

Tomographisches PIV eines Wasserstrahls für die wasserstrahl-assistierte Liposuktion

Tomographic PIV of a water-jet for the water-assisted liposuction

Christoph Drobek, Robert Mau, Hermann Seitz

Justus-von-Liebig-Weg 6
18059 Rostock

Tomographisches PIV, wasserstrahl-assistierte Liposuktion, WAL, regenerative Medizin
Tomographic PIV, Tomo PIV, water-assisted liposuction, WAL, regenerative medicine

Zusammenfassung

Vom Wasserstrahl eines Dissektors für die wasserstrahl-assistierte Liposuktion (WAL) wurden tomographische Particle Image Velocimetry (PIV) -Messungen durchgeführt. So soll die Geschwindigkeitsverteilung im Wasserstrahl und damit perspektivisch auch die Verteilung des Impulses und damit wiederum die auf das menschliche Unterhautfettgewebe wirkende Kraft bestimmt werden. Durch die PIV-Messungen sollen CFD-Simulationen des Wasserstrahls und Messungen des Wasserstrahls mit einem Kraftsensor validiert werden, die die Entwicklung eines neuen WAL-Dissektors unterstützen sollen. Mit diesem neuen Dissektor sollen sehr kleine Volumina menschlichen Unterhautfettgewebes für die regenerative Medizin noch schonender gewonnen werden als mit den bisher vorhandenen WAL-Dissektoren.

Einleitung

Die wasserstrahl-assistierte Liposuktion (WAL) ist eine etablierte Methode zur schonenden Gewinnung von menschlichem Unterhautfettgewebe. Ein pulsierender fächerförmiger Strahl (Abb. 1) aus mit Adrenalin und Lidocain versetzter Kochsalzlösung wird in das Unterhautfettgewebe eingeleitet, um Fett- und Stammzellen herauszulösen und das Gewebe lokal zu betäuben. Dabei bleiben das umliegende Bindegewebe, die Nerven und die Blutgefäße nahezu unversehrt, siehe Human Med 2015 und Drobek et al. 2014.

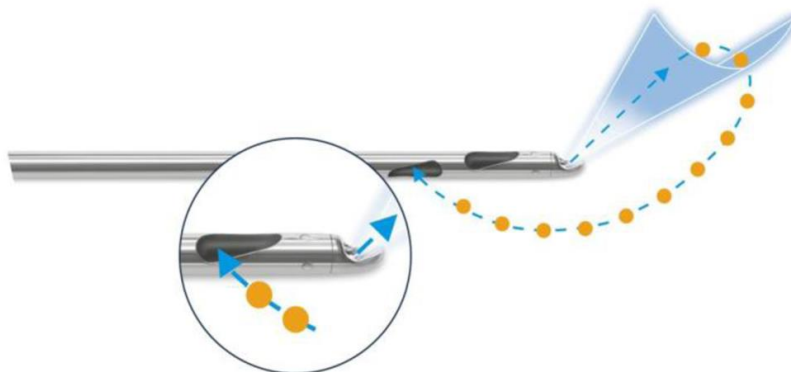


Abb. 1: Prinzip der wasserstrahl-assistierten Liposuktion, siehe Stabile et al. 2014

Das Fettgewebe wird mit Hilfe einer Vakuumpumpe durch die Langlöcher an der Seite der Kanüle abgesaugt (Abb. 1). Um eine permanente Absaugung des Fettgewebes zu gewähr-

leisten, laufen die Einspritzung der Kochsalzlösung und die Absaugung des Fettgewebes parallel ab.

Für die regenerative Medizin soll ein neuer WAL-Dissektor mit einem noch schonenderen Wasserstrahl entwickelt werden. Deshalb soll der Wasserstrahl mit Hilfe der numerischen Strömungssimulation (CFD), mit experimentellen tomographischen PIV-Messungen und integralen Kraftmessungen untersucht werden.

Die integralen Kraftmessungen werden mit Hilfe eines Kraftsensors durchgeführt. Im Gegensatz zu den PIV-Untersuchungen, bei denen der Wasserstrahl in ein Wasserbecken eingespritzt wird, wird bei den integralen Kraftmessungen Wasser in Luft eingespritzt und prallt dann gegen die Prallfläche des Kraftsensors (Abb. 2). Die experimentellen Ergebnisse von PIV-Messungen und Kraftsensor lassen sich deshalb nur mit Hilfe der CFD-Simulationen vergleichen, denn per CFD-Simulation ist es möglich, mit dem gleichen Strömungsmodell die Einspritzung in Wasser und Luft zu untersuchen. Gleichzeitig validieren sowohl die ortsaufgelösten PIV-Messungen als auch die integralen Kraftmessungen die CFD-Simulationen. Die an der Einspritzung in Wasser und in Luft validierten CFD-Simulationen ermöglichen dann, die Einspritzung in beliebiges Fluid, das dem Fettgewebe ähnelt, zu simulieren.

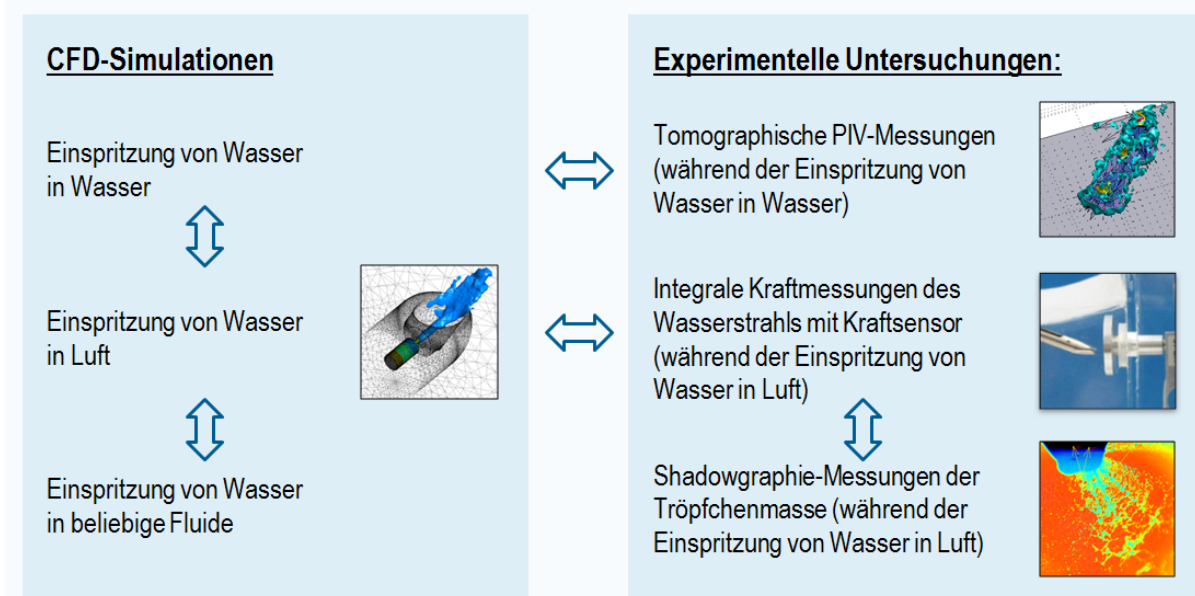


Abb. 2: Experimentelle Untersuchungen und CFD-Simulationen

In diesem Konferenzbeitrag werden lediglich die experimentellen PIV-Untersuchungen beschrieben.

Bei der laseroptischen Particle Image Velocimetry werden einer zu untersuchenden Fluidströmung Streupartikel beigefügt, die der Strömung zufriedenstellend folgen. Die Streupartikel werden zwei Mal in kurzem Abstand von einem Laser beleuchtet, um von einer oder mehreren Kameras fotografiert werden zu können. Mit Hilfe von speziellen Algorithmen für die Bildbearbeitung, tomographische Volumenrekonstruktion und Volumenkorrelation werden die aufgenommenen Bilder bearbeitet, zwei Volumina der Streupartikel rekonstruiert und aus diesen beiden Volumina per Korrelation das Geschwindigkeitsfeld errechnet, siehe Adrian et al. 2011.

Versuchsaufbau

Die Geschwindigkeitsverteilung soll im ganzen Wasserstrahl gleichzeitig bestimmt werden. Dafür eignen sich weder Planar PIV (2D2C) noch Stereo-PIV (2-dimensional / 3 Geschwindigkeitskomponenten, 2D3C), bei denen lediglich eine zweidimensionale Ebene, also ein dünner Lichtschnitt beleuchtet und untersucht werden. Um ein Volumen mit dem Wasserstrahl untersuchen zu können, wurde ein vorhandener Stereo-PIV-Aufbau zum Tomographischen PIV (3D3C) erweitert. Während beim Planar PIV und beim Stereo PIV der Laserstrahl durch eine spezielle Lichtschnittoptik zu einem dünnen Lichtschnitt aufgeweitet wird und die Positionen der beleuchteten Seeding-Partikel von einer oder zwei Kameras aufgenommen werden, wird beim Tomo-PIV der Laserstrahl durch eine Volumenoptik zu einem zentimeterdicken Beleuchtungsvolumen aufgeweitet, das die Düse komplett umgeben soll.

Drei LaVision Imager sCMOS Double-Frame-Kameras (LaVision, Göttingen, Deutschland), die unter verschiedenen Winkeln montiert sind, nehmen die Positionen der beleuchteten Seeding-Partikel während der beiden Einzel-Beleuchtungen auf. Die Objektive sind nicht direkt auf den Kameras montiert, sondern jede Kamera mit ihrem Objektiv an einem Adapter (Scheimpflug Mount V3, LaVision, Göttingen, Deutschland) montiert, der das Verkippen der Kamera und damit des Bildsensors zu ihrem Objektiv ermöglichen soll. So kann die Scheimpflug-Bedingung erfüllt werden, welche besagt, dass Bildebene (Kamerasensor), Objektivenebene und Schärfenebene (Ebene, in der das Objekt scharf abgebildet wird) sich in einer gemeinsamen Geraden schneiden müssen, um das komplette Bild scharf abzubilden, siehe Raffel et al. 2007.

Für beide Beleuchtungen wird aus den Aufnahmen der drei sCMOS-Kameras mit Hilfe tomographischer Rekonstruktionsalgorithmen, siehe Elsinga et al. 2008, in diesem Fall MART, je ein Volumen errechnet, das die Positionen der Seeding-Partikel im Raum wiedergibt. Im Rahmen des MART-Algorithmus werden dabei die Kamera-Aufnahmen der Kalibrierung entsprechend im Raum platziert. Die Kameraaufnahmen sind also Projektionen der Seeding-Partikel zum Aufnahmezeitpunkt. An den Positionen, an denen auf einer Aufnahme ein Lichtsignal der Streupartikel eingefangen wurde, wird bei allen drei Kameras jeweils orthogonal zur Kamera-Sensor-Ebene eine Line-of-Sight vom Durchmesser des jeweiligen Lichtpunktes extrudiert. Für jedes Streuteilchen sollte also zu jeder aufgenommenen Beleuchtung von jeder Kamera eine Line-of-Sight hin zur wahren Position während des Aufnahmezeitpunktes führen. Das Schnittvolumen der drei Lines-of-Sight der drei Kameras zu jedem Aufnahmezeitpunkt sollte so der ursprünglichen Position und Größe jedes Streuteilchens entsprechen.

An dieser Stelle wird wiederum besonders deutlich, warum beim Tomographischen PIV die Kalibrierung auf eine Genauigkeit von maximal 0,01 px (Pixel) so wichtig ist. Je geringer der Fehler in der Kalibrierung ist, desto besser ist die Positionierung der drei Kameras zueinander bekannt und dementsprechend gut ist die Möglichkeit, dass sich die Lines-of-Sight in dem Punkt schneiden, an dem das Streuteilchen sich zum Zeitpunkt der Beleuchtung und Aufnahme befunden hat. Im Gegenzug sorgt eine ungenügende Kalibrierung dafür, dass sich für jeden Partikel nur zwei oder gar keine Lines-of-Sight der drei Kameras schneiden.

Im Anschluss werden dann die dreidimensionalen Geschwindigkeitsvektoren im Beleuchtungsvolumen aus den beiden rekonstruierten Seeding-Partikel-Volumina mit Hilfe der Kreuzkorrelation (Direct Correlation) errechnet.

Als Laserquelle wird ein nano s piv Nd:YAG Doppelpuls laser (Litron Lasers, Rugby, UK) mit einer Wellenlänge von 532 nm, einer Pulsenergie von 50 mJ und einer maximalen Pulsfrequenz von 20 Hz verwendet. Es wurden zuerst Messungen mit einer bereits vorhandenen Planar PIV/Stereo PIV Lichtschnittoptik durchgeführt, um schnell zu ersten Ergebnissen zu gelangen. In späteren Messungen wurde eine Volumenoptik verwendet, um tomographisches PIV mit einem 20mm dicken Lichtschnitt durchführen zu können und so den gesamten Strahl gleichzeitig untersuchen zu können. Um mit der Lichtschnittoptik statt einem dünnen

Lichtschnitt ein maximal 4 mm dickes Beleuchtungsvolumen zu erzeugen, wurde der aufgeweitete Lichtschnitt defokussiert.

Experimente

Um die Geschwindigkeitsverteilung im Wasserstrahl zu bestimmen, wird die Düse in einem transparenten Wasserbecken platziert (Abb. 3). Da sich die Düse aus glänzendem Stahl im Bildfeld der Kameras befindet, wurde sie matt schwarz lackiert, um die Reflektion des Laserlichts zu minimieren und die Kameras nicht zu beschädigen. Das Wasser im Becken ist mit Hohlglaskugeln des Durchmessers 10 μm versetzt, die als Seeding dienen.

Prinzipiell könnte der Wasserstrahl statt in ein Wasserbad auch direkt in Luft eingespritzt werden. Die sich aus dem Wasserstrahl bildenden Wasser-Tröpfchen eignen sich sogar selbst als Seeding, da sie das Laserlicht streuen. Jedoch bilden sich aus dem Wasserstrahl beim Einspritzen in Luft auch sehr große Tropfen, die aufgrund ihres großen Durchmessers sehr viel Laserlicht reflektieren und durch die sehr hohe Intensität einzelne Pixel der Kameras beschädigen würden. Gleichzeitig würden die kleineren Tröpfchen nicht erkannt.

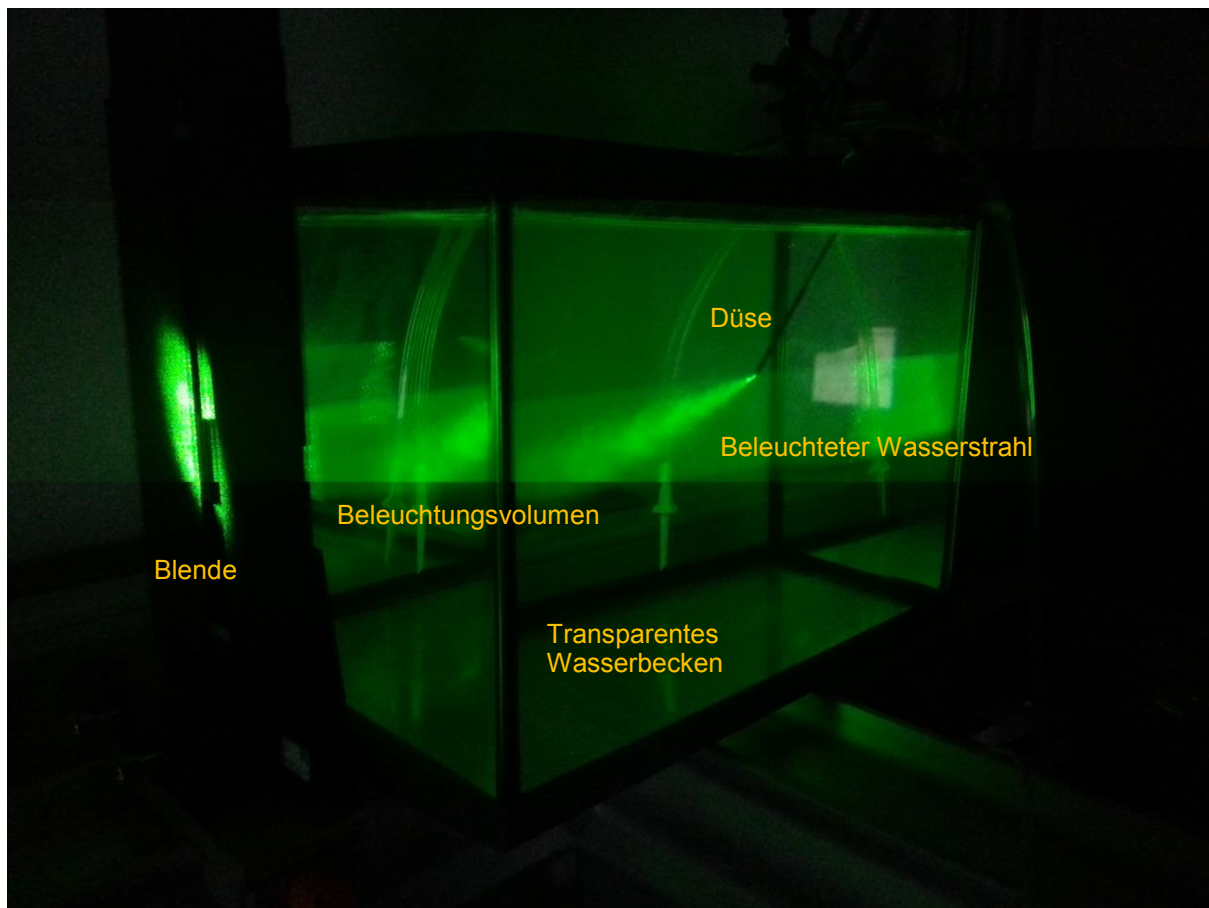


Abb. 3: Experimenteller Aufbau während einer Messung. Einspritzung durch die Düse während einer Beleuchtung durch den Laser. Der Wasserstrahl ist gut zu erkennen.

Da Einspritzung, Beleuchtung und Kameraaufnahme aufeinander getimt werden müssen, werden sie mit Hilfe einer PTU 9 (Programmable Timing Unit, LaVision, Göttingen, Deutschland), synchronisiert. Die Pumpe des WAL-Dissektors und damit die Einspritzung durch die Düse wird durch den Benutzer mit Hilfe eines Fußtasters aktiviert. Zur Synchronisation wird das Signal vom Fußtaster abgezweigt und in die PTU gespeist. Die PTU löst dann sowohl den Laser zur Beleuchtung der Seeding-Partikel als auch die Kameras zur Aufnahme der Position der Seeding-Partikel aus.

Kalibrierung

Um Ergebnisse sehr hoher Genauigkeit zu erhalten, muss beim Tomographischen PIV besonderer Wert auf die Kalibrierung der Kameras gelegt werden. Daher muss auf die manuelle Kalibrierung mit der üblichen 3D-Kalibrierplatte (Abb. 4) eine automatische Volumen-Selbst-Kalibrierung folgen. Diese wird im Gegensatz zur manuellen Kalibrierung nicht mit einer Kalibrierplatte durchgeführt. Stattdessen wird die Genauigkeit der manuellen Kalibrierung von ca. 0,2 px als Basis übernommen. Anschließend werden erste Aufnahmen der Seeding-Partikel im Wasser gemacht. Aus den Projektionen der Seeding-Partikel auf den drei Kamera-Bild-Sensoren kann noch besser auf Ungenauigkeiten in der Ausrichtung der Kameras geschlossen werden. Die Kalibrierung der Kameras kann so in mehreren Schritten immer weiter verfeinert werden und sollte schließlich bei maximal 0,01 px liegen.

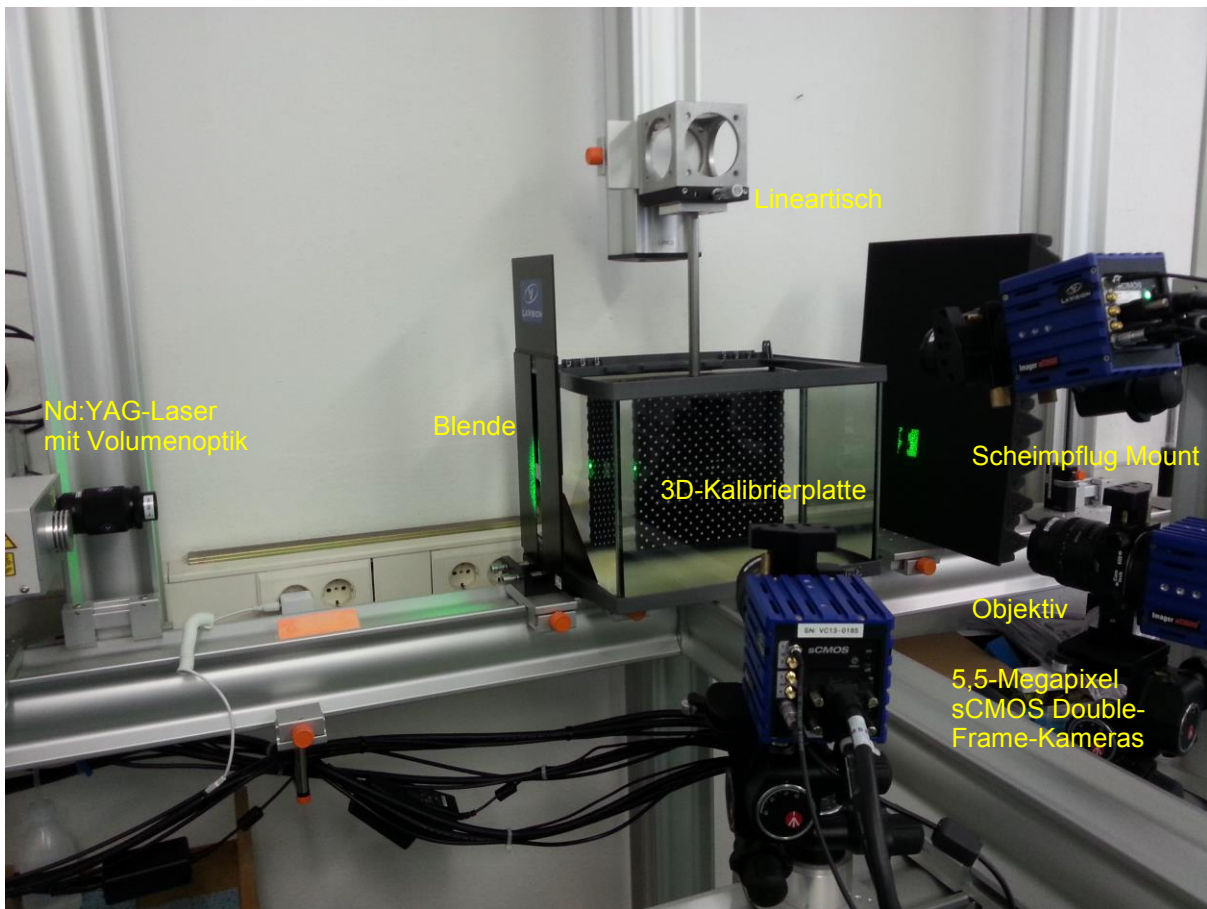


Abb. 4: Verschiebbare 3D-Kalibrierplatte (schwarz mit weißen Punkten) im Wasserbecken. Einstellung der Kalibrierplatte auf das 20 mm dicke Beleuchtungsvolumen (u.a. rechts grün im Bild). Laser und Volumenoptik links, die drei Double-Frame sCMOS Kameras rechts

Bisher wurde sowohl für die Messungen mit 4 mm dickem Beleuchtungsvolumen als auch mit 20 mm dickem Beleuchtungsvolumen nur eine einzelne manuelle Kalibrierung mit der 3D-Kalibrierplatte in der Symmetrieebene ($y = 2$ mm bzw. $y = 10$ mm) durchgeführt. Für das 20 mm dicke Beleuchtungsvolumen soll die manuelle Kalibrierung zukünftig an zwei oder gar drei parallelen Ebenen durchgeführt werden, um die manuelle Kalibrierung als Ausgangskalibrierung für die Volumen-Selbst-Kalibrierung zu verfeinern. Dafür kann die 3D-Kalibrierplatte mit einem Lineartisch (Abb. 4 oben) exakt parallel versetzt werden.

Ergebnisse für das Beleuchtungsvolumen von 4 mm Dicke

Im ersten Schritt wurde der Wasserstrahl mit der vorhandenen Lichtschnittoptik beleuchtet, die einen maximal 4 mm dicken Lichtschnitt erzeugen kann. So konnte früh ein erster Einblick in die Geschwindigkeitsverteilung innerhalb des Wasserstrahls gewonnen werden. Weiterhin konnte die äußere Form des Wasserstrahls basierend auf Isoflächen der Geschwindigkeit rekonstruiert werden.

Abb. 5 zeigt eine Bilderserie mit den Vektoren und Isolinien der Geschwindigkeit in der Symmetrieebene ($y = 2 \text{ mm}$) des 4 mm dicken Beleuchtungsvolumens und zusätzlich die dreidimensionale Gestalt des Wasserstrahls mit Hilfe mehrerer Isoflächen der Geschwindigkeit innerhalb des kompletten Beleuchtungsvolumens um die WAL-Düse.

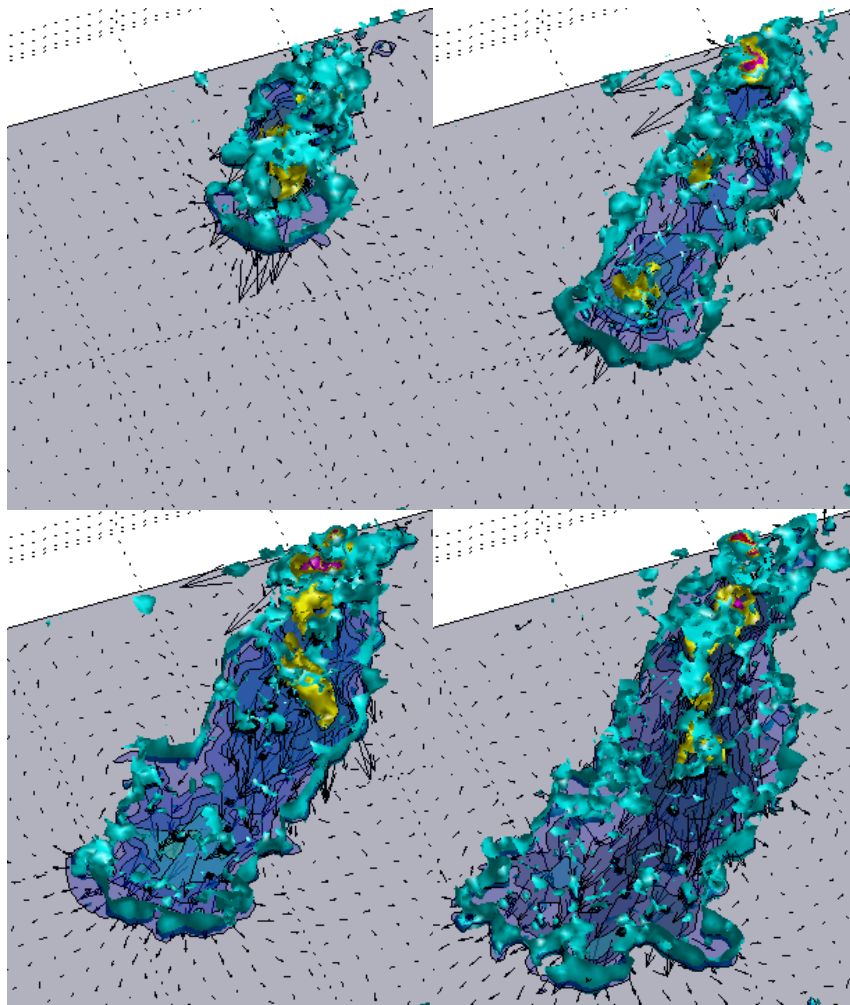


Abb. 5: Geschwindigkeitsvektoren sowie 0,1 m/s -Isofläche (cyan) und 0,6 m/s -Isofläche (gelb). Von links oben nach rechts unten: 50 ms, 100 ms, 150 ms und 200 ms nach Einspritzung

Abb. 5 oben links zeigt die Geschwindigkeitsverteilung kurz nach dem Beginn der Einspritzung des WAL-Wasserstrahls bei 50 ms. Vor der Einspritzung ruht das Wasser im Becken. Der Wasserstrahl verdrängt dabei zunehmend Wasser vor sich, überträgt aber zusätzlich auch Impuls auf Wasser an der Seite des Strahles, das durch den Strahl nicht direkt verdrängt wird. Dieses wird dadurch ebenfalls beschleunigt und es bilden sich Wirbel an der Seite des Strahls. Bei 150 ms und 200 ms zeigt sich ein Wirbel rechts vom Wasserstrahl durch vom Strahl wegweisende Geschwindigkeitsvektoren bei 150 ms und zum Strahl hinweisende Geschwindigkeitsvektoren bei 200 ms.

Der bei 50 ms noch sehr kleine Wasserstrahl wird mit jeder Aufnahme größer und verdrängt mehr und mehr Wasser aus dem Becken. Deswegen steigt das Volumen, das von der Isofläche umschlossen ist, während der Bilderserie immer weiter an. Die 0,1 m/s -Isofläche gibt in dieser Untersuchung einen guten Überblick über die räumliche Ausdehnung des Wasserstrahls. Die Isoflächen geringerer Geschwindigkeit enthalten hingegen zu viele Verwirbelungen des den Wasserstrahl umgebenden Wassers.

Je mehr Wasser in das Becken eingespritzt wird, desto höhere Geschwindigkeiten werden im Wasserstrahl gemessen. Die gelbe Isofläche mit 0,6 m/s kann bereits bei 50 ms im Inneren des Wasserstrahls ausgemacht werden.

Weiterhin wird deutlich, wie das Beleuchtungsvolumen den Wasserstrahl schneidet. Während bei 50 ms die 0,1 m/s -Isofläche den Wasserstrahl noch nahezu umgibt, geben die Aufnahmen bei 100 ms, 150 ms und 200 ms bereits Einblick in das Innere des Wasserstrahls. Bei 150 ms und 200 ms bildet die Isofläche nahezu ein Band, das den Wasserstrahl umgibt.

Außerdem fragmentiert die 0,1 m/s -Isofläche mit der Zeit immer weiter, da der Wasserstrahl aufbricht und die größeren sich aus dem Wasserstrahl bildenden Wirbel neben dem Wasserstrahl ebenfalls in kleinere Wirbel aufbrechen. Dadurch entstehen kleinere Bereiche derselben Geschwindigkeit, in diesem Fall mit 0,1 m/s.

Weiterhin tritt Fragmentierung der 0,1 m/s -Isofläche auf, da an den Rändern des 4 mm dünnen Beleuchtungsvolumens einige Seeding-Partikel das Volumen zwischen den beiden einzelnen Beleuchtungen verlassen oder aber hineinströmen und so die Qualität der Korrelation sinkt.

Ergebnisse für das Beleuchtungsvolumen von 20 mm Dicke

Abb. 6 zeigt den Wasserstrahl des WAL-Applikators im 20 mm dicken Beleuchtungsvolumen von schräg oben. Das dickere Beleuchtungsvolumen ist deutlich schwieriger auszuwerten, da im Vergleich zum 4 mm dicken Volumen zusätzliche Seeding-Partikel beleuchtet werden, die für die Kameras im Sichtfeld sind und Bereiche des eigentlichen Wasserstrahls verdecken. Deshalb muss die Kalibrierung deutlich besser sein als beim 4 mm dicken Beleuchtungsvolumen, um auch aus den zusätzlich beleuchteten Bereichen zusätzliche Informationen gewinnen zu können und die Auswertung der entfernteren Seeding-Partikel nicht zu stören. Aufgrund der bisher zu ungenauen Kalibrierung für das 20 mm dicke Beleuchtungsvolumen ist der Fächerstrahl noch nicht erkennbar. Weiterhin ist der Wasserstrahl mehrfach unterbrochen. Möglicherweise lagen in diesen Bereichen des Strahls bei der Aufnahme auch nicht genug Seeding-Partikel vor. Die Messungen sollen daher weiter verfeinert werden.

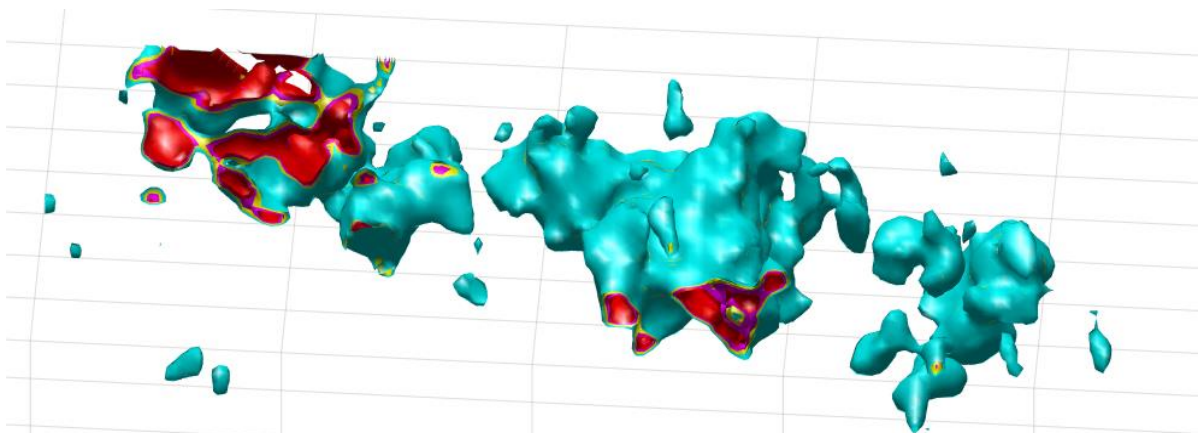


Abb. 6: Wasserstrahl des WAL-Applikators im 20 mm dicken Lichtschnitt. Insbesondere Kalibrierung, Seeding und Auswerteparameter müssen optimiert werden, um das Ergebnis weiter zu verbessern.

Zusammenfassung und Ausblick

Um die Entwicklung eines neuen WAL-Dissektors für die Regenerative Medizin zu unterstützen, sollen PIV-Messungen durchgeführt werden. Dafür wird eine WAL-Düse in einem transparenten Wasserbecken platziert und soll mit Hohlglaskugeln versetztes Wasser in das Becken einspritzen.

Da nicht nur ein Lichtschnitt des Wasserstrahls untersucht werden sollte, sondern möglichst der ganze Strahl gleichzeitig, sollen tomographische PIV-Messungen durchgeführt werden. Die ersten Messungen mit 4 mm dickem Beleuchtungsvolumen sind bereits erfolgsversprechend. Zu Beginn der Einspritzung sind Form und Ausdehnung des Wasserstrahls im Beleuchtungsvolumen nahezu komplett erkennbar. Mit fortschreitender Einspritzung wird immer mehr Impuls vom eingespritzten Wasser auf das den Wasserstrahl umgebende Wasser im Becken übertragen. So entwickeln sich Wirbel, die die Beobachtung des Wasserstrahls, insbesondere an den Grenzen des Beleuchtungsvolumens, erschweren. Jedoch lässt sich ein 4 mm dicker Schnitt des Wasserstrahls im zeitlichen Verlauf untersuchen.

Um den kompletten Wasserstrahl gleichzeitig untersuchen zu können, wurden weitere tomographische PIV-Messungen mit einer neuen Volumenoptik durchgeführt, die die komplette Beleuchtung des Wasserstrahls ermöglicht. Jedoch ist die Kalibrierung dieses 20 mm dicken Beleuchtungsvolumens deutlich schwieriger als die Kalibrierung des 4 mm dicken Beleuchtungsvolumens. Bisher wurde sowohl für das 4 mm dicke als auch für das 20 mm dicke Beleuchtungsvolumen eine manuelle Kalibrierung in der Symmetrieebene durchgeführt, die als Ausgangskalibrierung für die deutlich genauere Volumen-Selbst-Kalibrierung dienen soll. Da sich das Kalibrierergebnis durch die automatische Volumen-Selbst-Kalibrierung jedoch kaum verbesserte, sollen für zukünftige Messungen am 20 mm dicken Beleuchtungsvolumen unter anderem mehrere manuelle Kalibrierungen paralleler Ebenen durchgeführt werden, um die Ausgangskalibrierung weiter zu verbessern. Weiterhin sollen Seedingdichte und Parameter für die Volumenrekonstruktion optimiert werden.

Nach erfolgreicher Kalibrierung sollen Messungen verschiedener Düsenformen, Druckstufen und Einspritzzyklen durchgeführt und verglichen werden.

Dankesworte

Die Autoren danken dem Ministerium für Wirtschaft, Bau und Tourismus des Landes Mecklenburg-Vorpommern für die Unterstützung und Finanzierung aus Mitteln des Europäischen Fonds für regionale Entwicklung EFRE.

Literatur

Human Med AG, 2015: "<http://2012.humanmed.com/de/methoden/wal>", Abruf 15.06.2015

Drobek, C., Mau, R., Seitz, H., 2014: "Towards the CFD-based simulation of rigid body movement and shear stress of human cells in fluid flow", *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, Vol. 59, Suppl. 1, pp. 921–924

Stabile, M., Ueberreiter, K., Schaller, H.E., Hoppe, D.L., 2014: "Jet-assisted fat transfer to the female breast: preliminary experiences", *European Journal of Plastic Surgery*, Vol. 37, No. 5, pp. 267–272

Adrian, R.J., Westerweel, J., 2011: "Particle Image Velocimetry", 1st ed., Cambridge University Press

Raffel, M., Willert, C., Wereley, S., Kompenhans, J., 2007: "Particle Image Velocimetry", 2nd ed., Springer

Elsinga, G.E., Wieneke, B., Scarano, F., Schröder, A., 2008: "Tomographic 3D-PIV and Applications", pp. 103–125, In: Schröder, A., Willert, C.E., editors: "Particle Image Velocimetry: New Developments and Recent Applications", Series: "Topics in Applied Physics", Vol. 112, Springer