

9 Anhang

9.1 Abkürzungsverzeichnis aus Abb. 5.1

3V	3 rd ventricle
CA1	field CA1 of hippocampus
CA2	field CA2 of hippocampus
cc	corpus callosum
cg	cingulum
CM	central medial thalamic nucleus
Cpu	caudate putamen (striatum)
DG	dentate gyrus
Dhc	dorsal hippocampal commissure
DM	dorsomedial hypothalamic nucleus, dorsal part
ec	external capsule
EP	medial globus pallidus
fi	fimbria of the hippocampus
Fr1	primary motor cortex
Fr2	secondary motor cortex
HL	primary somatosensory cortex. Upper lip region
Ic	internal capsule
IG	indusium griseum
IMD	intermediodorsal thalamic nucleus
LDVL	laterodorsal thalamic nucleus, ventrolateral part
LH	lateral hypothalamic area
ME	median eminence
mt	mammillothalamic tract
opt	optic tract
Par1	primary somatosensory cortex, barrel field
Par2	secondary somatosensory cortex
Po	posterior thalamic nuclear group
PRh	perirhinal cortex
PVP	paraventricular thalamic nucleus

RF	rhinal fissure
Rt	reticular thalamic nucleus
sm	stria medullaris of the thalamus
st	stria terminalis
TC	tuber cinereum area
VM	ventromedial thalamic nucleus
VPL	ventral posterolateral thalamic nucleus
VPM	ventral posteromedial thalamic nucleus

9.2 Auswertungsprogramm

1. Die Meßwerte der verschiedenen Kontrastmittelkonzentrationen der Phantommessungen werden geplottet und mit der entsprechenden Signalfunktion angepaßt (siehe Abb. 6.1, 6.2 und 6.3). In die Datei „signalber.f“ werden die entsprechenden Anpaßfunktionen und in die Datei „parameter.in“ die entsprechenden Fitparameter eingetragen, um später an das Hauptprogramm übergeben zu werden.
2. Die entstandenen Bilder der dynamischen Sequenz werden in das Programm NIH Image geladen. Hier werden zwei Pixel bzw. Voxel herausgesucht, die sich vollständig in großen Gefäßen befinden. Mit einer Filmfunktion wird nachgeprüft, ob der Bolusdurchgang deutlich zu erkennen ist. Die Koordinaten dieser beiden Pixel werden in die Datei „fit_first.in“ eingegeben. Durch diese Auswahl wird die Kontrastmittel-Gewebekinetik des Blutplasmakompartiments $C_p(t)$ für diese Pixel definiert. Es wird davon ausgegangen, daß das Kontrastmittel im ersten Durchgang noch nicht extravasiiert. Diese beiden Zeitverläufe unterscheiden sich in jedem Fall höchstens durch die Bolusankunftszeit t_0 und durch die Breite. Die Koordinaten beider Voxel und die Anzahl der Bilder werden in eine Datei „fit_first.in“ geschrieben. In dieser Datei stehen alle Fitparameter aus den Gleichungen (4-7) bzw. (4-8), (4-9) und (4-10) mit ihren entsprechenden Startwerten, die nötig sind, um den Meßwerten in den beiden Gefäßvoxeln eine Funktion anzupassen. Diese Werte werden an das Programm „fit_first.f“ übergeben, welches zunächst den Fit der beiden Gefäßvoxel berechnet.
3. Schließlich werden alle Bilddaten der dynamischen Messung mit Hilfe eines C^{++} -Programms in eine dreidimensionale Bilddatenmatrix „daten.dat“ konvertiert, dessen dritte Dimension die Zeit darstellt. Das Programm „first_fit.f“ liest die unter Punkt 1 und

2 genannten Dateien und die Datenmatrix ein und hat als Ausgabe schließlich drei Dateien: „out.dat“, „out.txt“ und „fit.in“. Die Datei „out.dat“ gibt zur Kontrolle die Anpaßparameter für jeweils ein Gefäßvoxel aus, die mit den Startwerten verglichen werden. In dieser Datei stehen fünf Spalten, wie in folgender Tabelle 9.1 angedeutet ist.

t	Gem. Signal $S(t)$	Angepaßtes Signal gesamt $S_{CM}^{angepaßt}(t)$	Angepaßtes Signal Bolus $S_{bolus}(t)$	Angepaßtes Signal Diff $S_{diff}(t)$
1	101,2095	115,1234	0,0000000E+00	0.1288713
2	118,5737	115,1234	0,0000000E+00	0,1395890
3	113,0225	115,1234	0,0000000E+00	0,157250

Tab. 9.1 Schematisierte Darstellung der Ausgabedatei „out.dat“

Die Datei „out.txt“ gibt als Kontrollmöglichkeit die Abweichung des Fits als Resultat eines χ^2 -Tests aus und „fit.in“ übergibt die gefitteten Parameter als Startwerte an das Hauptprogramm „fit_main.f“, welches unter Zuhilfenahme des Programms „stepit.f“ die Parameterbilder berechnet. Im Gegensatz zu „fit_first.in“ stehen in „fit.in“ keine Pixelkoordinaten mehr, da im Hauptprogramm „fit_main.f“ Pixel für Pixel angepaßt wird. Sind die Anpaßparameter offensichtlich falsch, hat sich der Fit an ein Nebenminimum angepaßt und die Startwerte in „fit_first.in“ müssen geändert werden.

Folgendes Flußdiagramm verdeutlicht den Datenfluß der ersten anzupassenden, die das vaskuläre Volumen charakterisierenden Daten.

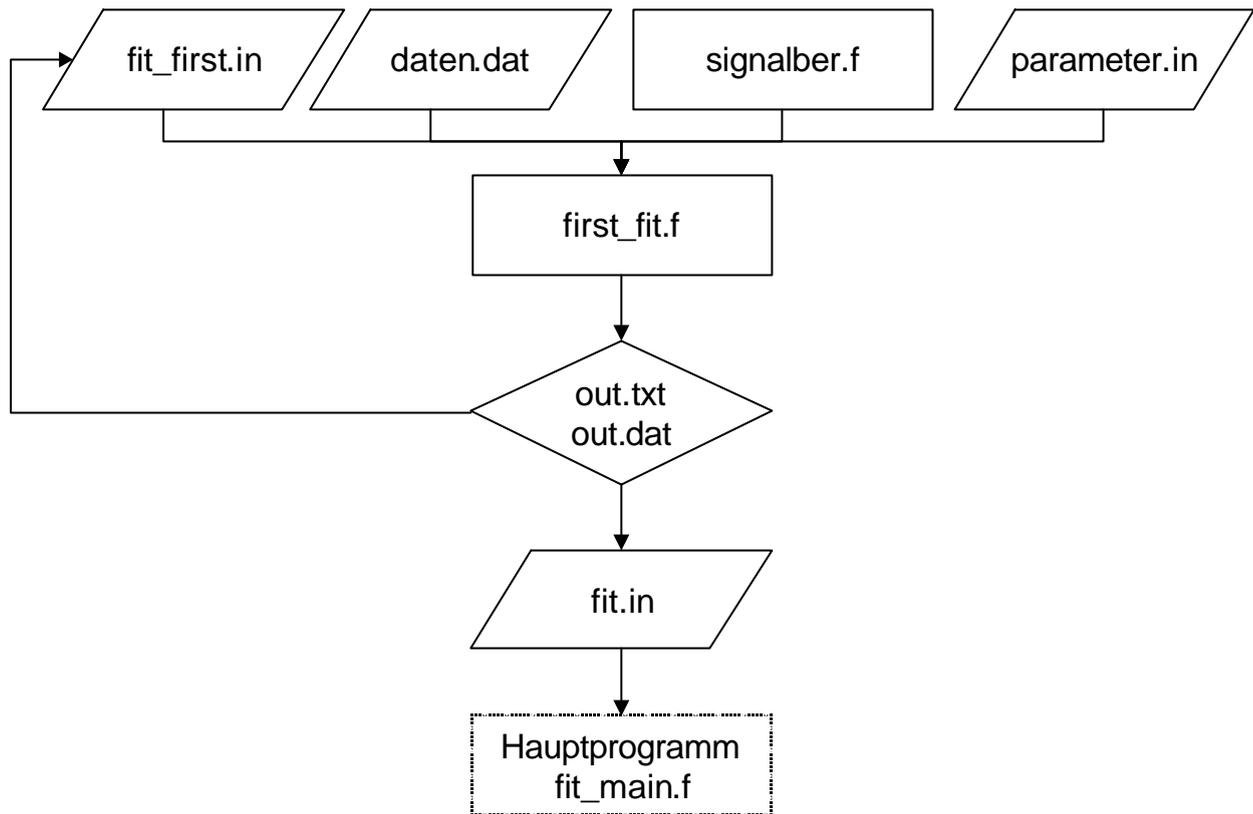


Abb. 9.1 Flußdiagramm des Auswertungsprogramms zur Anpassung der arteriellen Inputfunktion. Parallelogramme stellen jeweils Ein- oder Ausgabedateien, Rechtecke Prozesse und Rauten Verzweigungspunkte dar.

Ist die Anpassung der Gefäßkomponente gelungen, beginnt die pixelweise Auswertung, wie in Abbildung 9.2 schematisch dargestellt.

Die Ausgabedateien sind Daten für Parameterbilder des vaskulären Volumens (`gefaessvolumen.dat`), des Zellvolumens (`zellvolumen.dat`), des interstitiellen Volumens (`interstitvolumen.dat`) und der Permeabilität (`permeabilitaet.dat`).

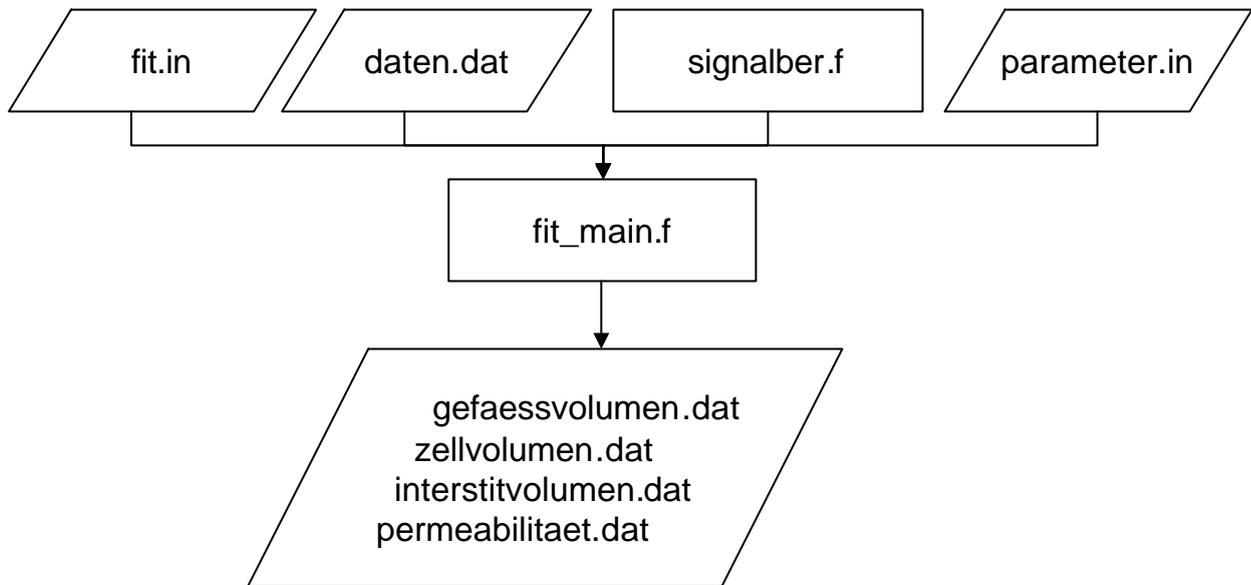


Abb. 9.2 Flußdiagramm des Hauptprogramms zur Berechnung von CBV, interstitiellem Volumen, Zellvolumen und Permeabilität der Blutgefäßwände.