

Selbstnavigierte Spirale 4D Fluss MRT

Rene Bastkowski,^{1*} Kilian Weiss,^{1,2} David Maintz¹ und Daniel Giese¹

¹ Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Uniklinik, Köln, Deutschland.

² Philips Healthcare Deutschland

* rene.bastkowski@uk-koeln.de

Abstract: A time efficient fully self-gated 4D flow (SN4D) sequence is presented that operates at predictable scan times and allows for a retrospective binning into an arbitrary number of cardiac and/or respiratory states. The acquisition time is fixed independently of the subjects' physiology. Data is reconstructed using conjugate-gradient-SENSE. Feasibility is shown in 10 healthy volunteers and results are compared to a standard Cartesian 4D flow (K4D) sequence.

Zusammenfassung: Eine selbstnavigierte spirale 4D Fluss (SN4D) Sequenz wird vorgestellt, welche unabhängig von der Physiologie des Probanden/Patienten eine feste Messzeit benötigt. Sie ermöglicht eine retrospektive Aufteilung in eine arbiträre Anzahl an Herzphasen und/oder Atemzuständen. Die Machbarkeit der vorgeschlagenen Sequenz wird in 10 gesunden Probanden demonstriert und verglichen mit einer Standard Kartesischen 4D Fluss (K4D) Sequenz.

Motivation

Die 4D Fluss Bildgebung erlaubt die Zeit- und Ortsaufgelöste Aufnahme des Blutflusses und bietet damit eine detaillierte Darstellung hämodynamischer Prozesse (1). Eine große Herausforderung bleibt die simultane Synchronisation der Messung mit Herzschlag und Atmung. Unregelmäßige oder starke Atembewegungsschwankungen können zu nicht-diagnostischer Aufnahme oder zu einem Scan-Abbruch führen. Des Weiteren ist vor dem Scan nicht vorhersehbar wie lange die Messungen dauern. Weiterhin ist die Aufnahme eines robusten Elektrokardiogramms (EKG) zur Synchronisation von Aufnahme und Herzbewegung herausfordernd, besonders bei Patienten mit Arrhythmien, Vorhofflimmern oder Adipositas, wie auch bei hohen Feldstärken (2). Abhilfe können Selbstnavigations (SN)-Techniken schaffen, welche sowohl die Herz- als auch die Atembewegung aus den MRT-Daten berechnen und somit kein externes EKG oder Atemsignal benötigen.

In dieser Arbeit wird eine SN-Methode vorgestellt (3), welche es erlaubt ohne externes EKG oder Atemnavigator Daten aufzunehmen und retrospektiv in eine beliebige Anzahl von Atem und Herzphasen zu ordnen. Das wird ermöglicht durch eine Spirale Abtastung, angeordnet im Goldenen Winkel (4), in Verbindung mit einer iterativen SENSE Rekonstruktion (5).

Material und Methoden

Akquisition: SN4D und K4D Daten der Aorta wurden in 10 Probanden aufgenommen (3T System, Philips Ingenia, Best, Niederlande) Alle Probanden wurden mit einem Vektorkardiogramm (VCG) und einem Atemgurt ausgestattet. Die K4D Sequenz wurde retrospektiv EKG getriggert und mit Hilfe eines MR-Navigators Atem-gated (in Expiration 6 mm Akzeptanzfenster). Abbildung 1 zeigt das Sequenzdiagramm der SN4D Sequenz. Da die spirale MRT-Bildgebung auf Fettunterdrückung angewiesen ist (6), wird ein Wasser-selektiver Frequenz- und Ortsselektiven Binomialpuls (RF) verwendet. Dieser erlaubt die Aufnahme eines SN-Signals mit einer zeitlichen Auflösung von $TR = 9.2\text{ms}$.

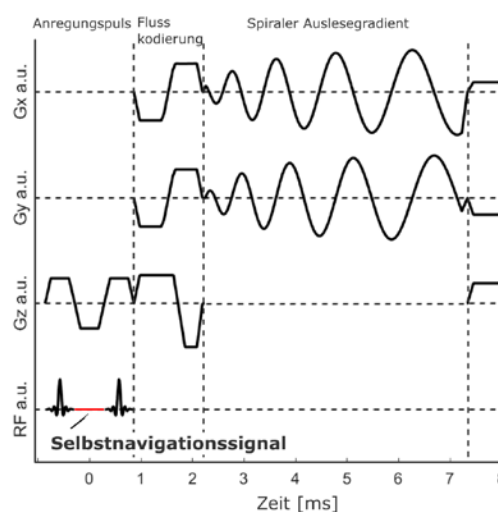


Abb. 1: Sequenzdiagramm der SN4D Sequenz. Das SN-Signal wird zwischen den Fettunterdrückungspulsen aufgenommen (hervorgehoben in rot).

Die Akquisitionsparameter beider gespoilten Gradientenecho-Sequenzen sind: FOV: $280 \times 280 \times 50 \text{ mm}^3$, Auflösung: $2.5 \times 2.5 \times 2.5 \text{ mm}^3$, venc: 150 cm/s , Flusskodierung: 4-punkt-symmetrisch, TR/TE in ms: 3.4/2.2 (K4D) und 9.2/2.2 (SN4D). Die K4D Sequenz hatte abhängig von der Atmung und des Herzschlags eine Akquisitionsdauer zwischen 11:31 min und 16:57 min. Die Akquisitionsdauer für die SN4D Sequenz wurde unabhängig von der Physiologie des Probanden auf 15:06 min festgelegt. Aufeinander folgende spiralen Auslesegradienten werden nach dem Goldenen Winkel (222.49°) angeordnet. Insgesamt werden 949 verschiedene Auslesegradienten verwendet, welche durch die Anordnung im Goldenen Winkel nicht überlappen und somit eine optimale zeitliche Abdeckung des k-Raumes bieten (4). Die Auslesezeit beträgt 5 ms.

Rekonstruktion: Das SN-Signal besteht aus physiologischen und nicht-physiologischen Signalanteilen. Wirbelstromeffekte werden durch k-Raum Sprünge zwischen aufeinanderfolgenden spiralen Auslesegradienten erzeugt und spiegeln sich als pseudo periodische Signalkomponente im Frequenzspektrum des SN-Signals wieder (Abb. 2c). Eine Eigenschaft des Goldenen Winkels ist es die Lücken zwischen den angrenzenden Spiralen möglichst gut zu füllen. Dies sorgt allerdings für große k-Raum Sprünge und damit für stärkere Wirbelstromeffekte. Um das SN-Signal von diesen nicht-physiologischen Anteilen zu trennen wird das Rohsignal (Abb. 2a) von seiner ursprünglichen zeitlichen Abfolge umgeordnet nach Winkelanteilen von 0 bis 360° (Abb. 2 b). Diese Schwingung spiegelt die Wirbelstromeffekte wieder und wird herausgefiltert. Ein Vergleich der unkorrigierten (Abb. 2c) und korrigierten (Abb. 2d) SN-Signal-Spektren zeigt, dass ausschließlich physiologische Anteile bestehen bleiben. Nach dieser Korrektur werden die SN-Signale automatisch extrahiert (7): Frequenzanteile des SN-Signals zwischen 0.1 und 0.5 Hz dienen als Surrogat für die Atembewegung. Für das EKG werden Frequenzanteile zwischen 0.6 und 3 Hz herausgefiltert. Aus jedem SN4D Datensatz werden zwei Atemzustände (Inspiration, Expiration) bei einer mittleren zeitlichen Auflösung von $45.9 \pm 4.0 \text{ ms}$ rekonstruiert. Die K4D Daten haben eine mittlere zeitliche Auflösung von $45.6 \pm 4.0 \text{ ms}$. Da nach der Einteilung der SN4D Daten in Herz- und Atemzustände Lücken in den Daten entstehen, wird ein iterative conjugate-gradient-SENSE Rekonstruktion verwendet (5). Zum Vergleich von den K4D

und SN4D (in Expiration) Daten wurden Flusskurven erzeugt und Bland-Altman Plots vom Schlagvolumen (SV) und Peak-Fluss (PF) in drei ROIs entlang der Aorta (siehe Abb. 4) ausgewertet.

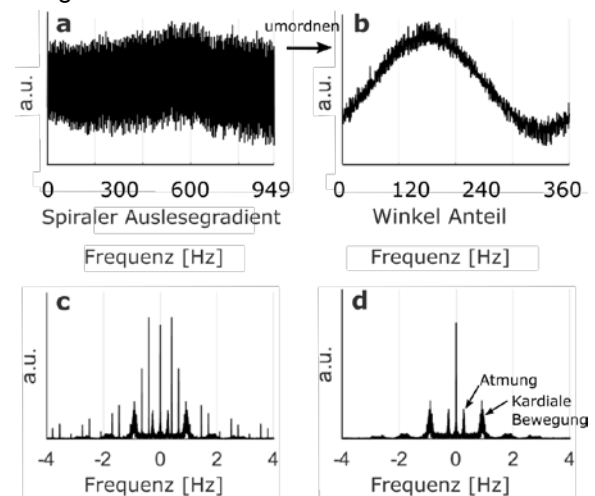


Abb. 2 SN-Signale eines exemplarischen Spulenelementes. (a) SN-Signal in der aufgenommenen zeitlichen Abfolge. (b) SN-Signal von (a) umgeordnet in Winkelinkremente von 0 bis 360° . (c) Signal Spektrum vor der Korrektur von Wirbelstromeffekten. (d) Signal nach Korrektur von Wirbelstromeffekten. Physiologische Signalanteile sind mit Pfeilen gekennzeichnet.

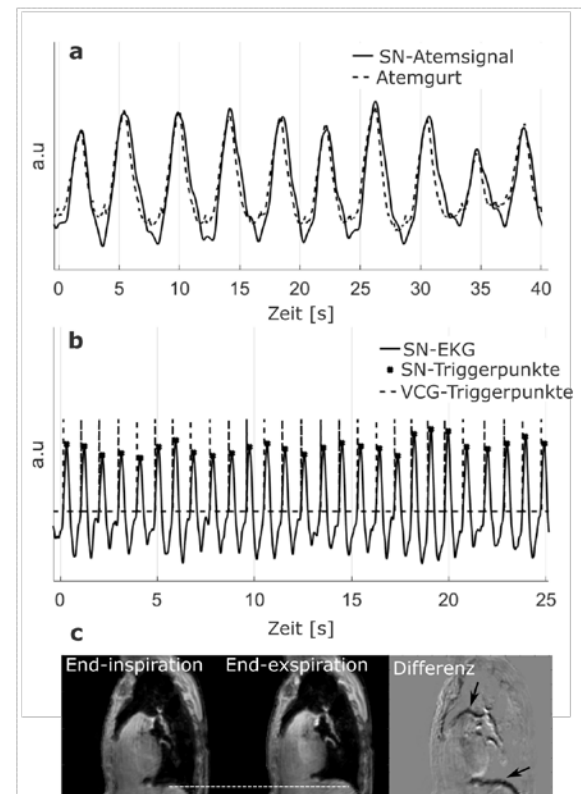


Abb. 3 Atembewegung und EKG berechnet aus dem SN-Signal. (a) SN-Atemsignal vs. Atemgurt. (b) Triggerpunkte aus SN-EKG vs. VCG. (c)

Abbildung 3a und b zeigen die SN-Signale für Atmung und EKG im Vergleich zu Referenzen (Atemgurt und VCG). Die zeitliche

Standardabweichung zwischen VCG und SN-EKG beträgt 18.6 ± 6.2 ms. Abbildung 3c zeigt exemplarisch Rekonstruktionen eines SN4D Datensatzes in Expiration und Inspiration basierend auf den SN-Atemsignal.

Nach dem Aufteilen der SN4D Daten in Atem- und Herzphasen werden in 47.2% der Daten lokal ein Unterabtastfaktor von ≤ 2 erreicht. Unter 10 % der Daten weisen einen Unterabtastfaktor von > 3 auf. Abbildung 4 zeigt zum qualitativen Vergleich exemplarisch die Magnituden- und Flussbilder der K4D und SN4D (Expiration und Inspiration) Daten eines Probanden.

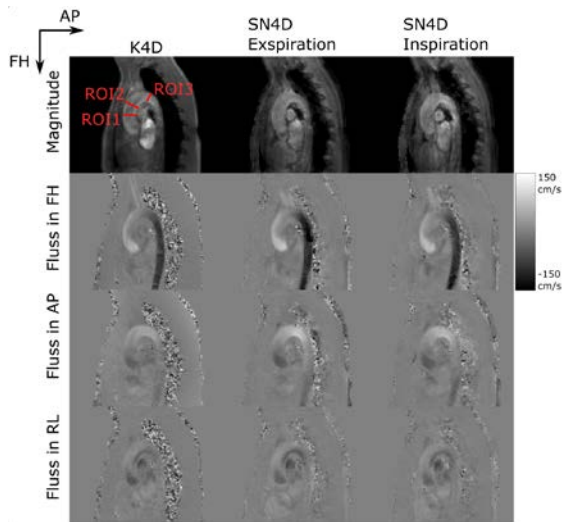


Abb. 4 4D Fluss Resultate in sagittaler Schicht durch die Aorta in Peak-Systole.

Abbildung 5 zeigt die SVs und PFs über alle Probanden. Zur besseren Vergleichbarkeit werden nur K4D Daten, welche in Expiration aufgenommen wurden, mit den SN4D Daten,

welche in Expiration rekonstruiert wurden, verglichen. Die mittlere Abweichung zwischen den SN4D und K4D Daten beträgt für SV: 7.6 ± 11.5 ml und für PF: 4.0 ± 79.9 ml/s. Mittelwerte für SV und PF für alle drei untersuchten ROIs werden in Tabelle 1 zusammengefasst.

Flusskurven für alle 10 Probanden aus ROI1 werden in Abbildung 6 dargestellt. Die Flusskurven der K4D Daten beginnen durch die Aufnahme des MR-Navigators bei 18 ms.

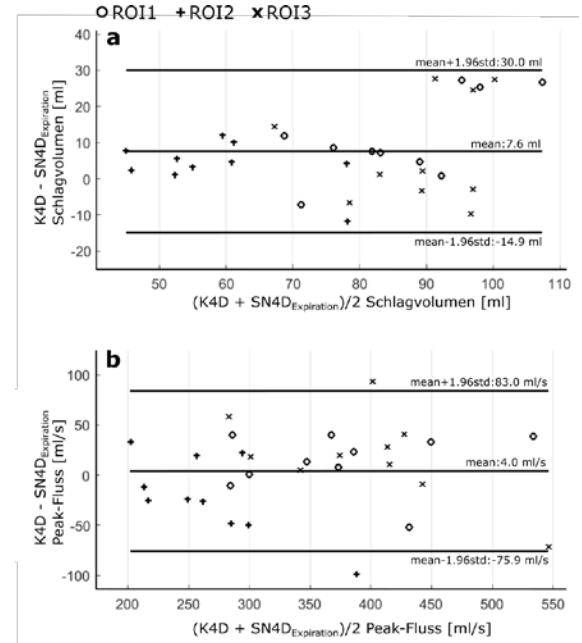


Abb. 5 Bland-Altman Plots zum Vergleich von K4D und SN4D (in Expiration) Daten. (a) SV und (b) PF in 3 ROIs über alle 10 Probanden.

Tabelle 1: Schlagvolumen (SVs) and Peak-Fluss (PFs) gemittelt über alle Probanden. SVs sind ml und PFs sind in ml/s.

	ROI1		ROI2		ROI3	
	SV	PF	SV	PF	SV	PF
K4D	92.7±13.5	404.4±65.3	91.9±16.9	382.8±82.3	-60.8±10.6	-256.3±42.9
SN4D _{Exp.}	85.2±11.5	385.1±90.2	80.6±9.5	369.3±79.0	-56.8±13.3	-277.1±70.2
SN4D _{Insp.}	86.4±11.5	379.5±63.5	79.1±9.3	361.0±79.1	-53.9±11.6	-243.2±48.7

Diskussion

Die Kombination aus SN, spiraler Akquisition mit Goldenem Winkel und einer iterativen SENSE Rekonstruktion ermöglicht die Aufnahme von frei geatmeten und VCG freien 4D Fluss Daten bei vorhersehbaren Messzeiten. Robuste SN-Signale für Atmung und EKG konnten trotz starker Wirbelstromeffekte erzeugt und mit externen Referenzen verglichen werden. Flussquantifizierung (SV, PF und Flusskurven)

zeigen eine gute Übereinstimmung mit den Vergleichsmessungen. Inhärente Unterschiede der beiden Messmethoden und Probanden spezifische physiologische Unterschiede zwischen den Beiden Messungen können dennoch zu Unterschieden führen.

Die Flexibilität dieser Messmethode ermöglicht nun, die Analyse von atemabhängigem Fluss, basierend auf einer einzigen Aufnahme. Die Entkopplung von den physiologischen Randbedingungen des Probanden/Patienten

und der Messzeit könnte außerdem hilfreich sein um die 4D Fluss Bildgebung vermehrt in

klinische Studien integrieren.

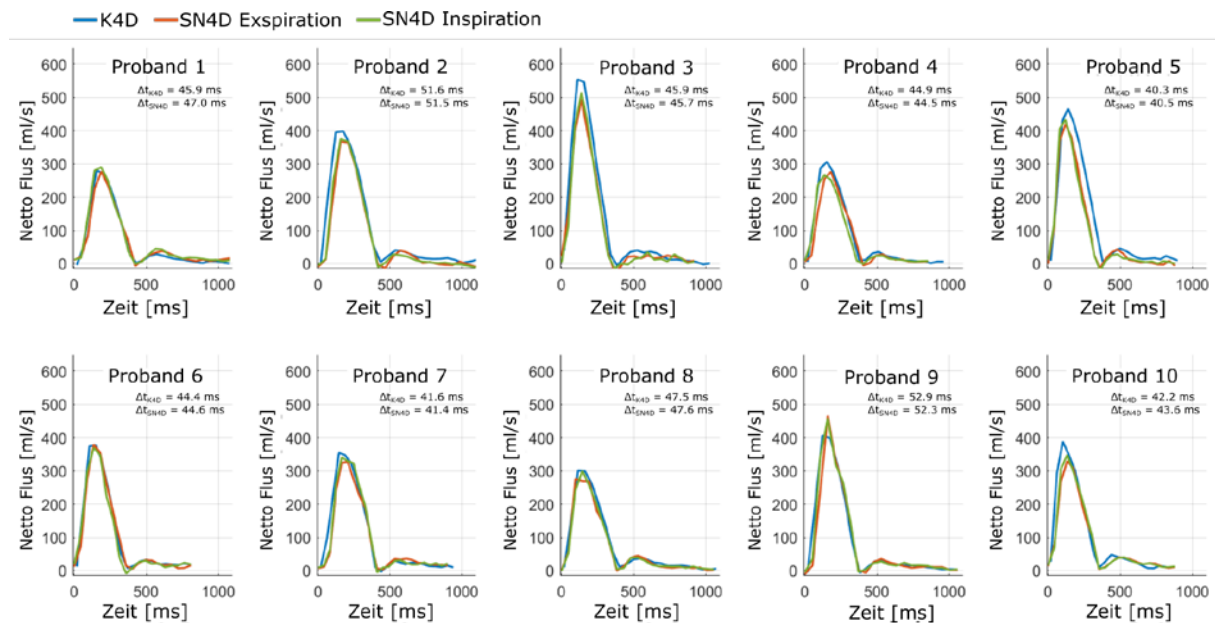


Abb. 6 Vergleich von Netto Flusskurven für K4D und SN4D (Expiration und Inspiration) in allen 10 Probanden in ROI1. Die Zeitliche Auflösung der jeweiligen K4D und SN4D Aufnahmen werden im Plot dargestellt.

Zusammenfassung

Wir konnten zeigen, dass atemkompensierte 4D Fluss Daten selbstnavigiert und bei einer vorhersehbaren Messzeit aufgenommen werden können. Die vorgestellte Methode ermöglicht eine außerordentlich flexible Rekonstruktion von Daten in Atem- und Herzphasen und ermöglicht damit potentiell eine atemabhängige Flussanalyse.

Referenzen

1. Dyverfeldt P, Bissell M, Barker AJ, Bolger AF, Carlhall CJ, Ebberts T, Francios CJ, Frydrychowicz A, Geiger J, Giese D, Hope MD, Kilner PJ, Kozerke S, Myerson S, Neubauer S, Wieben O, Markl M. 4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement. *J Cardiovasc Magn Reson* 2015;17(1):72.
2. Nacif MS, Zavodni A, Kawel N, Choi EY, Lima JA, Bluemke DA. Cardiac magnetic resonance imaging and its electrocardiographs (ECG): tips and tricks. *Int J Cardiovasc Imaging* 2012;28(6):1465-1475.
3. Ingle RR, Santos JM, Overall WR, McConnell MV, Hu BS, Nishimura DG. Self-gated fat-suppressed cardiac cine MRI. *Magn Reson Med* 2015;73(5):1764-1774.
4. Winkelmann S, Schaeffter T, Koehler T, Eggers H, Doessel O. An optimal radial profile order based on the Golden Ratio for time-resolved MRI. *IEEE Trans Med Imaging* 2007;26(1):68-76.

5. Pruessmann KP, Weiger M, Bornert P, Boesiger P. Advances in sensitivity encoding with arbitrary k-space trajectories. *Magn Reson Med* 2001;46(4):638-651.

6. Bornert P, Stuber M, Botnar RM, Kissinger KV, Manning WJ. Comparison of fat suppression strategies in 3D spiral coronary magnetic resonance angiography. *J Magn Reson Imaging* 2002;15(4):462-466.

7. Buehrer M, Curcic J, Boesiger P, Kozerke S. Prospective self-gating for simultaneous compensation of cardiac and respiratory motion. *Magn Reson Med* 2008;60(3):683-690.