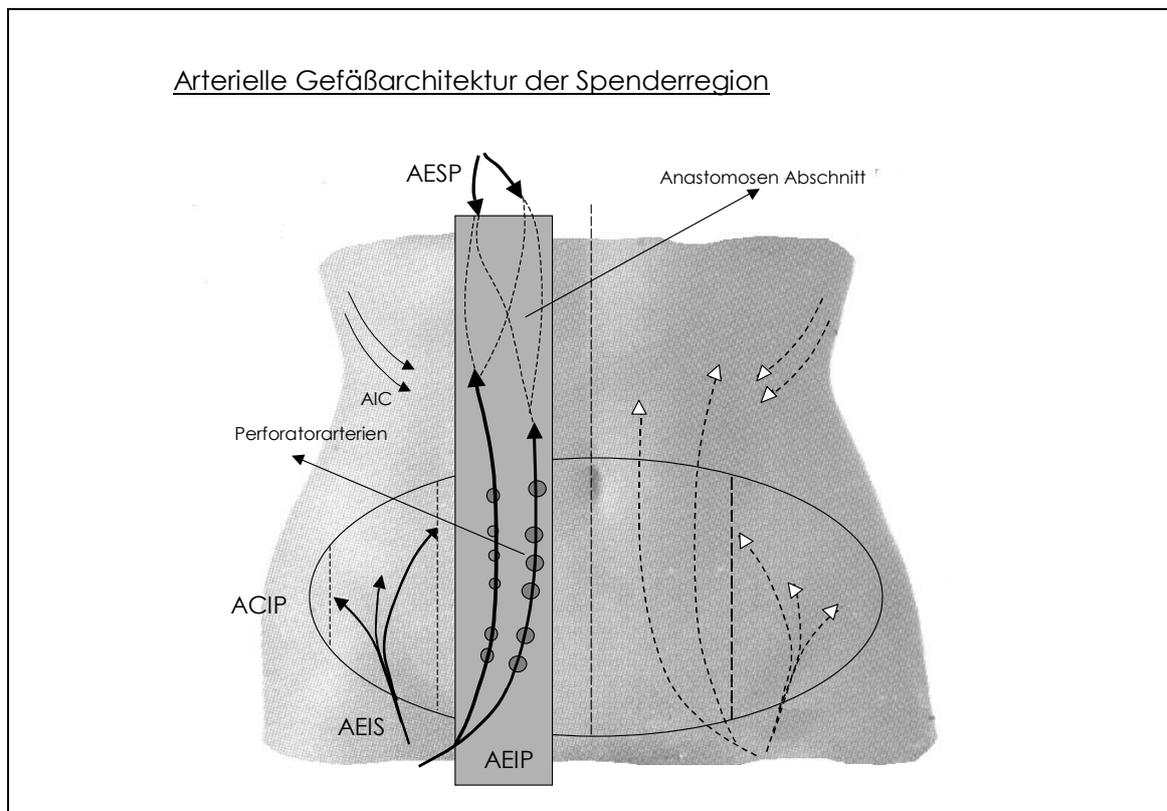
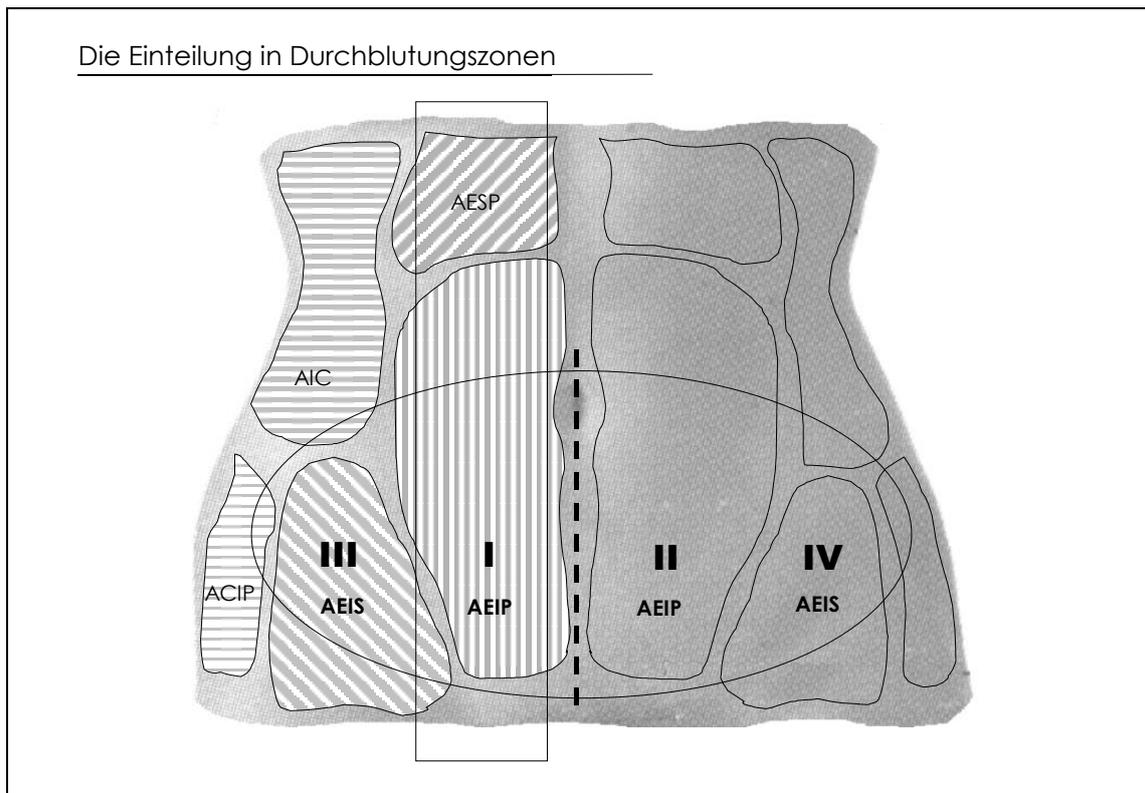


Abbildung 5:
Die Einteilung der Spenderregion in Durchblutungszonen /Stromgebiete:

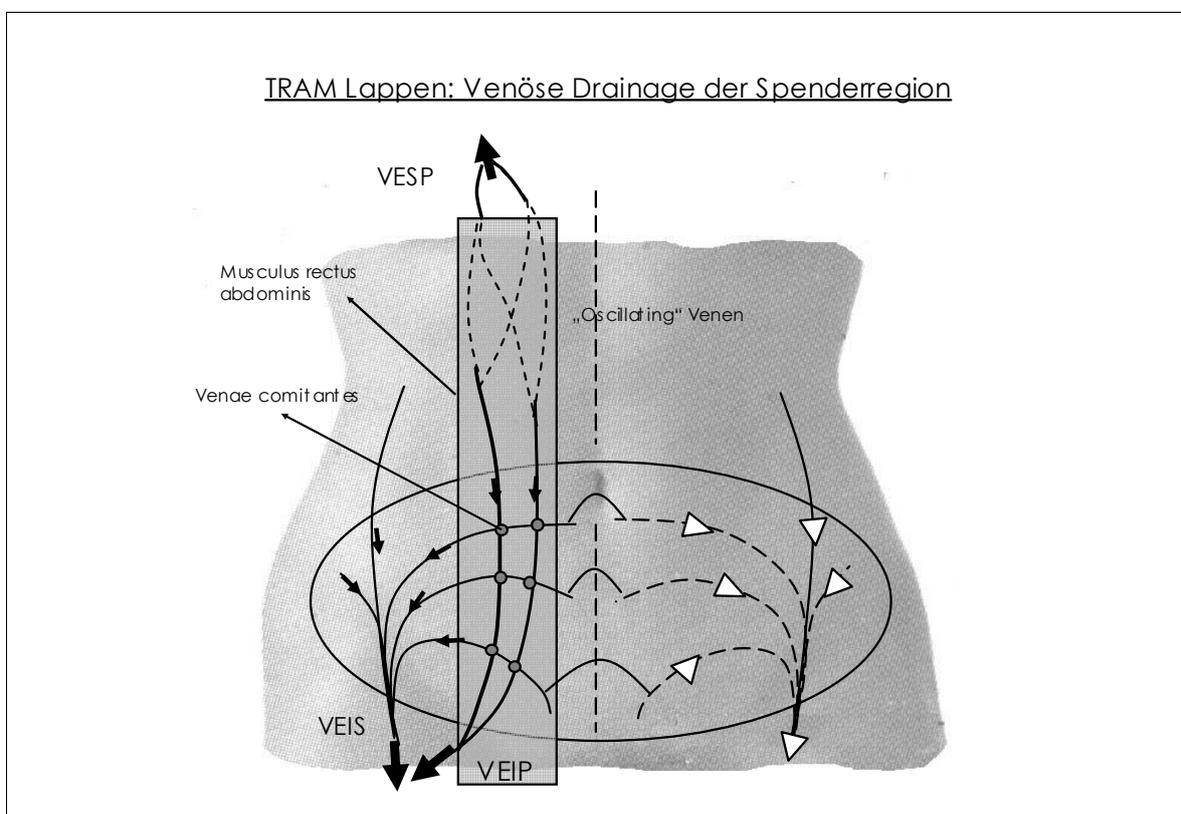


Venöser Abfluss der Spenderregion

Die venöse Drainage der Bauchwand verläuft nahezu spiegelbildlich zur arteriellen Blutversorgung. Sie erfolgt über zwei jeweils paarig angeordnete venöse Gefäßsysteme, die als das oberflächliche und das tiefe venöse epigastrische Gefäßsystem bezeichnet werden. Das sauerstoffarme Blut aus dem subdermalen Venenplexus der Haut und aus dem subkutanen Binde- und Fettgewebe kann im oberflächlichen Venensystem über die subkutanen Äste der VEIS und über die Venae intercostales (VIC) abfließen (Carramenha e Costa et al. 1987). Ein beachtlicher Teil des venösen Blutes der Haut, des subkutanen Binde- und Fettgewebes kann auch dem tiefen venösen Gefäßsystem zugeleitet werden. Das tiefe venöse System der Bauchdecke wird von der jeweils paarigen VESP und der VEIP gebildet. Beide Venen verlaufen in der Muskulatur des geraden Bauchmuskels, in welchem sie sich aufzweigen und wie die Arterien oberhalb der Nabelregion auf Ebene der Venolen miteinander kommunizieren. Ihre Verbindung entsteht durch kleinlumige, klappenlose, sogenannte „Oscillating Veins“, die einen Blutfluss in beide Richtungen ermöglichen. Den Zufluss erhalten die tiefen epigastrischen Venen über

Muskel- und Perforatorvenen. Die Perforatorvenen werden als „Venae comitantes“ bezeichnet, da sie parallel zu den Perforatorarterien durch die Rektusscheide hindurch verlaufen und sich mit ihnen an der Oberfläche der Bauchwand aufzweigen (Carramenha e Costa et al. 1987). Dort haben sie Verbindungen zum subdermalen Venenplexus und sowohl zur VEIP als auch zur VEIS (Blondeel et al. 2000). Damit stellen sie eine wichtige Verbindung zwischen dem tiefen und dem oberflächlichen Venensystem her. Der venöse Abfluss der ventralen Bauchwand ist durch Venenklappen in den Perforatorvenen vom oberflächlichen zum tiefen System gerichtet. Im tiefen System wird er ebenfalls mittels Venenklappen von proximal nach distal in Richtung der Leiste über die VEIP oder in Richtung des Thorax über die VESP geleitet (Carramenha e Costa et al. 1987). Nach Blondeel (Blondeel et al. 2000) fließt das sauerstoffarme Blut der Haut und des subkutanen Binde- und Fettgewebes der ventralen Bauchwand hauptsächlich über die Äste des oberflächlichen Systems ab, da diese im subkutanen Gewebe den größten Durchmesser aufweisen. Verbindungen zwischen beiden Systemen gibt es über die Mittellinie hinaus auf subkutaner Ebene (Carramenha e Costa et al. 1987).

Abbildung 6:
Das Schema der venösen Gefäßversorgung der Spenderregion des TRAM Lappens:



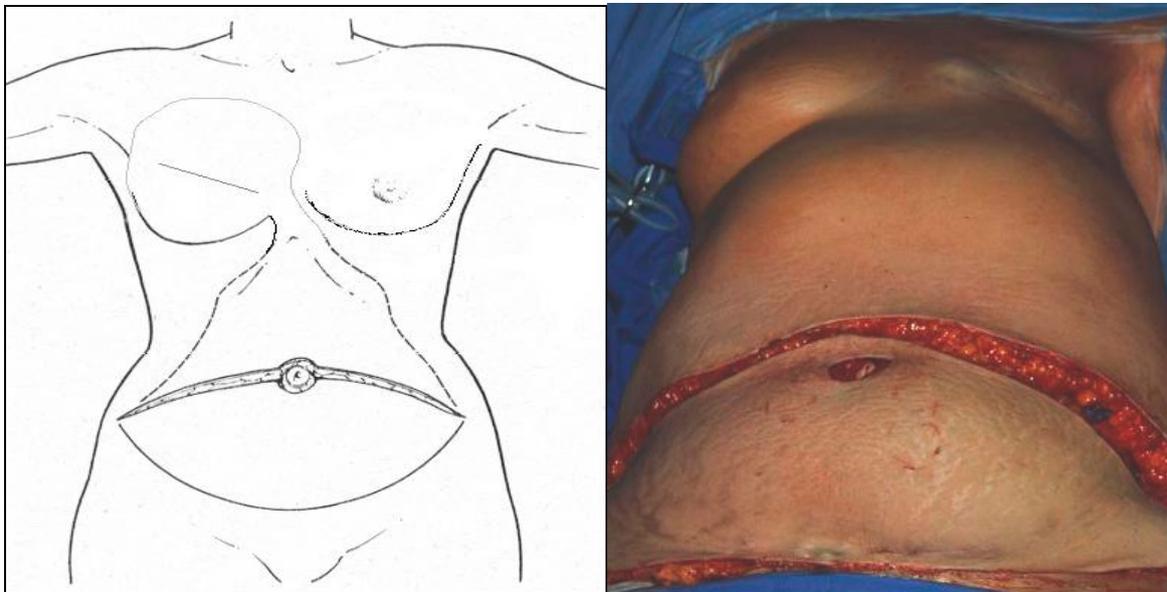
2.3 Technik der Brustrekonstruktion (nach Bohmert & Gabka 1997)

Der TRAM Lappen wird spindelförmig auf der Bauchwand eingezeichnet. Die obere Begrenzung verläuft zirka zwei bis drei cm lateral und zwei cm kranial der Spina iliaca anterior superior bis etwa ein bis zwei cm oberhalb des Bauchnabels. Die untere Begrenzung verläuft oberhalb der Symphyse. Sie variiert je nach Elastizität der Haut, Größe der Patientin und den erforderlichen Lappendimensionen.

Nach Exzision der Mastektomiearbe muss der ursprüngliche Mastektomiedefekt wiederhergestellt werden.

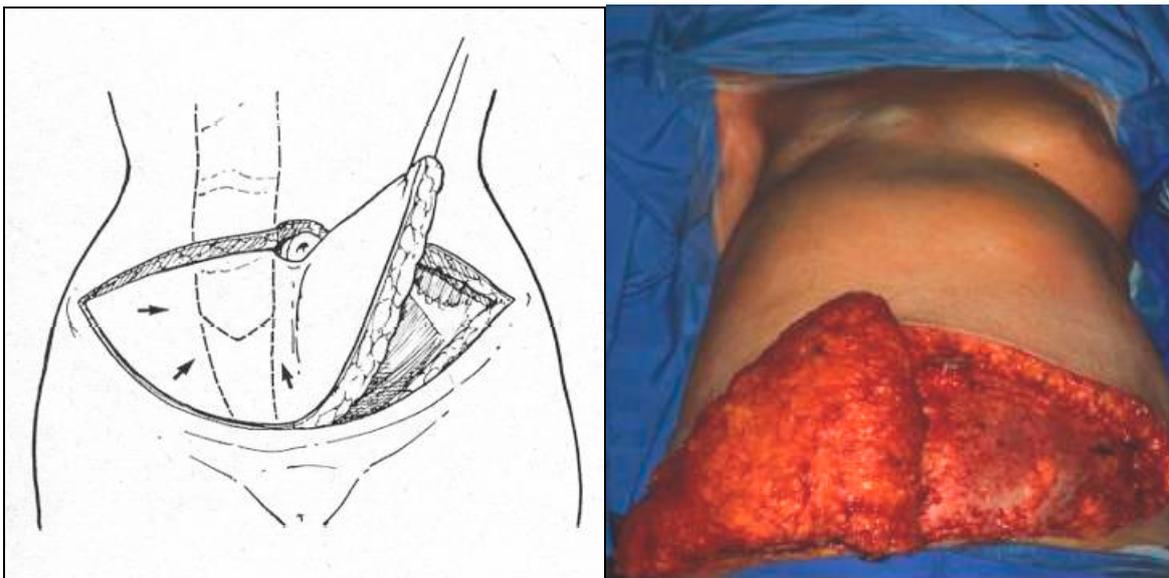
Die Präparation des TRAM Lappens beginnt mit seiner kranialen Umschneidung. Dabei wird auf eine nach außen gerichtete Schnittführung geachtet, um möglichst viele Perforansgefäße einzubeziehen. Anschließend wird ein kranial gestielter Bauchdeckenlappen bis auf Höhe des Xiphoids mobilisiert und für den Durchzug des Lappens eine Verbindung zum Mastektomiedefekt hergestellt.

Abbildung 7:
Umschneidung der oberen Begrenzung des Hautlappens und Schema des Transpositionstunnels



Als nächster Schritt wird der Lappen in gleicher Technik kaudal umschnitten. AEIS und VEIS sind anatomisch inkonstant und werden - falls vor der Lappenhebung kein vaskuläres „Delay“ durchgeführt worden ist - ligiert. Zuerst wird der stielferne und dann der stielnahe Lappenanteil von der Faszie des Musculus obliquus externus und der Rektusscheide von lateral nach medial abpräpariert. Nach Erreichen des lateralen Randes des Musculus rectus abdominis, aus dem die Muskelinsel und der Muskelstiel entnommen wird, erfolgt die Lappenpräparation bis an die mediale Reihe der tiefen epigastrischen Perforatoren. VEIP und AEIP werden dann auf der Seite der Muskelinsel nach einem vertikalen Schnitt in der Rektusfaszie auf Höhe der unteren Lappenbegrenzung identifiziert und ligiert. Ist vor der Lappenhebung ein vaskuläres „Delay“ angewendet worden entfällt dieser Schritt.

Abbildung 8:
Präparation und Hebung der stielfernen Seite des TRAM Lappens:

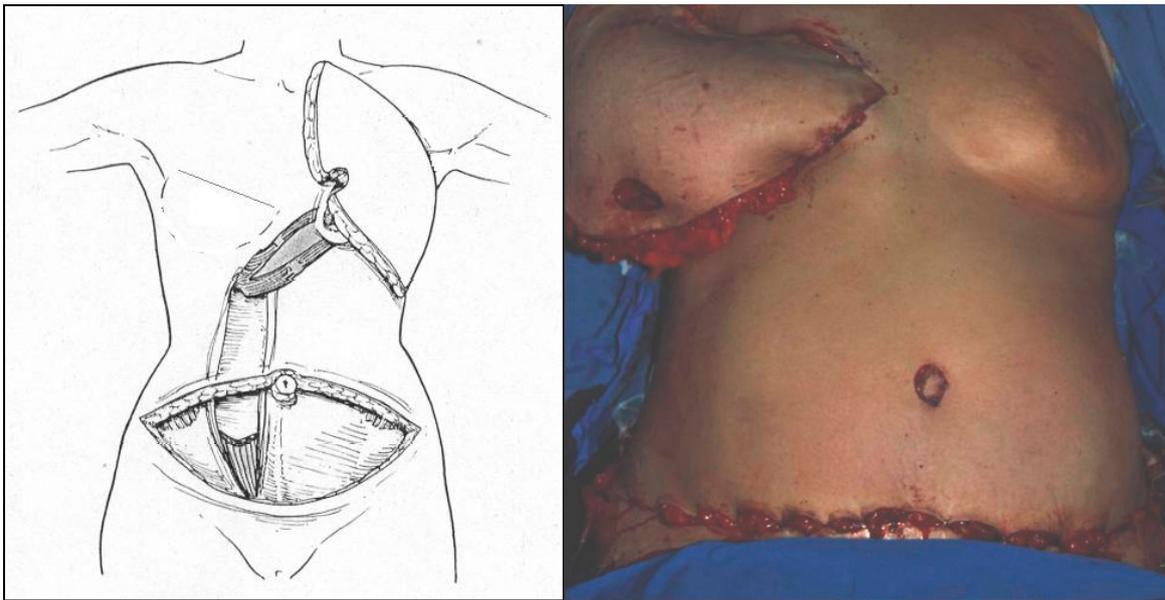


Anschließend wird der stielnahe Lappenanteil bis an die laterale Reihe der Perforatoren gehoben. Danach wird die Muskelinsel des Hautlappens mit Einschluss der Perforatorgefäße gehoben.

Im Anschluss werden der Verlauf und die intramuskuläre Aufzweigung der AEIP und der AESP doppler-sonografisch dargestellt. Der Muskelstiel wird durch stumpfe Präparation im Faserverlauf entnommen, wobei bei muskelschonender Vorgehensweise lateral ein Streifen an Muskulatur und Faszie von 25-30 % und auch medial ein Streifen von mehr als 10 % belassen werden kann. Um eine Atrophie des

Muskelstiels zu erreichen wird zusätzlich der achte Nervus intercostalis auf der Seite des Muskelstiels durchtrennt. Die inferiore Innervation wird geschont, um eine Atrophie der Muskulatur der unteren Bauchwand zu vermeiden. Der Bauchnabel wird zirkulär umschnitten und verbleibt gestielt auf der Bauchdecke. Der gestielte Hautmuskellappen wird dann nach kranial durch den Tunnel auf den Mastektomiedefekt transponiert.

Abbildung 9:
Transposition des TRAM Lappens auf den Mastektomiedefekt:



Die Einpassung des Lappens und die Rekonstruktion der Bauchdecke können simultan erfolgen. Die verbliebene Muskulatur und das vordere Blatt der Rektusscheide werden mit Einzelknopfnähten in Rückstichtechnik und fortlaufender Naht im Sinne einer Faziendopplung vom Rippenbogen bis zur Symphyse adaptiert. Um eine asymmetrische Position des Nabels zu verhindern, wird auf der kontralateralen Seite ebenfalls eine spindelförmige, vertikale Faziendopplung durchgeführt.

Bei Patienten mit dünner Faszie bzw. großem Hebedefekt wird die Bauchdecke mit einem Kunststoffnetz verstärkt. Anschließend erfolgt der schichtweise Wundverschluss und die Reinsertion des Bauchnabels wie bei einer Abdominoplastik.

Das überschüssige Lappenvolumen wird vorzugsweise von muskelgefäßstielfern nach -stielnah reseziert. Der Lappen wird um 180 Grad gedreht und horizontal bis leicht diagonal eingepasst. Die Lappenperipherie wird in den äußeren Quadranten platziert, so dass Wundheilungsstörungen ästhetisch günstiger korrigiert werden können. Um eine zufriedenstellende Ptose und einen fließenden Brustansatz zu erzielen, wird der Lappen an den Rändern deepithelisiert, ausgedünnt und schließlich schichtweise eingenäht.

Später kann die Rekonstruktion von Mamille und Areola durchgeführt werden. Die Mamille wird meist durch eine lokale Hautlappenplastik wiederhergestellt. Für die Rekonstruktion der Areola gibt es neben der Verwendung eines Vollhauttransplantats, z.B. von der Oberschenkelinnenseite, auch die Möglichkeit einer Tätowierung.

2.4 Lappen „Delay“

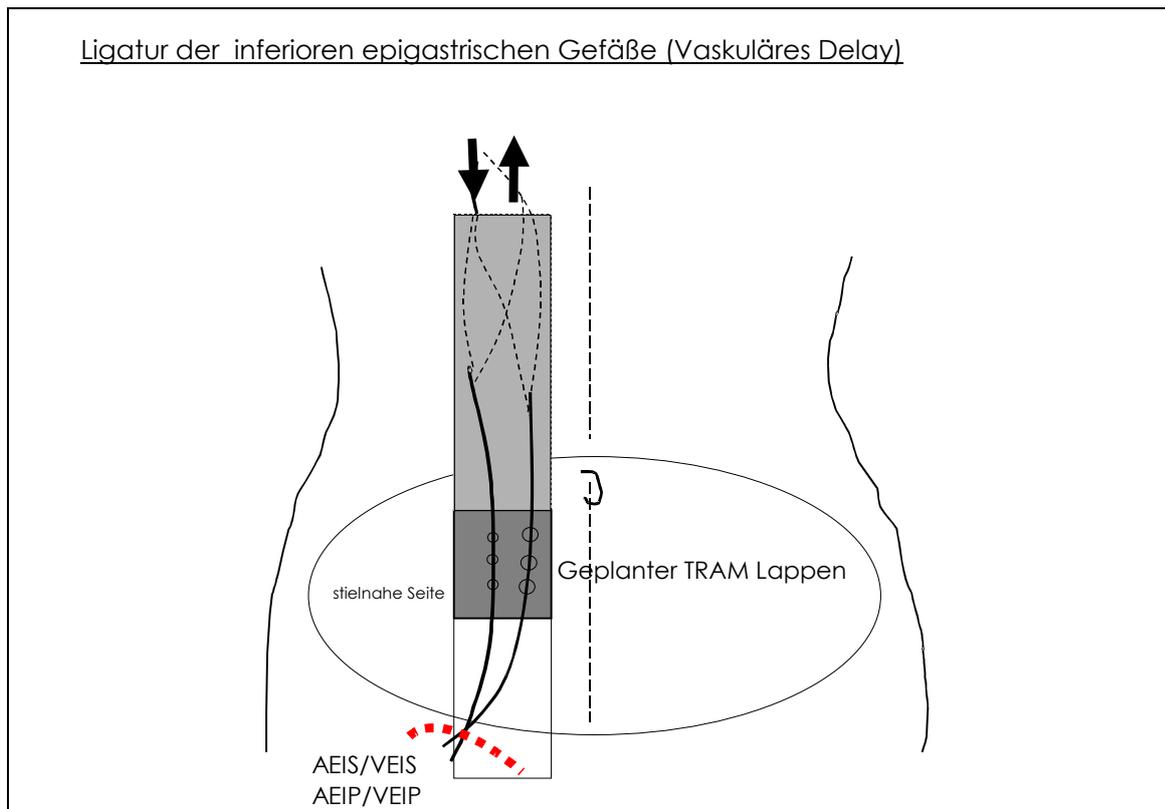
Durch das „Delay“ Manöver eines Lappens kann die Grenze zwischen vitalem und nekrotischem Gewebe ausgeweitet werden (Restifo et al. 1997, Dorion et al. 1991). Nach einer initialen Minderperfusion des Lappens zeigte sich eine optimierte Gefäßanbindung zu angrenzenden Nachbararterien (Yang und Morris 1998, Morris und Taylor 1995, Hallock und Rice 1995). Bei Experimenten zum „Delay“ Phänomen an Hasen zeigte sich die verbesserte Gefäßanbindung in einer Zunahme des Gefäßradius der Lappenstammgefäße, einer Zunahme des Durchmessers der Gefäße, die die Mittellinie kreuzen und einer Zunahme mikroangiografisch sichtbarer Gefäße in den kritischen Lappenbereichen (Cederna et al. 1997).

Die Mechanismen des „Delay“ Phänomens sind bis heute noch nicht einheitlich geklärt und weisen eine Vielfalt an Theorien auf. Diese werden in der Literatur kontrovers diskutiert. Studien zum „Delay“ Phänomen zeigten eine Zunahme der Vaskularisation des Gewebes, die sich eher in der Zunahme des Gefäßdurchmessers als in einer Neoangiogenese äußert. Man spekuliert, dass die größte Bedeutung der Wirkung auf die Gefäßwand der kleinlumigen „Choke Vessels“ in der Muskulatur und im subkutanen Gewebe zwischen den angrenzenden Stromgebieten verschiedener Stammarterien zukommt (Codner et al. 1995, Taylor et al 1988, Taylor et al. 1992, Dhar und Taylor 2000).

Die chirurgische Technik des „Delay“ in unserer Arbeit war wie folgt (s. Abb. 10):

In lokaler Betäubung wurde ein Hautschnitt von vier bis sechs cm oberhalb der Symphyse angelegt. Die Bauchwandfaszie wurde nach Durchtrennung des subkutanen Gewebes und nach Unterbinden der Arteria und Vena epigastrica inferior superficialis dargestellt und eingeschnitten. Am lateralen Rand des Rektusmuskels wurden Arteria und Vena epigastrica inferior profunda freipräpariert. Diese wurden über Ligaturen durchtrennt. Bis zur endgültigen Lappenhebung vergingen durchschnittlich 31 Tage.

Abbildung 10:
 Schema zur Durchführung des Vaskulären „Delay“ Manövers:



3. Material & Methoden

3.1 Patientenkollektiv

Insgesamt wurden 15 Patientinnen der Abteilung für Plastische-, Hand- und Mikrochirurgie der Chirurgischen Klinik und Poliklinik des Klinikums Großhadern zur Rekonstruktion der Brust mittels Unterbauchlappen in die Studie eingeschlossen. Bei allen Patientinnen erfolgte nach eingehender Beratung die schriftliche Einwilligung zur Operation und zur prä-, intra- und postoperativen Durchblutungsmessung des Lappens. Das durchschnittliche Alter der Patientinnen betrug 50 Jahre (Min.: 36, Max.: 62). Die mittlere Körpergröße lag bei 1,63 m (Min.: 1,51, Max.: 1,72) bei einem durchschnittlichen Körpergewicht von 67 kg (Min.: 50, Max.: 95) bzw. mittleren Body-Mass Index von 25 kg/m² (Min.:20, Max.: 34). Fünf Patientinnen waren Raucher. Bei einer Patientin bestand eine querverlaufende Splenektomienarbe. Im Rahmen der onkologischen Therapie erhielten fünf Patientinnen adjuvante Strahlentherapie. Bei sechs Patientinnen bestand weiterhin ein Hypertonus und bei einer Patientin Asthma bronchiale. Die Verteilung der Risikofaktoren der Operation ist in Tabelle 1 aufgeführt.

Tabelle 1:
Risikofaktoren der Patienten:

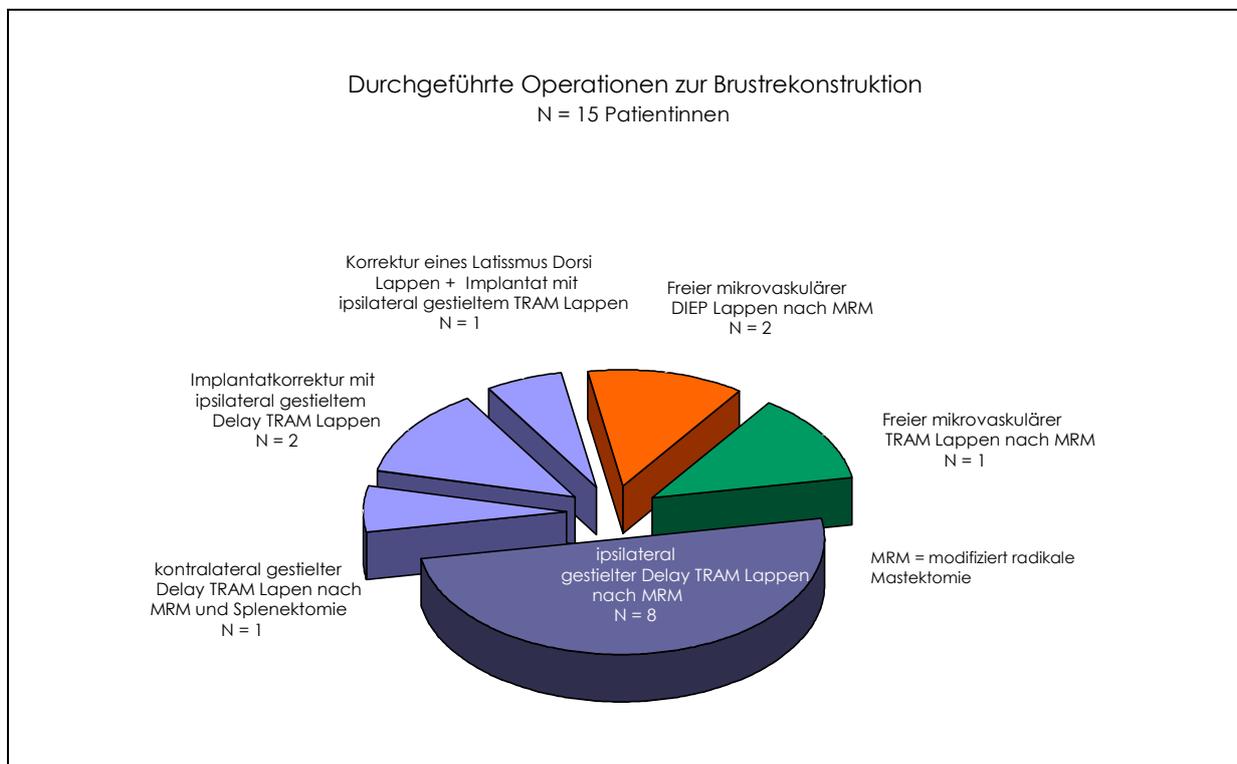
Risikofaktoren	Beschreibung	Patientenzahl
Raucheranamnese	Keine Raucheranamnese	n = 10
	1 bis 10 pro Tag	n = 2
	10 bis 20 pro Tag	n = 1
	mehr als 20 pro Tag	n = 1
	früher mehr als 20 pro Tag	n = 1
Body Mass Index (BMI) kg/m ²	Normal BMI 20-24,9	n = 8
	Adipositas Grad 1 BMI 25-29,9	n = 5
	Adipositas Grad 2 BMI 30-40	n = 2
	Adipositas Grad 3 BMI > 40	n = 0
Narben der Bauchdecke	LOQ(Splenektomie)	n = 1
Vasculäre Erkrankungen	Hypertonus	n = 5
	Diabetes	n = 0
Adjuvante Therapie des Mammakarzinoms		Patientenzahl
	weder Strahlen- noch Chemoth.	n = 5
	adjuvante Chemotherapie	n = 5
	adjuvante Strahlentherapie	n = 2
	Chemo- und Strahlentherapie	n = 2
	Chemo-/Strahlenth. (M. Hodgkin)	n = 1

Die Brustrekonstruktion wurde bei drei Patientinnen als Sofort-, bei neun als Sekundär- (mittlere Latenz 29 Monate; Min.: 5, Max.: 85) und bei drei Patientinnen als Tertiärrekonstruktion durchgeführt (durchschnittliche Latenz zwischen Korrektur und Rekonstruktion 106 Monate, Min.: 17, Max.: 180).

3.2 Brustrekonstruktion

Die Brustrekonstruktion erfolgte bei 12 Patientinnen mit dem gestielten TRAM Lappen (ipsilateraler TRAM Lappen: n = 11, kontralateral infolge Splenektomienarbe: n = 1). Eine Patientin wurde mittels einem freien kontralateralen TRAM Lappen und zwei Risikopatientinnen mittels einem freien Unterbauch-Perforatorlappen operiert (s. Grafik 1). Bei 13 Patientinnen (12 gestielte, ein freier TRAM Lappen) wurden vor der Lappentransposition die unteren, oberflächlichen und tiefen, epigastrischen Gefäße auf der Seite des geplanten Muskelgefäßstiels als ambulanter Eingriff unterbunden (= vaskuläres Lappen „Delay“). Der stationäre Aufenthalt belief sich durchschnittlich auf 14,4 Tage (Min.: 9, Max.: 20). Die Nachbehandlung und Folgeuntersuchungen erstreckten sich durchschnittlich über 9,5 (Min.: 0,75, Max.: 18) Monate.

Grafik 1:
Brustrekonstruktion von N= 15 Patientinnen:



3.2.1 Anästhesie

Alle Patienten wurden in standardisierter Isofluran/Lachgas-Vollnarkose operiert. Der inspiratorische Sauerstoffgehalt lag konstant bei 35%. Der Operationssaal wurde auf 23 Grad °C temperiert. Der Temperaturverlust über die Haut des Patienten reduzierte sich durch Lagerung auf einer Heizmatte sowie Verwendung von Infusions-Erwärmern. Es erfolgten regelmäßig arterielle Blutgasanalysen, arterielle systolische und diastolische Blutdruckmessungen, sowie Messungen der Körper- und Raumtemperatur. Zur Infektionsprophylaxe erhielten die Patienten intraoperativ ein Cephalosporin der 3. Generation.

3.2.2 Postoperative Betreuung

Die Lagerung der Patientinnen erfolgte postoperativ mit aufgerichtetem Oberkörper, um den venösen Abstrom des TRAM Lappens zu erleichtern und um die Spannung der Bauchdecke zu reduzieren. Nach intraoperativer Gabe von 1000ml Dextran (Molekulargewicht 70000 Dalton) wurde unmittelbar postoperativ und für die folgenden fünf Tage 250 ml Dextran (Molekulargewicht 40000 Dalton) zur Verbesserung der Mikrozirkulation infundiert. Zur Infekt- und Thromboseprophylaxe wurde ein Cephalosporin für 5 Tage bzw. ab dem ersten postoperativen Tag täglich niedermolekulares Heparin verabreicht. Der Brust wurde ein Wärmefell aufgelegt, um eine Auskühlung des Lappentransplantates zu verhindern.

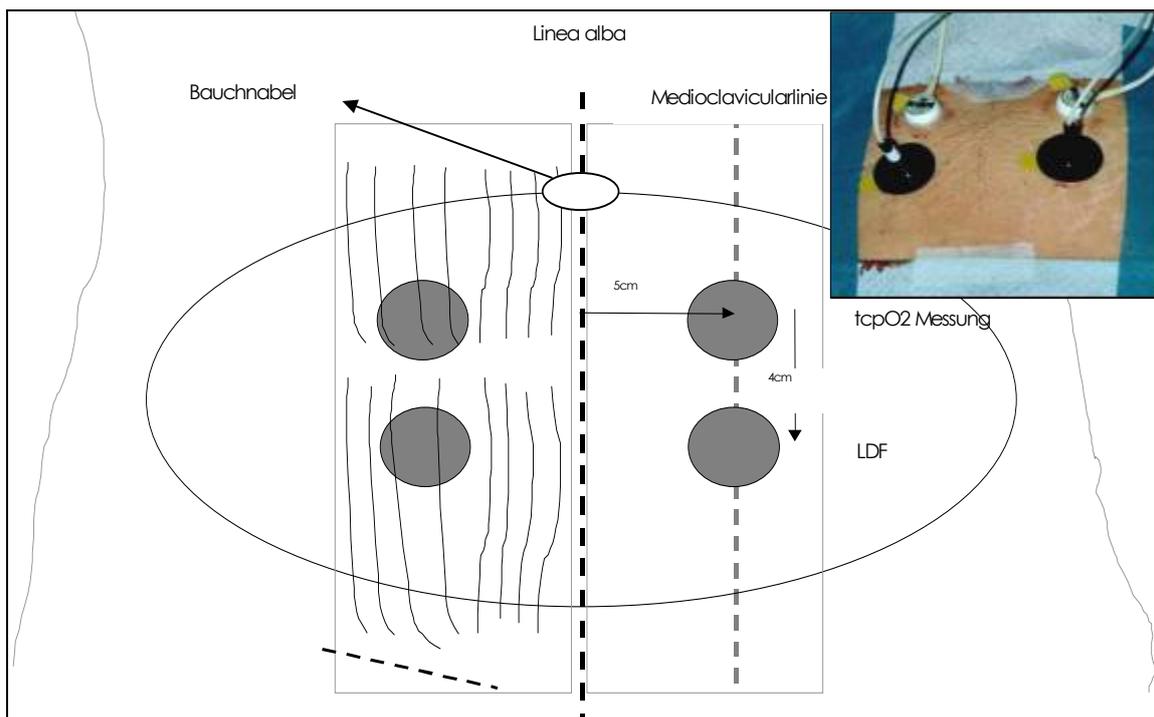
Nach dem stationären Aufenthalt erfolgte die Beurteilung des Operationsergebnisses durch ambulante Kontrollen, wobei zwischen einem komplikationsfreien postoperativen Verlauf und operationspflichtigen Wundheilungsstörungen (Hautnekrosen, Lappenteilnekrosen) sowie morphologisch-funktionellen Störungen (Bauchwandschwäche/-instabilität) durch den Hebedefekt unterschieden wurde.

3.3 Durchblutungsmessungen

3.3.1 Verteilung der Messpunkte

Zur Messung der Hautperfusion und des transkutanen Sauerstoffpartialdrucks wurden zwei Messpunkte auf der Seite des – in Phase 1 noch geplanten – Muskelgefäßstiels (Seite des „Delay“) und symmetrisch dazu auf der Gegenseite bestimmt. Die Areale waren so gewählt, dass sie nach Lappenhebung zum einen über der Muskelinsel (Zone 1) und zum anderen über der Lappenperipherie (Zone 2) lagen. Das Zentrum der Messflächen für die tcpO₂ Messung war drei cm unterhalb einer gedachten Horizontalen durch den Bauchnabel und jeweils fünf cm von der Linea alba entfernt. Die Messpunkte für die Laser-Doppler Messung befanden sich jeweils vier cm unterhalb davon.

Abbildung 11:
Anordnung der Messareale:



3.3.2 Spenderregion und gestielter TRAM Lappen

Am Tag vor der Operation wurde die Durchblutung der Spenderregion als Referenzwert unter Ruhebedingungen gemessen. Ziel der präoperativen Durchblutungsmessungen war:

- a) Untersuchung der Wirkung des Lappen „Delay“ auf die Durchblutung der Bauchdecke. Ermittelt wurden Durchblutungsunterschiede zwischen der Seite des „Delay“ und der unbehandelten Lappenseite. Die Ergebnisse der anschließenden Messungen wurden als prozentualer Anteil des Ruhewertes (= normalisierte Werte) angegeben.

Die Laser-Doppler Untersuchungen und die transkutanen Sauerstoffpartialdruck-Messungen wurden intraoperativ und bis zum siebten postoperativen Tag fortgesetzt. Die Ziele der intra- und postoperativen Durchblutungsmessungen waren wie folgt:

- b) Charakteristik der Lappen-Durchblutung im Zusammenhang mit den Operationsschritten der Lappentransposition (Phase 2-7).
- c) Darstellung des Durchblutungszustands und der Vitalität des „Delay“ TRAM-Lappens in der Einheilung (Phase 8-11).
- d) Untersuchung der Effektivität des Blutflusses über die Lappen-Mittellinie hinaus durch Vergleich der Durchblutungsparameter der stielfernen mit denen der stielnahen Lappenseite.

Nach den Ruhemessungen am Abend vor der Operation (Phase 1) wurden die Messungen zu 10 definierten Zeitpunkten (Phase 2-11) durchgeführt (siehe Tab.: 2 und Ausklapp-Legende: letzte Seite). Die erste intraoperative Messung erfolgte nach der Narkoseeinleitung. In dieser Phase war der Lappen noch nicht umschnitten. In Phase 3 war der gesamte Hautlappen umschnitten und die gefäßstielferne Hälfte des TRAM Lappens bis zum medialen Rand des Rektusmuskels auf der Seite des vorgesehenen Muskelstiels gehoben. Die stielnahe Hälfte des Lappens war zu diesem Zeitpunkt nur umschnitten. Während der dritten intraoperativen Messung (Phase 4) war der gesamte Lappen inklusive der Muskelinsel gehoben. In dieser

Phase war der gesamte Lappen nur noch über die Muskelinsel und über die Gefäßäste der AESP durchblutet. Die nächste intraoperative Messung (Phase 5) erfolgte nach Transposition des Lappens auf den Thorax. Vor Ausleiten der Narkose (Phase 6) erfolgte die letzte intraoperative Messung. Eine Stunde später (Phase 7) wurde die erste postoperative Untersuchung durchgeführt. Die postoperativen Messungen erfolgten in zweitägigen Intervallen vom ersten postoperativen Tag (Phase 8) bis zum siebten Tag nach der Operation (Phase 11).

*Tabelle 2:
Zeitpunkte der Durchblutungsmessungen (s. auch Ausklappseite):*

Messung	Beschreibung des Messzeitpunktes
Präoperativer Zeitraum	
Phase 1	Am Abend vor der Operation
Intraoperativer Zeitraum	
Phase 2	Patient ist in Narkose vor Hautschnitt
Phase 3	Stielferne Seite des TRAM Lappens gehoben
Phase 4	Gesamter TRAM Lappen gehoben
Phase 5	TRAM Lappen nach Tunneldurchzug
Phase 6	TRAM Lappen nach Einpassung, vor Narkoseausleitung
Postoperativer Zeitraum	
Phase 7	Patient im Aufwachraum
Phase 8	Am 1. postoperativen Tag 11-12 Uhr
Phase 9	Am 3. postoperativen Tag 11-12 Uhr
Phase 10	Am 5. postoperativen Tag 11-12 Uhr
Phase 11	Am 7. Postoperativen Tag 11-12 Uhr

Die Vitalität des gestielten „Delay“ TRAM Lappens wurde postoperativ klinisch durch Untersuchung des Hautkolorits (rosig, blass, marmoriert, zyanotisch), der Lappentemperatur (körperwarm, kühl) und der Rekapillarierungs-Geschwindigkeit der Haut bewertet.

3.3.3 Kontrollparameter

Zur Überwachung der Untersuchungsbedingungen wurden bei jeder Einzelmessung die in Tabelle 3 aufgelisteten 12 Parameter bestimmt.

Tabelle 3:
Die Kontrollparameter:

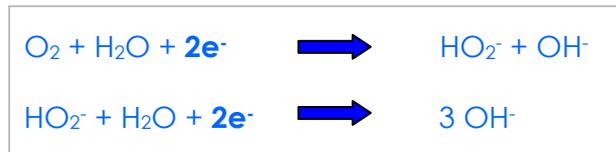
Kontrollparameter:	
Temp. Axillär (Grad Celsius)	paO ₂ (mmHg)
Temp. Rektal (Grad Celsius)	pa CO ₂ (mmHg)
Temp. Raum (Grad Celsius)	O ₂ -Sättigung (%)
HF (Schläge/Min)	Hb präoperativ (g/dl)
RR sys/dias (mmHg)	Hb intraoperativ (g/dl)
Luftdruck (mmHg)	Hb postoperativ (g/dl)

3.4 Transkutane Messung des Sauerstoffpartialdrucks (tcpO₂)

Die transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung ist ein nicht-invasives Verfahren zur Bestimmung der Sauerstoffversorgung der Haut. Da die Sauerstoffversorgung der Haut eng im Zusammenhang mit der Durchblutung des kutanen Kapillarbetts steht, kann der Sauerstoffgehalt über systemische Blutgaswerte und über die Effektivität der Hautperfusion Aufschluss geben. Ursprünglich ist diese Methode im Jahr 1969 von Huch (Huch et al. 1969) entwickelt und zur „unblutigen“ Blutgasanalyse in der Neonatologie eingesetzt worden. Vor allem die Untersuchung der Durchblutung bei chronisch venöser Insuffizienz, peripherer arterieller Verschlusskrankheit oder diabetischer Mikroangiopathie ist ein Anwendungsbereich der tcpO₂-Messung geworden.

Zum ersten Mal ist im Jahr 1950 von Montgomery und Horwitz (Montgomery und Horwitz 1950) der kutane Sauerstoffpartialdruck durch die polarographische Meßmethode mit intrakutanen Nadelelektroden ermittelt worden. Bei der Polarographie werden Sauerstoffmoleküle an einer Edelmetallelektrode reduziert, wenn eine Polarisationsspannung von 650 mV bis 850 mV zwischen Kathode und Referenzanode anliegt. Bei dem Verfahren kommt es zu einer chemischen und elektrischen Reaktion. Der Strom, der bei dieser Reaktion entsteht, ist proportional zur Anzahl der an der Edelmetallelektrode reduzierten Sauerstoffmoleküle und damit proportional zum Sauerstoffpartialdruck.

Elektrochemische Reaktion bei der polarographischen Messmethode:



Bereits im Jahr 1851 hat Gerlach experimentell bewiesen, dass bei der „Hautatmung“ sowohl Sauerstoff als auch Kohlendioxid über die Haut ausgetauscht werden können (Gerlach 1851). Die Technik der intrakutanen Polarographie nach Horowitz und Montgomery ist 1956 von Clark modifiziert worden (Clark 1956). Die erwähnte elektrochemische Reaktion läuft bei der Clark Sonde hinter einer dünnen Membran ab. Diese Membran ist für Gase, vor allem für Sauerstoff, permeabel und isoliert die Elektroden vor Umgebungseinflüssen. Als Membranmaterial dient Teflon oder Cellophan. Der durch die Epidermis und durch die Sondenmembran diffundierende Sauerstoff wird mit Hilfe einer Elektrode erfasst. Diese Elektrode besteht aus einer Mikrokathode und einer Anode, an die eine Polarisationsspannung angelegt wird. Die transepidermal und durch die Sondenmembran diffundierenden Sauerstoffmoleküle erzeugen einen messbaren Strom, der direkt proportional zur Anzahl der O_2 -Moleküle und somit zum Sauerstoffpartialdruck der Haut ist (Clark 1956). Mit dieser Sonde konnten Evans und Naylor bei einer Hauttemperatur von durchschnittlich 35,4 °C (Grad Celsius) einen mittleren Sauerstoffpartialdruck von – nur - 0,85 mmHg messen (Evans und Naylor 1967). Der arterielle $p\text{O}_2$ einer Blutgasanalyse liegt zum Vergleich physiologisch bei Werten zwischen 77-100 mmHg. Zu dem Gefälle in Richtung der Hautoberfläche tragen der Sauerstoffabfall entlang des arteriellen Schenkels der Kapillaren [$\Delta p\text{O}_2(\text{cap})$], der Sauerstoffverbrauch in der gefäßlosen Epidermis [$\Delta p\text{O}_2(\text{ev})$] und der Verbrauch in der Hornschicht der Epidermis [$\Delta p\text{O}_2(\text{ed})$] bei (Huch et al. 1981). Der transkutan gemessene Sauerstoffpartialdruck setzt sich demnach zusammen aus:

Zusammensetzung des transkutanen Sauerstoffpartialdrucks:

$$\text{transkutaner Sauerstoffpartialdruck } (t_c p\text{O}_2) = p_a\text{O}_2 - \Delta p\text{O}_2(\text{cap}) - \Delta p\text{O}_2(\text{ev}) - \Delta p\text{O}_2(\text{ed})$$

Durch oxidative Stoffwechselprozesse nimmt der Sauerstoffpartialdruck im Gewebe ab. Die Verringerung des Sauerstoffpartialdrucks innerhalb der Epidermis wird als relativ konstant angesehen. Der Sauerstoffgradient über den konsumierenden Schichten der Epidermis wird in der Literatur mit fünf mmHg angegeben (Huch et al. 1981).

Der arterielle Sauerstoffpartialdruck nimmt unter physiologischen Bedingungen von etwa 100 mmHg am Beginn der Kapillare auf fünf mmHg am Kapillarapex ab. Zu diesem Abfall um 95 mmHg kommt es neben dem geringen O₂-Konsum durch das perikapilläre Bindegewebe vor allem durch einen O₂-Shunt zwischen dem venösen und dem arteriellen Schenkel der Hautkapillaren. Diese liegen nur 15-13 Mikrometer auseinander, so dass die Sauerstoffmoleküle aufgrund des Gradienten leicht vom arteriellen zum venösen Schenkel diffundieren können (Gasaustausch-Modell nach Grossmann und Lübbers). Damit wird der Kapillarapex umgangen, der so einen niedrigeren O₂-Partialdruck aufweist als der venöse kapilläre Schenkel. Das Ausmaß des O₂-Shunts hängt von der Stärke der Hautdurchblutung ab und wird durch die zirkulatorische Hyperbel nach Lübbers beschrieben: Der O₂-Shunt nimmt mit zunehmender Kapillarperfusion ab. Bei einer maximalen Durchblutung der Gefäße, wie zum Beispiel bei einer Hyperämie infolge Hauterwärmung, ist dieser Shunt sogar fast nicht mehr nachweisbar (Grossmann und Lübbers 1981).

Mittels eines technischen Tricks, nämlich einer beheizbaren Anode, ist eine Erwärmung der Haut und die nötige Steigerung der Hautdurchblutung erreicht worden (Huch et al. 1981). Zum Erwärmen der Haut werden Heizdrähte um die Anode gewickelt. Um die Heiztemperatur konstant zu halten, wird die Heizeinrichtung über einen Thermistor reguliert. Wird die Hautoberfläche auf 43-45 Grad Celsius erwärmt, führt eine maximale Weitstellung der präkapillären Sphinkteren zu einem Anstieg der kutanen Durchblutung. Dadurch sinken die Sauerstoffaffinität des Hämoglobins und der O₂-Shunt zwischen den Kapillarschenkeln. Es kommt zu einem Anstieg des Sauerstoffpartialdrucks am Kapillarapex auf über 130 mmHg, dem ein Anstieg des transkutanen Sauerstoffstroms zur Oberfläche der Haut folgt. An der Oberfläche kann nun ein Sauerstoffpartialdruck von etwa 100 mmHg gemessen werden. Der Abfall an der Hautoberfläche ergibt sich aus dem metabolischen Sauerstoffverbrauch des vitalen Gewebes bei 43-45 Grad Celsius von etwa 30 mmHg. Der metabolische Verbrauch ist in gesunder Haut weitgehend konstant (Huch et al. 1981).

Letztlich kann aufgrund oben angegebener Modifikationen an der Oberfläche gesunder Haut ein Wert registriert werden, der dem Sauerstoffpartialdruck in den kutanen Arteriolen weitgehend entspricht (Tremper und Shoemaker 1981). Bei der gesunden Haut eines Neugeborenen zeigt sich eine gute Korrelation zwischen transkutan ermittelten tcpO_2 Werten und dem ermittelten pO_2 -Wert einer arteriellen Blutgasanalyse (Tremper und Shoemaker 1981, Eberhard et al. 1983, Goeckenjahn und Strasser 1977).

Über den transkutanen Sauerstoffpartialdruck erhält man Rückschluss auf den arteriolen pO_2 , den Sauerstoffgehalt und -haushalt und zuletzt auch auf die Hautdurchblutung des untersuchten Gewebes.

3.4.1 Gerätebeschreibung:

Zur transkutanen Sauerstoffpartialdruck-Messung wurden zwei baugleiche Registriergeräte Typ Oxymonitor[®] und Oxykapnomonitor[®] SMK 363 und jeweils eine Sonde vom Typ Transoxode[®] der Firma Marquette-Hellige/Freiburg im Breisgau verwendet. Die Sonden entsprechen einem polarographischen Meßgrößenumformer nach Clark. Sie bestehen aus drei Platin-Mikrokatoden, die in Glaskapillaren eingeschlossen sind. Der Durchmesser der Spitze beträgt $15\mu\text{m}$. Die Referenzanode besteht aus Silberchlorid und ist als ein geschlossener Ring um die drei Platin-Mikrokatoden angeordnet. Die Elektroden werden mit einer Elektrolytlösung des Herstellers angefeuchtet und mit einer permeablen Membran bespannt. Die Membran hat eine Stärke von $25\mu\text{m}$ und besteht aus Teflon. Die Sonde hat ein Gewicht von 3,2g, einen Durchmesser von 20 mm und eine Höhe von neun mm. Zum Befestigen der Sonde auf der Haut, und um die Sondenmembran luftdicht von der Umgebung abzuschließen, wird sie mit einem doppelseitigen Klebering auf der Haut angebracht. Zwischen Sonde und Haut trägt man einen Tropfen Kontaktflüssigkeit auf. Die Sauerstoffmoleküle diffundieren bei der Messung transepidermal durch das Kontaktmittel, durch die Teflonmembran und durch die Elektrolytlösung um schließlich an den Sondenelektroden einen messbaren Strom zu induzieren. Angeschlossen wird die Sonde an einem Registrierteil, an dem auch die gewünschte Kerntemperatur eingestellt werden kann.

3.4.2 Untersuchungsablauf

Die Messung erfolgte am liegenden Patienten, der vor Messbeginn mindestens eine halbe Stunde an die konstanten Umgebungsbedingungen akklimatisiert wurde. Vor Beginn der Messungen wurden Elektroden und Registriergerät geeicht. Zur Kalibrierung genügen zwei Referenzpunkte, da die Eichkurve einer Clark Sonde linear verläuft (Huch et al. 1981). Die Referenzpunkte sind der absolute Nullpunkt und der aktuelle Sauerstoffpartialdruck der Raumluft. Der aktuelle Sauerstoffpartialdruck der Luft ist vom Luftdruck der Atmosphäre und Wasserdampfdruck abhängig. Ein Barometer im Oxykapnomonitor[®] misst den aktuellen Luftdruck, um den momentanen Luft-pO₂ zu ermitteln. Infolge ständiger Veränderung der Atmosphäre schwankt der pO₂ Wert der Luft etwa zwischen 147 und 152 mmHg. Eine Eichung gegen Null, als zweiten Bezugspunkt, erreicht man durch das Verwenden einer vom Hersteller bereitgestellten Null-Lösung. Diese Lösung wird auf die Membran gegeben, um den Nullpunkt festzulegen. Um eine Verfälschung der Messergebnisse infolge Verunreinigungen, Schäden an der Membran und Verdunstung der Elektrolytflüssigkeit vorzubeugen, wurde die Sonde vor der Verwendung bei jedem Patienten sorgfältig mit einem speziellen Reinigungsset gewartet. Nach Reinigung der Sonde wurde die Membran anschließend durch eine hochwertige neue Membran mit frischer Elektrolytflüssigkeit ersetzt. Befanden sich zwischen Sonde und Membran Luftbläschen, wurde der Vorgang wiederholt. Bei jeder individuellen Messung wurde in der Studie zur Hyperämiesierung eine Sondenheiztemperatur von 44 Grad Celsius eingestellt. Anschließend wurde die Messstelle mit 80 prozentigem Alkohol von Fett und Verunreinigungen gesäubert. Nach der Reinigung wurde der Klebering luftdicht aufgeklebt. Die Sondenkabel wurden mit Klebeband am Körper fixiert, um Zug an der Messsonde zu verhindern. Jede Messung dauerte so lange, bis sich ein konstanter Wert, der maximal um zwei mmHg schwankte, eingependelt hatte. Dieser Vorgang dauerte im Durchschnitt 15 Minuten.

3.5 Messung des kutanen Laser-Doppler Flusses (LDF)

Eine Möglichkeit zur nicht-invasiven Quantifizierung der Hautdurchblutung ist die Laser-Doppler Fluss-Messung (LDF). Das Verfahren zeichnet sich durch eine einfache Bedienungsweise aus und bietet dem Untersucher die Möglichkeit, kurzfristig eine Aussage über den Durchblutungszustand des Gewebes zu machen. Es findet vorwiegend Anwendung in der Angiologie, Phlebologie, Dermatologie und der Chirurgie. Im Vergleich zur transkutanen Sauerstoffpartialdruck-Messung ist die Laser-Doppler Fluss-Messung eine junge Methode zur Quantifizierung der Hautdurchblutung. Sie beruht auf den technischen Grundlagen von Stern (Stern 1975) und ist 1977 von Holloway und Watkins in die klinische Anwendung eingeführt worden (Holloway und Watkins 1977).

Die vier wesentlichen Bauteile eines Laser-Dopplers sind eine monochromatische Laserlichtquelle, optische Lichtleiter, ein Photodetektor und weitere Signalprozessierungsschritte, um das Laser-Doppler Fluss-Signal zu erzeugen. Das Messprinzip beruht auf dem Doppler-Effekt³. Über einen Lichtleiter wird monochromatisches Licht eines Lasers an die Hautoberfläche geleitet. Das Licht dringt in die Haut ein, trifft dort sowohl auf bewegte als auch auf unbewegte Strukturen, und es kommt zu den Phänomenen der Transmission, Absorption und Reflexion. Bei sich bewegenden Strukturen handelt es sich zu mehr als 99 % um Erythrozyten und zu einem Prozent um weitere zelluläre Blutbestandteile. Treten Lichtphotonen in die Haut ein, so überwiegen die Reflexionsphänomene gegenüber den Absorptionsphänomenen. Lichtphotonen, die von bewegten Teilchen reflektiert werden, ändern nach dem optischen Dopplereffekt ihre Wellenlänge und ihre Frequenz. Werden sie hingegen an statischen Teilchen reflektiert, so erfahren sie nur eine Richtungsänderung und behalten ihre Wellenlänge und Frequenz. Diese Frequenzänderung (Frequenzshift) durch den Dopplereffekt hängt im Wesentlichen von der Fließgeschwindigkeit der Erythrozyten ab. Durch die unterschiedlichen Geschwindigkeiten entsteht ein ganzes Spektrum neuer Frequenzen.

Das auf diese Weise in der Haut reflektierte und zum Teil frequenzveränderte Licht wird über fiberoptische Lichtleiterkabel zu einem Photodetektor geleitet. Hier wird es als Frequenzshift aufgenommen und in elektrische Signale umgewandelt. Anschließend wird es von einem analogen Signalprozessor weiterverarbeitet. In der

³ Christian Johannes Doppler, 1803-1853, Wien, Prag

Signalprozesskette trennt ein „High-Pass Filter“ den Gleichstrom- und Wechselstromanteil des Photostroms. Ein sogenannter „ ω -weighting“ Filter filtert Frequenzen heraus, denen kein Frequenzshift an den Erythrozyten zugrunde liegt, sondern ein Shift, der durch Bewegung des Messareals bzw. Frequenzen, die durch „Rauschen“ entstanden sind. Am Ende der Kette wird das Signal von weiteren Schaltelementen quadriert und integriert (Wardell et al. 1993). Mittels spezieller Rechenoperationen lässt sich dann das Laser-Doppler Signal „Flux“ als Maß für die Perfusion im Messvolumen berechnen.

Berechnung des Laser-Doppler Fluss-Signals:

$$\text{Laser-Doppler Fluss (LDF)} = \text{Konzentration} \times \text{mittlere Geschwindigkeit der Erythrozyten im Messvolumen in [AU]}$$

Das Laser-Doppler Signal „Flux“, das auch als Perfusion bezeichnet wird, entspricht einer elektrischen Spannung und wird entweder in Millivolt (mV) oder in arbitraren Werten (AU = Arbitrary Units bzw. PU = Perfusion Units) angegeben. Theoretisch lassen sich drei weitere Signale empfangen. Messbar ist die Geschwindigkeit der Erythrozyten im Messvolumen (= Velocity in mm/s), die Konzentration der sich im Messvolumen bewegend Teilchen (CMBC = Concentration of Moving Blood Cells) und die mittlere Intensität des vom Gewebe reflektierten Lichts (TB = Total Backscatter). Der CMBC Wert steigt linear mit der Anzahl der Blutzellen im Messvolumen. Alle errechneten Werte sind keine Absolutwerte und müssen immer in Relation zum Ausgangswert gesehen werden. Die Signale werden in der Regel nie Null, da prinzipiell immer eine Motilität der Gefäßwand oder der Blutzellen nachweisbar ist.

Die Messtiefe, in der das Laser-Doppler Signal erzeugt wird, ist nicht eindeutig zu bestimmen. Experimentelle Ansätze haben gezeigt, dass die Messtiefe von der Sondenometrie, vom Gewebe, der Homogenität der Hautdurchblutung und der Gefäßverteilung abhängt (Johansson et al. 1991, Jakobsson und Nilsson 1993). Sind oberflächliche Hautareale schwächer durchblutet, so haben stark perfundierte tiefere Areale einen größeren Einfluss auf das Laser-Doppler Signal. Insgesamt liegt die mittlere Messtiefe im subpapillären Gefäßplexus, wo auch der größte Anteil des Doppler Signals erzeugt wird. Das Messvolumen entspricht am ehesten einem hemisphärischen Volumen mit einem Durchmesser von etwa 1-1,5 mm. Daraus wird

ersichtlich, dass mit dem Laser-Doppler Fluss nicht nur der nutritive kapilläre Blutfluss erfasst wird, sondern die Perfusionsverhältnisse der thermoregulativen Strombahn im subpapillären Gefäßplexus dargestellt werden können. Die Eindringtiefe des Laser-Dopplers bei normaler Durchblutung wird mit mindestens 0,6 – 1,5 mm angegeben (Öberg-PA 1984), das Licht kann aber auch bis zu drei mm tief in die Hautschichten eindringen (Johansson et al. 1991).

3.5.1 Gerätebeschreibung

Zur Laser-Doppler Messung wurde das Zweikanal Laser-Doppler Gerät Periflux[®] PF 4001 Master der Firma Perimed[™], Stockholm/Schweden verwendet. Dieser Laser-Doppler generiert mittels zweier Class 3A Laser-Dioden divergente, kontinuierliche Lichtwellen mit einer Wellenlänge von 780nm. Als Messsonden wurden zwei Standardsonden (PF 408, Perimed[™], Stockholm/Schweden), die jeweils aus drei fiberoptischen Kanälen bestehen, verwendet. Jede Messsonde hat eine maximale Leistung von 2,2 mW. Ein Kanal dient der Leitung des Laserlichts zur Messstelle, der andere empfängt das reflektierte Licht und leitet es zum Photodetektor. Der dritte Kanal hat lediglich stabilisierende Funktion. Der Abstand zwischen den Kanälen beträgt 0,25 mm. Die Sondenspitze besteht aus Kunststoff, in dem die drei Kanäle in elastischem Füllmaterial gelagert sind. Über ein 2,5 m langes fiberoptisches Kabel sind die Sonden mit dem Empfangsgerät verbunden.

Die Bandbreite für die Laser-Doppler Shift Messung liegt bei 20-25 kHz (Perimed 1992 Manual). Ein PU/AU ist ein arbiträrer Wert und entspricht 10 mV. Das Gerät Periflux[®] PF 4001 Master generiert die vier Einzelsignale Flux, CMBC, Velocity und TB. Diese Signale werden bereits im Gerät über einen AD-Wandler digitalisiert, einer Tiefpassfilterung unterzogen und über eine Schnittstelle auf einen Computer übertragen. Die weitere Datenverarbeitung und Wertebestimmung erfolgten mit dem Softwareprogramm Perisoft[®] unter MS-DOS.

3.5.2 Untersuchungsablauf:

Vor Beginn der Laser-Doppler Messung wurde der Patient im Liegen mindestens eine halbe Stunde an die Umgebungsbedingungen des Untersuchungsraumes akklimatisiert. Vor den Untersuchungen wurde der Laser-Doppler, entsprechend den Vorgaben des Herstellers, durch eine Zweipunktkalibration geeicht. Die Zweipunktkalibration erfolgte mit Hilfe des Kalibrationssets (PF 100 Calibration Device, Perimed™, Stockholm/Schweden). Die Sonden des Laser-Dopplers wurden zur Messung über einen Plastiksondenhalter (PF 104, Perimed™, Stockholm/Schweden) mittels eines doppelseitigen Kleberings auf der Haut befestigt. Die Sondenkabel wurden fixiert, um eine Bewegung und Knickbildung der empfindlichen Lichtleiter zu verhindern. Ruckartige Bewegungen wurden wegen der Bewegung der Sonden und der Beeinflussung der Messergebnisse vermieden, außerdem wurde auf Sprechen während der Untersuchung verzichtet. Es wurden absolute Werte eines artefaktfreien Mess-Intervalls von mindestens 15 Minuten Dauer im Messprotokoll notiert.

3.6 Datenverarbeitung

Die Datenaufzeichnung des Laser-Doppler Signals erfolgte mittels des Computer-Programms Perisoft 4.41[®] unter MS-DOS 6.22 auf einem IBM PC (80386 CPU, 66 MHz, 20 MB RAM, 512 MB). Als Betriebssysteme wurden MS-DOS 6.22, und Microsoft Windows95 verwendet. Die Auswertung aller Daten erfolgt auf einem IBM Laptop (CPU 333Mhz, 64 MB, 6.4 GB). Die Daten wurden mit Hilfe der Programme Microsoft EXCEL 2000 und Microsoft ACCESS 2000 ausgewertet. Die Grafiken wurden im Programm Microsoft EXCEL 2000, POWERPOINT 2000 und WORD 2000 sowie Adobe PHOTOSHOP unter dem Betriebssystem Windows98 erstellt.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte unter Betreuung des Instituts für Biometrie und Epidemiologie (IBE) der Ludwig-Maximilians-Universität München. Die statistische Auswertung der Durchblutungsparameter erfolgte mittels des Student's t-Test für verbundene Stichproben. Die Tests wurden mit Hilfe des Statistikprogramms SAS 8.2[®] unter dem Betriebssystem UNIX 2.4.4[®] sowie dem Statistikprogramm SPSS 10.0[®] unter dem Betriebssystem Windows98[®] ausgearbeitet. Ein p-Wert kleiner oder gleich 0,05 war statistisch signifikant.

4. Ergebnisse

Die Ruhedurchblutung der Spenderregion konnte bei 13 Patientinnen nach „Delay“ Manöver (Total n = 15) und bei fünf Patientinnen vor Durchführung des „Delay“ Manövers gemessen werden. Intra- und postoperativ wurden bei 12 Patientinnen die Durchblutungsparameter des gestielten „Delay“ TRAM Lappens erhoben und der postoperative Heilungsverlauf bewertet. Eine Patientin musste von der Datenauswertung ausgeschlossen werden, da sie die Kriterien für standardisierte Untersuchungsbedingungen nicht erfüllte. Bei der Auswertung der intra- und postoperativen Daten verringerte sich deshalb die Patientenzahl auf n = 11.

4.1 Allgemeine Daten zur Operation

Der durchschnittliche Zeitraum zwischen „Lappendelay“ und Brustrekonstruktion war 31 Tage (Min.: 9, Max.: 66). Die Brustrekonstruktion (gestielter Delay TRAM Lappen) dauerte vom Hautschnitt bis zur Hautnaht im Durchschnitt 5,61 Stunden (Min.: 4,5; Max.: 7,5). Die durchschnittliche Narkosedauer belief sich auf 7,59 Stunden (Min.: 5,5; Max.: 9,5). Bei muskel- und faszienschonender Operationstechnik wurden im Durchschnitt rund 60% (Min.: 40; Max.: 80) des Musculus rectus abdominis entnommen. Bei sieben Patientinnen wurde die Bauchwand mit einem Kunstgewebenetz verstärkt.

Tabelle 4:
Operationsdaten beim ipsilateral gestielten „Delay“ TRAM Lappen n = 12:

Operationsdaten TRAM Flap (N=12)	Mittel	Min	Max	Stabw.
Zeitraum des Delays (Tage):	30,50	9,00	66,00	19,30
Dauer der Operation (Stunden):	5,61	4,50	7,50	0,94
Dauer der Narkose (Stunden):	7,59	5,50	9,50	1,11
Anteil des Muskelstiels (% des M. rec. abd.)	56,42	50,00	80,00	12,04

Alle Patienten erhielten eine standardisierte Vollnarkose und eine konstante inspiratorische Sauerstoffkonzentration von 35 Prozent. Die anästhesiologischen Parameter sind in Tabelle 5 aufgeführt.

*Tabelle 5:
Anästhesiologische Messgrößen:*

Meßgrößen	Mittel	Min.	Max.	Stabw.
Stickoxydul (N ₂ O) Konzentration Volumen%:	62,78	50,00	65,00	5,07
Isofluran Konzentration:	0,57	0,30	0,80	0,14
Hämoglobinkonz. präoperativ (g/dl):	12,98	11,00	15,10	1,30
Hämoglobinkonz. Narkoseeinleitg.(g/dl):	10,96	10,10	12,10	1,30
Hämoglobinkonz. postoperativ (g/dl):	8,95	7,70	10,80	1,08
Zufuhr von Kristalloiden (ml):	3622,22	2500,00	5500,00	1070,95
Zufuhr von Kolloiden (ml):	922,22	500,00	1500,00	392,99
Ausscheidung Urin (ml):	1335,71	650,00	2500,00	700,43

4.2 Operationsergebnis

4.2.1 Morbidität der Spenderregion

In vier Fällen wurde nach durchschnittlich 24 Tagen (Min.: 13, Max.: 45) klinisch und sonografisch ein Serom im Bereich der Entnahmestelle beobachtet, welches konservativ behandelt wurde. Bei einer Patientin trat trotz Verbleibens von 50% des lateralen Rektusmuskels klinisch eine sichtbare Vorwölbung im Sinne einer Rektusdiastase auf.

4.2.2 Wundheilungsstörungen des Lappens

Nicht operationspflichtige Wundheilungsstörungen:

Bei drei Patientinnen kam es aufgrund einer venösen Stauung lateral der Zone 2 zu Wundheilungsstörungen im Sinne von Hautnekrosen. Diese wurden konservativ behandelt. Fettgewebnekrosen konnten wir bei einer Patientin mittels Fettabsaugung im Rahmen einer Korrekturoperation entfernen.

Operationspflichtige Wundheilungsstörungen:

Bei einer Risikopatientin mit multiplen Risikofaktoren (Adipositas Grad 1, BMI = 29 kg/m², Z.n. adjuvanter Radiatio und Chemotherapie) erforderte eine stielferne Lappenteilnekrose bei klinischer und intraoperativ verifizierter venöser Insuffizienz die Teilresektion des Lappens.

4.3 Durchblutungsmessungen

4.3.1 Kontrollparameter

Die Durchblutungsmessungen konnten unter konstanten Untersuchungsbedingungen durchgeführt werden. Die Mittelwerte der Vital-, Labor- und Umgebungsparameter sind in Tabelle 8 aufgelistet.

Tabelle 6:
Die Kontrollparameter:

Systolischer Blutdruck (mmHg)					Diastolischer Blutdruck (mmHg)				Herzfrequenz Schläge/Min.			
Zeitpunkt	Mittelw.	Max.	Min.	Stabw.	Mittelw.	Max.	Min.	Stabw.	Mittelw.	Max.	Min.	Stabw.
phase 1	130	190	110	22,3	79	100	70	10,0	78	100	60	12,5
phase 2	95	126	65	17,4	59	72	39	13,8	61	100	45	14,3
phase 3	98	110	88	7,5	63	74	50	8,4	60	89	46	11,4
phase 4	101	113	90	8,1	61	70	50	7,7	63	83	45	10,4
phase 5	104	120	90	8,2	63	75	50	9,0	67	104	46	15,9
phase 6	112	160	83	23,4	68	110	42	20,2	71	97	50	13,8
phase 7	124	150	75	26,5	74	90	45	15,2	94	108	78	10,0
phase 8	127	145	105	11,6	75	90	60	10,0	88	120	72	13,4
phase 9	132	190	105	22,2	76	100	60	11,6	91	112	76	12,0
phase 10	141	190	120	20,1	84	100	70	11,9	87	120	72	14,9
phase 11	129	170	90	25,7	78	100	50	15,0	85	110	72	12,3
paO ₂ in mmHg					Hämoglobin g/l				Sättigung in %			
Zeitpunkt	Mittelw.	Max.	Min.	Stabw.	Mittelw.	Max.	Min.	Stabw.	Mittelw.	Max.	Min.	Stabw.
phase 1		keine Analysen			130	151	110	13,0		keine Analysen		
phase 2	166	195	121	22,5	110	121	101	7,7	99	99	99	0,3
phase 3	171	213	132	21,6	100	125	84	12,2	99	99	99	0,3
phase 4	173	212	139	20,0	95	114	77	12,3	99	99	99	0,4
phase 5	166	198	126	19,3	90	120	68	13,4	99	99	99	0,3
phase 6	172	205	130	22,9	90	108	77	10,8	99	99	99	0,3
phase 7		keine Analysen				keine Analysen				keine Analysen		
phase 8					84	100	70	10,6				
phase 9		keine Analysen			92	108	76	11,5		keine Analysen		
phase 10												
phase 11		keine Analysen				keine Analysen				keine Analysen		
Temperatur rektal (°C)					Temperatur peripher (°C)				Temperatur Raum (°C)			
Zeitpunkt	Mittelw.	Max.	Min.	Stabw.	Mittelw.	Max.	Min.	Stabw.	Mittelw.	Max.	Min.	Stabw.
phase 1	37	38	37	0	37	37	36	0,4	22	23	21	0,6
phase 2	36	37	34	1	36	37	35	0,4	22	24	21	0,8
phase 3	35	36	34	1					23	24	21	0,9
phase 4	35	36	34	1	keine Analyse				23	24	22	0,8
phase 5	35	37	34	1					23	24	22	0,8
phase 6	36	37	35	1	36	37	36	0,5	23	24	22	0,7
phase 7	37	38	36	1	36	37	35	0,7	23	24	22	0,8
phase 8	38	38	37	0	37	38	36	0,4	22	24	22	0,6
phase 9	38	38	37	0	37	38	37	0,4	22	23	22	0,6
phase 10	38	38	37	0	37	38	36	0,3	22	23	21	0,5
phase 11	37	38	37	0	37	38	37	0,3	22	23	22	0,3

4.3.2 Ruhedurchblutung Spenderregion

4.3.2.1 Ruhedurchblutung ohne vaskuläres „Delay“

Die Laser-Doppler Flussmessung der Spenderregion ergab bei fünf Patientinnen ohne „Delay“ Manöver durchschnittlich 11,67 AU (Stabw.: 4,98) auf der Gegenseite und 11,58 AU (Stabw.: 3,72) auf der Seite des geplanten Muskelstiels. Der mittlere Unterschied zwischen beiden Seiten betrug 0,09 AU. Der tcpO₂ Ruhewert der Spenderregion war durchschnittlich 61,00 mmHg (Stabw.: 9,54) auf der stielfernen und 59,33 mmHg (Stabw.: 9,30) auf der stielnahen Seite der Bauchdecke. Der Unterschied zwischen beiden Seiten belief sich auf durchschnittlich 1,67 mmHg.

4.3.2.2 Ruhedurchblutung bei vaskulärem „Delay“

Durchschnittlich 30 Tage (Stabw.: 19,5) nach dem „Delay“-Verfahren betrug der durchschnittliche Laser-Doppler Fluss auf der Seite des „Delay“ in Ruhe 17,5 AU (Stabw.: 7,52). Der tcpO₂ Mittelwert der Bauchdecke derselben Seite lag bei 61,00 mmHg (Stabw.: 9,28). Auf der Gegenseite ohne Ligatur war der LDF-Mittelwert bei 10,56 AU (Stabw.: 4,24) und der tcpO₂-Mittelwert bei 68,39 mmHg (Stabw.: 8,40). Nach dem „Delay“ war der kutane Laser-Doppler Fluss bei 13 Patientinnen auf der Seite mit „Delay“ um durchschnittlich 6,93 AU signifikant höher ($p < 0,01$) als auf der Seite ohne Gefäßligatur. Der transkutane Sauerstoffpartialdruck war auf der Seite der Gefäßligatur um durchschnittlich 7,8 mmHg signifikant niedriger ($p < 0,01$) als auf der Gegenseite.

Tabelle 7:

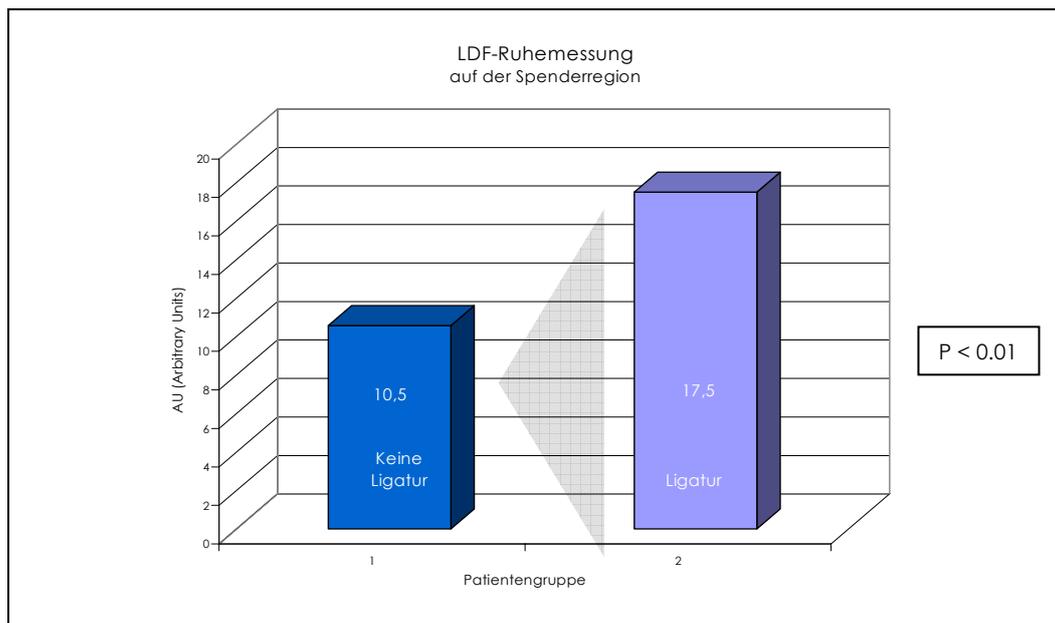
Laser-Doppler Ruhemessung auf beiden Lappenseiten n = 13 Patientinnen:

Messung Phase1	Seite ohne Ligatur		Seite mit Gefäßligatur		Statistik			
N=13	Zone2		Zone1		Differenz			
	Mittelwert	Stabw.	Mittelwert	STABW	Diff.-Mittel	Stabw.	P-Wert	Wahrsch.
Laser Doppler Flow	10,56	4,22	17,5	7,51	6,93	6,24	0,0017	p < 0,01

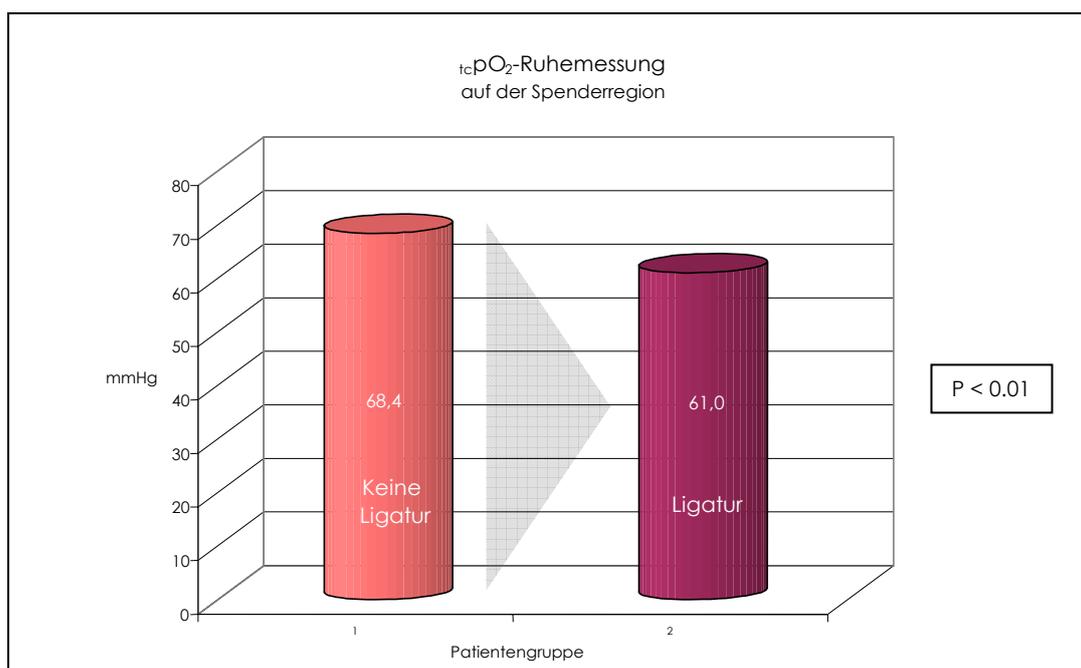
Tabelle 8:
Mittelwerte der tcpO₂-Ruhemessung auf beiden Lappenseiten n = 13 Patientinnen:

Messung Phase1 N=13	Seite ohne Ligatur		Seite mit Gefäßligatur		Statistik			
	Mittelwert	Stabw.	Mittelwert	STABW	Differenz			
					Diff.-Mittel	Stabw.	p-Wert	Wahrsch.
tcpO₂	68,39	8,402	61	9,28	-7,38	6,81	0,0021	p < 0,01

Grafik 2:
Darstellung des Laser-Doppler Flusses der Patienten mit „Delay“ (n = 13) in Ruhe (Phase1) auf beiden Seiten der Spenderregion:



Grafik 3:
Darstellung des tcpO₂ der Patienten mit „Delay“ (n = 13) in Ruhe (Phase1) auf beiden Seiten der Spenderregion:



4.3.3 Durchblutung im Verlauf der Lappentransposition

In den folgenden Grafiken sind die Ergebnisse (normalisierte Werte in Prozent) der Laser-Doppler Fluss- und der transkutanen Sauerstoffpartialdruck-Messungen im Bereich der stielfernen (Zone 2) und der stielnahen (Zone 1) Lappenseite von n = 11 Patientinnen zu den einzelnen chirurgischen Präparationsschritten und in der postoperativen Heilungsphase dargestellt. Die mit „*“ bzw. „§“ markierten Mittelwerte sind statistisch signifikant nachweisbare Veränderungen im Vergleich zur vorausgegangenen Messung.

Laser-Doppler Fluss:

Grafik 4:

Darstellung der Mittelwerte der Laser-Doppler Fluss-Messung auf dem gefäßstielnahen und -fernen Bereich des TRAM Lappens:

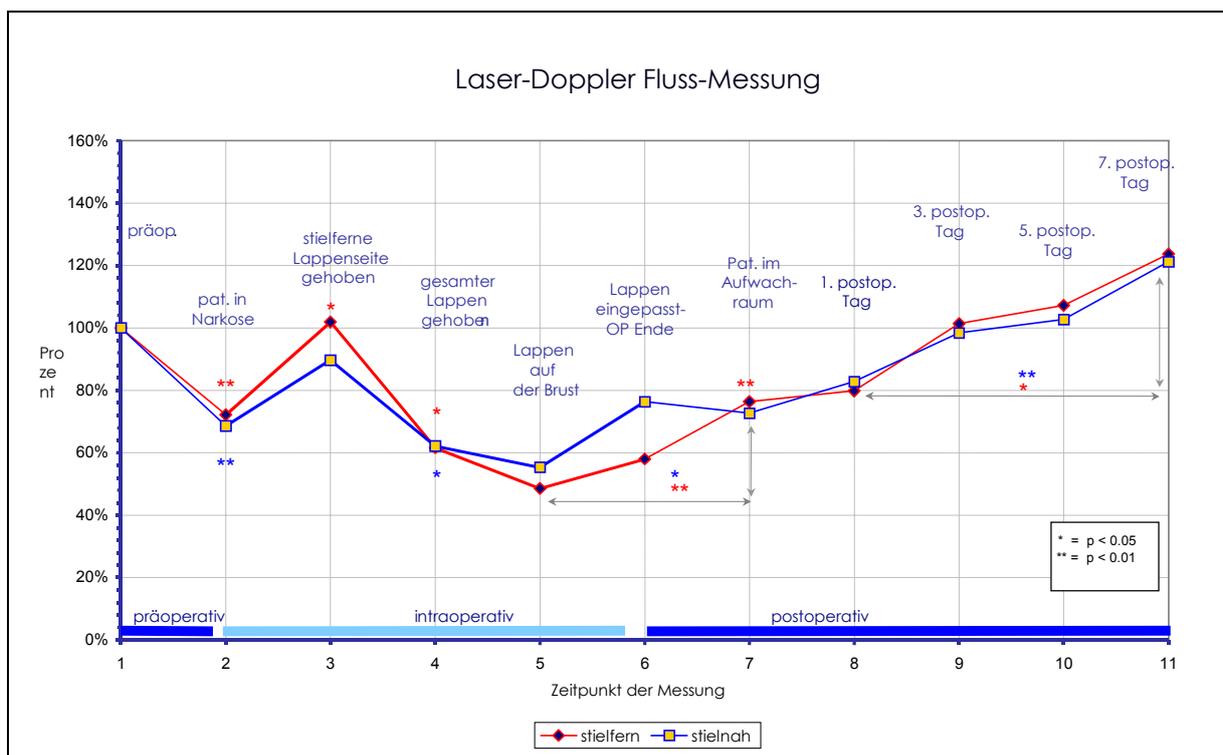


Tabelle 9:

Ergebnisse der Laser-Doppler Fluss-Messung auf dem gefäßstielnahen (Zone1) und –fernen (Zone2) Bereich des TRAM Lappens:

Messphase	LDF-Ergebnisse Zone1		LDF-Ergebnisse Zone2	
	Mittelwert	Stabw.	Mittelwert	Stabw.
Phase 1	100,00%	0,00%	100,00%	0,00%
Phase 2	68,64%	31,27%	72,16%	33,35%
Phase 3	89,66%	39,78%	101,88%	59,55%
Phase 4	62,15%	21,64%	61,59%	22,32%
Phase 5	55,37%	28,96%	48,58%	22,63%
Phase 6	76,42%	33,42%	58,05%	27,25%
Phase 7	72,73%	22,66%	76,39%	20,28%
Phase 8	82,82%	32,36%	79,84%	33,74%
Phase 9	98,42%	50,56%	101,34%	39,52%
Phase10	102,70%	34,04%	107,21%	31,38%
Phase11	121,18%	48,19%	123,74%	42,95%

Tabelle 10:

Ergebnisse der Laser-Doppler Fluss-Messung auf der stielnahen Lappenseite.

Angabe signifikanter Unterschiede der LDF-Werte zwischen zwei aufeinanderfolgenden Messphasen:

Analyse	stielnahe Lappenseite			
	Diff.	Diff. Stabw.	T-Test/p-Faktor	Signifikanz
*	*	*	*	*
Phase 1-2	31,36%	31,27%	0,0035	p < 0,01
Phase 2-3	-16,60%	38,80%	0,1865	ns
Phase 3-4	27,51%	34,97%	0,0261	p < 0,05
Phase 4-5	6,78%	22,80%	0,3475	ns
Phase 5-6	-21,00%	39,65%	0,1088	ns
Phase 6-7	3,69%	25,58%	0,6427	ns
Phase 7-8	-10,10%	27,12%	0,2454	ns
Phase 8-9	-15,60%	33,41%	0,1525	ns
Phase 9-10	-4,30%	41,62%	0,7403	ns
Phase10-11	-44,30%	-18,50%	0,1414	ns
Phase 5-7	-17,36%	24,70%	0,0420	p < 0,05
Phase 8-11	-38,45%	38,07%	0,0070	p < 0,01

Tabelle 11:

Ergebnisse der Laser-Doppler Fluss-Messung auf der stielfernen Lappenseite.

Angabe signifikanter Unterschiede der LDF-Werte zwischen zwei aufeinanderfolgenden Messphasen:

Analyse	stielferne Lappenseite			
	Diff.	Diff. Stabw.	T-Test/p-Faktor	Signifikanz
*	*	*	*	*
Phase 1-2	27,84%	33,34%	0,0109	p < 0,01
Phase 2-3	-33,70%	50,85%	0,0524	p < 0,05
Phase 3-4	40,29%	51,61%	0,0270	p < 0,05
Phase 4-5	13,01%	26,99%	0,1410	ns
Phase 5-6	-9,50%	25,45%	0,2456	ns
Phase 6-7	-18,30%	17,55%	0,0061	p < 0,01
Phase 7-8	-3,40%	27,77%	0,6896	ns
Phase 8-9	-21,50%	44,01%	0,1361	ns
Phase 9-10	-5,90%	37,07%	0,6110	ns
Phase10-11	-16,50%	32,56%	0,1231	ns
Phase 5-7	-27,82%	24,53%	0,0040	p < 0,01
Phase 8-11	-43,82%	55,67%	0,0260	p < 0,05

Transkutaner Sauerstoffpartialdruck:

Grafik 5:
Darstellung der Mittelwerte der $tcPO_2$ Messung auf dem gefäßstielnahen und –fernen Bereich des TRAM Lappens:

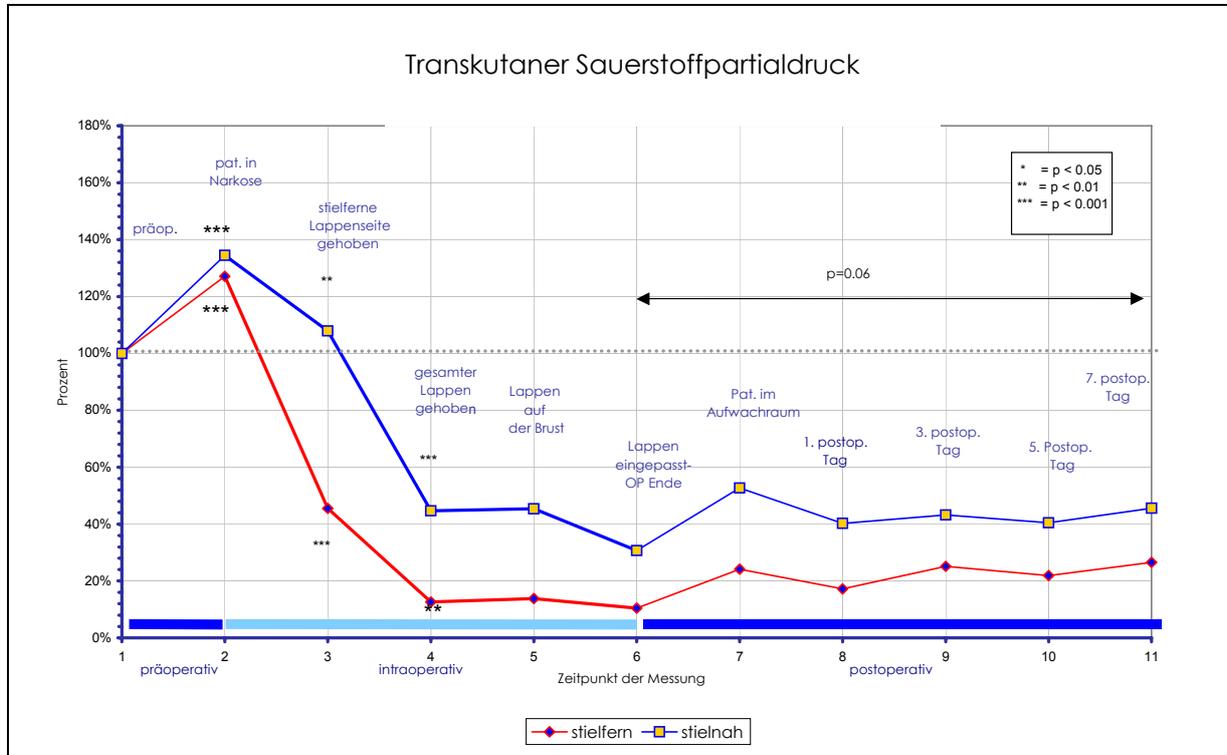


Tabelle 12:
Ergebnisse der $tcPO_2$ auf dem gefäßstielnahen (Zone1) und –fernen (Zone2) Bereich des TRAM Lappens:

Messphase	$tcPO_2$ -Ergebnisse Zone1		$tcPO_2$ -Ergebnisse Zone2	
	Mittelwert	Stabw.	Mittelwert	Stabw.
Phase 1	100,00%	0,00%	100,00%	0,00%
Phase 2	134,48%	27,53%	127,08%	15,73%
Phase 3	107,93%	31,50%	45,49%	36,88%
Phase 4	44,67%	37,03%	12,64%	22,22%
Phase 5	45,42%	39,74%	13,81%	27,80%
Phase 6	30,68%	37,99%	10,45%	18,73%
Phase 7	52,68%	29,84%	24,14%	30,76%
Phase 8	40,26%	28,07%	17,22%	18,09%
Phase 9	43,18%	25,09%	25,17%	27,55%
Phase 10	40,45%	29,60%	21,93%	24,98%
Phase 11	45,60%	30,95%	26,53%	25,19%

Tabelle 13:

Ergebnisse der tcpO₂-Messung auf der stielnahen Lappenseite.

Angabe signifikanter Unterschiede der tcpO₂-Werte zwischen zwei aufeinanderfolgenden Messphasen:

stielnahe Lappenseite				
Analyse	Diff.	Diff. Stabw.	T-Test/p-Faktor	Signifikanz
*	*	*	*	*
Phase 1-2	-34,50%	27,53%	0,0007	p < 0,001
Phase 2-3	28,98%	41,86%	0,0445	p < 0,05
Phase 3-4	63,27%	41,11%	0,0005	p < 0,001
Phase 4-5	-0,80%	20,15%	0,9041	ns
Phase 5-6	14,74%	38,80%	0,2363	ns
Phase 6-7	-22,00%	40,35%	0,1006	ns
Phase 7-8	12,42%	26,83%	0,1556	ns
Phase 8-9	-2,90%	24,35%	0,6989	ns
Phase 9-10	2,73%	15,68%	0,5763	ns
Phase10-11	5,20%	10,71%	0,1417	ns
Phase 5-7	7,36%	48,80%	0,6280	ns
Phase 8-11	-5,18%	30,60%	0,5087	ns
Phase 6-11	-14,82%	23,69%	0,065	~ p < 0,05

Tabelle 14:

Ergebnisse der tcpO₂-Messung auf der stielfernen Lappenseite.

Angabe signifikanter Unterschiede der tcpO₂-Werte zwischen zwei aufeinanderfolgenden Messphasen:

stielferne Lappenseite				
Analyse	Diff.	Diff. Stabw.	T-Test/p-Faktor	Signifikanz
*	*	*	*	*
Phase 1-2	-27,10%	15,73%	0,0001	p < 0,001
Phase 2-3	82,36%	42,47%	0,0001	p < 0,001
Phase 3-4	32,85%	30,98%	0,0056	p < 0,01
Phase 4-5	-1,20%	12,24%	0,7578	ns
Phase 5-6	3,36%	26,54%	0,6834	ns
Phase 6-7	-13,70%	26,22%	0,1139	ns
Phase 7-8	6,92%	27,82%	0,4286	ns
Phase 8-9	-7,90%	21,00%	0,2381	ns
Phase 9-10	3,24%	8,02%	0,2103	ns
Phase10-11	-4,60%	3,23%	0,1293	ns
Phase 5-7	-10,18%	42,78%	0,4480	ns
Phase 8-11	-9,36%	18,96%	0,1320	ns
Phase 6-11	-16,00%	25,43%	0,063	~ p < 0,05

4.3.4 Perfusion über die Mittellinie

Die Sauerstoffversorgung über die Mittellinie:

Die mit „§“ markierten Säulen beschreiben einen in dieser Messphase signifikant nachweisbaren Unterschied zwischen der stielfernen und der stielnahen Lappenseite.

Grafik 6:

Statistische Auswertung: Signifikante Unterschiede des transkutanen Sauerstoffpartialdrucks zwischen der stielfernen und der stielnahen Seite des TRAM Lappens:

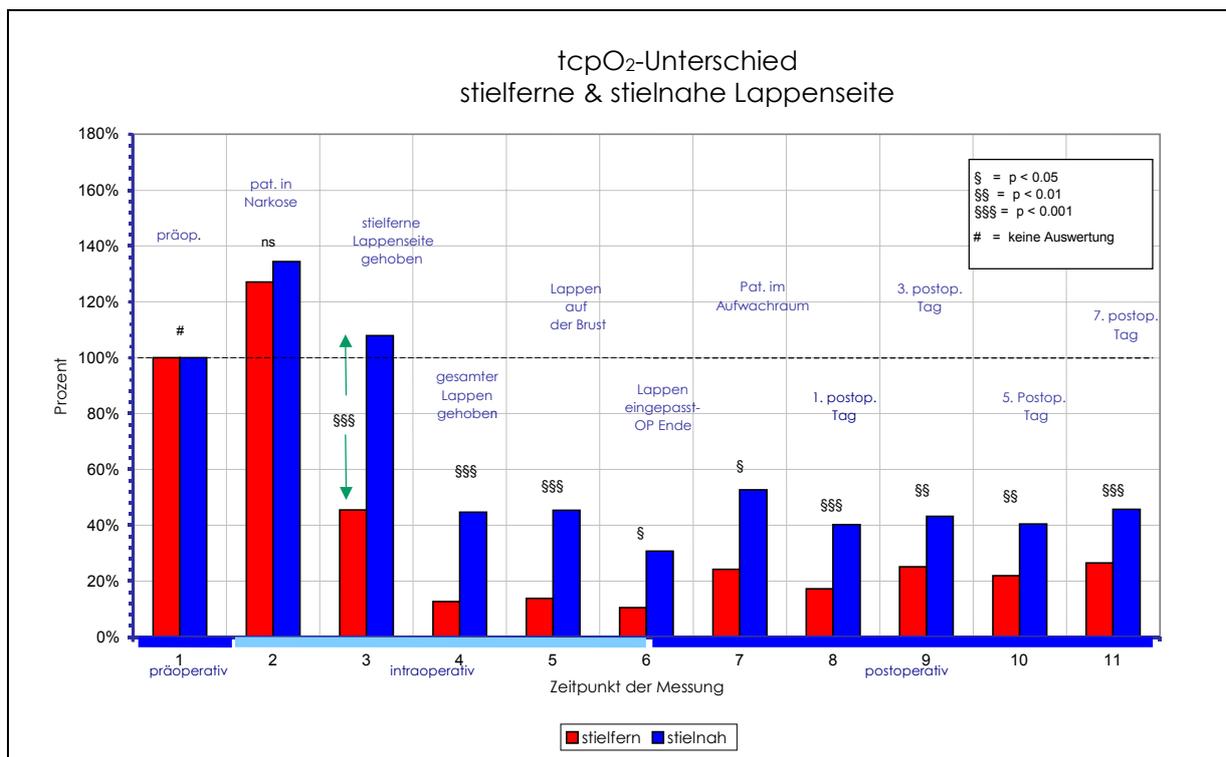


Tabelle 15:

Statistische Auswertung: signifikante und nicht signifikante Unterschiede des tcpO₂ zwischen der stielfernen (Zone2) und -nahen (Zone1) Lappenseite:

Messphase	Statistik			
	Diff. Zone1-2	Diff. Stabw.	T-Test, p-Faktor	Signifikanz
Phase 1	*	*	*	*
Phase 2	7,40%	20,56%	0,219	ns
Phase 3	62,44%	28,20%	0,0001	p < 0,001
Phase 4	32,03%	24,41%	0,001	p < 0,001
Phase 5	31,61%	20,09%	0,0004	p < 0,001
Phase 6	20,23%	27,23%	0,034	p < 0,05
Phase 7	28,54%	40,36%	0,041	p < 0,05
Phase 8	23,03%	17,23%	0,001	p < 0,001
Phase 9	18,01%	18,25%	0,008	p < 0,01
Phase10	18,52%	15,59%	0,003	p < 0,01
Phase11	19,07%	12,60%	0,001	p < 0,001

Die tcpO₂ Werte waren auf der stielfernen Seite ab (Phase 3) bis zum letzten Tag der Durchblutungsmessungen (Phase 11) sowohl intraoperativ als auch im postoperativen Beobachtungszeitraum schwächer als im Bereich der Lappenbasis. Die Differenzen zwischen beiden Lappenseiten betragen im Maximum 62% nach der Hebung der stielfernen Lappenseite und im Minimum 18% in Phase 9. Intraoperativ lag der Unterschied des transkutanen Sauerstoffpartialdrucks zwischen der stielnahen und der stielfernen Lappenseite bei durchschnittlich über 20%. Die festgestellten Unterschiede waren stets signifikant nachweisbar.

Die kutane Durchblutung über die Mittellinie hinaus:

Die mit „§“ markierten Messzeitpunkte beschreiben einen in dieser Messphase signifikant nachweisbaren Unterschied der LDF-Werte zwischen der stielfernen und der stielnahen Lappenseite.

Grafik 7:

Statistische Auswertung: Signifikante Unterschiede des kutanen Laser-Doppler Flusses zwischen der stielfernen und der stielnahen Seite des TRAM Lappens:

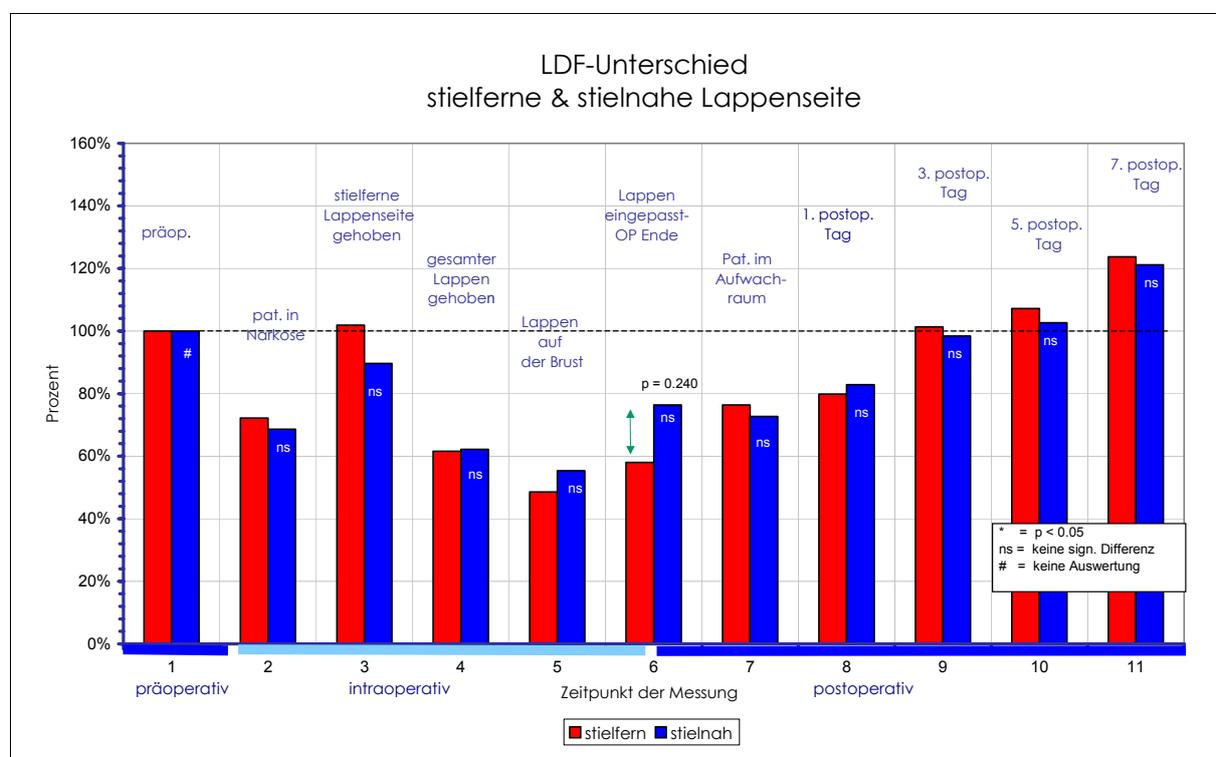


Tabelle 16:

Statistische Auswertung: signifikante und nicht signifikante Unterschiede des LDF zwischen der stielfernen (Zone2) und -nahen (Zone1) Lappenseite:

Messphase	Statistik			
	Diff. Zone1-2	Diff. Stabw.	T-Test, p-Faktor	Signifikanz
Phase 1	*	*	*	*
Phase 2	-3,50%	40,30%	0,759	ns
Phase 3	-12,20%	72,72%	0,590	ns
Phase 4	0,56%	34,04%	0,958	ns
Phase 5	6,79%	24,72%	0,384	ns
Phase 6	18,37%	48,79%	0,240	ns
Phase 7	-3,70%	30,82%	0,702	ns
Phase 8	2,98%	50,31%	0,848	ns
Phase 9	-2,90%	46,34%	0,839	ns
Phase10	-4,50%	48,21%	0,763	ns
Phase11	-2,60%	44,66%	0,853	ns

Im Gegensatz zum transkutanen Sauerstoffpartialdruck konnte bei der Messung des kutanen Laser-Doppler Flusses intra- und postoperativ kein signifikanter Unterschied zwischen der stielfernen und der stielnahen Lappenseite nachgewiesen werden. Die mittlere Intensität des kutanen Laser-Doppler Flusses lag nach Hebung des Lappens inklusive der Muskelinsel (Phase 4) auf beiden Seiten bei durchschnittlich 62%. In Phase 5 zeigten die Mittelwerte einen tendenziellen Unterschied von durchschnittlich 6,79% (n.s.) und in Phase 6 von durchschnittlich 18,37% (n.s.) Eine Stunde nach der Operation (Phase 7) konnte sich die Hautdurchblutung auf der stielfernen Seite signifikant auf einen Mittelwert von 76% steigern, der bereits wieder der Intensität der stielnahen Seite (73%) entsprach. Der mittlere kutane Laser-Doppler Flusses auf der stielfernen und der stielnahen Lappenseite zeigte im gesamten postoperativen Zeitraum (Phase 8-11) eine nahezu gleichwertige Intensität.

5. Diskussion

5.1 Methodik:

5.1.1 Transkutane Sauerstoffpartialdruck-Messung zum Lappenmonitoring

Knote und Bohmert beschrieben 1977 den Einsatz der transkutanen Sauerstoffpartialdruck-Messung in der plastischen und rekonstruktiven Chirurgie zur postoperativen Beurteilung der Durchblutung freier Hautlappenplastiken (Knote und Bohmert 1977). 1980 zeigte Achauer tierexperimentell und klinisch, dass sich mit Hilfe der tcpO₂-Messung eine zuverlässige Aussage über die Vitalität von Lappenplastiken treffen lässt (Achauer et al. 1980).

Der Sauerstoffhaushalt eines Hautmuskellappens wird durch O₂-Angebot und O₂-Verbrauch geregelt. Der transkutane Sauerstoffpartialdruck hängt deshalb hauptsächlich von der Lappenperfusion, dem arteriellen paO₂ entlang der Lappengefäße, dem Sauerstoffkonsum des Lappengewebes und der Lappenarchitektur ab. Sind Cardiac Index⁴, Lappenarchitektur, arterieller paO₂ und die Untersuchungsbedingungen weitgehend konstant, führt ein unzureichendes Sauerstoffangebot - z.B. infolge einer beeinträchtigten arteriellen oder venösen Durchblutung des Lappens - zu einem Absinken des tcpO₂ (Liss und Liss 2000). Seit den Untersuchungen an Replantaten und freien Lappenplastiken von Smith und Mitarbeitern (Smith et al. 1980, Smith et al. 1983), und von Serafin (Serafin et al. 1981) werden der transkutanen Sauerstoffpartialdruck-Messung Sensitivität und Spezifität bezüglich der Beurteilung des Durchblutungszustandes von Lappenplastiken bescheinigt. Der tcpO₂ Wert wird als indirekter Indikator für die Lappendurchblutung angesehen, der die Sauerstoffversorgung und auch den Sauerstoffkonsum des Lappengewebes widerspiegelt (Achauer und Black 1984).

5.1.2 Laser-Doppler Fluss-Messung zum Lappenmonitoring

Die Laser-Doppler Fluss-Messung ist eine der häufigsten Methoden zur apparativen Überwachung von Lappenplastiken (Hirigoyen et al. 1995). Das Verfahren wurde 1977 von Holloway und Watkins in die klinische Anwendung eingeführt (Holloway und Watkins 1977). Bei der Laser-Doppler Fluss-Messung kann der kutane Blutfluss

⁴ Cardiac Index = Cardiac Output/Körperoberfläche in [ml/sec/m²]

quantitativ und kontinuierlich erfasst werden. Es ist möglich, dynamische Veränderungen der Hautperfusion ohne Zeitverzögerung direkt zu beobachten (Bongard und Bounamenaux 1993). Sowohl Clinton (Clinton et al. 1991) als auch Yuen und Feng (Yuen und Feng 2000) zeigten, dass der Untersucher mit Hilfe der Laser-Doppler Technik eine Kompromittierung der versorgenden Gefäße eines Hautlappens sogar noch vor dem Auftreten klinischer Symptome identifizieren kann.

Die Intensität der kutanen Perfusion eines muskulokutanen Lappens wird vorwiegend von der Lappendurchblutung über den Lappenstiel, der Regulation der kutanen Mikrozirkulation und den Lappendimensionen bestimmt. Das Laser-Doppler Signal eines muskulokutanen Lappens ist deshalb bei konstantem Cardiac Index, konstanten Lappenausmaßen und konstanten Untersuchungsbedingungen vorwiegend von seiner arteriellen und venösen Durchblutung abhängig. Eine Beeinträchtigung der arteriellen oder venösen Perfusion geht mit einer Abnahme der Fließgeschwindigkeit einher. Sie resultiert in beiden Fällen in einer Abnahme des Laser-Doppler Signals (Mailänder et al. 1994, Jenkins et al. 1988). Aufgrund dieses Verhaltens kann damit der aktuelle Durchblutungszustand einer Lappenplastik und sein Verlauf sehr gut beurteilt werden. Die Laser-Doppler Fluss-Messung gilt als präzises, nicht-invasives Verfahren zur Quantifizierung der Mikrozirkulation einer Lappenplastik und liefert reproduzierbare, verlässliche Ergebnisse (Yuen und Feng 2000). Das Laser-Doppler Fluss-Signal zeigt unter physiologischen Bedingungen periodische Schwingungen. Als Ursache hierfür ist die Herzaktion sowie die Vasomotion der peripheren Gefäße zu nennen. Diese Schwingungen werden als Fluxmotion bezeichnet und sind bei fast jedem gesunden Patienten nachzuweisen (Franzeck et al. 1990). Es werden drei Formen der Fluxmotion unterschieden: Niederfrequente Wellen mit großer Amplitude (zwei bis 10 Wellen pro Minute), hochfrequente Wellen mit kleiner Amplitude (15-25 Wellen pro Minute) und pulssynchrone Wellen als Zeichen der Herzaktion (Hoffmann et al. 1991, Bongard und Fagrell 1990, Seifert et al. 1988).

5.1.3 Wertigkeit und Validität der tcpO₂- und LDF-Ergebnisse

Die tcpO₂- und LDF-Messung kann bei unveränderter Durchblutung über den Lappenstiel durch Störfaktoren beeinträchtigt werden. Da die tcpO₂-Messung von starken Schwankungen der Haut- und der Raumtemperatur (Lentner et al. 1991) beeinflusst werden kann, und auch das Laser-Doppler Signal im Bereich der thermoregulativen, arteriovenösen Shunts des subpapillären oberen dermalen Gefäßplexus generiert wird (Rendell et al. 1993), sind konstante oder standardisierte Umgebungsbedingungen notwendig. Durch exogene Faktoren wie Rauchen, vasoaktive Pharmaka oder auch Narkosegase können tcpO₂- (Lentner et al. 1991, Downing et al. 1981) und LDF-Ergebnisse (Ott 1993) missinterpretiert werden. Die Lagerung des Patienten (Bongard und Fagrell 1990) oder eine gesteigerte körperliche bzw. geistige Leistung des zu Untersuchenden (Wilkin und Trotter 1987) kann ebenfalls mit der Laser-Doppler Fluss-Messung interferieren. Unterschiedliche Körperregionen können zu Variationen der tcpO₂- (Takiwaki 1994) und LDF-Messergebnisse (Goldberg et al. 1990) führen. Die Durchblutungsmessungen können zusätzlich auch durch Messartefakte negativ beeinflusst werden. Durch eine Verschmutzung des Lichtauslasses, Dislokation der Doppler Sonde, technische Defekte und durch die Bewegung der empfindlichen Lichtleiterkabel können falsche Laser-Doppler Werte entstehen. Technische Artefakte und fehlerhafte tcpO₂- Messungen werden durch defekte Sonden oder durch einen mangelhaften Kontakt zur Haut verursacht.

Um in unserer Studie aussagekräftige Durchblutungsparameter zu erhalten, wurden Störfaktoren eliminiert und Untersuchungsbedingungen standardisiert. Störende Einflüsse durch die Narkose konnten aufgrund der Verwendung eines standardisierten Anästhesieschemas weitgehend vernachlässigt werden. In unserer Studie konnten die intraoperativen Untersuchungen unter konstanten Umgebungsbedingungen und Vitalparametern durchgeführt werden. Im postoperativen Zeitraum erhielten die Patienten keine Medikamente mit nachgewiesener vasoaktiver Wirkung. Auf diese Weise konnte der Einfluss von Pharmaka auf die Durchblutungsmessungen vernachlässigt werden. Im gesamten Studienzeitraum der Messungen wurde auf Nikotinkonsum verzichtet. Durch einheitliche Messareale wurden anatomisch bedingte Durchblutungsunterschiede behoben. Eine Beeinflussung durch die tageszeitlichen Schwankungen der

Hautdurchblutung und die Vasomotion konnten durch die Einhaltung definierter Messzeiten und durch die festgelegte Messdauer von mindestens 15 Minuten verringert werden. Messartefakte ließen sich bei der Datenanalyse entfernen. Technische Fehler waren bei der tcpO₂ Messung und der LDF-Messung durch den plötzlichen Sprung des Messwerts zu erkennen und konnten durch die Reapplikation, Reinigung der Sonde oder durch erneute Kalibrierung korrigiert werden.

Aufgrund der konstanten Untersuchungsbedingungen in unserer Arbeit wurden die Durchblutungsparameter des gestielten „Delay“ TRAM Lappens vorwiegend von der Veränderung der Durchblutungssituation der Spenderregion und intra- und postoperativ hauptsächlich von der Effektivität der arteriellen und venösen Lappenversorgung bestimmt. Die Auswirkungen der einzelnen Operationsschritte auf die Lappendurchblutung konnten unter diesen Bedingungen gut charakterisiert werden. Da auf beiden Lappenhälften bei jedem Patienten während der Messung identische Untersuchungsbedingungen herrschten, konnte eine hohe Aussagekraft bezüglich der Durchblutung über die Mittellinie erzielt werden.

Innerhalb unseres Patientenguts zeigte sich auch in Ruhe eine breite Streuung der absoluten Durchblutungsparameter. Unterschiedliche absolute Werte einer anatomischen Region zwischen verschiedenen Probanden wurden auch von anderen Autoren bei der tcpO₂ Messung (Nabawi et al. 1999, Tuominen et al. 1992, Ribuffo et al. 1997) und bei Laser-Doppler Untersuchungen (Tenland et al. 1983, Agner und Serup 1990) beschrieben. Diese Variabilität der Durchblutungsparameter liegt in der individuellen physiologischen Variabilität des kutanen Blutflusses. In unserer Arbeit war bei der Datenauswertung intraoperativ nur der Verlaufstrend der Durchblutung in Abhängigkeit vom Referenzwert entscheidend. Durch die Umrechnung in normalisierte Größen wurde eine gute Vergleichbarkeit der individuellen Lappenperfusion erzielt. Diese Art der Auswertung wird von zahlreichen Arbeitsgruppen angewendet, da absolute Laser-Doppler Werte als schlecht vergleichbar gelten (Yuen und Feng 2000). Da bei der Bewertung des Verlaufs der Lappendurchblutung nur Differenzen zwischen aufeinanderfolgenden Messzeitpunkten und bei der Evaluierung der „Transmidline Durchblutung“ nur Seitenunterschiede zu jeder Messphase individuell analysiert wurden, konnte eine hohe Vergleichbarkeit und Aussagekraft erreicht werden.

5.2 Durchblutung gestielter „Delay“ TRAM Lappen

5.2.1 Durchblutung während der Lappentransposition (Phase 2 bis 11)

Phase 2 (Patient ist in Narkose vor dem Hautschnitt):

Nach der Narkoseeinleitung stieg der transkutane Sauerstoffpartialdruck im Bereich der Spenderregion signifikant an. Der Laser-Doppler Fluss der Spenderregion sank in dieser Phase auf beiden Seiten signifikant ab. Das Ansteigen des tcpO₂ in Phase 2 kann trotz sinkendem kutanen Laser-Doppler Fluss z.B. durch den inspiratorischen Sauerstoffgehalt verursacht sein. Eine signifikante Zunahme des tcpO₂ nach Narkoseeinleitung wurde beim gestielten und freien TRAM Lappen auch von Tuominen und Mitarbeitern (Tuominen et al. 1992, 1993) beschrieben. Die Beatmung mit 35% Sauerstoff führte bei unseren Untersuchungen zu einem erhöhten arteriellen Sauerstoffpartialdruck von durchschnittlich 166,2 mmHg (Stabw.: 22,5). Nach Smith und Mitarbeitern (Smith et al. 1980) besteht ein direkter Zusammenhang zwischen dem tcpO₂ von Lappenplastiken und dem arteriellen Sauerstoffpartialdruck. Auch die Narkoseführung mit Lachgas (N₂O) und Isofluran in unserer Arbeit kann mit der tcpO₂ Messung interferieren und eine Erhöhung des tcpO₂ Wert verursachen.

Beim Absinken des Laser-Doppler Flusses können vasoaktive Effekte der Narkosegase Isofluran und Lachgas auf die Mikrozirkulation eine Rolle spielen, die in der Literatur kontrovers diskutiert werden. Eine Verminderung des kutanen Blutflusses und damit des Laser-Doppler Flusses ist auch durch einen abnehmenden Herzindex (Absinken des Blutdrucks von durchschnittlich 130/79 mmHg systolisch/diastolisch am Tag vor der Operation auf 95/59 mmHg nach Narkoseeinleitung und eine von 78 auf 61 Schläge pro Minute absinkende Herzfrequenz) denkbar.

Phase 3 (Stielferne Seite des TRAM Lappens gehoben):

Die Hebung der stielfernen Lappenhälfte ging mit einer signifikanten Steigerung der Hautdurchblutung einher. Auch auf der stielnahen Seite zeigte sich ein ansteigender Trend. In dieser Phase wurden auf beiden Lappenhälften die durchschnittlich höchsten Laser-Doppler Fluss-Werte gemessen.

Eine kutane Hyperämie bei initialer Lappenhebung wurde auch bei initialer Lappenpräparation des gestielten (Tuominen et al. 1992) und freien (Tuominen et al. 1993) sowie beim bilateral gestielten TRAM Lappen (Ribuffo et al. 1997) aufgezeigt.

Eine temporäre kutane Hyperämie bei beginnender Lappenhebung - am ehesten mediator- und ischämievermittelt - wurde auch von Gottrupp (Gottrupp et al. 1984) im TRAM Lappen Tiermodell beschrieben.

Phase 4 (Lappen gehoben, Durchblutung über die A. epigastrica superior profunda):

In Phase 4 war bereits der gesamte Lappen und die Muskelinsel gehoben. Dieser Operationsschritt war kritisch, da das gesamte Lappengewebe erstmalig nur noch über die Muskelinsel durchblutet wurde. Zu diesem Zeitpunkt sank die Intensität der Hautperfusion beidseits signifikant auf einen Mittelwert von jeweils 62% des Ausgangswerts. Sie war auf beiden Seiten etwa 10% schwächer als nach der Narkoseeinleitung. Auch der transkutane Sauerstoffpartialdruck verringerte sich signifikant auf 12,6% und stielnah signifikant auf 44,7%. In der Literatur wurde beim konventionell gestielten TRAM Lappen initial nach dem Umschneiden und dem Unterbinden der unteren epigastrischen Gefäße ebenfalls ein Abfall des transkutanen Sauerstoffpartialdrucks (Tuominen et al. 1993) und des kutanen Laser-Doppler Flusses (Tuominen et al. 1992, 1993; Hendricks et al. 1994; Ribuffo et al. 1997; Hallock 2001) nachgewiesen.

Die Veränderung der arteriellen Durchblutungssituation des TRAM Lappens durch die Lappenpräparation:

Die linke und rechte Seite des Haut-Fettgewebelappens wurde ursprünglich in Zone 1 und Zone 2 durch Perforatorgefäße der linken bzw. der rechten AEIP durchblutet. In den mediolateralen Bereichen wurde der Lappen nach Boyd (Boyd et al. 1984) von der linken bzw. rechten AEIS, und in den lateralen Abschnitten nach Moon (Moon und Taylor 1988) von der entsprechenden ACIP versorgt.

Durch die Umschneidung des TRAM Lappens geht der physiologische arterielle Zufluss zu beiden Lappenseiten verloren. Die Muskelinsel des Hautmuskellappens bleibt jedoch mit dem Muskelstiel verbunden, der in seinem kaudalen Anteil die Äste des inferioren und in seinem proximalen Anteil die Äste des superioren epigastrischen arteriellen und venösen Gefäßsystems enthält.

Abbildung 12:
Schema der arteriellen Durchblutung des TRAM Lappens:

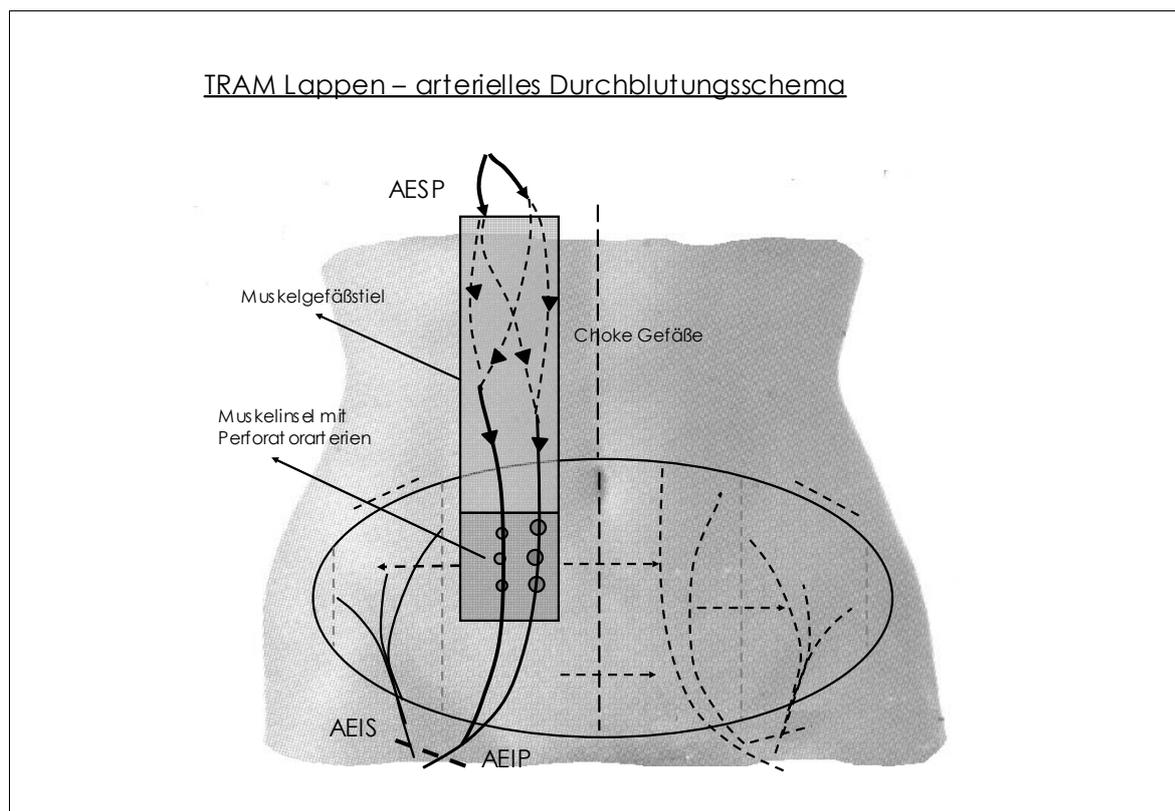
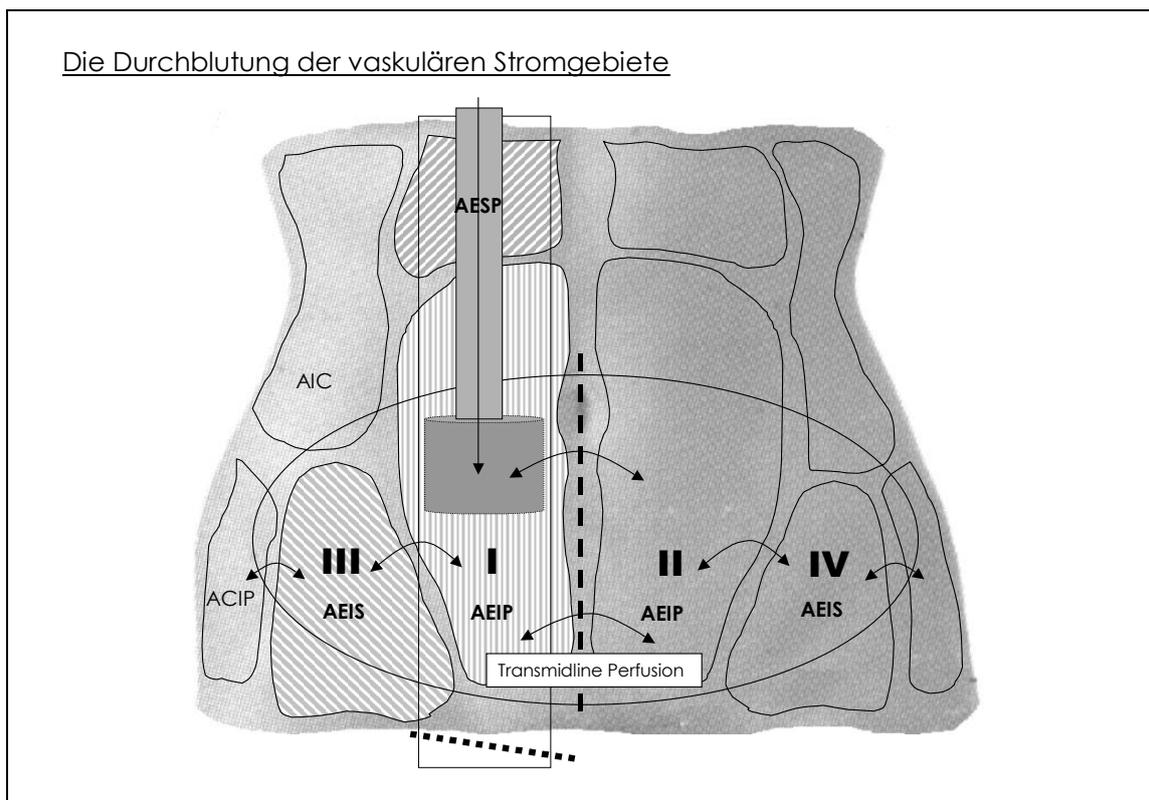


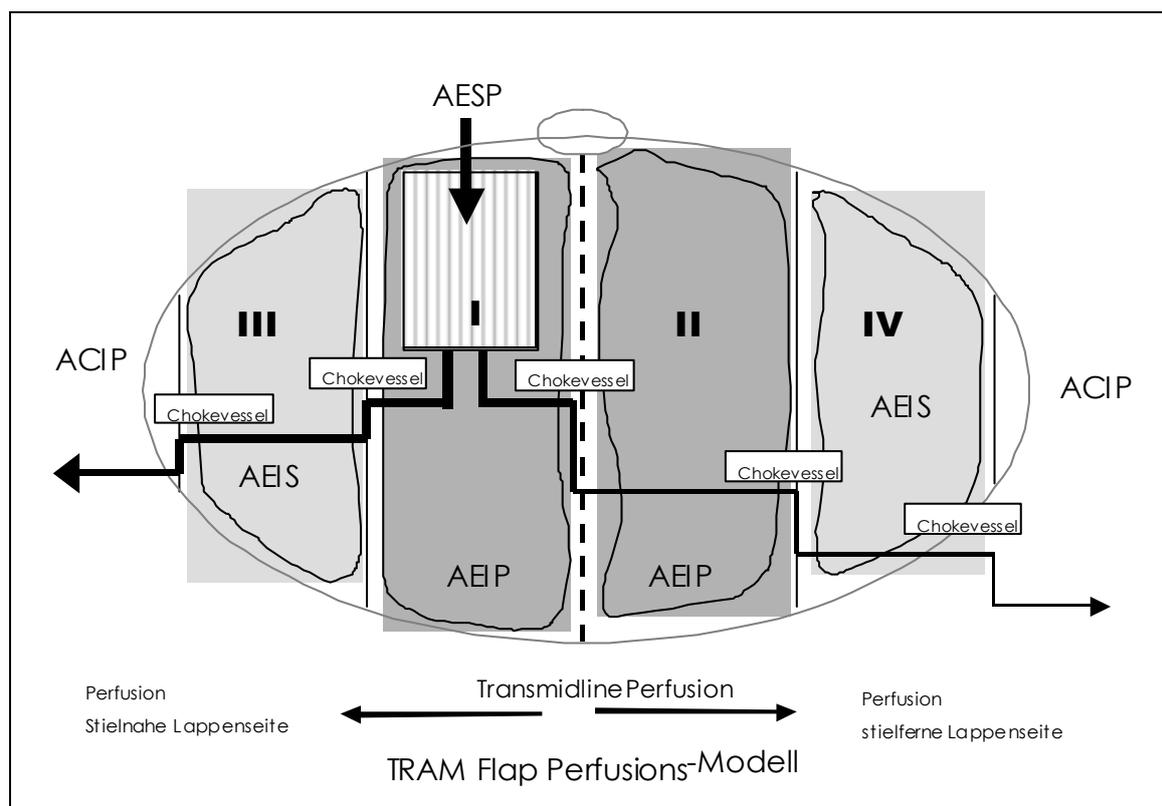
Abbildung 13:

Die Durchblutung der einzelnen vaskulären Stromgebiete des unilateral gestielten TRAM Lappens:



Die arterielle Lappenversorgung über die nicht dominante AESP, die nach der Lappenpräparation neben dem eigenen Stromgebiet (oberes Epigastrium) über drosselnde „Choke-Anastomosen“ (Boyd et al. 1984, Taylor und Palmer 1987) und über eine geringe Anzahl von Perforatorgefäßen noch das Gefäßnetz des TRAM Lappens versorgen muss, erklärt einen sinkenden Perfusionsdruck und eine sekundär abnehmende Hautperfusion im stielnahen Lappenbereich. Lateral der Muskelinsel muss zusätzlich das Gebiet der AEIS (Zone 3) und in der Lappenperipherie das der ACIP versorgt werden (Moon und Taylor 1988). Über kleine Anastomosen zwischen den aneinander angrenzenden Stromgebieten (Taylor und Palmer 1987) kann eine durchgehende Vernetzung erreicht werden. Mit jedem durchbluteten Stromgebiet sinkt nach Moon und Taylor (Moon und Taylor 1988) der Perfusionsdruck stufenweise ab (Abb. 14).

Abbildung 14:
Modell zur Perfusion der vaskulären Stromgebiete I-IV des unilateral gestielten TRAM Lappens:

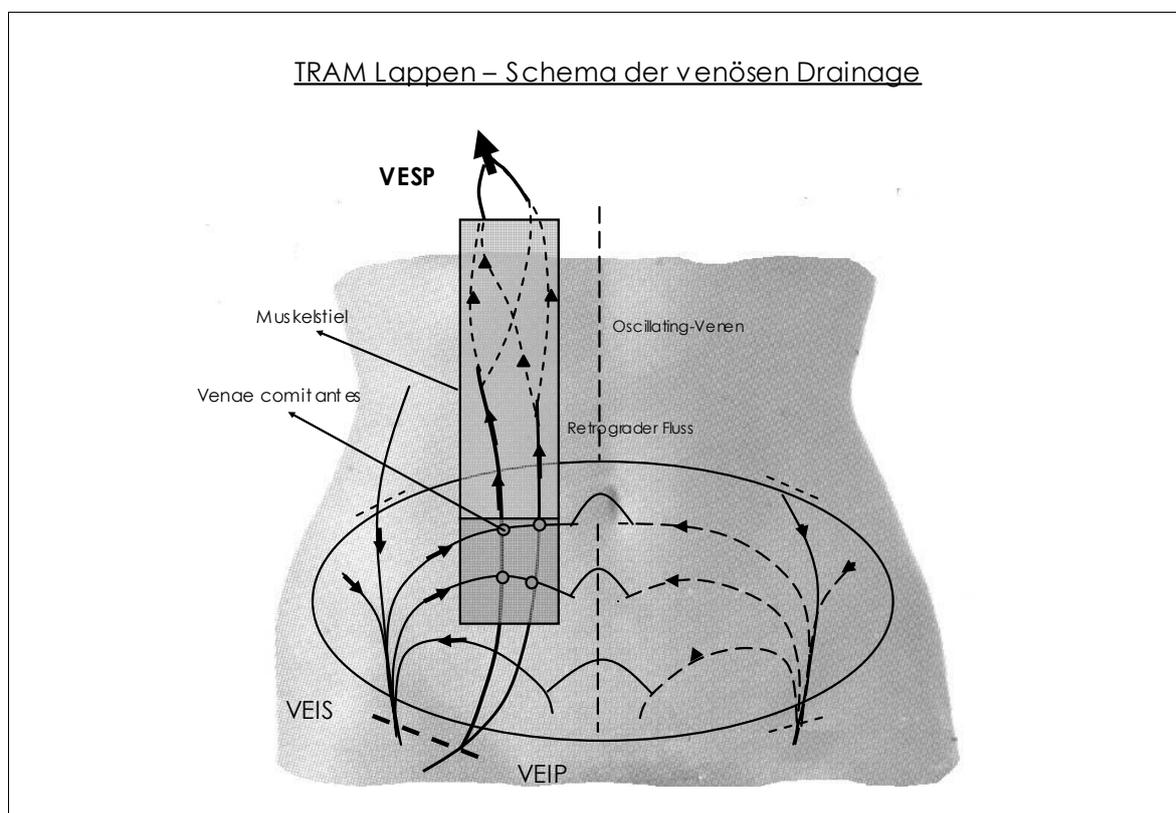


Die stielferne Hälfte des TRAM Lappens (Zone II/IV) kann nur über die Mittellinie durchblutet werden. Dies geschieht wie bei einem Random Pattern Lappen – allerdings hier im Sinne einer anatomisch erschwerten Perfusion zur stielfernen Lappenseite, weil sich Gefäßverbindungen zwischen beiden Lappenseiten nur in Form kleinlumiger Choke-Gefäße oder in noch geringerer Zahl als „echte Anastomosen“ auf subkutaner und epifaszialer Ebene finden (Moon und Taylor 1988). Die Transmidline-Perfusion muss vor allem über den subdermalen Gefäßplexus erfolgen, der frei und ungehindert über die Mittellinie hinaus zwischen beiden Lappenseiten kommuniziert (Moon und Taylor 1988). Über diesen Weg müssen nacheinander die Stromgebiete der AEIP, der AEIS und der ACIP durchflossen werden - mit stetig sinkendem Perfusionsdruck.

Die Veränderung der venösen Drainage des TRAM Lappens im Verlauf der Lappentransposition:

Das venöse Abflussmuster wurde ebenfalls durch die Lappenhebung verändert. Das venöse Blut kann nach der Lappenumschneidung nicht mehr über den ursprünglichen Weg entlang dem oberflächlichen Venensystem in die VEIS in Richtung der Leiste abfließen (Blondeel et al. 2000, Taylor 1987). Das venöse Blut muss über Venae comitantes der Muskelinsel dem tiefen venösen System und schließlich den Ästen der VEIP im Rektusmuskels zugeführt werden. Die Drainage der stielernen Lappenseite muss wie die arterielle Versorgung über die Mittellinie (über den subdermalen Venenplexus und die Gefäßäste des oberflächlichen Venensystems) zur Muskelinsel erfolgen. Durch Ligatur der VEIP ist jedoch der physiologische Abfluss über die Vena femoralis nicht möglich und erfolgt in retrograder Richtung entgegen dem Widerstand der Venenklappen der VEIP. Erst über die kleinlumigen „Oscillating Venen“ und letztendlich die Äste der VESP im distalen Muskelstiel kann das sauerstoffarme Blut unbehindert abfließen (Carramenha e Costa et al. 1987).

Abbildung 15:
Schema der venösen Drainage des unilateral gestielten TRAM Lappen:



Phase 5:

In Phase 5 wurde der Hautlappen nach Präparation des Muskelstiels auf den Thorax transponiert. In unserer Studie wurde gezeigt, dass dieser Operationsschritt die schwächste Hautdurchblutung des „Delay“ TRAM Lappens mit einem Mittelwert von 55,4 % auf der stielnahen und von 48,6% auf der stielfernen Seite auslöste. Die Präparation des Muskelstiels und die Transposition des Lappens auf den Thorax stellt demnach beim „Delay“ TRAM Lappen die kritische Phase für die Lappendurchblutung dar.

Der transkutane Sauerstoffpartialdruck blieb allerdings in dieser Phase auf einem unveränderten niedrigen Niveau.

Durch die Dissektion des Muskelstiels bis unterhalb des Processus xiphoideus wurden die Zuflüsse aus den Interkostalarterien zur AESP unterbrochen. Dadurch kann druckphysikalisch die kutane Perfusion des „Delay“ TRAM Lappens weiter absinken. Diese Vermutung wird durch klinisch-experimentelle Druckmessungen in den tiefen unteren epigastrischen Gefäßen des ipsilateral (n = 10) und kontralateral (n = 8) gestielten TRAM Lappens von Clugston (Clugston et al. 1998) bestätigt, der einen nachlassenden arteriellen Druck im distalen Gefäßstumpf der AEIP nach dem Heraustrennen des Muskelstiels beschrieb.

Außerdem kann das Einschwenken des Lappens durch Torsion und Kompression des Muskelgefäßstiels zuerst den venösen Abfluss und schliesslich auch den arteriellen Einstrom verschlechtern. Clugston wies neben einem nachlassenden arteriellen auch einen steigenden Venendruck von 24,6 mmHg auf 41,5 mmHg im proximalen Gefäßstumpf der VEIP beim Einschwenken des Lappens in den Mastektomiedefekt nach (Clugston et al. 1998). Codner zeigte bei Druckmessungen in den epigastrischen Gefäßen in dieser Phase bei 13 doppelt gestielten TRAM Lappen eine signifikante Zunahme des venösen Druckes in der katheterisierten VEIP von 26,3 mmHg auf 40,2 mmHg ($p < 0,05$), bei konstantem Druck in der AESP im Vergleich zu den Werten vor Einschwenken des Lappens (Codner et al. 1995). Durch den Anstieg des venösen Drucks kann der Perfusionsdruck des TRAM Lappens nachlassen und somit zur schwächeren Hautperfusion führen.

Harris (Harris jr. et al. 1992) dokumentierte beim herkömmlichen, gestielten TRAM Lappen eine Reduktion des arteriellen Blutdrucks im distalen Gefäßstumpf der AEIP um 19% bei 80% der 17 Patienten während Komprimieren des lateralen und

medialen Drittels des Rektusmuskels. Dieser Versuch diente dazu, die Auswirkungen einer muskelsparenden Stielpräparation auf die Lappendurchblutung zu studieren. Aufgrund des Studienaufbaus von Harris erscheint es jedoch wahrscheinlich, dass die Ursache der Druckabnahme eher im Verlust des Zustroms aus Interkostalgefäßen zur AESP als in der Verwendung eines schmalen Muskelstiels zu finden ist, da diese vor dem Lösen der Kompression noch nicht unterbunden waren.

Intervall Phase 5-Phase 7:

In diesem Intervall konnte auf beiden Seiten eine signifikante Zunahme des kutanen Laser-Doppler Flusses gezeigt werden. Der tcpO₂ wies in diesem Zeitraum einen ansteigenden Trend auf. Neben Auswirkungen durch die Ausleitung der Narkose - Ansteigen der Herzfrequenz auf 94 und des Blutdrucks auf 124/74 mmHg diastolisch/systolisch - kann dies auch durch Resektion der überschüssigen stielfernen Lappenanteile sowie dem Ausdünnen des Lappens (Phase 6) verursacht sein, woraus druckphysikalisch ein ansteigender Perfusionsdruck resultiert. Clugston (Clugston et al. 1998) berichtete bei Druckmessungen in der VEIP und der VESP des herkömmlichen TRAM Lappens von einem Abfall des venösen Drucks nach „Trimmen“ des Lappenüberschusses, wodurch es ebenfalls zu einem ansteigenden Perfusionsdruck und steigender Hautperfusion kommen kann.

Die Veränderung der Lappendurchblutung im postoperativen, stationären Zeitraum

Intervall Phase 8-Phase 11:

Am ersten postoperativen Tag (Phase 8) sank der tcpO₂ auf beiden Lappenseiten geringfügig (n.s) ab. Ein temporäres Absinken des tcpO₂ beim gestielten TRAM Lappen wurde am ersten Tag nach der Operation auch in zwei Studien von Tuominen (Tuominen et al. 1992, 1993) beschrieben. Dies beruht am ehesten auf einer verminderten inspiratorischen Sauerstoffkonzentration und ist auch auf eine verminderte Residual-Konzentration an N₂O, die mit der tcpO₂ Messung interferiert, zurückzuführen.

Im postoperativen Zeitraum stieg die kutane Hautperfusion zwischen dem ersten und dem dritten postoperativen Tag (Phase 8-Phase 11) auf beiden Lappenseiten signifikant an. Ansteigende Durchblutungsparameter nach einem Lappentransfer sind pathognomonisch für einen erfolgreichen Lappentransfer und konnten in

zahlreichen Studien zu gestielten und freien Lappenplastiken im Tierexperiment (Erni et al. 2001) und am Menschen (Ribuffo et al. 1997, Tuominen et al. 1992, Plasce et al. 1996, Heller et al. 2001) nachgewiesen werden. Der Anstieg in Phase 7 deutet eine stabile und effiziente Durchblutung des „Delay“ TRAM Lappens an. Im Gegensatz zum Laser-Doppler Fluss blieb der tcpO_2 im postoperativen Zeitraum jedoch auf einem niedrigen Niveau. Auf die Diskrepanz zwischen Laser-Doppler- und tcpO_2 -Werten wird im folgenden noch genau eingegangen.

5.2.2 Perfusion über die Mittellinie

Es konnte in unserer Arbeit nachgewiesen werden, dass der transkutane Sauerstoffpartialdruck des stielfernen im Vergleich zum stielnahen Messbereich während allen intraoperativen Messungen und auch im gesamten postoperativen Zeitraum signifikant schwächer ist. Der Unterschied des tcpO_2 zwischen beiden Lappenhälften betrug zwischen 62,4% ($p < 0,001$) bei initialer Lappenpräparation (Phase 3) und 19,1% ($p < 0,001$) am siebten postoperativen Tag (Phase 11).

Der kutane Blutfluss verhielt sich beim „Delay“ TRAM Lappen nicht linear zum tcpO_2 . Der durchschnittliche Laser-Doppler Fluss der stielfernen Seite war im Verlauf der Lappentransposition gegenüber der Lappenbasis – im Gegensatz zum Sauerstoffpartialdruck - nicht signifikant benachteiligt. Er war auf der stielfernen Seite des „Delay“ TRAM Lappens in Phase 3, 4 und Phase 7 bis 11 von durchschnittlich gleichwertiger Intensität. Auf beiden Lappenseiten war im Kontrast zur tcpO_2 Messung zwischen dem ersten und dem siebten Tag nach dem Eingriff eine signifikante Steigerung der Durchblutung nachweisbar.

Da sich nach Hebung des Lappens das Durchblutungsmuster des Lappens abrupt veränderte, kann in unseren Untersuchungen die Effizienz der arteriellen Durchblutung über die Mittellinie beim „Delay“ TRAM Lappen gut beurteilt werden. Die mittlere Hautdurchblutung beider Lappenseiten war nach diesem Operationsschritt nahezu äquivalent. Die Abschwächung betrug auf beiden Lappenarealen lediglich 10%.

5.2.3 Literaturvergleich:

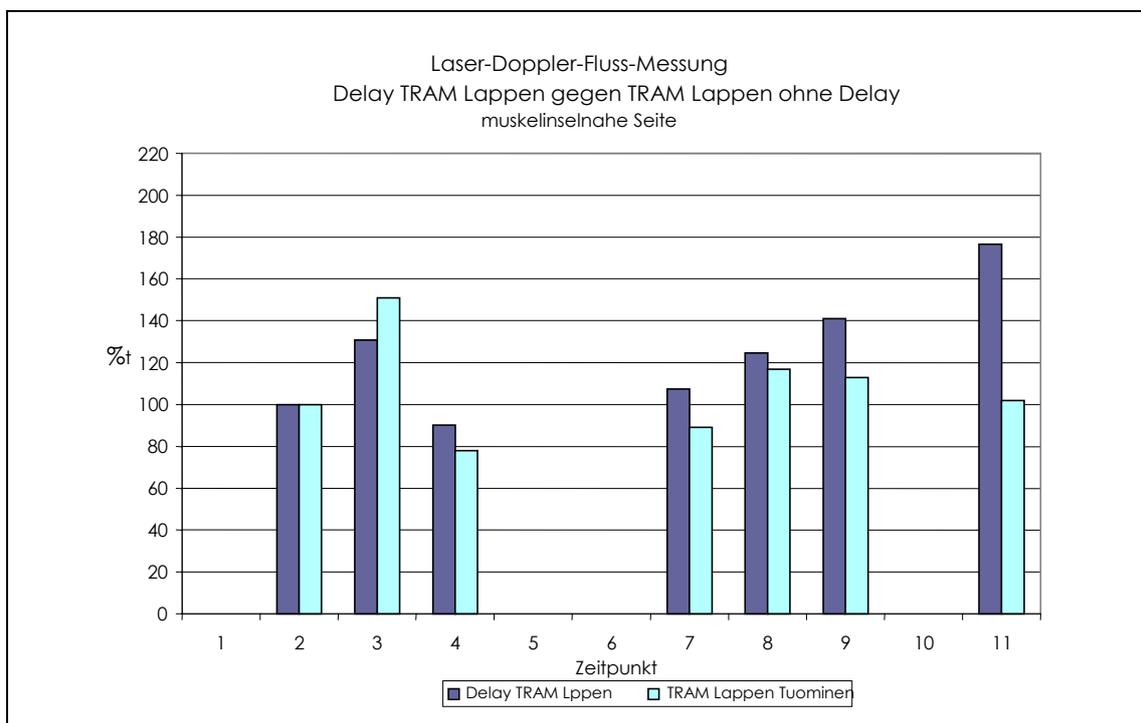
Beim „Delay“ TRAM Lappen herrschte bis zum siebten postoperativen Tag zwischen beiden Lappenhälften eine ausgeglichene kutane Perfusion. Die ausgewogene Durchblutung zwischen der stielfernen und der stielnahen Lappenseite während Phasen 3-4 und Phase 7-11 steht hierbei im interessanten Kontrast zur Literatur.

Unsere Ergebnisse beim „Lappendelay“ unterscheiden sich von den Ergebnissen 14 unilateral gestielter TRAM Lappen zur Brustrekonstruktion – ohne „Delay“ Manöver - von Tuominen und Mitarbeitern (Tuominen et al. 1992, 1993). Die Untersuchungen von Tuominen wurden bei vergleichbarem Studiendesign und identischer Narkoseführung durchgeführt. Hierbei wurden analog zu unserer Arbeit der transkutane Sauerstoffpartialdruck und der kutane Laser-Doppler Fluss im Bereich der Lappenbasis und der Lappenspitze zu den gleichen Messzeitpunkten als relative Werte gemessen.

Im Gegensatz zu unserer Studie beschrieb Tuominen beim TRAM Lappen ohne „Delay“ sowohl bei der Messung des transkutanen Sauerstoffpartialdrucks als auch des kutanen Laser-Doppler Flusses ein starkes Gefälle der Werte von der stielnahen zur stielfernen Lappenseite. In unserer Arbeit wurde auf der – sonst eigentlich benachteiligten - stielfernen Lappenhälfte eine gleichwertige Hautperfusion gemessen. Gerade nach Präparation und Hebung des gesamten Lappens mit Muskelinsel zeigte sich in den Untersuchungen von Tuominen ein erheblicher Unterschied des kutanen Laser-Doppler Flusses zwischen den Lappenseiten von 21%. Ein massiver Unterschied war bei Tuominen zusätzlich sowohl während jeder intraoperativen Messung als auch bis zum dritten postoperativen Tag nachweisbar. Im Vergleich dazu war in unserer Arbeit beim „Delay“ TRAM Lappen stets eine ausgeglichene, durchschnittliche Hautperfusion zwischen der Lappenbasis und der Lappenspitze intraoperativ und bis zum siebten postoperativen Tag zu finden (s. Grafik 8).

Grafik 8:

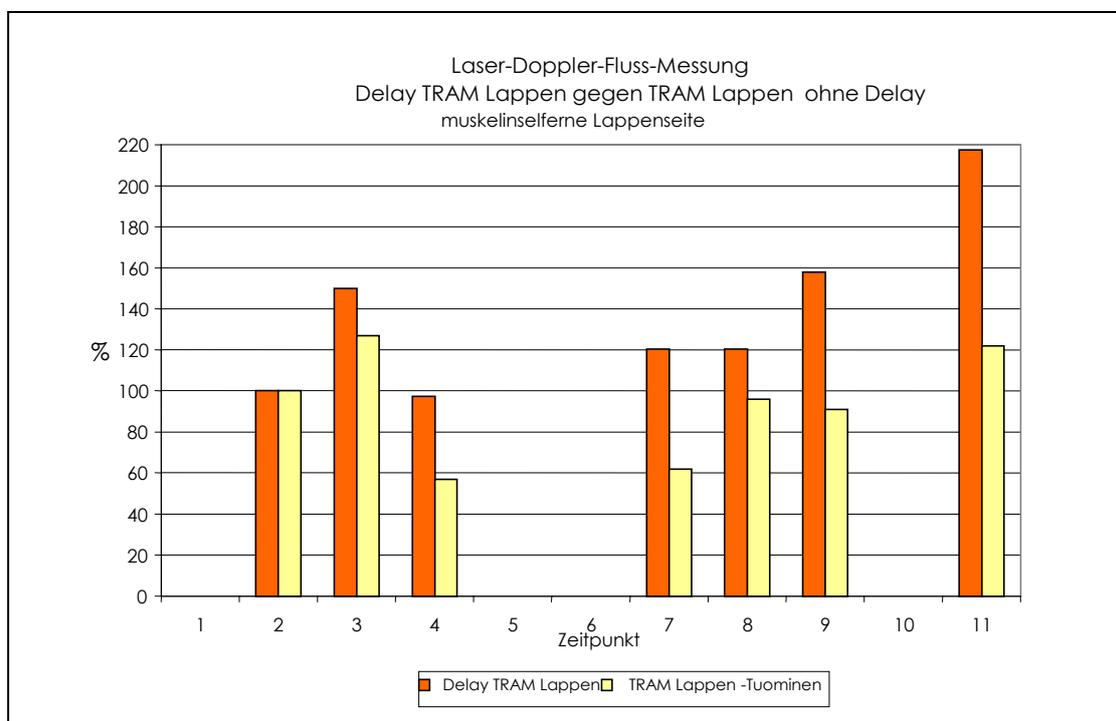
Vergleich der Ergebnisse der Laser-Doppler Fluss-Messungen auf der stielnahen Seite der gestielten TRAM Lappens mit „Delay“ (eigenes Patientengut) und ohne „Delay“ (Tuominen et al. 1992)



Nach Hebung des gesamten Lappens und der Muskelinsel (Phase 4) wurde in unserer Arbeit eine kräftigere Hautperfusion als beim TRAM Lappen ohne „Delay“ von Tuominen gemessen. Der LDF-Mittelwert war bei „Lappendelay“ auf dem stielnahen Messpunkt um 19% und auf dem stielfernen Messpunkt um 33% höher als bei den Ergebnissen von Tuominen. Im Aufwachraum war im Kontrast zu Tuominen's Untersuchungen die Intensität der Hautperfusion zwischen beiden Lappenseiten des „Delay“ TRAM Lappens mit 76% auf der stielfernen und 73% auf der stielnahen Seite ausgeglichen. Tuominen beschrieb zu diesem Zeitpunkt noch eine Seitendifferenz von nahezu 30%. Die von Tuominen angegebene Hautdurchblutung war in dieser Phase beim TRAM Lappen ohne „Delay“ auf der stielfernen um 58% und auf der stielnahen Lappenseite um 18% (Tuominen 1992) niedriger als bei unseren Untersuchungen. Auch im weiteren postoperativen Zeitraum war beim „Delay“ TRAM Lappen stets eine höhere Intensität des kutanen Laser-Doppler Flusses als bei Tuominen zu verzeichnen (s. Grafik 9).

Grafik 9:

Vergleich der Ergebnisse der Laser-Doppler Fluss-Messungen auf der stielfernen Seite des gestielten TRAM Lappens mit „Delay“ (eigenes Patientengut) und ohne „Delay“ (Tuominen et al. 1992):



1997 führte Ribuffo Laser-Doppler Fluss-Messungen am TRAM Lappen auf der stielfernen und stielnahen Lappenseite durch (Ribuffo et al. 1997). Vergleicht man die Ergebnisse, so zeigten sich beim TRAM Lappen mit „Delay“ nach der Hebung (Phase 4) bessere Messwerte: auf der stielfernen Lappenseite um 25% und auf der stielnahen Seite um mehr als 30%.

Im Unterschied zum konventionellen TRAM Lappen fand sich beim „Delay“ TRAM Lappen eine effektivere Hautperfusion und eine optimierte Reaktion der Hautdurchblutung auf die neue Lappengefäßversorgung. Eine ausgewogene Hautperfusion zwischen der stielfernen und der stielnahen Lappenseite spricht beim „Delay“ TRAM Lappen für einen effektiveren Blutfluss über die Mittellinie. Wir leiten aus unseren Ergebnissen ab, dass die arterielle Durchblutungssituation des gestielten „Delay“ TRAM Lappens durch ein unilaterales „Delay“ Manöver verbessert werden kann.

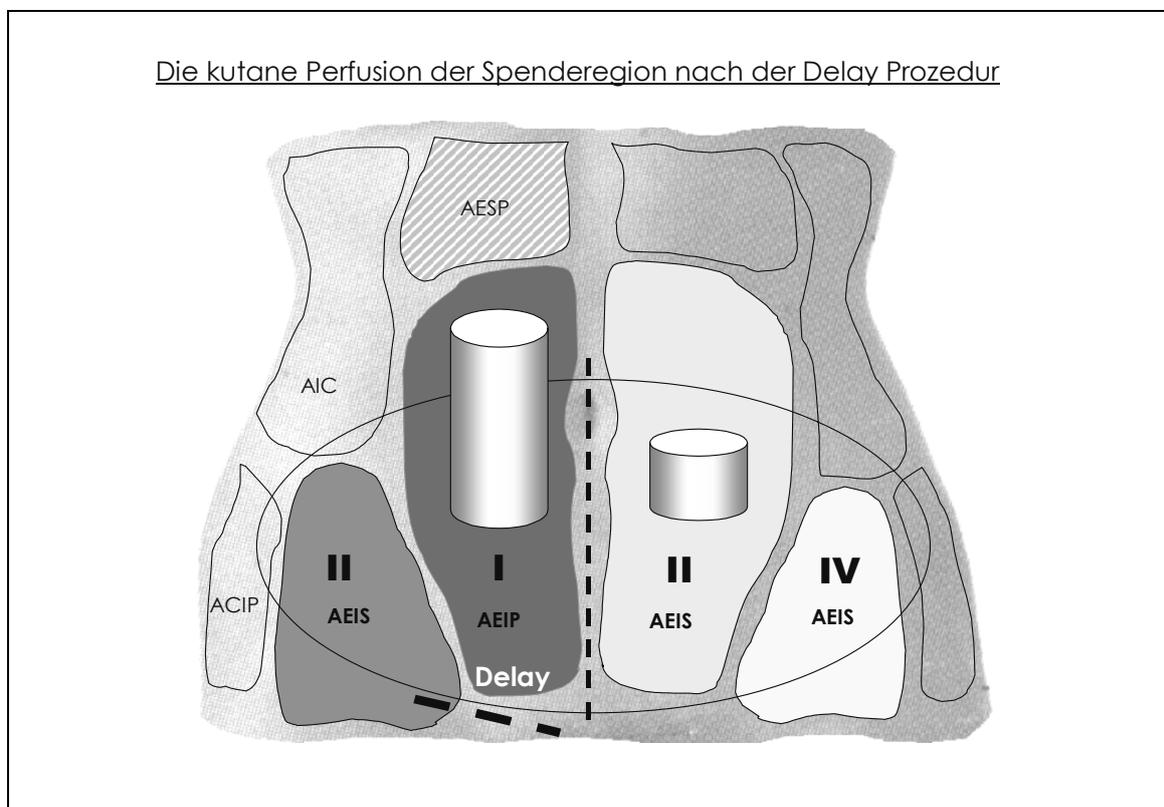
Ein optimierter Blutfluss über die Mittellinie konnte auch beim „Lappendelay“ im TRAM Tiermodell von Dorion und Mitarbeitern (Dorion et al. 1991) mittels

radioaktiven Mikrosphären gezeigt werden. Dorion demonstrierte, dass sich die kapilläre Hautdurchblutung auf der stielernen Lappenhälfte durch ein bilaterales „Delay“ Manöver im Vergleich zur Kontrollgruppe ohne vaskuläres „Delay“ Manöver signifikant steigern liess.

5.2.4 Durchblutung Spenderregion nach „Delay“

Durch das „Delay“ Manöver wurde in unseren Untersuchungen die Durchblutung der Spenderregion signifikant erhöht. Nach einer „Delay“ Periode von durchschnittlich 31 Tagen zeigte sich die kutane Hautperfusion der Bauchwand auf der Seite der unterbundenen Gefäße um durchschnittlich 6,94 PU ($p < 0,001$) kräftiger als auf der Gegenseite. Der transkutane Sauerstoffpartialdruck war auf der Seite der ligierten Gefäße im Durchschnitt um 7,39 mmHg ($p < 0,001$) signifikant schwächer als auf der Kontrollseite. Im Vergleich dazu zeigten die tcpO₂- und LDF-Messungen bei fünf Patientinnen ohne vaskuläres „Delay“ keine Unterschiede zwischen den beiden Lappenseiten.

Abbildung 16:
Die kutane Perfusion der Spenderregion nach der „Delay“ Prozedur:



Dieser „Delay“-Effekt kann durch die experimentellen Arbeiten von Restifo und Mitarbeitern belegt werden (Restifo et al. 1997). Restifo stellte bei Messungen des arteriellen Gefäßdurchmessers und des Blutflusses innerhalb der AEIP nach einem (bilateralen) „Delay“ Manöver der inferioren epigastrischen Gefäße eine signifikante Zunahme der Durchblutung durch die AESP fest. Sie beschrieben, dass sich der Gefäßdurchmesser signifikant von 1,3mm +/- 0,2 mm vor dem „Delay“ auf 1,8mm +/- 0,3 mm vergrößert hatte ($p < 0,001$). Der errechnete Blutfluss steigerte sich dadurch signifikant von 7,25 +/- 0,8 ml/min auf 18,2 +/- 2,7 ml/min ($p < 0,001$). Die Steigerung der Durchblutung und die Zunahme des Gefäßdurchmessers wird außerdem von Ribuffo bestätigt, der bei 10 Patienten eine signifikante Zunahme des Gefäßdurchmessers um durchschnittlich 73,1% ($p < 0,001$) und damit eine signifikante Abnahme des Gefäßwiderstandes um durchschnittlich 20,3% ($p < 0,001$) nachweisen konnte (Ribuffo et al. 1997). Codner untersuchte die Blutdruckverhältnisse in der AEIP distal der Ligatur im Rahmen eines „Delay“ Manövers bei sieben „Hoch-Risiko“ Patienten. Nach einem „Delay“ Intervall von zwei Wochen konnte bei den Untersuchungen von Codner im proximalen distalen Gefäßstumpf der AEIP ein Anstieg des Blutdrucks um durchschnittlich 15,6 mmHg gemessen werden (Codner et al. 1995).

5.3 Diskrepanz zwischen LDF- und tcpO₂-Werten

In unserer Studie verhielt sich der transkutane Sauerstoffpartialdruck nicht linear zur kutanen Hautperfusion. Dies zeigte sich am Unterschied der tcpO₂-Werte zwischen beiden Lappenseiten bei einer ausgewogenen mittleren Hautperfusion. Außerdem lies sich im postoperativen Zeitraum trotz eines signifikanten Anstiegs der Hautperfusion kein signifikanter Anstieg des tcpO₂ nachweisen.

Eine mögliche Ursache für die Seitendifferenz der tcpO₂ Werte könnte ein verstärkter Blutfluss über arteriovenöse Kurzschlüsse (AV-Shunts) der Hautmikrozirkulation sein - vor allem im Bereich der stielfernen Areale des Lappens. Hjortdal konnte bei muskulokutanen epigastrischen Insellappen am Schwein zeigen, dass es durch einen abnehmenden Sympathotonus infolge Durchtrennung der sympathischen Fasern der Interkostalnerven zu einer Vasodilatation der AV-Shunts in der Hautmikrozirkulation kommen kann (Hjortdal et al. 1991). Durch den erhöhten Shuntfluss wird der subpapilläre Gefäßplexus der Haut verstärkt durchblutet und der Blutfluss durch die obersten nutritiven Hautkapillaren umgangen. Dadurch kann es zu einer O₂-Minderversorgung der oberen Hautschichten kommen, die sich in niedrigen tcpO₂ Werten ausdrückt. Da das Laser-Doppler Signal im Bereich des subpapillären Plexus generiert wird, können so falsch hohe kutane Laser-Doppler Fluss-Werte gemessen werden (Rival et al. 1995). Aufgrund des AV-Shunts könnte bei einer latenten O₂-Minderversorgung eine suffiziente kutane Lappendurchblutung vorgetäuscht werden. Das sog. „AV-Shunting“ würde vor allem auf der stielfernen Lappenseite die hohen kutanen Laser-Doppler Fluss-Ergebnisse und die niedrigen transkutanen Sauerstoffpartialdruck-Werte aus unserer Arbeit erklären. Ein erhöhter AV-Shunt Fluss, der sich klinisch als Rötung und Überwärmung des betroffenen Lappenareals bemerkbar macht (Mork et al. 2000), wurde bei unseren Patienten jedoch nicht beobachtet. Die sympathische Gefäßversorgung war außerdem über die Nervenfasern der Gefäßwand innerhalb des Gefäßstiels weitgehend intakt. Ein verstärktes AV-Shunting bleibt deshalb weitgehend irrelevant.

Aufgrund des interessanten Fluss-Gleichgewichts zwischen beiden Lappenseiten müssen auch „falsch hohe“ LDF-Werte auf der stielfernen Lappenseite bedacht werden. Diese konnten in der Literatur neben dem AV-Shunting auch beim Phänomen des „Biological Zero“ (Powers und Frayer 1987, Caspary et al. 1988, Colantuoni et al. 1993) nachgewiesen werden. Bei einer Stase des Blutflusses,

unterliegen Blutzellen noch oszillierenden Bewegungen. Sie entstehen, da auch bei stehendem Fluss immer eine Bewegung der zellulären Blutbestandteile vorhanden ist. Für die Bewegung ist meist die Motilität der Gefäßwand (Vasomotion), eine Umverteilung des Blutvolumens, Schwankungen der Blutsäule durch die Blutdruckamplitude oder die Brown'sche Bewegung verantwortlich. Zellen im Bereich des Messareals induzieren jedes Mal, wenn sie eine Bewegung erfahren, einen Doppler-Shift im Messgerät, wodurch trotz Stase eine geringe Restdurchblutung vorgetäuscht wird. Laser-Doppler Untersuchungen am TRAM Lappen von Hendricks beschrieben einen Biological-Zero Fluss von 10% +/- neun Prozent des Ruhereferenzwerts beim Abklemmen der Lappengefäße (Hendricks et al. 1994). Die niedrigsten Laser-Doppler Fluss-Mittelwerte betragen in unserer Studie 48% der Ruhewerte und lagen somit deutlich darüber. Falsch hohe Laser-Doppler Werte auf der stielfernen Seite des „Delay“ TRAM Lappens durch „Biological Zero“ waren deshalb eher unrealistisch. Falsch hohe LDF-Werte auf der stielfernen und auf der stielnahen Lappenseite infolge technischer Messartefakte konnten aufgrund der computerbasierten Auswertung ausgeschlossen werden.

In der Literatur wurden bei Lappenplastiken gehäuft sehr niedrige tcpO₂ Werte beschrieben. In Veröffentlichungen zum gestielten (Tuominen et al. 1992) und freien TRAM Lappen (Tuominen et al. 1993) wurden von sehr niedrigen transkutanen pO₂-Werten „um null mmHg“ berichtet – ohne Auftreten von Haut- oder Fettgewebsnekrosen. Auch bei tcpO₂-Werten „um null mmHg“ kommt es in der Literatur nicht zwangsläufig zu Wundheilungsstörungen (Achauer et al. 1980, Svedman et al. 1982 und Gottrupp et al. 1984). Auch bei unseren Patienten wurden auf der stielfernen Seite des TRAM Lappens vereinzelt niedrige Werte von < zwei mmHg gemessen – auch bei unproblematischer Wundheilung.

Niedrige tcpO₂ Werte können entstehen, wenn ein gesteigerter posttraumatischer Metabolismus der epidermalen Zellen das normale Sauerstoffangebot völlig ausschöpft (Achauer et al. 1980, Gottrupp et al. 1984). Durch den hohen Sauerstoffverbrauch oxidativer Stoffwechselprozesse nimmt ein normales oder leicht eingeschränktes Sauerstoffangebot relativ ab (Hjortdal et al. 1991). Ein physiologischer, transkutaner Sauerstoffpartialdruck ist dann nicht mehr messbar, weil nur ein Überschuss an Sauerstoffmolekülen gemessen werden kann.

Der niedrigere Sauerstoffpartialdruck auf der stielfernen Seite ist dennoch aller Wahrscheinlichkeit nach auch Ausdruck eines eingeschränkten Sauerstoffangebotes. Eine kardiopulmonale Ursache für ein schwaches Sauerstoffangebot während der Operation liess sich durch arterielle Blutgasanalysen ausschließen. Der Mittelwert aller intraoperativen Analysen des paO_2 lag bei 169,5 (Stabw.: 3,4) mmHg und die O_2 -Sättigung bei 98,9 (Stabw.: 0,12) Prozent. Das Sauerstoffangebot kann auf der stielfernen Lappenseite schwächer sein, wenn das Blut der Arteriolen in der Lappenperipherie eine schlechtere O_2 -Sättigung als im Bereich der Lappenbasis aufweist. Dies könnte an einer De-Oxygenierung gerade bei der „Transmidline“ Durchblutung über den subdermalen Gefäßplexus auf der stielfernen Seite des TRAM Lappens liegen. Auf diese Weise könnten niedrige $tcpO_2$ Werte auf der stielfernen Region auch bei einer suffizienten kutanen Perfusion entstehen. Diese Vermutung wird von der Publikation von Wolff und Mitarbeitern (Wolff et al. 1996) gestützt, der bei der Messung der intrakapillären Hämoglobinoxygenierung freier, osteokutaner und muskulokutaner Lappen am Menschen und experimentell im Tiermodell nachwies, dass neben dem Perfusionsdruck auch die Oxygenierung des Hämoglobins innerhalb eines Hautlappens von der Basis zum Apex hin kontinuierlich abnimmt. Auch Stranc und Kollegen (Stranc et al. 1998) beschrieben anhand der Messung des Hämoglobin-Sättigungsgrades mit der „Near-Infrared Spectroscopy“, dass unmittelbar nach der Hebung von Hautlappen die Oxygenierung des intrakapillären Hämoglobins - im Vergleich zu den Ruhewerten - von der Region des Gefäßstiels in Richtung Lappenperipherie signifikant abnimmt.

Der niedrigere transkutane Sauerstoffpartialdruck beim gestielten „Delay“ TRAM Lappen muss demnach nicht unbedingt an einer unzureichenden Lappendurchblutung liegen. Das sollte allgemein bei der Interpretation von niedrigen $tcpO_2$ -Werten beim Lappenmonitoring berücksichtigt werden.

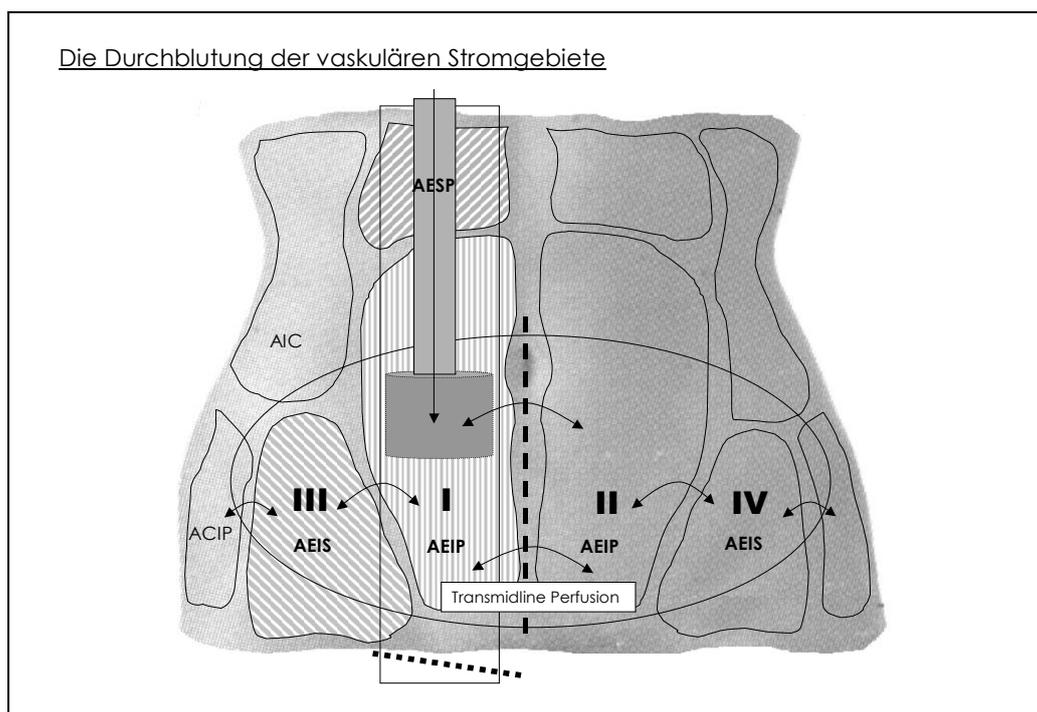
Ein niedriges Sauerstoffangebot kann auch durch eine gestörte Sauerstoffabgabe an das Gewebe vorgetäuscht werden. Die Abgabe von Sauerstoff an das Lappengewebe ist zum Beispiel bei einer ödematösen Veränderung eines Hautmuskellappens erschwert. Hjortdal konnte darlegen, dass eine komplette und eine partielle venöse Stauung mit konsekutiver Diffusionsstörung der Sauerstoffmoleküle infolge eines Lappenödems zu einem absinkenden subkutanen Sauerstoffpartialdruck und zu einem sinkenden O_2 -Verbrauch führt (Hjortdal et al.

1992). Der transkutane Sauerstoffpartialdruck $tcpO_2$ könnte deshalb bei einer subklinischen venösen Stauung in unseren Untersuchungen auf der stielfernen Lappenseite trotz messbarem Laser-Doppler Fluss auch sekundär vermindert sein, wenn die Sauerstoffdiffusion durch das Interstitium aufgrund von Flüssigkeit im Extrazellulärraum behindert wird. Normalerweise sinkt bei einer totalen venösen Okklusion der Lappengefäße der kutane Laser-Doppler Fluss allmählich bis zum Erreichen des „Biological Zero“ ab (Galla et al. 1999). Bei einer nur leicht eingeschränkten venösen Lappendrainage, wie bei subklinischer Stauung, kann theoretisch noch ein messbarer effektiver kutaner Blutfluss stattfinden. Solange, bis sich der Gewebe- und Venendruck mit dem arteriellen Einstrom die Waage halten, ist noch ein Blutfluss entlang den Kapillaren und damit ein messbarer Laser-Doppler Fluss vorhanden. Dies ist in der Literatur von Galla et al. 1999, Liss und Liss 2000, Hjortdal et al. 1992 sowie Yuen und Feng 2000 tierexperimentell an verschiedenen Hautlappen nachgewiesen worden. Gegen eine zumindest massive Lappenstauung im Bereich der Messareale spricht jedoch der in der postoperativen Phase signifikante Anstieg des kutanen Laser-Doppler Flusses.

5.4 „Delay“ Phänomen beim ipsilateral gestielten TRAM Lappen

Nach der Lappenhebung müssen in der Regel auf beiden Seiten drei arterielle Lappenstromgebiete von der untergeordneten AESP durchblutet werden. Eine kontinuierliche Durchblutung kann erreicht werden, da angrenzende Stromgebiete (Angiosome) über kleine vaskuläre Einheiten (Choke Vessels) miteinander in Verbindung stehen (Taylor und Palmer 1987). Ein Choke Vessel (Dhar und Taylor 1999: „choke“ = englisch für Drosselklappe/Starterklappe) ist eine kleinlumige Anastomose, die die Versorgungsgebiete zweier unterschiedlicher arterieller Hauptäste im Bereich eines Muskels oder im Hautniveau miteinander verbindet. Auf diese Weise entsteht ein zusammenhängendes Netzwerk der Hautdurchblutung (Taylor and Palmer 1987). Nach Callegari und Taylor kann beim TRAM Lappen ohne vaskuläres „Delay“ normalerweise gerade noch das zweite angrenzende vaskuläre Stromgebiet (das Gebiet der AEIS auf der stielnahen bzw. der AEIP auf der stielfernen Lappenseite) ausreichend durchblutet werden (Callegari et al. 1992, Taylor et al. 1992).

Abbildung 17:
Skizze der Lappendurchblutung und der Territorien vor dem „Delay“ Manöver:



An diesen Choke-Anastomosen wurde beim „Delay“ Phänomen die größte relative Kaliberzunahme beobachtet (Morris und Taylor 1993). In den Tierexperimenten von Dhar und Taylor (Dhar und Taylor 1999) ereigneten sich diese Veränderungen am Gefäßdurchmesser innerhalb von 48 bis 72 Stunden nach dem chirurgischen „Delay“. In ihren Untersuchungen an verschiedenen Tiergattungen berichteten die Autoren von einem initialen Gefäßspasmus nach dem Unterbinden der Gefäße. Dieser Spasmus dauerte in ihren Beobachtungen bis zu zwei Stunden. In diesem Stadium war in angiografischen Aufnahmen ein „Low Flow“-Stadium zu erkennen, in dem sich das Stromgebiet der ligierten Arterie makroskopisch kaum darstellen liess. Im Anschluss zeigte sich eine langsame - aber kontinuierliche - Dilatation der Gefäßwand. Die Choke Anastomosen hatten nach 24 Stunden schließlich wieder ihren ursprünglichen Durchmesser erreicht. Veränderungen der Gefäßwand können auch durch die histologischen und immunhistochemischen Untersuchungen von Dahr und Taylor bestätigt werden, die in diesem Zeitraum Veränderungen auf zellulärer Ebene beschrieben. Intravaskuläre Injektionen mit Fluoreszin demonstrierten nach 72 Stunden wieder einen effektiven Blutfluss über dilatierte Choke Vessels bis in die periphere Lappenspitze. Die weiteren Veränderungen zwischen 72 Stunden und sieben Tagen waren von einer weiteren Größenzunahme der Anastomosen geprägt,

bis sie denselben Durchmesser wie die Gefäßabsschnitte proximal und distal derselben erreicht hatten (Dahr und Taylor 1999). Diese „Delay“-induzierten vaskulären Veränderungen konnten in den Untersuchungen von Morrissey noch nach über einem Jahr nachgewiesen werden (Morrissey und Hallock 2000). Sie sind deshalb kaum reversibel.

Mit großer Wahrscheinlichkeit ist der Pathomechanismus der Kaliberzunahme komplexer als lediglich die Abnahme des Sympathotonus an der glatten Muskulatur der Gefäßwand. Die verschiedenen Theorien zum Mechanismus basieren auf der Wirkung von Ischämie, (Callegari et al. 1992, Boyd et al. 1990, Myers et al. 1972, McFarlane et al. 1965, Guba und Callahan 1979) von Entzündungsreaktionen (Erikson und Robson 1978), der Freisetzung von lokalen neurohumeralen Mediatoren (Jurell 1986, Pang et al. 1986, Finseth und Cutting 1978, Suzuki et al. 1988) und der AV-Shunting Überempfindlichkeit (Rheinisch und Myers 1974, Rheinisch 1974). Zusammenfassend beruht die zunehmende Vaskularisierung des Lappens auf einem multifaktoriellen neurochemisch-physikalischen Geschehen.

Die Auswirkung des vaskulären „Delay“ kann auch anhand druckphysikalischer Prinzipien beschrieben werden. Durch die Ligatur der AEIP (\perp AEIP) und der AEIS (\perp AEIS) auf der Seite des vorgesehenen Muskelstiels und der Muskelinsel sinkt in ihrem definierten Stromgebiet der intravasale Druck (=“Low Flow Stage“; Dhar und Taylor 2000). Dadurch entsteht ein akutes Druckgefälle entlang der einzelnen Chokegefäße in der Peripherie der unterbundenen \perp AEIP und der \perp AEIS, die sie mit den Angiosomen der Nachbarschaft verbinden. Betroffen sind vor allem die Choke Anastomosen zum Angiosom der AEIP der Gegenseite - der Transmidline Flow - sowie der AEIS und der Interkostalgefäße (AIC) auf der gleichen Seite. Auch entlang der distalen Choke Vessels der ligierten \perp AEIS entsteht ein Druckunterschied zu den Endästen der ACIP und den AIC. Aufgrund der verschobenen Druckverhältnisse wird ein frischer Einstrom aus den benachbarten Stromgebieten in Richtung „Delay“-Zone bewirkt. Dadurch entsteht in den Choke Vessels ein ansteigender intravaskulärer Druck, der zu einer kontinuierlichen Zunahme des Gefäßdurchmessers führt. Die Stromgebiete, die in Folge durchblutet werden, können auf diese Weise mit einem höheren Druck perfundiert werden als ohne präoperatives „Delay“. Davon profitiert vor allem die Zone 4 des Lappens, die als „letzte Wiese“ durchblutet werden muss.

Abbildung 18:
 Arterielles Durchblutungsschema des TRAM Lappens vor dem „Delay“ Manöver:

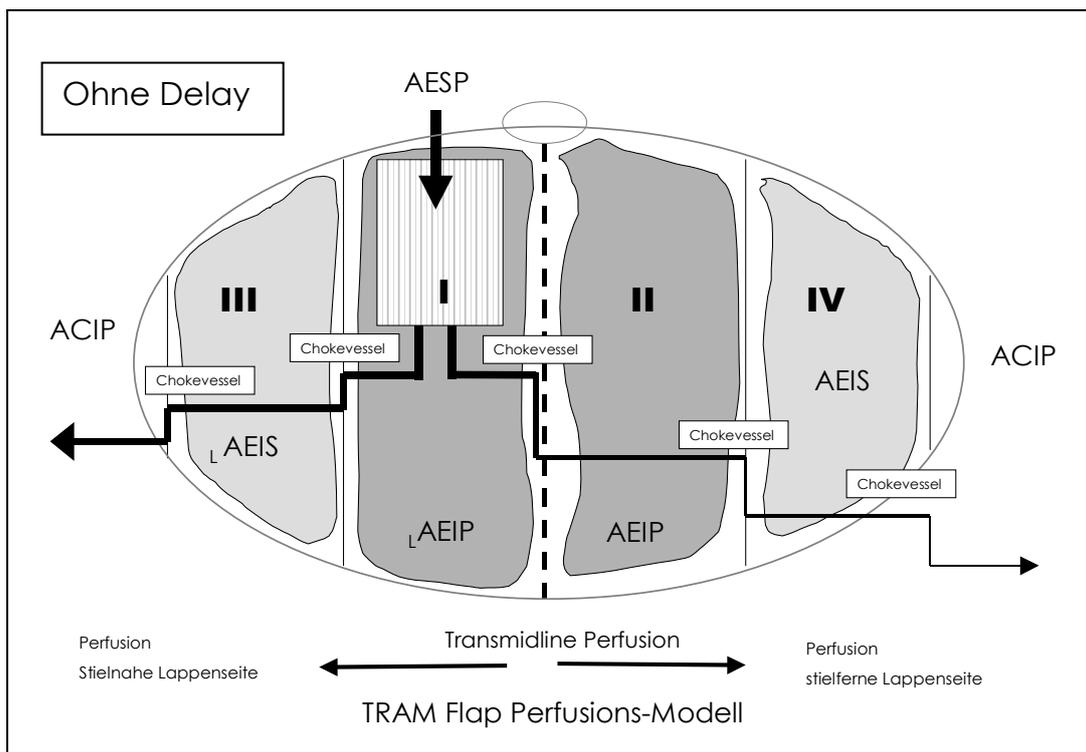
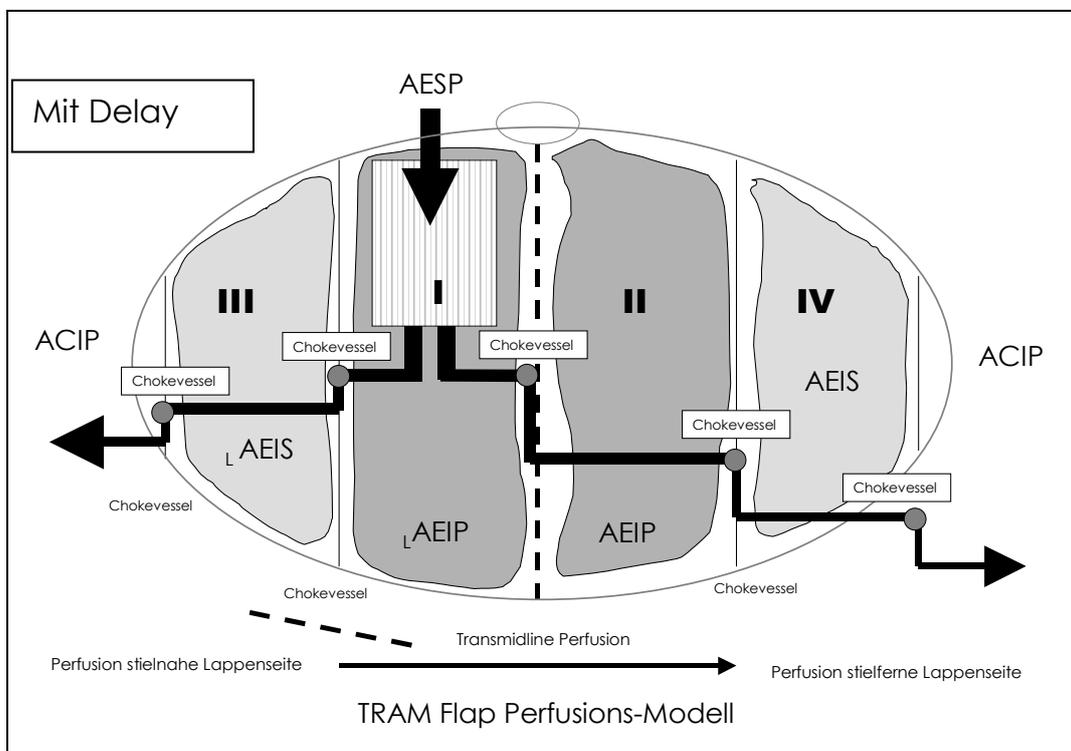


Abbildung 19:
 Arterielles Durchblutungsschema des TRAM Lappens nach dem „Delay“ Manöver:



Für die Lappendurchblutung ist der Effekt des „Delay“ auf die Anastomosen zwischen der AESP und der AEIP innerhalb des Muskelstiels wichtig. Durch die Vasodilatation kann das superiore und das inferiore tiefe epigastrische Gefäßsystem auf der Seite der Ligatur zu einer vertikalen Einheit verbunden werden (Taylor 1996). Dies führt zu einem optimierten Einstrom durch die AESP in das Lappengewebe (Codner et al. 1995, Ribuffo et al. 1997). Der so auch auf der Seite der Gefäßligatur der Spenderregion verbesserte kutane Fluss wird anhand des signifikant höheren Laser-Doppler Flusses ($p < 0.001$ Vergleich beider Lappenseiten) auf der Seite des Muskelstiels im Rahmen unserer Ruhemessungen am Tag vor der Operation veranschaulicht.

Abbildung 20:

Schema der arteriellen Durchblutung des unilateral gestielten TRAM Lappens nach dem „Delay“ Manöver:

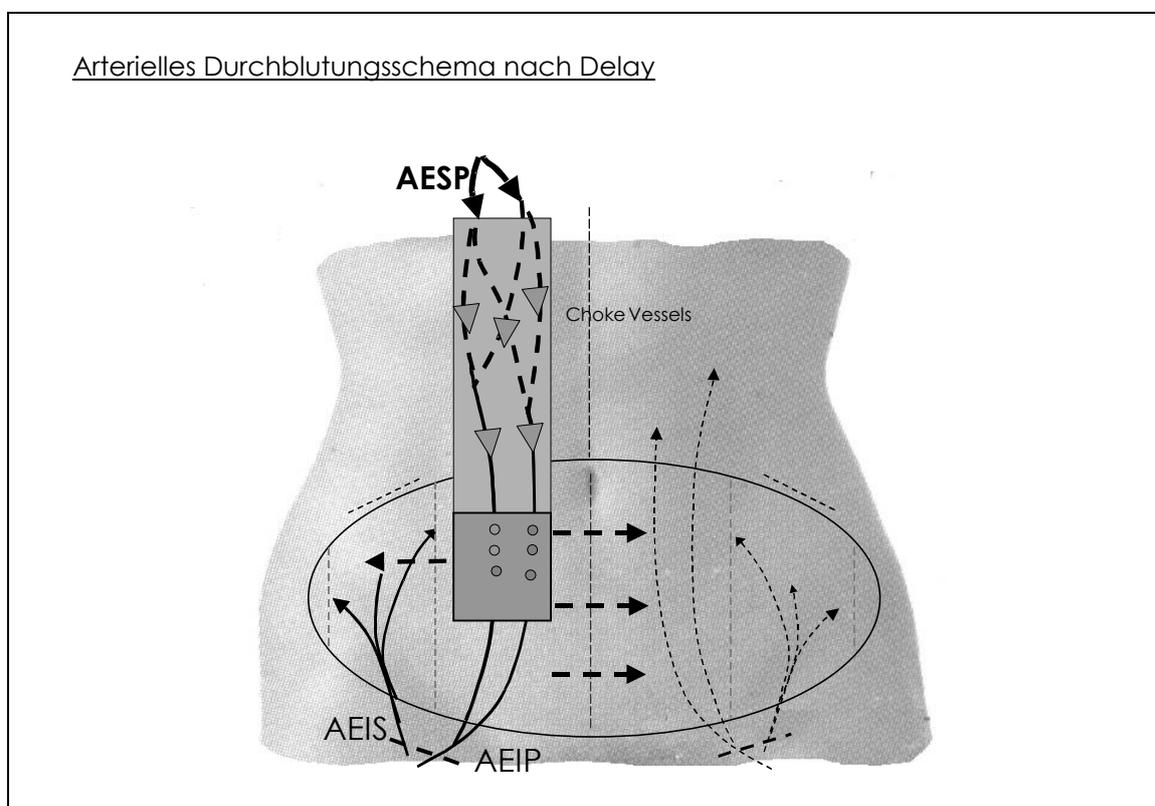
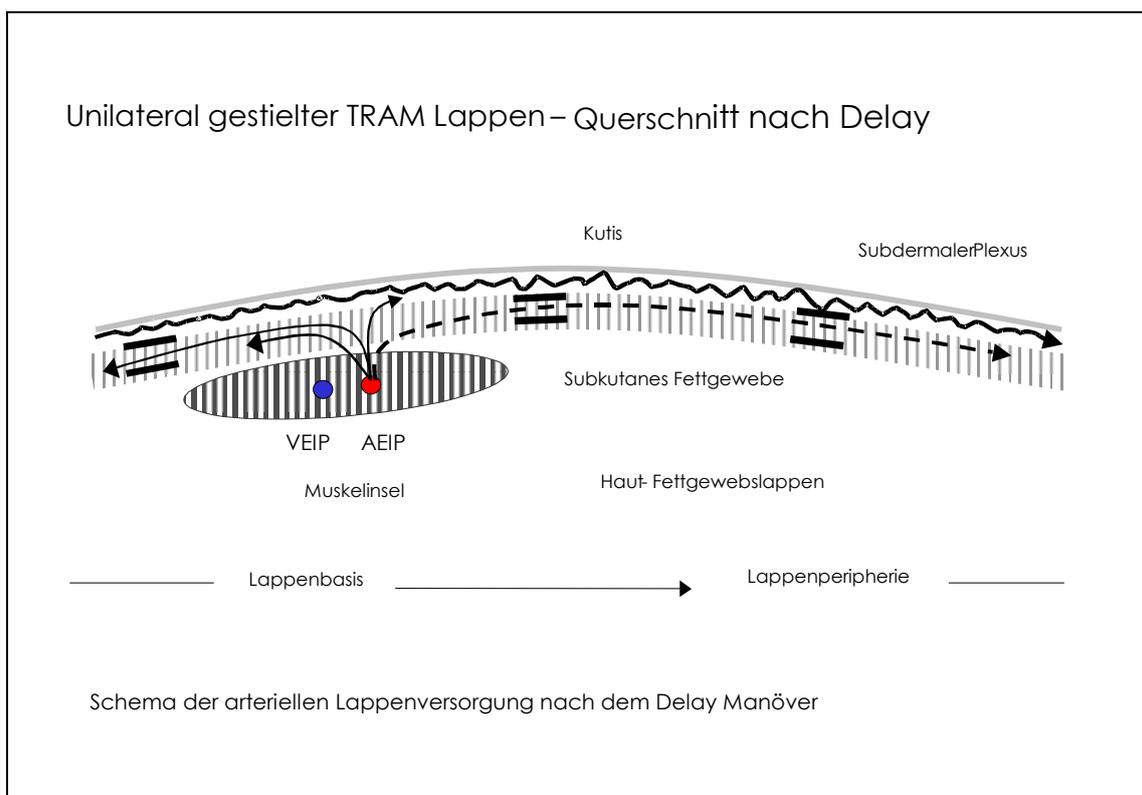


Abbildung 21:

Schema der arteriellen Durchblutung des unilateral gestielten TRAM Lappens nach dem „Delay“ Manöver:

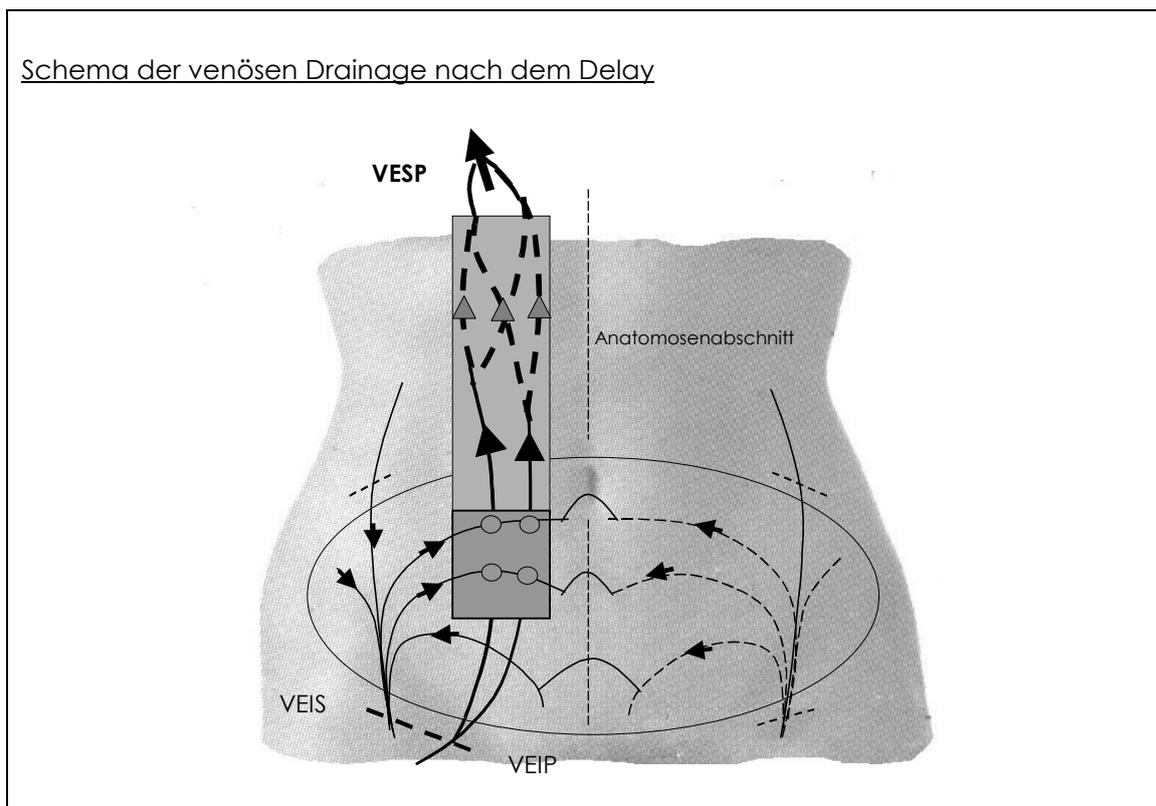


Die venöse Drainage des TRAM Lappens muss nach der Hebung in den Abschnitten der \perp VEIP und \perp VEIS retrograd zur ursprünglichen Flussrichtung erfolgen. Der retrograde Fluss wird deutlich erschwert, weil er gegen unidirektionale Venenklappen gerichtet ist. Durch Ligatur der VEIP und VEIS kann der venöse Abfluss auf der betroffenen Seite nicht in physiologischer Richtung zur Leiste erfolgen. Durch die „Delay“-induzierte Flussumkehr wird spekuliert, dass der Widerstand der Venenklappen verringert wird (Taylor 1996). Durch das „Delay“ können sich außerdem die venösen, kleinlumigen, klappenlosen Anastomosen (=„Oscillating Veins“) aufweiten, die einen bidirektionalen Fluss zwischen der \perp VEIP und der VESP gestatten. Durch diesen Mechanismus kann der venöse Abfluss des Lappens nach dem Gesetz des Flusses von Hagen-Poiseuilles⁵ (Abhängigkeit des geflossenen Volumens pro Zeiteinheit durch ein Gefäß von der vierten Potenz des Gefäßradius) in das Gefäßsystem der VESP erleichtert werden.

⁵ G.H.L. Hagen (1797-1884), dt. Wasserbauingenieur, J.-L.M. Poiseuilles (1799-1869) französischer Arzt und Physiologe: Gesetz zur Durchflussgeschwindigkeit einer laminaren viskösen Flüssigkeit durch enge Röhren

Abbildung 22:

Schema der venösen Lappendrainage des TRAM Lappens nach dem „Delay“ Manöver:



5.5 Ausblicke

Frage:

„Delay“ eines Lappens: Unilateral oder bilateral / arteriell oder venös?

Beim gestielten „Delay“ TRAM Lappen kann eine Verbesserung der Durchblutung erzielt, die Entwicklung von Lappenrandnekrosen aber nicht vollständig verhindert werden. In unserer Arbeit kam es in einem Fall zu einer operationspflichtigen Wundheilungsstörung auf der stielfernen Lappenseite. Hierbei zeigte sich klinisch eine venöse Abflussstörung. Dies bekräftigt Ergebnisse aus der Literatur, die auch bei einem TRAM Lappen mit „Delay“ Manöver periphere Wundheilungsstörungen beschreiben (Jensen et al. 1995, Restifo et al. 1997, Codner et al. 1995). In unserer Studie lagen diese Areale lateral des Messbereichs und entzogen sich deshalb einer aussagekräftigen Durchblutungsanalyse. Da sich nach der Lappenhebung auf der stielfernen und der stielnahen Seite des „Delay“ TRAM Lappen durchschnittlich eine

effektive arterielle Versorgung findet, ist die Ätiologie eher in einer erschwerten venösen Drainage zu suchen.

Bei ungünstigen Voraussetzungen, wie spärlich angelegten venösen Verbindungen über die Mittellinie (Blondeel et al. 2000), Torsion bzw. Kompression des Muskelstiels, kann es trotz effektiver arterieller Durchblutung über die Mittellinie zu einer venösen Insuffizienz kommen. Bei einer niedrigen Sauerstoffsättigung des Blutes in den peripheren Kapillaren kann es zu einer kritischen Gewebehypoxie kommen.

In unseren Untersuchungen wurde ein minimal-invasives, vaskuläres „Lappendelay“ gewählt. Auch das beidseitige Unterbinden der tiefen und oberflächlichen epigastrischen Gefäße ist eine denkbare Möglichkeit zur Lappenkonditionierung (Restifo et al. 1997). Bei unserer Studienplanung überzeugte jedoch der geringe chirurgische Aufwand eines unilateralen „Delay“, der es gestattete, den Eingriff ambulant und in örtlicher Betäubung durchzuführen.

Frage:

Durch welches „Delay“ Manöver kann die bestmögliche Wirkung auch auf die venöse Drainage der peripheren Lappenareale erzielt werden?

Bei kritischer Betrachtung des Studiendesigns könnte der venöse Abfluss nach Ligatur der VEIP und VEIS auf der Seite des vorgesehenen Muskelgefäßstiels auch mittellinienüberschreitend über die kontralateralen venösen Gefäße in Richtung Leiste erfolgen. Auf diese Weise wird zwar der venöse „Transmidline Blood Flow“ zwischen beiden Lappenhälften, nicht aber der retrograde Abfluss in die VESP konditioniert. Dies würde bei der Lappenpräparation einen immer noch persistierenden, hohen venösen Widerstand bedeuten.

Ein „Delay“ der inferioren epigastrischen Gefäße auf beiden Seiten der Bauchdecke würde - bei allerdings erhöhter Morbidität - neben der positiven Wirkung auf den arteriellen Einstrom durch die AESP, zusätzlich eine Flussumkehr in den distalen Abschnitten VEIP bzw. VEIS beidseits induzieren. Durch diese Flussrichtung würde besonders der retrograde venöse Abfluss über die kranialen epigastrischen Venen konditioniert werden, da ein Fluss in Richtung Leiste nicht mehr möglich ist. Der venöse Widerstand könnte auf diese Weise weiter verringert werden. Als ein neues,

innovatives „Delay“ Manöver ist sogar ein bilaterales, ausschließlich venöses „Delay“ des Lappens durch Ligatur der unteren tiefen und oberflächlichen epigastrischen Venen denkbar. Ein venöses „Lappendelay“ könnte in Zukunft eine interessante Alternative zur Optimierung der Lappendrainage bieten - auch auf dem Gebiet aktueller Perforatorlappenplastiken und dem kürzlich vorgestellten Arteria epigastrica inferior superficialis-Lappen.

6. Zusammenfassung

In der rekonstruktiven Mammachirurgie mit körpereigenem Gewebe hat sich in den letzten 15 Jahren der kranial gestielte, horizontale Unterbauch-Lappen (engl. Transverse Rectus Abdominis Musculocutaneous-Flap = TRAM Lappen) als Standardverfahren etabliert. Klinische und experimentelle Studien zur Durchblutung dieses muskulokutanen Insellappens haben bisher eine unzuverlässige Perfusion von der Lappenbasis (Zone 1) über die Mittellinie (engl. Transmidline Perfusion) zur Lappenspitze (Zone 2) beschrieben. In diesen Arealen können gerade bei muskel- und fasziensparender Operationstechnik Haut-, Fettgewebs- und Lappenteilnekrosen auftreten. Bei unserer klinisch-prospektiven Untersuchung an insgesamt n=15 Unterbauchlappen (gestielter TRAM Lappen: n=12, freier TRAM Lappen: n=1, freier Unterbauch-Perforator Lappen: n=2) konnte anhand der Laser-Doppler Fluss-Messung durch eine chirurgische Lappenkonditionierung (engl.: „Delay“ Manöver) auch bei muskelsparender Entnahme des Muskelgefäßstiels ein optimierter Blutfluss über die Mittellinie zur Lappenspitze erreicht werden. Als vaskuläres, unilaterales „Delay“ Manöver wurden durchschnittlich 31 Tage vor der Lappentransposition die Arteria bzw. Vena epigastrica inferior profunda und superficialis auf der Seite des geplanten Muskelstiels unterbunden. In Zone 1 und Zone 2 dieses „Delay“ TRAM Lappens zeigte sich unmittelbar nach seiner vollständigen Hebung eine äquivalente Hautperfusion von durchschnittlich jeweils 62% der Ruhedurchblutung der Spenderregion (= Referenzdurchblutung). Auch postoperativ hielten sich die durchschnittliche Intensität der Hautdurchblutung der Lappenperipherie und die der Lappenbasis die Waage. Die Ruheperfusion der Spenderregion wurde durch „Delay“ des Lappens auf der Seite der Gefäßunterbindung (Zone 1: durchschnittlich 17,5 Arbitrary Units [AU]) im Vergleich zur Gegenseite (Zone 2: durchschnittlich 10,5 [AU]) signifikant gesteigert. Der ermittelte, transkutane Gewebe-Sauerstoffpartialdruck (= $tcpO_2$) war auf der Seite der Gefäßunterbindung (durchschnittlich 61 mmHg) signifikant niedriger als auf der Kontrollseite (durchschnittlich 68,4 mmHg). Die Lappentransposition verursachte trotz initialer, signifikanter Zunahme der Durchblutung auf der stielfernen Lappenseite unmittelbar nach ihrer Hebung von 72% auf 102% eine signifikante Abschwächung der Hautperfusion auf bis zu 49% in Zone 2 und auf 56% in Zone 1 der Referenzdurchblutung. Auch der transkutane Sauerstoffpartialdruck des Lappengewebes verringerte sich signifikant auf

durchschnittlich 10% in Zone 2 und auf 31% des Referenzwertes in Zone 1. Mit der niedrigsten kutanen Durchblutung (Zone 1: 55%, Zone 2: 49%) stellte die Präparation des Stiels und die Lappentransposition zum Thorax die kritische Phase für die Lappenvitalität dar. Der niedrigste $tcpO_2$ wurde am Ende der Operation gemessen. Postoperativ zeichnete sich auf beiden Seiten ein signifikanter Anstieg der kutanen Hautdurchblutung auf über 120% ab. Eine linear dazu ansteigende Gewebeoxygenierung war im gleichen Zeitraum allerdings nicht nachweisbar. Die Ursache war am ehesten eine abnehmende Oxygenierung des kapillären Hämoglobins in der Lappenperipherie, ein gesteigerter posttraumatischer Zellmetabolismus des Lappengewebes und eine transepidermale Sauerstoffdiffusionsstörung infolge eines extrazellulären Lappenödems.

Die Pathomechanismen des „Delay“ Manövers werden in der Literatur kontrovers diskutiert. Sie beruhen auf multifaktoriellen, neuro-humeralen und druckphysikalischen Mechanismen, welche durch Zunahme vor allem des Arterio- und Venosomendurchmessers zu einer Augmentation des arteriellen und venösen Gefäßbaumes führen. Die Methode des unilateralen vaskulären „Delay“ Manövers ist bislang eine viel versprechende Alternative, das Durchblutungsmuster des unilaterale gestielten TRAM Lappens zu konditionieren, um bei muskelsparender Vorgehensweise einen stabilen Blutfluss über die Mittellinie zu sichern. Sowohl in unserer Arbeit als auch in der Literatur zeigten sich jedoch vereinzelt Wundheilungsstörungen (9% operationspflichtig) der peripheren Lappenspitze. Hierbei ergab sich klinisch das Bild einer peripheren venösen Insuffizienz, z.B. durch Kompression bzw. Torsion des Muskelstiels, postoperative Schwellung oder venöse anatomische Gefäßvariationen. Das „Delay“ Manöver hat unsere Erwartungen bislang nur auf arterieller Ebene erfüllt, da offensichtlich im Bereich der peripheren Lappenspitze die Gefahr der venösen Stauung noch nicht sicher behoben ist. Unserer Ansicht nach ist auch beim gestielten TRAM Lappen mit „Delay“ eine großzügige Resektion der stielfernen Lappenspitze zu empfehlen. Zukünftige Studien sollten sich ausführlich mit der Augmentation des venösen Systems befassen. Eine ausschließlich venöse Lappenkonditionierung wäre ein interessanter und innovativer Ansatz, das Problem der kompromittierten Drainage in der Lappenperipherie zu lösen.

7. Literaturverzeichnis

1. Achauer-BM, Black-KS: Transcutaneous oxygen and flaps, *Plast Reconstr Surg.* 1984;74(5):721-722
2. Achauer-DM, Black-KS, Litke-DK: Transcutaneous pO₂ in flaps: A new method of survival prediction, *Plast Reconstr Surg.* 1980;65(6):738-745
3. Agner-T, Serup-J: Individual and instrumental variations in irritant patch-test reactions - clinical evaluation and quantification by bioengineering methods, *Clin Exp Dermatol.* 1990;15(1):29-33
4. Allen-RJ, Treece-P: Deep inferior epigastric perforator flap for breast reconstruction, *Ann Plast Surg.* 1994;32(1):32-38
5. Arbeitsgemeinschaft Bevölkerungsezogener Krebsregister in Deutschland (Hrsg.) & Robert-Koch Institut 2002: Krebs in Deutschland - Häufigkeiten und Trends, 3. erweiterte, aktualisierte Ausgabe
6. Arnez-ZM, Khan-U, Pogorelec-D, Planinsec-F: Breast reconstruction using the free superficial inferior epigastric artery (SIEA) flap, *Br J Plast Surg.* 1999;52(4):276-279
7. Blondeel-PN, Arnstein-M, Verstraete-K, Depuydt-K, van Landuyt-KH, Monstrey-SJ, Kroll-SS: Venous congestion and blood flow in free transverse rectus abdominis myocutaneous and deep inferior epigastric perforator flaps", *Plast Reconstr Surg.* 2000;106(6):1295-1299
8. Bohmert-H, Gabka-CJ: Plastic and reconstructive surgery of the breast 2nd edition, Springer Verlag, 1997
9. Bongard-O, Bounameaux-H: Clinical Investigation of skin microcirculation, *Dermatology.* 1993;186(1):6-11
10. Bongard-O, Fagrell-B: Variations in Laser Doppler Flux and flow motion patterns in the dorsal skin of the human foot, *Microvasc Res.* 1990;39(2):212-222
11. Bostwick-J 3rd, Scheflan-M: The latissimus dorsi musculocutaneous flap: a one-stage breast reconstruction, *Clin Plast Surg.* 1980;7(1):71-78

12. Boyd-JB, Markland-B, Dorion-D, Pang-CY, Morris-S: Surgical augmentation of skin blood flow and viability in a pig musculocutaneous flap model, *Plast Reconstr Surg.* 1990;86(4):731-738
13. Boyd-JB, Taylor-GI, Corlett-R: The vascular territories of the superior epigastric and the deep inferior epigastric systems, *Plast Reconstr Surg.* 1984;73(1): 1-16
14. Callegari-PR, Taylor-GI, Caddy-CM, Minabe-D: An anatomic review of the delay phenomenon: I. Experimental studies, *Plast Reconstr Surg.* 1992;89(3):397-407, discussion:417-418
15. Carramenha e Costa-MA, Carriquiry-C, Vasconez-LO, Grotting-JC, Herrera-RH, Windle-BH: An anatomic study of the venous drainage of the transverse rectus abdominis musculocutaneous flap, *Plast Reconstr Surg.* 1987;79(2):208-217
16. Carroll-CMA, Carroll-SM, Overgoor-ML, Tobin-G, Barker-JH: Acute ischemic preconditioning of skeletal muscle prior flap elevation augments flap survival, *Plast Reconstr Surg.* 1997;100(1);58-65
17. Caspary-L, Creutzig-A, Alexander-K: Biological zero in Laser Doppler Fluxmetry, *Int J Microcirc Clin Exp.* 1988;7(4):367-371
18. Cederna-PS, Chang-P, Pittet-Cuenod-BM, Razaboni-RM, Cram-AE: The effect of the delay phenomenon on the vascularity of rabbit abdominal cutaneous island flaps, *Plast Reconstr Surg.* 1997;99(1):183-193
19. Cederna-PS, Yates-WR, Chang-P, Cram-AE, Ricciardelli-EJ: Postmastectomy reconstruction: comparative analysis of the psychosocial, functional, and cosmetic effects of transverse rectus musculocutaneous flap versus implant reconstruction, *Ann Plast Surg.* 1995;35(5):458-468
20. Clark- LC Jr: Monitor and control of blood oxygen tensions, *Trans Am Soc Art Int Org.* 1956: 41-48
21. Clinton-MS, Septka-RS, Bristol-D, Pederson-WC, Barwick-WJ, Serafin-D, Klitzman-B: Establishment of normal ranges of Laser Doppler blood flow in autologous tissue transplants, *Plast Reconstr Surg.* 1991;87(2):299-309

22. Clugston-PA, Gingrass-MK, Azurin-D, Fisher-J, Maxwell-GP: Ipsilateral pedicled TRAM flaps: the safer alternative?, *Plast Reconstr Surg.* 2000;105(1):77-82
23. Clugston-PA, Lennox-PA, Thompson-RP: Intraoperative vascular monitoring of ipsilateral vs. contralateral TRAM Flaps, *Ann Plast Surg.* 1998;41(6):623-628
24. Codner-MA, Bostwick-J 3rd, Nahai-F, Bried-JT, Eaves-FF: TRAM flap vascular Delay for high-risk breast reconstruction, *Plast Reconstr Surg.* 1995;96(7):1615-1622
25. Colantuoni-A, Bertuglia-S, Intaglietta-M: Biological zero of Laser Doppler fluxmetry - Microcirculatory correlates in the hamster cheek pouch during flow and no flow conditions, *Int J Microcirc Clin Exp.* 1993;13(2):125-136
26. Dhar-SC, Taylor-GI: The delay phenomenon: The story unfolds, *Plast Reconstr Surg.* 1999;104(7):2079-2091
27. Dorion-D, Boyd-JB, Pang-CY: Augmentation of transmidline skin perfusion and viability in transverse rectus abdominis myocutaneous (TRAM) Flaps in the pig, *Plast Reconstr Surg.* 1991; 88(4):642-649
28. Downing-JW, Mankowitz-M, Brock-Utne-JG, Holloway-AM: An evaluation of the Hellige Transoxode (Servomed Oxymonitor SM 361 System): response to halothan and enfluran in vitro, *Anaesth Intensive Care.* 1981;9(2):140-143
29. Drever-JM: The epigastric island flap, *Plast Reconstr Surg.* 1977;59(3):343-346
30. Duchateau-J, Declety-A, Lejour-M: Innervation of the rectus abdominis muscle: implications for rectus flaps, *Plast Reconstr Sur.* 1988;82(2):223-228
31. Eberhard-P, Mindt-W, Schäfer-R: Reliability of methods for skin blood flow measurement during transcutaneous pO₂ monitoring, in Huch-R, Huch-A: "Continous transcutaneous blood gas Monitoring", Marcel Dekker Inc., New York, Basel,1983: 69-84,
32. Eriksson-E, Robson-MC: Experimental flap delay with formic acid, *Br J Plast Surg.*1978;31(8):238-241

33. Erni-D, Wessendorf-R, Wettstein-R, Schilling-MK, Banic-A: Endothelin receptor blockade improves oxygenation in contralateral TRAM flap tissue in pigs, *Br J Plast Surg*. 2001;54(5):412-418
34. Evans-NT, Naylor-PF: The systemic oxygen supply to the surface of human skin: *Respir Physiol*. 1967;3(1):21-37
35. Finseth-F, Cutting-C: An experimental neurovascular island flap for the study of the delay phenomenon, *Plast Reconstr Surg*. 1978;61(3):412-420
36. Franzeck-UK, Stengele-B, Panradl-U, Wahl-P, Tillmanns-H: Cutaneous reaktive hyperemia in short term and long term type I diabetes – continuous monitoring by a combined Laser Doppler and transcutaneous oxygen probe, *Vasa*. 1990;19(1):8-15
37. Gabka-CJ, Maiwald-G, Bohmert-H: Immediate breast reconstruction for breast carcinoma using the periareolar approach, *Plast Reconstr Surg*. 1998;101(5):1228-1234
38. Galla-TJ, Hellekes-D, Feller-AM: Differentiation between arterial and venous vessel occlusion by simultaneous measurement with Laser Doppler Flowmetry and Photoplethysmography, *J Reconstr Microsurg*. 1999; 15(1):67-72
39. Gerlach-J: Über das Hautatmen, *Arch Anat Physiol*. 1851:431-479
40. Gillies –HD: The tubed pedicled flap in plastic surgery, *Ny J Med*. 1920;111:1-14
41. Goeckenjahn-G, Strasser-K: Relation of transcutaneous to arterial pO₂ in hypoxaemia, normoxaemia and hyperoxaemia: Investigations in adults with normal circulation and in patients with circulatory insufficiency, *Biotelemetry*. 1977;4(2): 77-87
42. Goldberg-J, Sepka-RS, Perona-BP; Pederson-WC, Klitzman-B: Laser Doppler blood flow measurements of common cutaneous donor sites for reconstructive surgery, *Plast Reconstr Surg*. 1990;85(4):581-586
43. Gottrup-F, Oredsson-S, Price-DC, Mathes-SJ, Hohn-DC: A comparative study of skin blood flow in musculocutaneous and random pattern flaps, *J Surg Res*. 1984;37(6):443-447

44. Grossmann-U, Lübbers-DW: Analysis of epidermal oxygen supply by simulation of partial oxygen pressure fields under varying conditions, *Crit Care Med.* 1981;9(10):734-735
45. Guba-AM jr., Callahan-J: Nutrient blood flow in delayed axial pattern skin flaps in pigs, *Plast Reconstr Surg.* 1979;64(3):372-376
46. Hallock-GG: Physiological studies using Laser Doppler Flowmetry to compare blood flow to the zones of the free TRAM flap, *Ann Plast Surg.* 2001;47(3):229-233
47. Hallock-GG: Zones of the lower transverse rectus abdominis musculocutaneous flap based on Laser Doppler Flowmetry, *Ann Plast Surg.* 1992;29(2):117-121
48. Hallock-GG, Altobelli-JA: Assessment of TRAM Flap perfusion using Laser Doppler Flowmetry: An adjunct to microvascular augmentation, *Ann Plast Surg.* 1992; 29(2):122-127
49. Hallock-GG: Correspondence on "The TRAM Delay: Burning a lifeboat?", *Plast Reconstr Surg.* 1998;102(4):1301-1303
50. Hallock-GG, Rice-DC: Evidence of the efficiency of TRAM flap delay in a rat model, *Plast Reconstr Surg.* 1995;96(6):1351-1357
51. Harashina-T, Sone-K, Inoue-T, Fukuzumi-S, Enomoto-K: Augmentation of the circulation of pedicled transverse rectus abdominis musculocutaneous flaps by microvascular surgery, *Br J Plast Surg.* 1987;40(4):367-370
52. Harris-NR 2nd, Webb-MS, May-JW jr: Intraoperative physiologic blood flow studies in the TRAM flap, *Plast Reconstr Surg.* 1992;90(4):553-558; disc. 559-561
53. Hartrampf-CR, Schefflan-M, Black-PW: Breast reconstruction with a transverse abdominal island flap, *Plast Reconstr Surg.* 1982;69(2):216-225
54. Hartrampf-CR: The transverse abdominal island flap for breast reconstruction: a 7-year experience, *Clin Plast Surg.* 1988;15(4):703-716
55. Heller-L, Levin-LS, Klitzman-B: Laser Doppler Flowmeter monitoring of free tissue transfers: Blood flow in normal and complicated cases, *Plast Reconstr Surg.* 2001;107(7):1739-1745

56. Hellige: Angaben des Geräteherstellers zu Oxykapnomonitor SMK 363
57. Hendricks-DL, Wilkens-TH, Witt-PD: Blood-flow contributions by the superior and inferior epigastric arterial systems in TRAM Flaps, based on Laser Doppler Flowmetry, J Reconstr Microsurg. 1994; 10(4):249-252, disc.253-254
58. Hickerson-WL, Colgin-SL, Proctor-KG: Regional variations of Laser Doppler blood flow in ischemic skin flaps, Plast Reconstr Surg. 1990;86(2):319-326, disc.327-328
59. Hirigoyen-MB, Urken-ML, Weinberg-H: Free flap monitoring: A review of current practice, Mircosurgery. 1995;16(11):723-726, disc.727
60. Hjortdal-VE, Hansen-Es, Kjolseth-D, Henricksen-TB, Gottrup-F, Djurhuus-JC: Arteriovenous shunting and regional blood flow in myocutaneous island flaps: An experimental study in pigs, Plast Reconstr Surg. 1991;87(2):326-334
61. Hjortdal-VE, Hauge-E, Hansen-ES: Differential effects of venous stasis and arterial insufficiency on tissue oxygenation in myocutaneous island flaps: an experimental study in pigs, Plast Reconstr Surg. 1992;89:521-529
62. Hjortdal-VE, Henriksen-TB, Kjolseth-D, Hansen-ES, Djurhuus-JC, Gottrup-F: Tissue oxygen tension in myocutaneous flaps. Correlation with blood flow and blood gases, Eur J Surg. 1991;157(5):307-11
63. Hoffmann-U, Yanar-A, Franzeck-UK, Bollinger-A: Fluxmotionsmuster bei Gesunden und Patienten mit peripherer arterieller Verschlusskrankheit, VasaSuppl. 1991;(20)33:273-277
64. Holloway-GA jr, Watkins-DW: Laser Doppler measurement of cutaneous blood flow, J Invest Dermatol. 1977;69(3):306-309
65. Huch-A, Huch-R, Lübbers-DW: Quantitative polarographische Sauerstoffdruckmessung an der Kopfhaut des Neugeborenen, Arch Gyn. 1969;207(3):443-451
66. Huch-R, Huch-A, Lübbers-DW: Transcutaneous pO₂, Thieme-Stratton inc., New York 1981
67. Ishii-CH jr, Bostwick-J 3rd, Raine-TJ, Coleman-JJ 3rd, Hester-TR: Double-pedicle transverse rectus abdominis myocutaneous flap for unilateral breast and chest-wall reconstruction, Plast Reconstr Surg. 1985;76(6):901-907

68. Jakobsson-A, Nilsson-GE: Prediction of sampling depth and photon pathlength in Laser Doppler Flowmetry, *Med Biol Eng Comput.* 1993;31(3): 301-307
69. Jenkins-S, Sepka-R, Barwick-WJ: Routine of Laser Doppler Flowmetry for monitoring autologous tissue transplants, *Ann Plast Surg.* 1988; 21(5):423-426
70. Jensen-JA, Handel-N, Silverstein-MJ, Waisman-J, Gierson-ED: Extended skin island delay of the unipedicled TRAM flap: Experience in 35 Patients, *Plast Reconstr Surg.* 1995;96(6):1341-1345
71. Johansson-K, Jakobsson-A, Lindahl-K, Lindhagen-J, Lundgren-O, Nilsson-GE: Influence of fibre diameter and probe geometry on the measuring depth of Laser Doppler flowmetry in the gastrointestinal application, *Int J Microcirc Clin Exp.* 1991;10(3):219-229
72. Johnson-PC: Autoregulation of blood flow, *Circ Res.* 1986;59(5):483-495
73. Jurell-G: Adrenergic nerves and the delay phenomenon, *Ann Plast Surg.* 1986;17(6):493-497
74. Knotte-G, Bohmert-H: Determination of the viability of skin regions in danger of necrosis by means of transcutaneous polarographic measurement of oxygen pressure, *Fortsch Med.* 1977,95(10):640-644
75. Kroll-SS, Evans-GRD, Reece-GP, Miller-MJ, Robb-GL, Baldwin-BJ, Schustermann-MA: Comparison of resource costs between implant-based and TRAM flap breast reconstruction, *Plast Reconstr Surg.* 1996;97(2):364-372
76. Kroll-SS, Gherardini-G, Martin-JE, Reece-GP, Miller-MJ, Evans-GRD, Robb-GL, Wang-B: Fat necrosis in free and pedicled TRAM flaps, *Plast Reconstr Surg.* 1998;102(5):1502-1507
77. Kroll-SS, Netscher-DT: Complication of TRAM flap breast reconstruction in obese patients, *Plast Reconstr Surg.* 1989;84(6):886-892
78. Lejour-M, Dome-M: Abdominal wall function after rectus abdominis transfer, *Plast Reconstr Surg.* 1991;87(6): 1054-1068
79. Lentner-A, Younossi-H, Planz-S, Wienert-V: Der Einfluss von hydrostatischem Druck, Umgebungstemperatur sowie Alter, Geschlecht & Rauchgewohnheiten auf die transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung, *VasaSuppl.* 1991;(32):243-246

80. Liss-AG, Liss-P: Use of a modified oxygen microelectrode and Laser Doppler Flowmetry to monitor changes in oxygen tension and microcirculation in a flap, *Plast Reconstr Surg.* 2000;105(6):2072-2078
81. MacDonald-DJ: Anaesthesia for microvascular surgery: a physiological approach, *Br J Anaesth.* 1985;57(9):904-912
82. Mailaender-P, Machens-HG, Waurick-R, Riek-B, Berger-A: Routine monitoring in patients with free tissue transfer by Laser Doppler Flowmetry, *Microsurg.* 1994;15(3):196-202
83. Marshall-DR, Ross-DA: A fleur de lys modification of the TRAM flap for breast reconstruction, *Br J Plast Surg.* 1994;47(8):521-526
84. McFarlane-RM, DeYoung-G, Henry-RA, The design of a pedicle flap in the rat to study necrosis and its prevention, *Plast Reconstr Surg.* 1965;35:177-128
85. Miller-LB, Bostwick-J 3rd, Hartrampf-CR jr, Hester-TR jr, Nahai-F: The superiorly based rectus abdominis flap: Predicting and enhancing its blood supply based on an anatomic and clinical study, *Plast Reconstr Surg.* 1988;81(5):713-724
86. Montgomery-H, Horwitz-O: Oxygen tension of tissues by the polarographic method I. Introduction: oxygen tension and blood flow in the skin of human extremities, *J Clin Invest.* 1950;(29):1120-1130
87. Moon-HK, Taylor-GI: The vascular anatomy of rectus abdominis musculocutaneous flaps based on the deep superior epigastric system, *Plast Reconstr Surg.* 1988;82(5):815-832
88. Mork-C, Asker-CL, Salerud-EG, Kvernebo-K: Microvascular arteriovenous shunting is a probable pathogenetic mechanism in erythromelgia, *J Invest Dermatol.* 2000; 114(4):643-646
89. Morrissey-WM, Hallock-GG: The increase in TRAM flap survival after delay does not diminish longterm, *Ann Plast Sur.* 2000;44(5):486-490
90. Morris-SF, Taylor-GI: Predicting the survival of experimental skin flaps with a knowledge of the vascular architecture, *Plast Reconstr Sur.* 1993;92(7):1352-1361

91. Morris-SF, Taylor-GI: The time sequence of the delay phenomenon: when is a surgical delay effective? An experimental study, *Plast Reconstr Surg.* 1995;95(3):526-533
92. Mukherjee-R, Gottlieb-V, Hacker-LC: Experience with the ipsilateral upper TRAM flap for postmastectomy breast reconstruction, *Ann Plast Surg.* 1989;23(3):187-196
93. Myers-MB, Cherry-G, Milton-S: Tissue gas levels as an index of the adequacy of circulation: The relation between ischemia and the development of collateral circulation (delay phenomenon), *Surg.* 1972;71(1):15-21
94. Nabawi-A, Gürlek-A, Patrick-CW, Amin-A, Ritter-E, Elsharaky-M, Evans-GRD: Measurement of blood flow and oxygen tension in adjacent tissues in pedicled and free flap head and neck reconstruction, *Microsurg.* 1999;19(5):254-357
95. Öberg-PA, Tenland-T, Nilsson-GE: Laser Doppler Flowmetry- a non invasive and continuous method for blood flow evaluation in microvascular studies, *Acta Med Scand Suppl.* 1984;17:17-24
96. Olding-M, Emory-R.E, Barrett-WL: Preferential use of the ipsilateral pedicle in TRAM flap breast reconstruction, *Ann Plast Surg.* 1998;40(4):349-253
97. Olivari-N: The latissimus flap, *Br J Plast Surg.* 1976;29(2):126-128
98. Ott-A: Langzeiteffekte des Zigarettenrauchens auf die Mikrozirkulation der Haut, *Phlebol.* 1993(22):128-130
99. Ozgentas-HE, Shenaq-S, Spira-M: Study of the delay phenomenon in the rat TRAM flap model, *Plast Reconstr Surg.* 1994;94(7):1018-1024, disc.: 1025-1026
100. Pang-CY, Forrest-CR, Neligan-PC, Lindsay-WK: Augmentation of blood flow in delayed random skin flaps in the pig: Effect of length of delay period and angiogenesis, *Plast Reconstr Surg.* 1986;78(1):68-74
101. Pennington-DG, Pelly-AD: The rectus abdominis myocutaneous free flap, *Br J Plast Surg.* 1980;33(2):277-282
102. Perimed: Gerätebeschreibung des Herstellers zu Periflux PF 4001, 1992

103. Petit-JY, Chrétien-B, Rigaut-L, Griggio-L: Breast reconstruction with the rectus abdominis musculo-cutaneous flap: experience of 60 cases, *Ann Chir Plast Esthet.* 1987;32(2):124-133
104. Plasce-MJ, Witt-P, Hendricks-D, Cutaneous blood flow patterns in free flaps determined by Laser Doppler Flowmetry, *J Reconstr Microsurg.* 1996;12(6):355-358
105. Powers-EW 3rd , Frayer-WW: Laser Doppler Measurement of blood flow in the microcirculation, *Plast Reconstr Surg.* 1987;61(2):250-255
106. Rendell-MS, Kelly-ST, Bamisedun-O, Luu-T, Finney-DA, Knox-S: The effect of increasing temperature on skin blood flow and red cell deformability, *Clin Physiol.* 1993;13(3): 235-245
107. Restifo-RJ, Ahmed-SS, Isenberg-JS, Thomson-JG: Timing, Magnitude, and utility of surgical delay in the TRAM flap: I. Animal studies, *Plast Reconstr Surg.* 1997;99(5):1211-1216
108. Restifo-RJ, Ahmed-SS, Ward-BA, Scoutt-LM, Taylor-K: Surgical delay in TRAM flap breast reconstruction: A comparison of 7 and 14 day delay periods, *Ann Plast Surg.* 1997;38(4):330-333, disc.: 333-334
109. Restifo-RJ, Thomson-JG: The preconditioned TRAM flap: Preliminary clinical experience, *Ann Plast Surg.* 1998;41(4):343-347
110. Restifo-RJ, Ward-B, Scoutt-LM, Brown-JM, Taylor-KJW: Timing, magnitude, and utility of surgical delay in the TRAM flap: II Clinical studies, *Plast Reconstr Surg.* 1997;99(5):1217-1223
111. Reinisch-J, Myers-B: The effect of local anaesthesia with epinephrine on skin-flap survival, *Plast Reconstr Surg.* 1974;54(3):324-327
112. Rheinisch-JF: The pathophysiology of skin flap circulation: The delay phenomenon, *Plast Reconstr Surg.* 1974;54(5):585-598
113. Ribuffo-D, Muratori-L, Antoniadou-K, Fanini-F, Martelli-E, Marini-M, Messineo-D, Trinci-M, Scuderi-N: A hemodynamic approach to clinical results in the TRAM flap after selective delay, *Plast Reconstr Surg.* 1997;99(6):1706-1714

114. Rival-R, Bance-M, Anthonyshyn-M, Phillips-JH, Pang-CY: Comparison of Laser Doppler Flowmeter and radioactive microspheres in measuring blood flow in pig skin flaps, *Laryngoscope*. 1995;105(4):383-386
115. Robbins-TH: Rectus abdominis myocutaneous flap for breast reconstruction, *Aust Nz J Surg*. 1979;49(5):527-530
116. Robins-DW: The anaesthetic management of patients undergoing free flap transfer, *Br J Plast Surg*. 1983;36(2):231-234
117. Salmi-AM, Tukiainen-E, Asko-Saljavaara-S: Thermographic mapping of perforators and capillary skin flow in the free transverse rectus abdominis musculocutaneous flap; *Ann Plast Surg*. 1995;35(2):159-164
118. Schefflan-M: The transverse abdominal island flap- What you should do, when the flap turns blue, *Eur J Plast Surg*. 1988;11:69-72
119. Schefflan-M, Dinner-MI: The transverse rectus abdominis flap island flap - Part I: Indications, contraindications, results and complications, *Ann Plast Surg*. 1983;10(1):24-25
120. Scheufler-O, Andresen-R, Kirsch-A, Banzer-D, Vaubel-E: Clinical results of TRAM Flap Delay by selective embolization of the Deep Inferior Epigastric Arteries, *Plast Reconstr Surg*. 2000; 105(4):1320-1329
121. Seifert-H; Jäger-K, Bollinger-A: Analysis of flow motion by the Laser Doppler technique in patients with peripheral arterial occlusive disease, *Int J Microcirc Clin Exp*. 1988;7(3): 223-236
122. Semple-JL: Retrograde microvascular augmentation (turbocharging) of a single pedicle TRAM flap through a deep inferior epigastric arterial and venous loop, *Plast Reconstr Surg*. 1994;93(1):109-117
123. Serafin-D, Lesesne-C, Mullen-RY, Georgidade-NG: Transcutaneous pO₂ monitoring for assessing viability and predicting survival of skin flaps: experimental and clinical correlations, *J Microsurg*. 1981;2(3):165-178
124. Smith-AR, Sonneveld-GJ, Kort-WJ, van der Meulen: Clinical application of transcutaneous oxygen measurements in replantation surgery and free tissue transfer, *J Hand Surg*. 1983;8:139-145

125. Smith-AR, van der Meulen-JC, Kort-W: Oxygen and glucose levels in replanted digits: a possible parameter for postoperative Monitoring, Proceedings of the First Congress of the International Federation Societies for Surgery of the Hand, 1980; 190
126. Stern-MD: In vivo evaluation of microcirculation by coherent light scattering Nature. 1975;(254):56-58
127. Stranc-MF, Stowa-MG, Abdulrauf-B, Mantsch-HH: Assessment of tissue viability using near-infrared spectroscopy, Br J Plast Surg. 1998;51(3):210-217
128. Suzuki-S, Isshiki-N, Ohtuska-M, Maeda-T: Experimental study on delay phenomenon in relation to flap width and ischemia, Br J Plast Surg. 1988;41(4):389-394
129. Svedman-Ü, Jacobsson-S, Ponnert-L, Lindell-SE, "Transcutaneous oxygen in flaps", Chir. Plast. 1982;6:201
130. Tai-Y, Hasegawa-H: A transverse abdominal flap for reconstruction after radical operation for recurrent and breast cancer, Plast Reconstr Surg. 1974;53(1):52-54
131. Takayanagi-S, Ohtsuka-M: Extended transverse rectus abdominis musculocutaneous flap, Plast Reconstr Surg. 1989;83(6):1057-1060
132. Takiwaki-H: Transcutaneous pPO₂ and pCO₂ measurements in dermatology", Acta Derm Venerol. 1994(185),suppl.:21-25
133. Tansini-I: Sopra il mio nouvo processo di amputazione della mamella, Gaz Med Ital. 1906; 57:141
134. Taylor-GI: discussion on: Hudson-DA: The surgically delayed unipedicled TRAM flap for breast reconstruction, Ann Plast Surg. 1996;36(3):242-245
135. Taylor-GI, discussion on: Miller-LB: The superiorly based rectus abdominis flap: Predicting and enhancing its blood supply on an anatomic and clinical study, Plast Reconstr Surg. 1988;81(5):721
136. Taylor-GI, Caddy-CM, Watterson-PA, Crock-JG: The venous territories (venosomes) of the body: experimental study and clinical applications, br j Plast Reconstr Surg. 1990;86(2):185-213

137. Taylor-GI, Corlett-RJ, Caddy-CM, Zelt-RG: An anatomic review of the delay phenomenon: II Clinical applications, *Plast Reconstr Surg.* 1992;89(3):408-416, disc.: 417-418
138. Taylor-GI: discussion on : Carramenha e Costa-MAC: An anatomic study of the venous drainage of the transverse rectus abdominis musculocutaneous flap, *Plast Reconstr Surg.* 1987; 79(2):214-217
139. Taylor-GI, Palmer-JH: The vascular territories (angiosomes) of the body. Experimental study and clinical applications, *Br J Plast Surg.* 1987;40(2):113-141
140. Tenland-T, Salerud-EG, Nilsson-GE, Öberg-PA: Spatial and temporal variations in human skin blood flow, *Int J Microcirc Clin Exp.* 1983;2(2):81-90
141. Trabulsky-PP, Anthony-JP, Mathes-SJ: Changing trends in postmastectomy breast reconstruction: A 13-year experience, *Plast Reconstr Surg.* 1994;93(7):1418-1427
142. Tremper-KK, Shoemaker-WC: Transcutaneous oxygen monitoring of critically ill adults, with and without low flow shock, *Crit Care Med.* 1981;9(10):706-709
143. Tuominen-HP, Asko-Seljavaara-S, Svartling-NE: Cutaneous blood flow in the free TRAM flap, *Br J Plast Reconstr Surg.* 1993;46(8):665-669
144. Tuominen-HP, Asko-Seljavaara-S, Svartling-NE, Härmä-MA: Cutaneous blood flow in the TRAM flap, *Br J Plast Surg.* 1992; 45(4):261-269
145. Udesen-A, Lontoft-E, Kristensen-SR: Monitoring of free TRAM flaps with microdialysis, *J Reconstr Microsurg.* 2000;16(2):101-106
146. Veronesi-U, Saccozzi-R, del Vecchio-M, Banfi-A, Clemente-C, de Lena-M, Gallus-G, Greco-M, Luini-A, Marubini-E, Musculino-G, Rilke-F, Salvadori-B, Zecchini-A, Zucali-R: Comparing radical mastectomy with quadrantectomy, axillary dissection, and radiotherapy in patients with small cancer of the breast, *New Engl J Med.* 1981;(305)1:6-11
147. Wallace-AM, Evans-GRD, Goldberg-DP, Baldwin-BJ: Unexpected vascular compromise in transverse rectus abdominis musculocutaneous (TRAM) flap reconstruction: a report of two patients, *Ann Plast Surg.* 1996;36(3): 246-250

148. Wardell-K, Jakobsson-A, Nilsson-GE: Laser Doppler perfusion imaging by dynamics light scattering, *IEEE Trans Biomed Eng.* 1993;40(4):309-316
149. Watterson-PA, Bostwick-J^{3rd}, Hester-TR, Bried-JT, Taylor-GI: TRAM flap anatomy correlated with a 10-year clinical experience with 556 patients, *Plast Reconstr Surg.* 1995;95(7):1185-1194
150. Wilkin-JK, Trotter-K: Cognitive activity and cutaneous blood flow, *Arch Dermatol.* 1987;123(11):1503-1506
151. Williams-JK, Bostwick-J^{3rd}, Bried-JT, Mackay-G, Landry-J, Benton-J: TRAM flap breast rekonstruktion after radiation treatment, *Ann Surg.* 1995; 221(6):756-764. disc.764-766
152. Wolff-KD, Marks-C, Uekermann-B, Specht-M, Frank-KH: Monitoring of flaps by measurement of intracapillary haemoglobin oxygenation with EMPHO II: experimental and clinical study, *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1996;34(6):524-529
153. Yang-D, Morris-SF: Comparison of two different delay procedures in a rat skin flap model, *Plast Reconstr Surg.* 1998;102(5):1591-1597
154. Yuen-JC, Feng-Z: Monitoring free flaps using the Laser Doppler Flowmeter: Five year experience, *Plast Reconstr Surg.* 2000;105(1):55-61
155. Yuen-JC, Feng-Z: Distinguishing Laser Doppler Flowmetric responses between arterial and venous obstructions in flaps", *J Reconstr Microsurg.* 2000;16(8):629-635

8. Danksagung

Mein Dank gilt Professor Dr. med. habil. Christian Gabka, der mir neben seiner geduldigen und freundschaftlichen Unterstützung gestattete, auch eigene Vorschläge und Konzepte in diese Arbeit einfließen zu lassen.

9. Lebenslauf

Persönliche Daten:

Geboren: 17. November 1972 in München, Deutschland

Familienstand: unverheiratet

Nationalität: Deutsch

Schulbildung und Wehrdienst:

07/92 Erwerb der Allgemeinen Hochschulreife am Gymnasium Pullach i.L.

10/92 bis 10/93 Grundwehrdienst als Gebirgsjäger-Fernmelder in Murnau, Obb.

Hochschulstudium:

11/93 bis 04/01 Studium der Humanmedizin an der LMU München

04/01 Ablegen des III. Staatsexamens

Facharztausbildung:

08/02 bis 01/04 Arzt im Praktikum an der Klinik für Handchirurgie, Rhön Klinikum, Bad Neustadt/Saale

01/04 bis 06/04 Assistenzarzt an der Klinik für Handchirurgie, Rhön Klinikum, Bad Neustadt/Saale

seit 07/04 Assistenzarzt an der Universitätsklinik für Plastische und Wiederherstellungschirurgie der Medizinischen Universität Innsbruck/Österreich