



TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
DRESDEN



Event-Driven Motion Compensation in Positron Emission Tomography: Development of a Clinically Applicable Method

Jens Langner

Dresden, 28. Juli 2009

Motivation

- Die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) ist ein funktionelles Schnittbildverfahren zur Darstellung biochemischer und physiologischer Prozesse *in vivo*
- Breite Anwendung in der Onkologie, Neurologie und Kardiologie
- Räumliche Auflösung derzeit bei ≈ 5 mm (Hirn) bis ≈ 8 mm (Ganzkörper)
- Erste Ansätze in z.T. kommerziellen Bildrekonstruktionen zeigen eine Machbarkeit von ≈ 2 mm Auflösung
- Akquisitionszeiten von mehreren Minuten sind methodenbedingt unvermeidbar (geringes Signal/Rausch-Verhältnis, dynamische Messungen)

Motivation

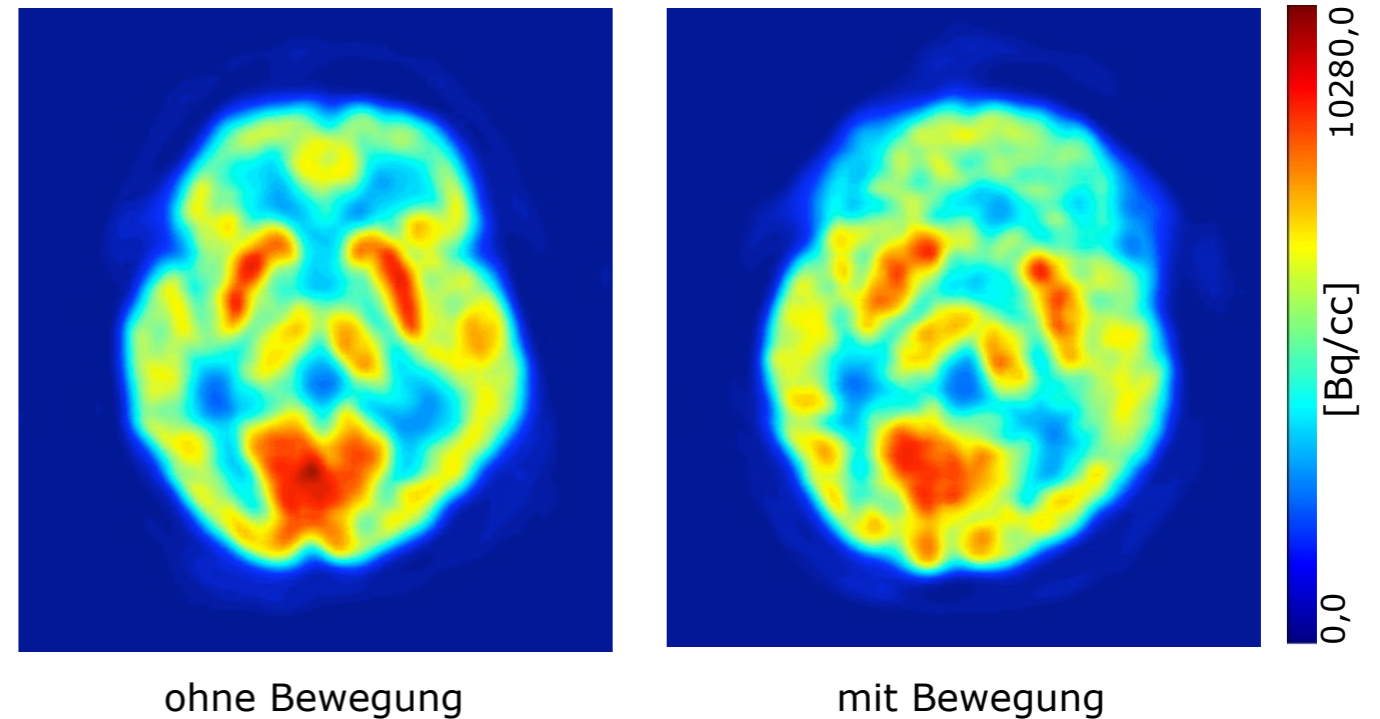
- Die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) ist ein funktionelles Schnittbildverfahren zur Darstellung biochemischer und physiologischer Prozesse *in vivo*
 - Breite Anwendung in der Onkologie, Neurologie und Kardiologie
 - Räumliche Auflösung derzeit bei ≈ 5 mm (Hirn) bis ≈ 8 mm (Ganzkörper)
 - Erste Ansätze in z.T. kommerziellen Bildrekonstruktionen zeigen eine Machbarkeit von ≈ 2 mm Auflösung
 - Akquisitionszeiten von mehreren Minuten sind methodenbedingt unvermeidbar (geringes Signal/Rausch-Verhältnis, dynamische Messungen)
- ➔ Patientenbewegung limitiert zunehmend die realisierbare räumliche Auflösung
- ➔ Immobilisierung hilft nur bedingt

Auswirkung der Patientenbewegung

1) *Qualitativ:*

- Auflösungsverschlechterung
- Bildartefakte

PET-Aufnahme (F-18 FDG)



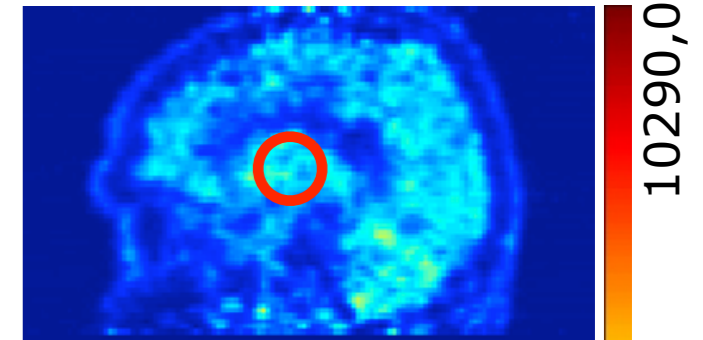
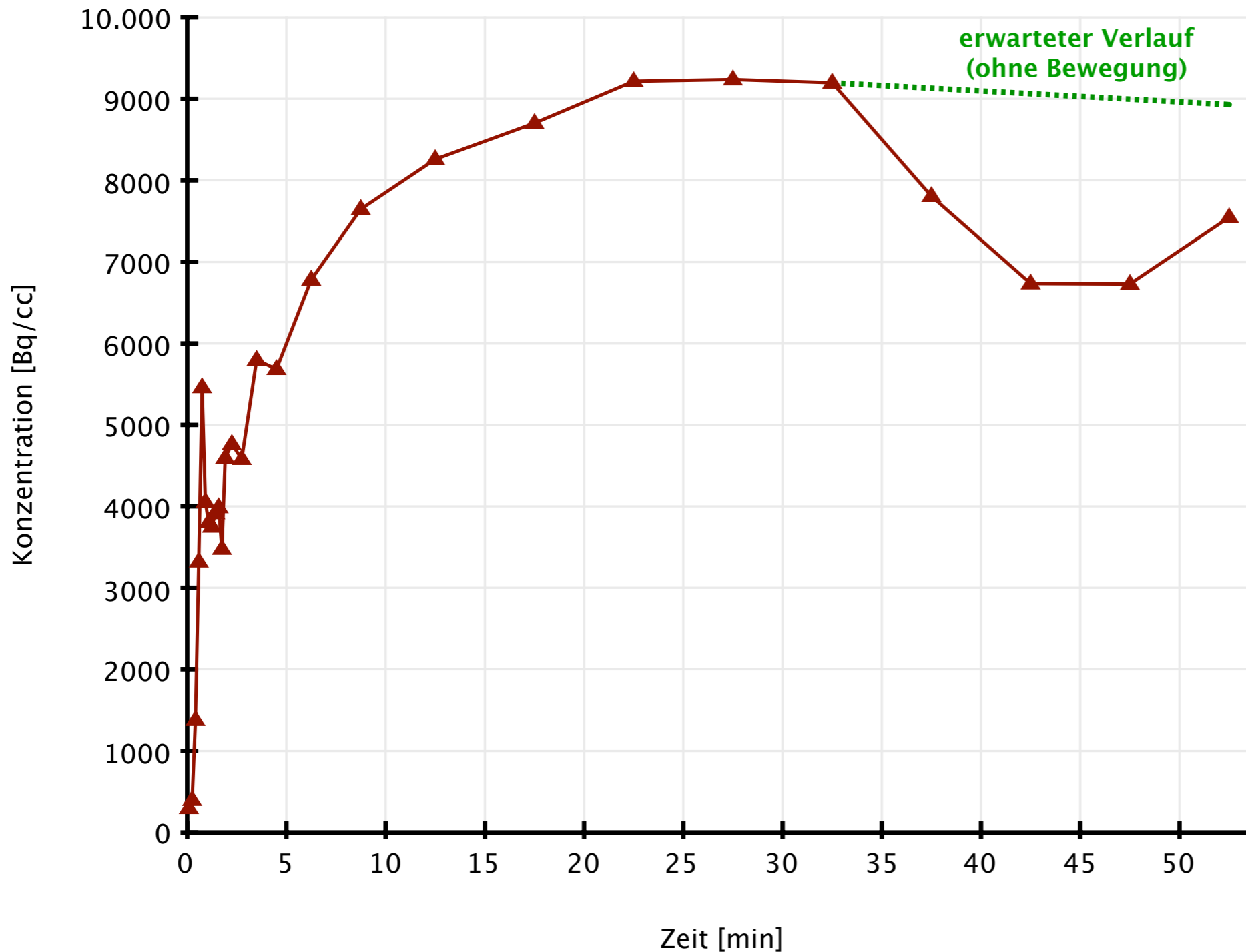
2) *Quantitativ:*

- Auftreten von systematischen Fehlern

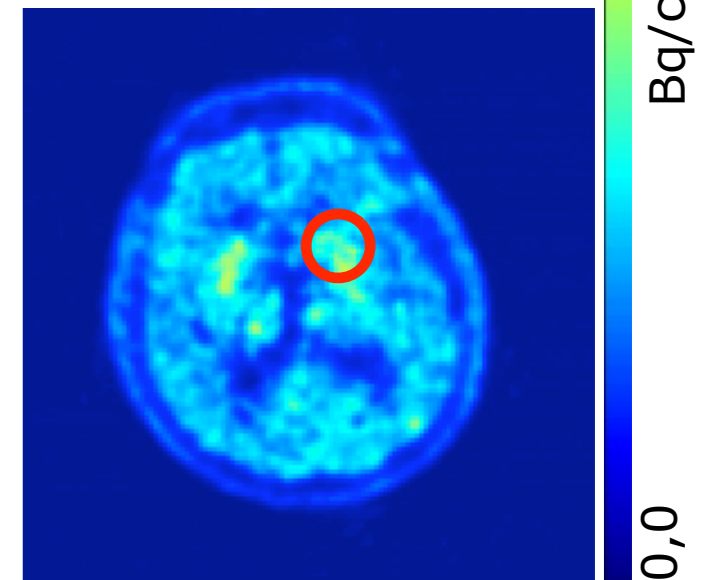
z.B. bei Zeit-Aktivitäts-Kurven, *Standardized Uptake Value (SUV)*,
Quantifizierung der Tracerkinetik

Auswirkung der Patientenbewegung (Beispiel)

Zeit-Aktivitäts-Kurve



Sagittal



Transaxial

männlich, 75 J.
 F-18 DOPA (M. Parkinson)
 248 MBq i.v.
 55 min Emission
 (27 frames)

Zielstellung

➔ Bewegungskorrektur bei PET-Hirnaufnahmen

- unter Nutzung der Rohdaten (Listmode)
- unter Nutzung einer externen Bewegungsverfolgung
- routinefähig

Methoden

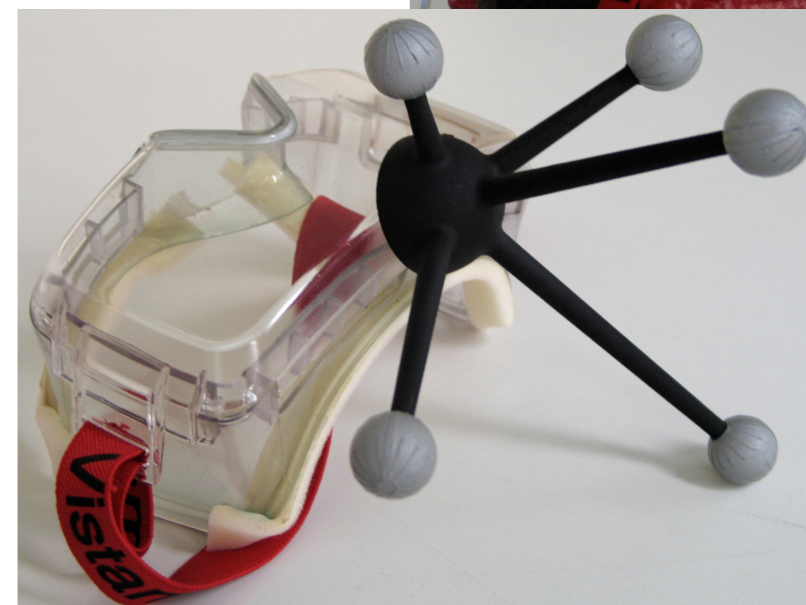
- 1) routinefähige Akquisition der Listmode-Daten
- 2) Bewegungsverfolgung
- 3) Entwicklung und Optimierung eines event-basierten Bewegungskorrekturalgorithmus
- 4) Integration in die klinische Routine (z.B. graphische Nutzeroberflächen)

Bewegungsverfolgung

- Externes Bewegungsverfolgungssystem (Infrarotkameras)
- Räumliche Auflösung besser als 1 mm
- Zeitliche Auflösung < 50 ms
- Ausgabe der Translations- und Rotationsparameter

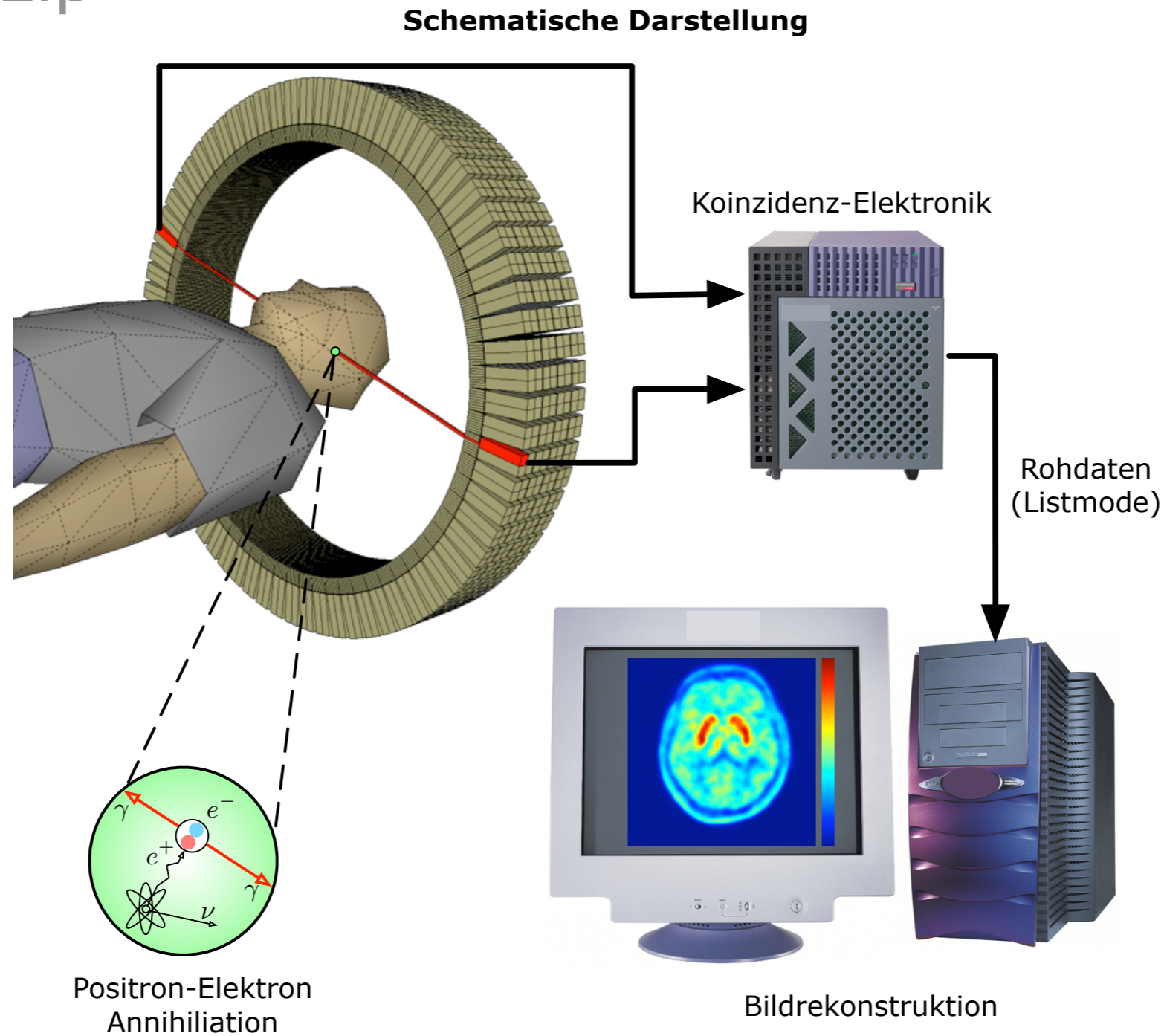
Methodik:

1. Installation des Verfolgungssystems
2. Entwicklung eines geeigneten „Bewegungstarget“
3. Integration der Bewegungsmessung in den klinischen Ablauf



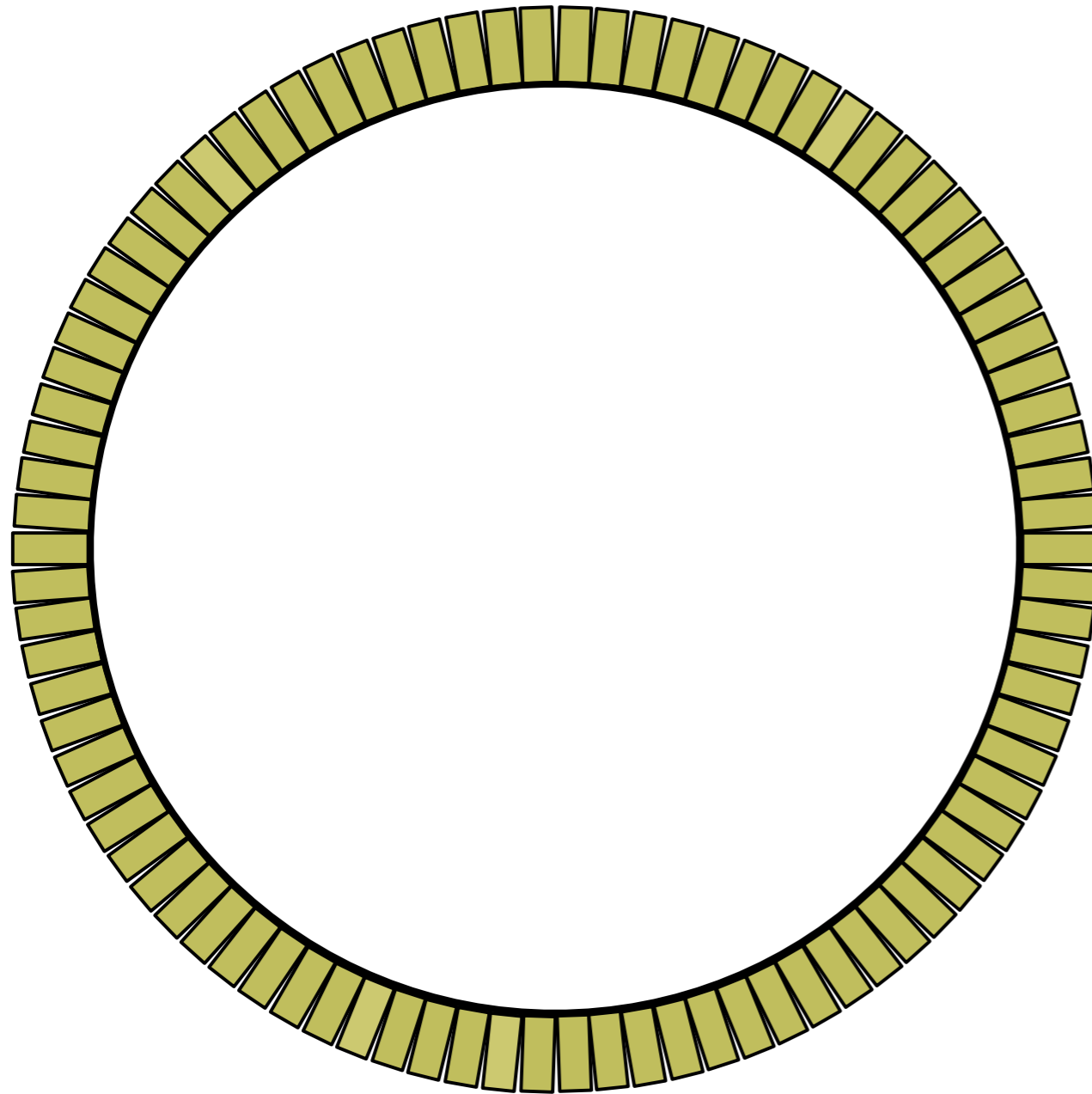
Bewegungstarget

Messprinzip



- Registrierung von Koinzidenzereignissen (Events) zwischen zwei Detektoren - *Line-of-Response* (LOR)

Event-basierte Bewegungskorrektur



Schematische Darstellung

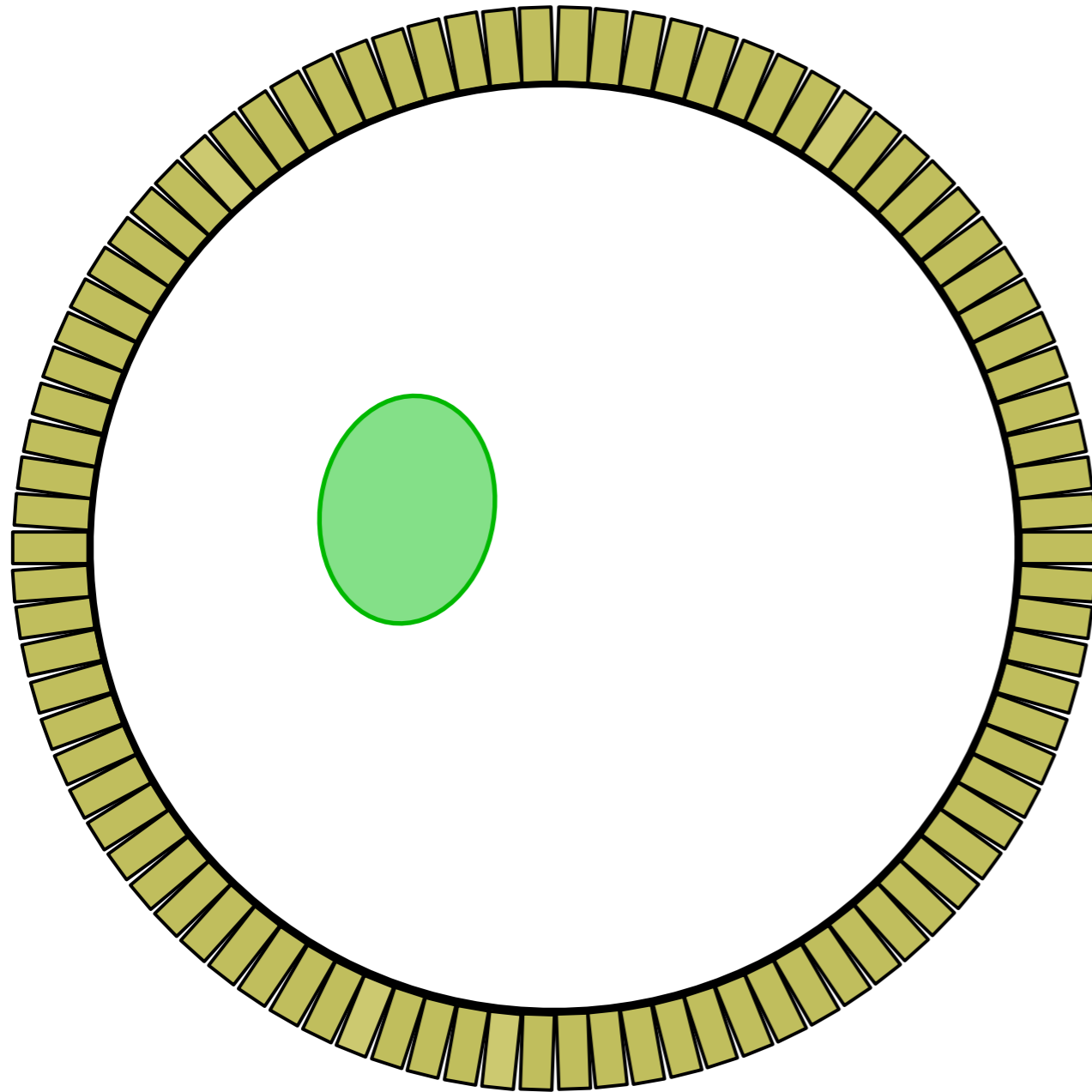
Methodik:

- räumliche Transformation aller registrierten Ereignisse (ca. 300.000 pro Sekunde)
- Einsortieren der korrigierten Ereignisse in Histogramme
 - ➔ Nutzung der Standard Bildrekonstruktion

Komplikationen:

1. Detektor-Normalisierung
2. LOR-Diskretisierung
- 3. Out-of-FOV Korrektur**

Event-basierte Bewegungskorrektur



Schematische Darstellung

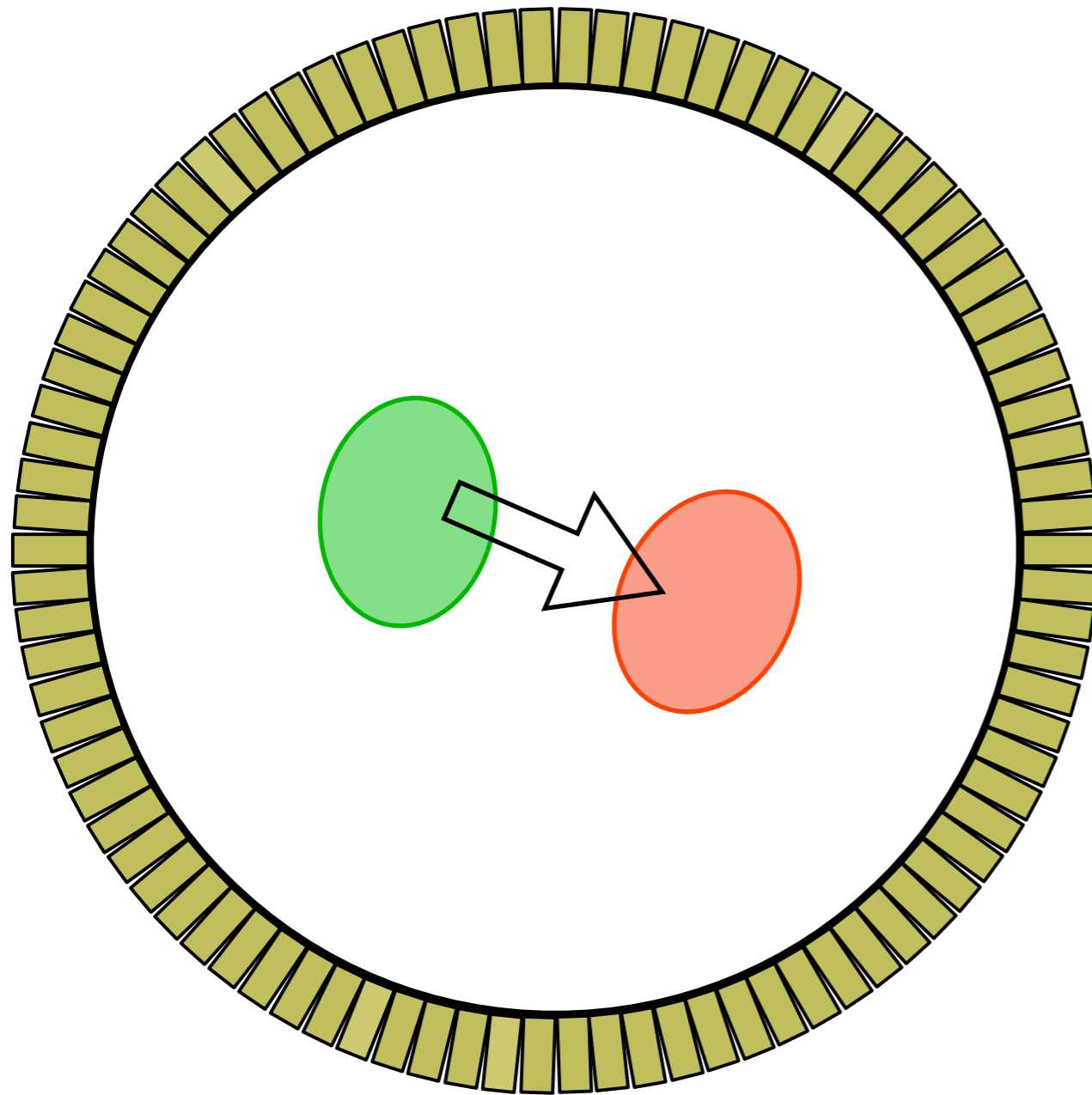
Methodik:

- räumliche Transformation aller registrierten Ereignisse (ca. 300.000 pro Sekunde)
- Einsortieren der korrigierten Ereignisse in Histogramme
- ➔ Nutzung der Standard Bildrekonstruktion

Komplikationen:

1. Detektor-Normalisierung
2. LOR-Diskretisierung
- 3. Out-of-FOV Korrektur**

Event-basierte Bewegungskorrektur



Schematische Darstellung

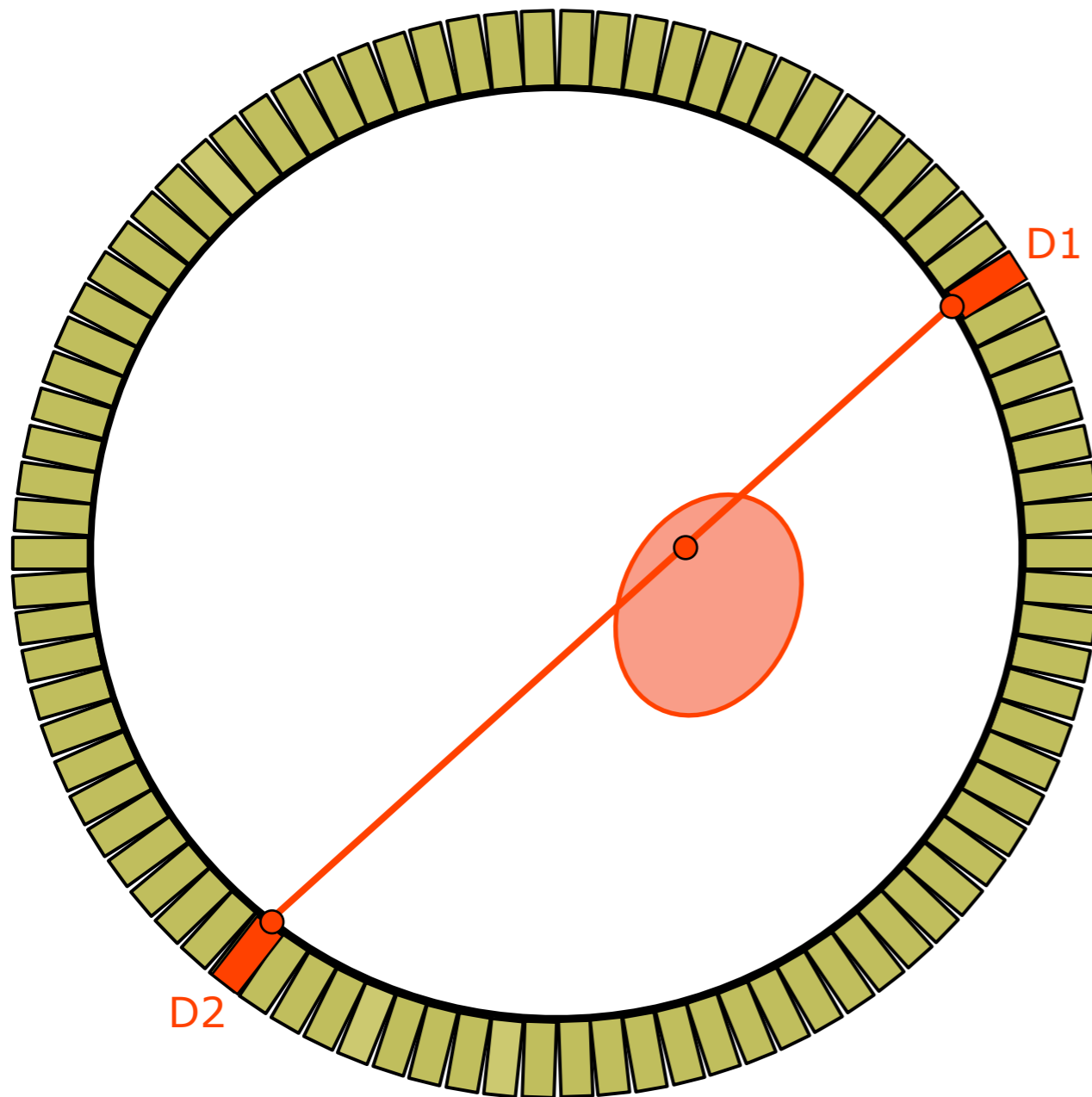
Methodik:

- räumliche Transformation aller registrierten Ereignisse (ca. 300.000 pro Sekunde)
- Einsortieren der korrigierten Ereignisse in Histogramme
- ➔ Nutzung der Standard Bildrekonstruktion

Komplikationen:

1. Detektor-Normalisierung
2. LOR-Diskretisierung
- 3. Out-of-FOV Korrektur**

Event-basierte Bewegungskorrektur



Schematische Darstellung

Methodik:

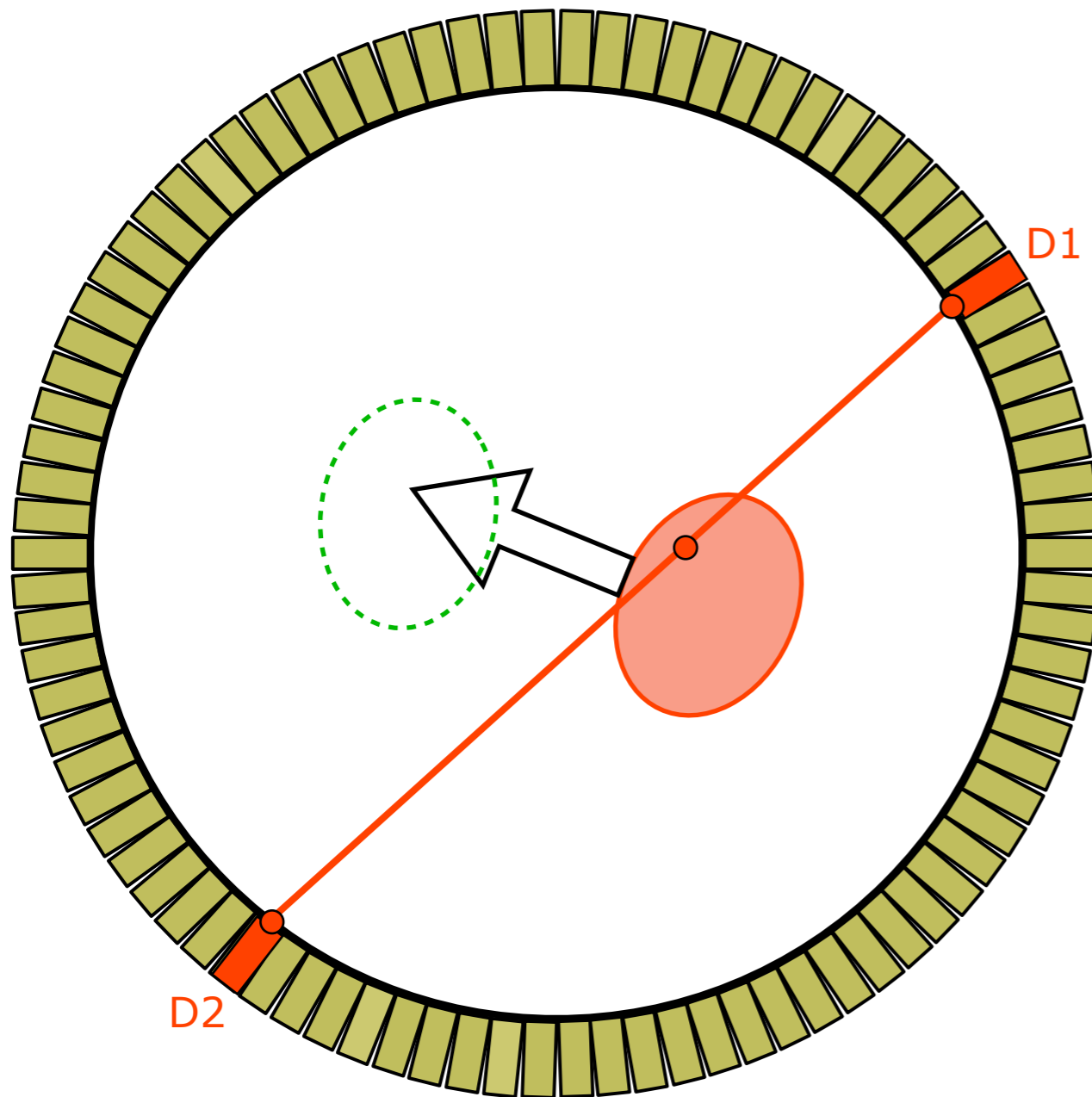
- räumliche Transformation aller registrierten Ereignisse (ca. 300.000 pro Sekunde)
- Einsortieren der korrigierten Ereignisse in Histogramme
- ➔ Nutzung der Standard Bildrekonstruktion

Komplikationen:

1. Detektor-Normalisierung
2. LOR-Diskretisierung

3. Out-of-FOV Korrektur

Event-basierte Bewegungskorrektur



Schematische Darstellung

Methodik:

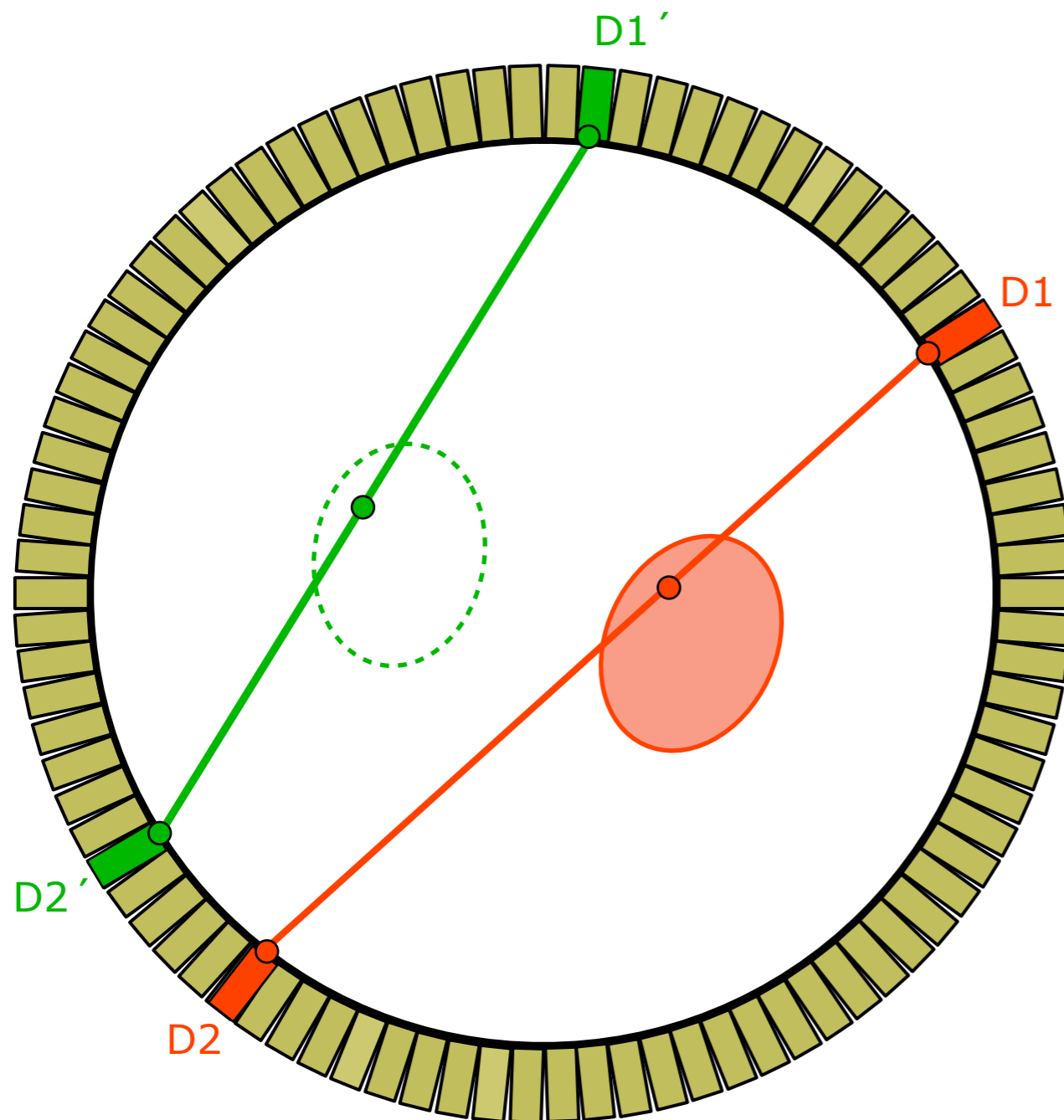
- räumliche Transformation aller registrierten Ereignisse (ca. 300.000 pro Sekunde)
- Einsortieren der korrigierten Ereignisse in Histogramme
- ➔ Nutzung der Standard Bildrekonstruktion

Komplikationen:

1. Detektor-Normalisierung
2. LOR-Diskretisierung

3. Out-of-FOV Korrektur

Event-basierte Bewegungskorrektur



Schematische Darstellung

Methodik:

- räumliche Transformation aller registrierten Ereignisse (ca. 300.000 pro Sekunde)
- Einsortieren der korrigierten Ereignisse in Histogramme
- ➔ Nutzung der Standard Bildrekonstruktion

Komplikationen:

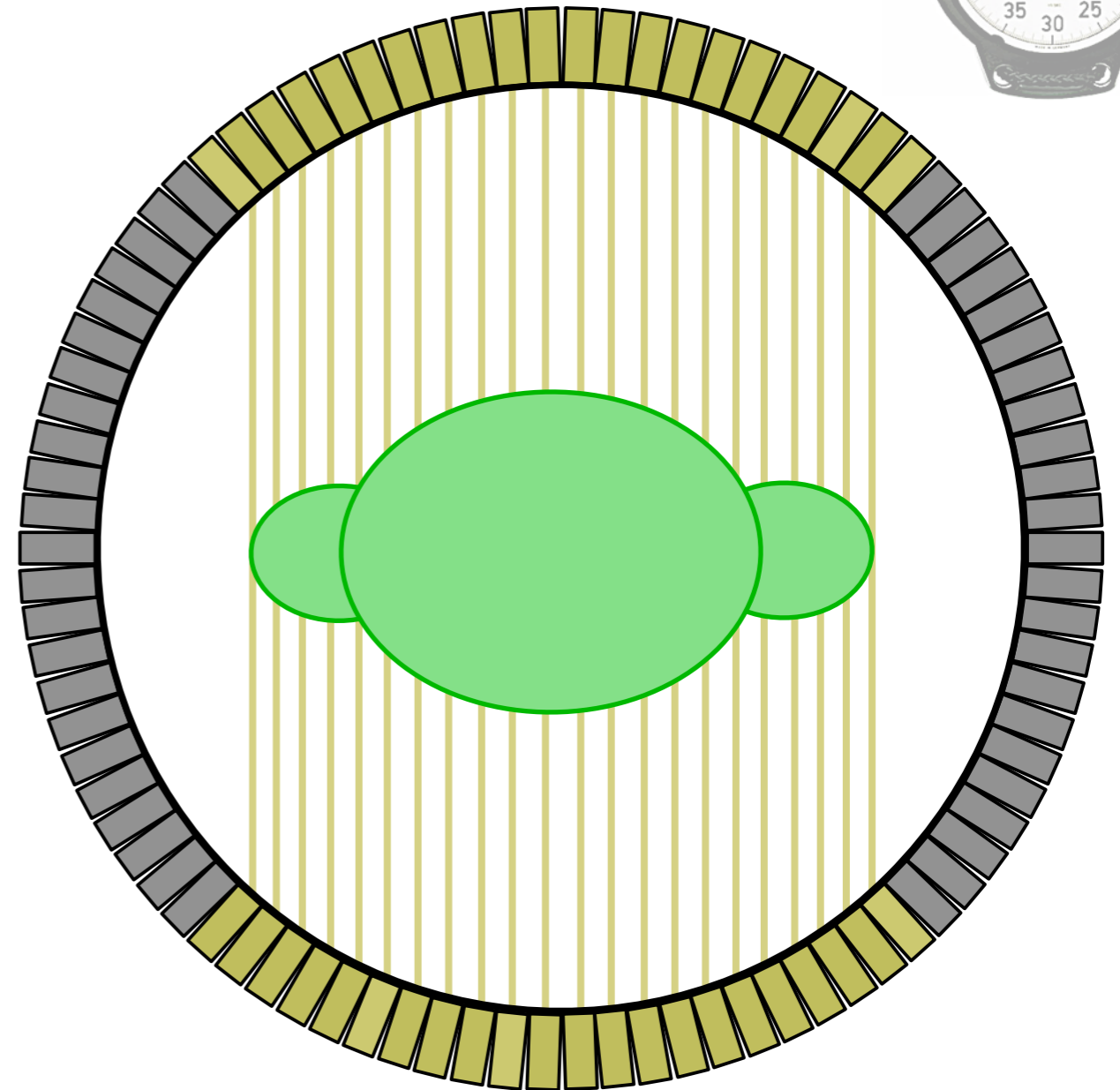
1. Detektor-Normalisierung
2. LOR-Diskretisierung

3. Out-of-FOV Korrektur

Out-of-FOV Korrektur

- „Verlust“ von Ereignissen durch Transformation von LORs ausserhalb des Gesichtsfeldes (FOV)

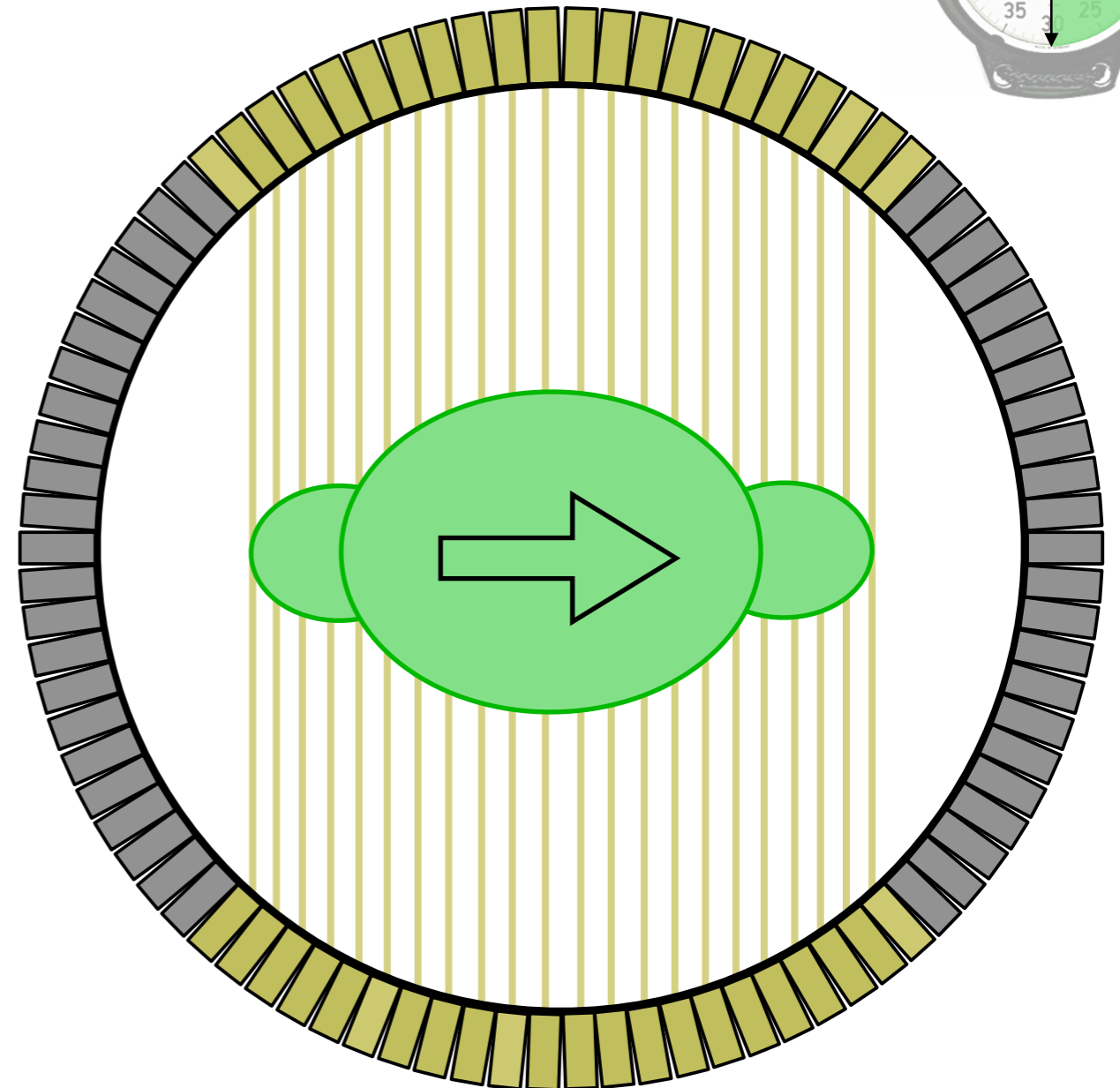
Schematische Darstellung



Out-of-FOV Korrektur

- „Verlust“ von Ereignissen durch Transformation von LORs ausserhalb des Gesichtsfeldes (FOV)

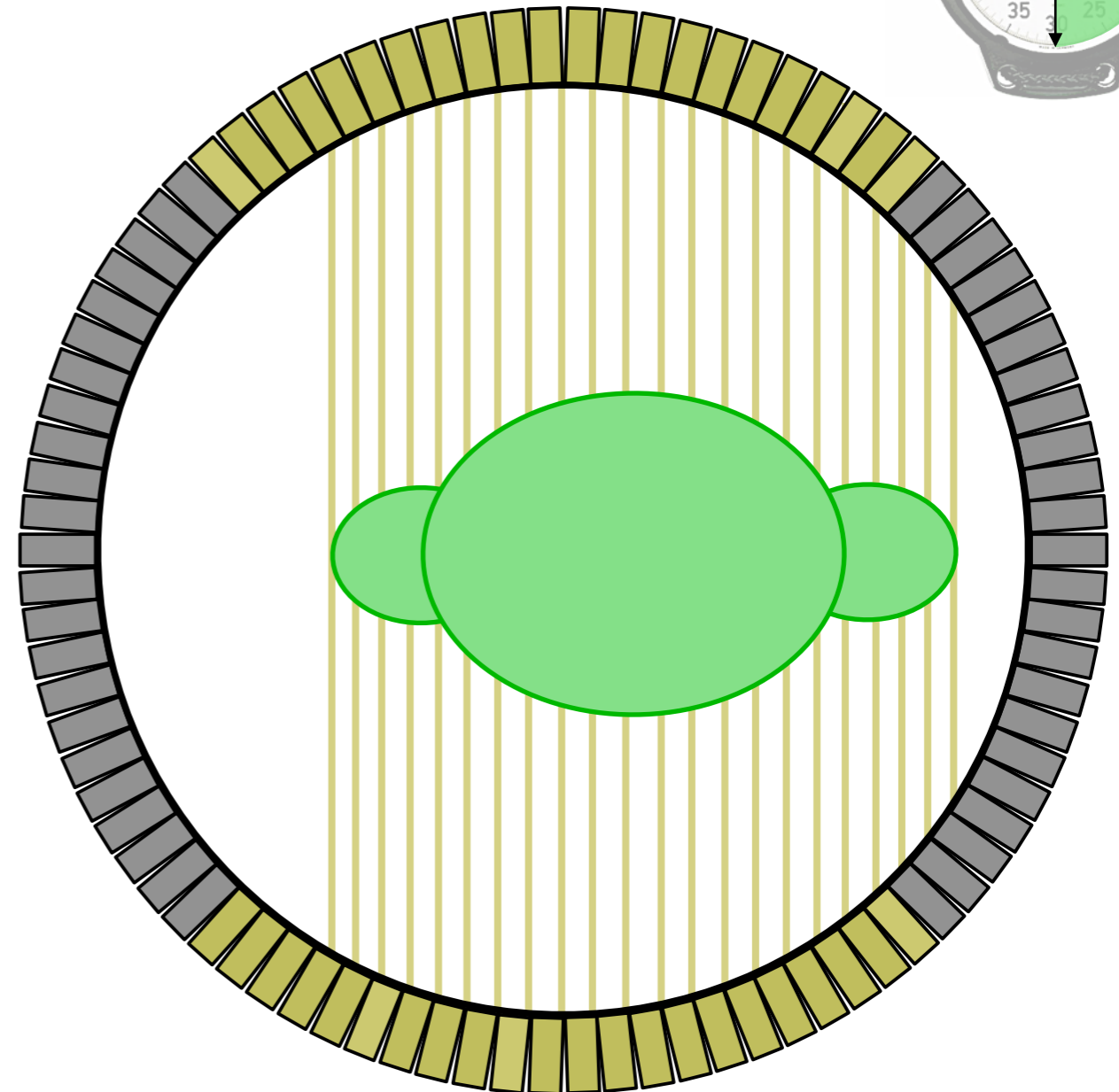
Schematische Darstellung



Out-of-FOV Korrektur

- „Verlust“ von Ereignissen durch Transformation von LORs ausserhalb des Gesichtsfeldes (FOV)

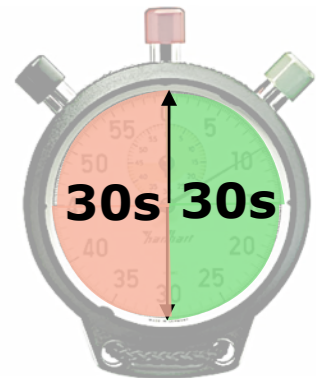
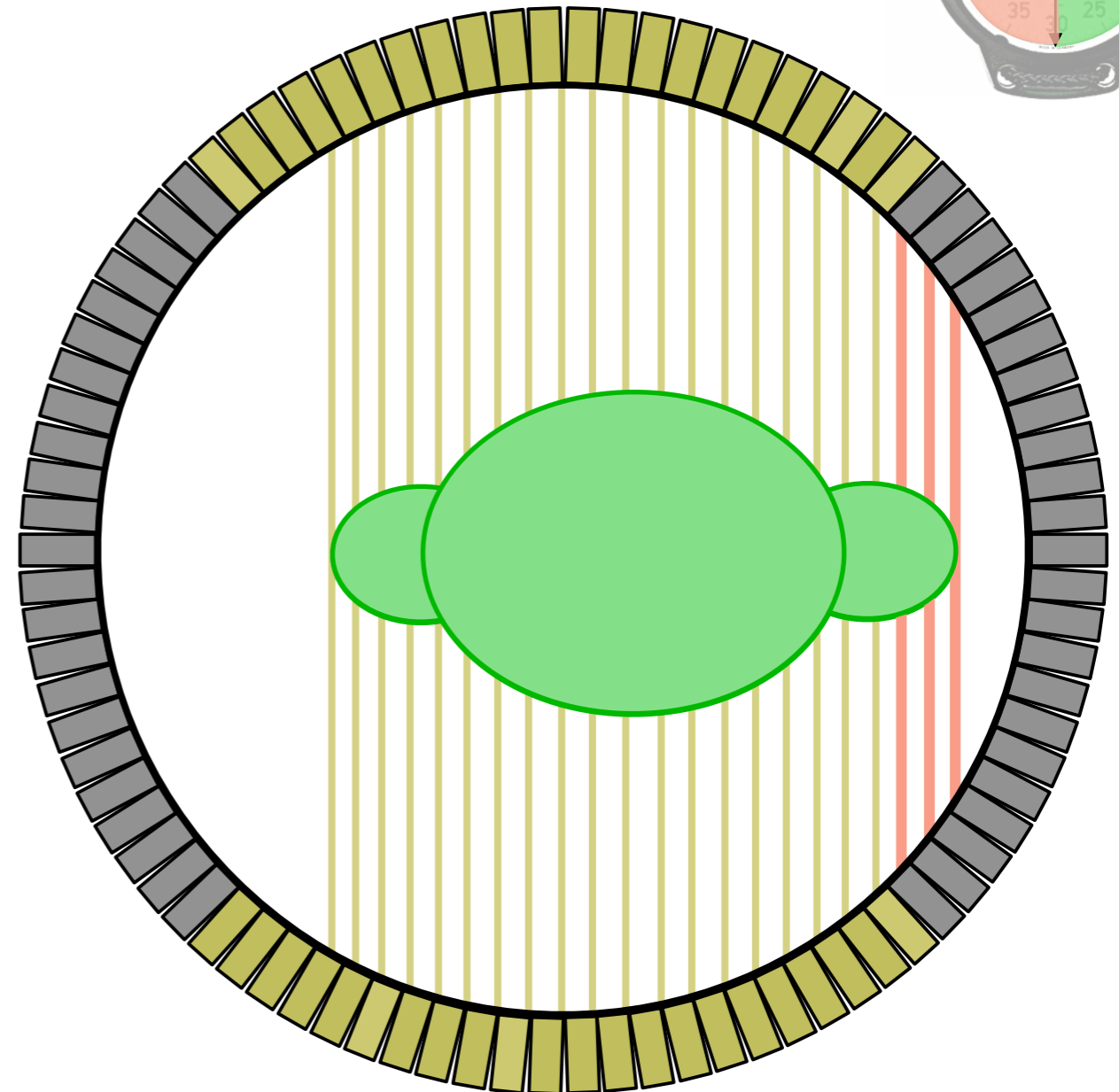
Schematische Darstellung



Out-of-FOV Korrektur

- „Verlust“ von Ereignissen durch Transformation von LORs ausserhalb des Gesichtsfeldes (FOV)

Schematische Darstellung



Out-of-FOV Korrektur

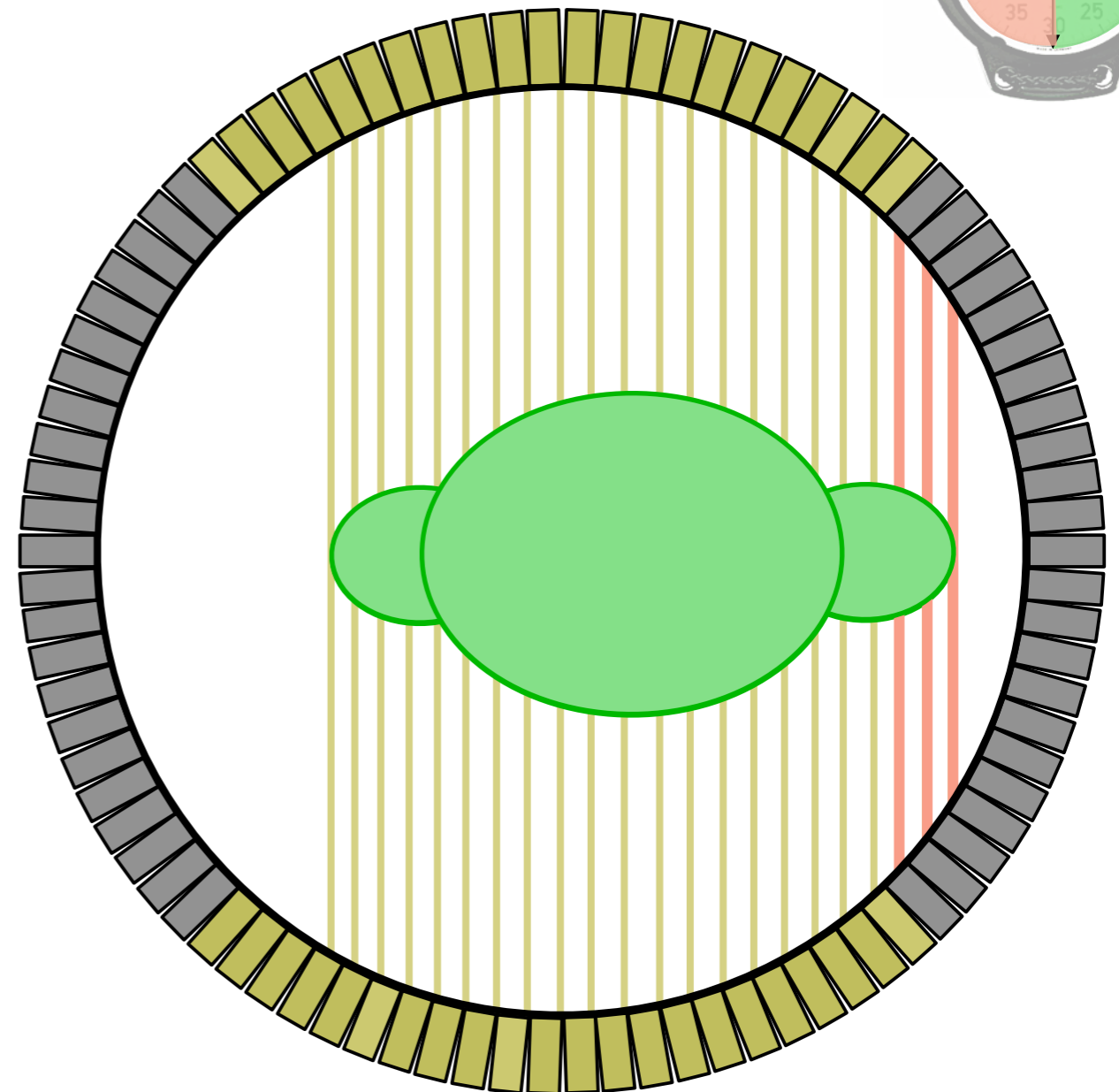
- „Verlust“ von Ereignissen durch Transformation von LORs ausserhalb des Gesichtsfeldes (FOV)

- Erster Lösungsansatz [1]:

$$f = \frac{\text{Messzeit}}{\text{Messzeit} - \text{Out-of-FOV-Zeit}}$$

$$N_{\text{korrigiert}} = N_{\text{gemessen}} \cdot f$$

Schematische Darstellung



Out-of-FOV Korrektur

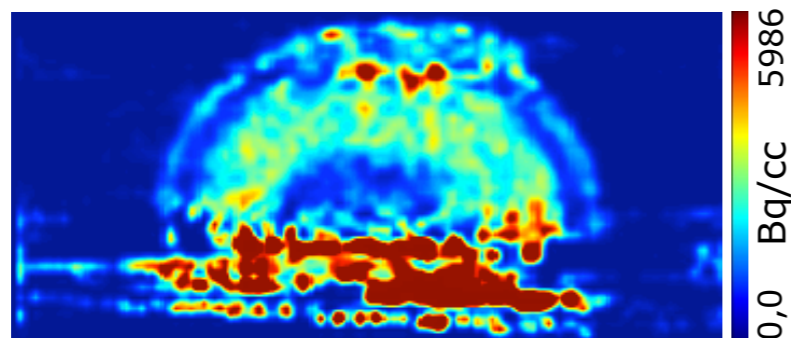
- „Verlust“ von Ereignissen durch Transformation von LORs ausserhalb des Gesichtsfeldes (FOV)

- Erster Lösungsansatz [1]:

$$f = \frac{\text{Messzeit}}{\text{Messzeit} - \text{Out-of-FOV-Zeit}}$$

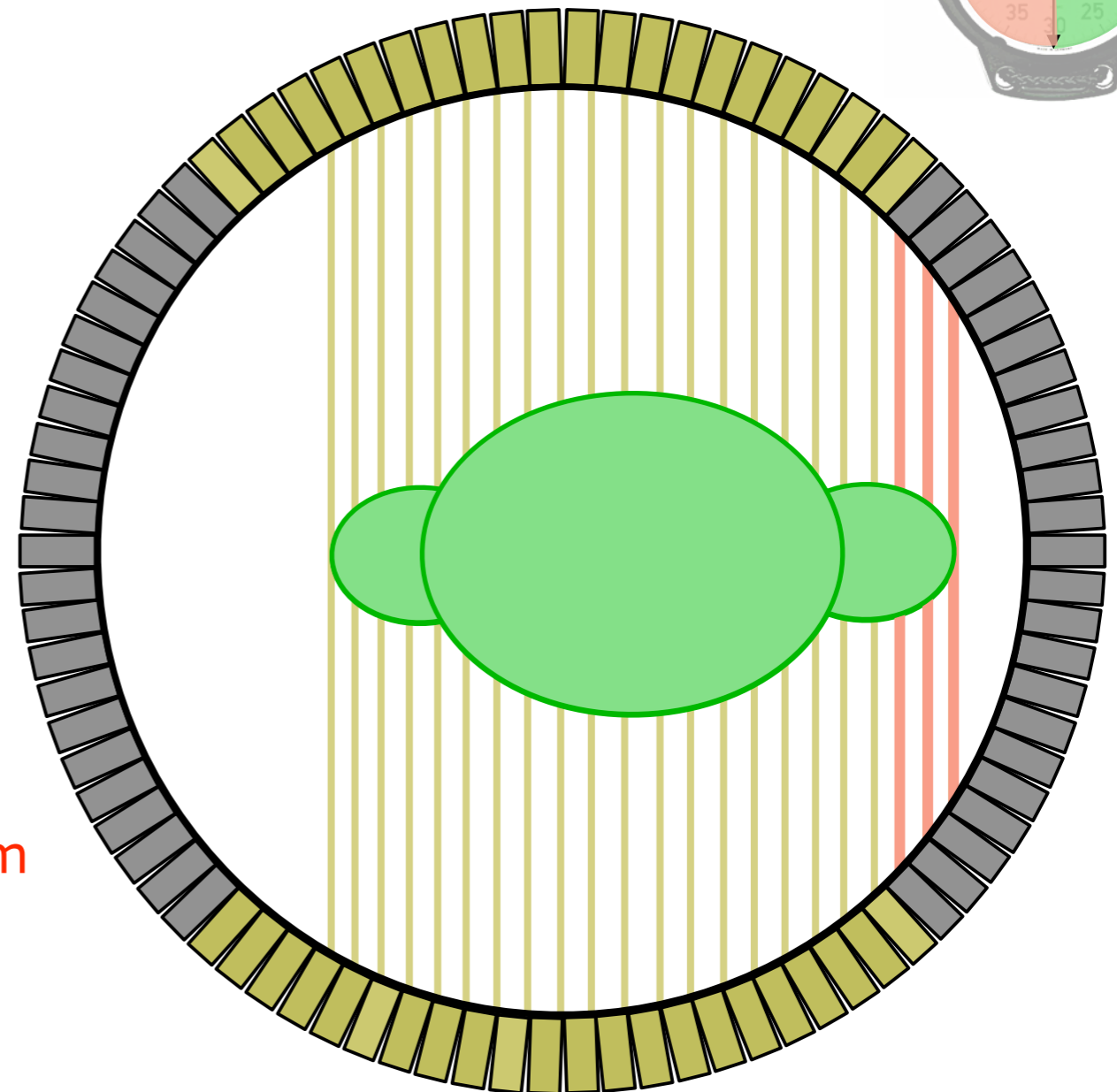
$$N_{\text{korrigiert}} = \underline{N_{\text{gemessen}}} \cdot f$$

➔ Dieser einfache Ansatz löst das Problem nicht immer:



Sagittal

Schematische Darstellung



Optimierung Out-of-FOV Korrektur

Methodik:

Ziel: *Minimierung der Out-of-FOV Faktoren*

- *Ursprüngliche Korrektur:*

Transformation aller Ereignisse zum Startzeitpunkt ($t_{\text{ref}} = \mathbf{0}$)

- *Optimierte Korrektur:*

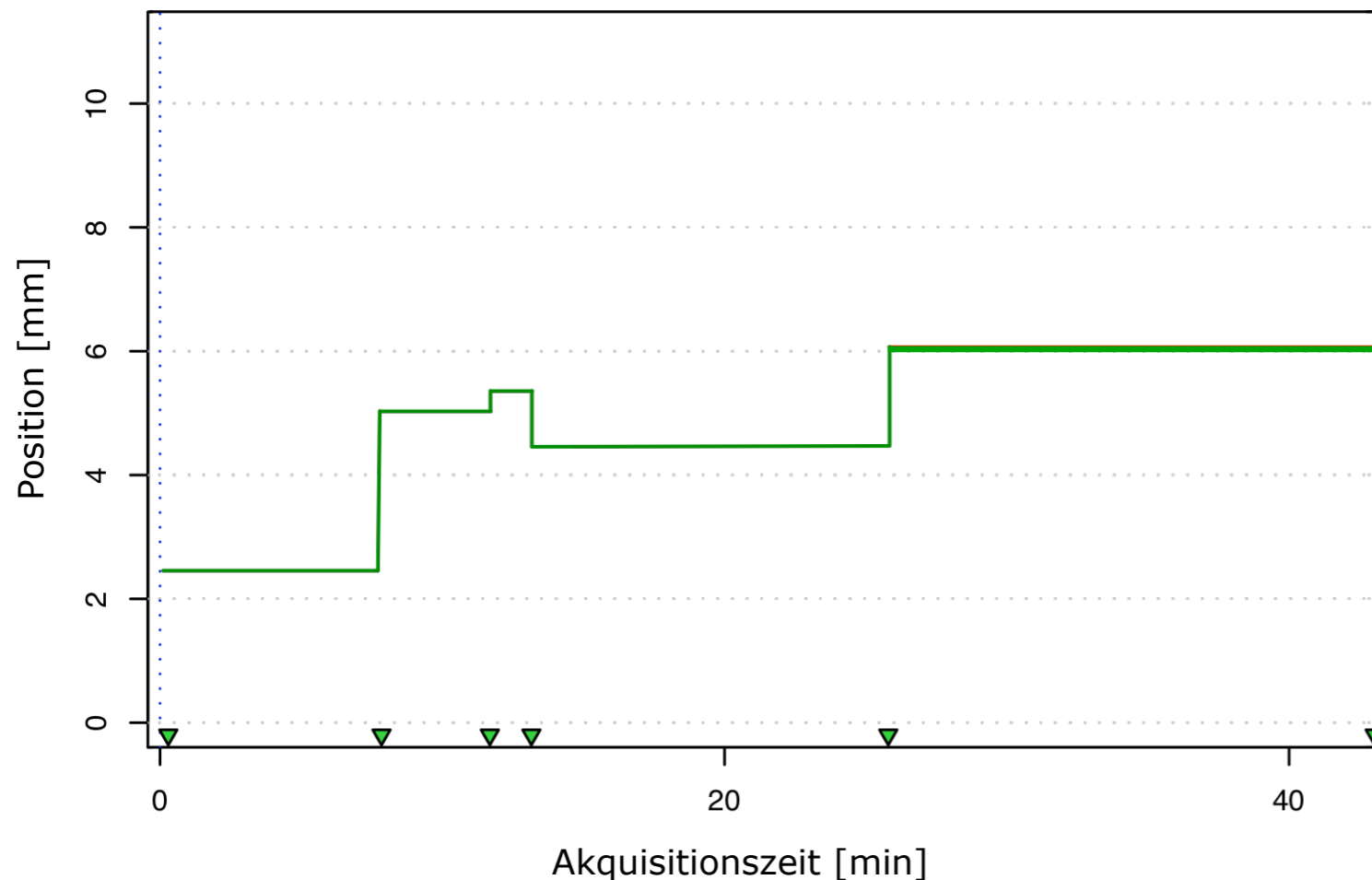
1. Analyse der Bewegungsdaten

2. Finden eines optimalen Referenzzeitpunktes ($t_{\text{ref}} = t_{\text{opt}}$)

- Bedingung: Position, in der sich der Patient die längste Zeit befunden hat

3. Transformation aller Ereignisse zum Zeitpunkt t_{ref}

Diskrete Patientenbewegung



Optimierung Out-of-FOV Korrektur

Methodik:

Ziel: *Minimierung der Out-of-FOV Faktoren*

- *Ursprüngliche Korrektur:*

Transformation aller Ereignisse zum Startzeitpunkt ($\mathbf{t}_{ref} = \mathbf{0}$)

- *Optimierte Korrektur:*

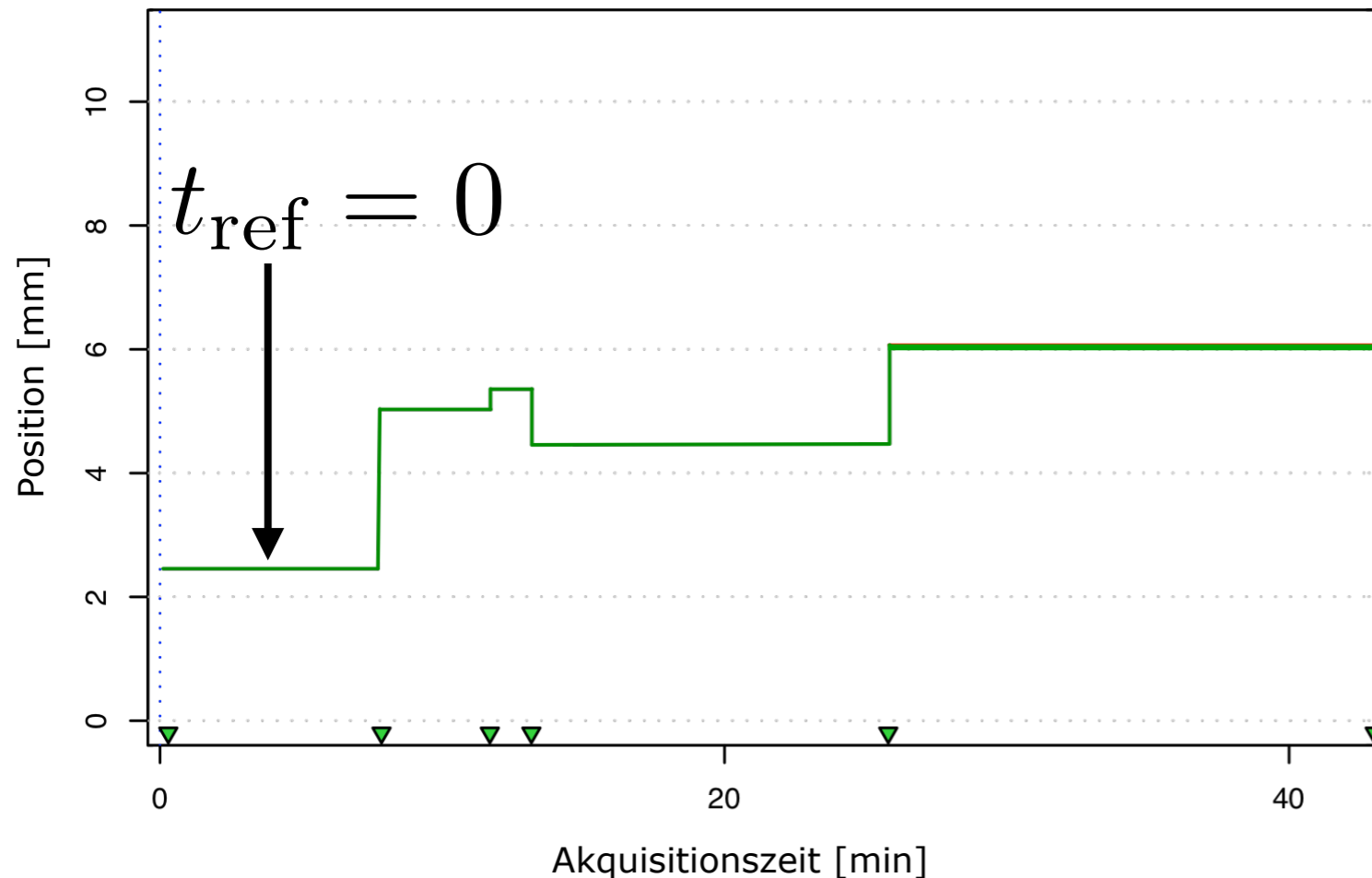
1. Analyse der Bewegungsdaten

2. Finden eines optimalen Referenzzeitpunktes ($\mathbf{t}_{ref} = \mathbf{t}_{opt}$)

- Bedingung: Position, in der sich der Patient die längste Zeit befunden hat

3. Transformation aller Ereignisse zum Zeitpunkt \mathbf{t}_{ref}

Diskrete Patientenbewegung



Optimierung Out-of-FOV Korrektur

Methodik:

Ziel: *Minimierung der Out-of-FOV Faktoren*

- *Ursprüngliche Korrektur:*

Transformation aller Ereignisse zum Startzeitpunkt ($\mathbf{t}_{\text{ref}} = \mathbf{0}$)

- *Optimierte Korrektur:*

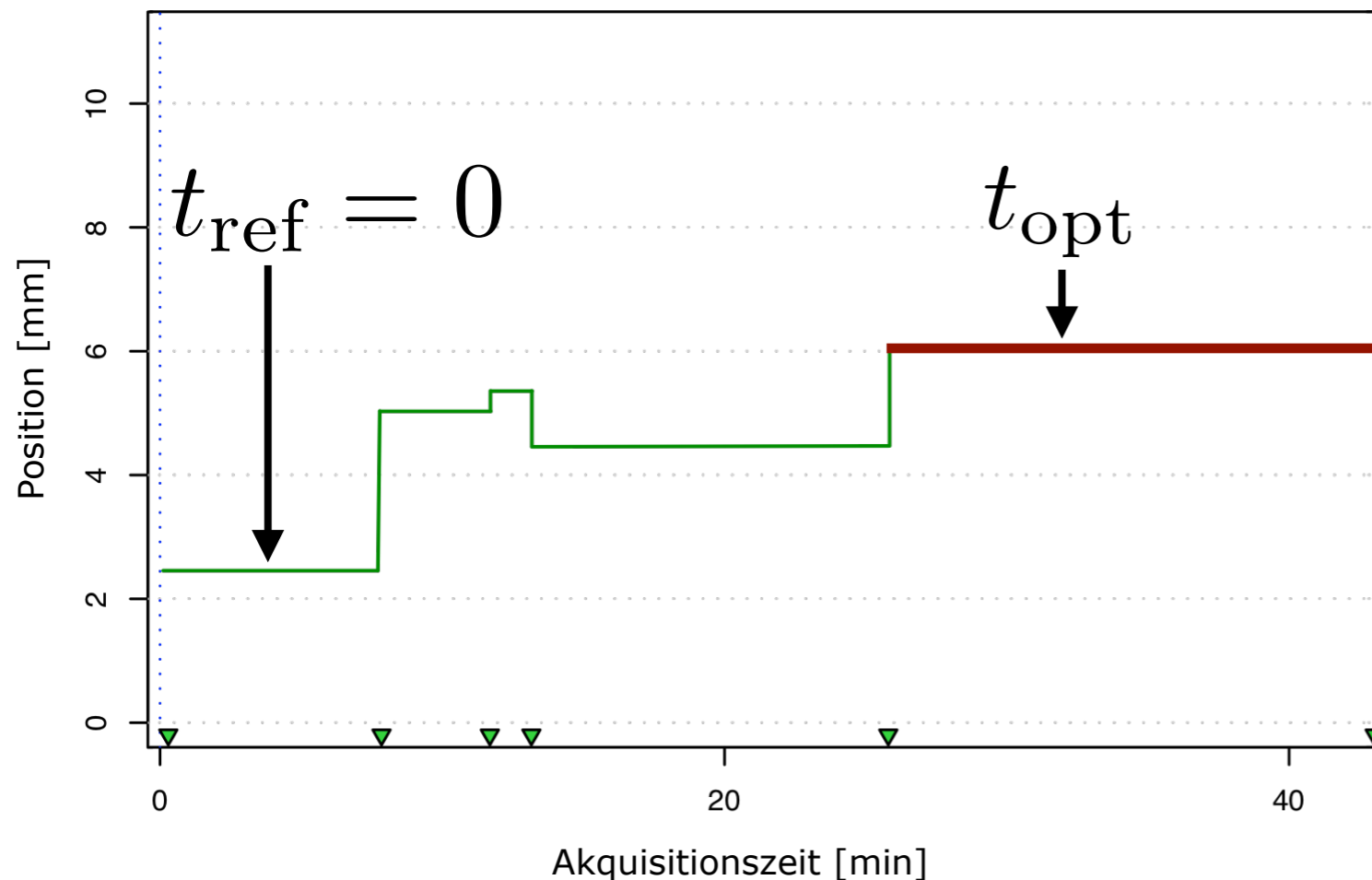
1. Analyse der Bewegungsdaten

2. Finden eines optimalen Referenzzeitpunktes ($\mathbf{t}_{\text{ref}} = \mathbf{t}_{\text{opt}}$)

- Bedingung: Position, in der sich der Patient die längste Zeit befunden hat

3. Transformation aller Ereignisse zum Zeitpunkt \mathbf{t}_{ref}

Diskrete Patientenbewegung



Optimierung Out-of-FOV Korrektur

Methodik:

Ziel: *Minimierung der Out-of-FOV Faktoren*

- *Ursprüngliche Korrektur:*

Transformation aller Ereignisse zum Startzeitpunkt ($\mathbf{t}_{\text{ref}} = \mathbf{0}$)

- *Optimierte Korrektur:*

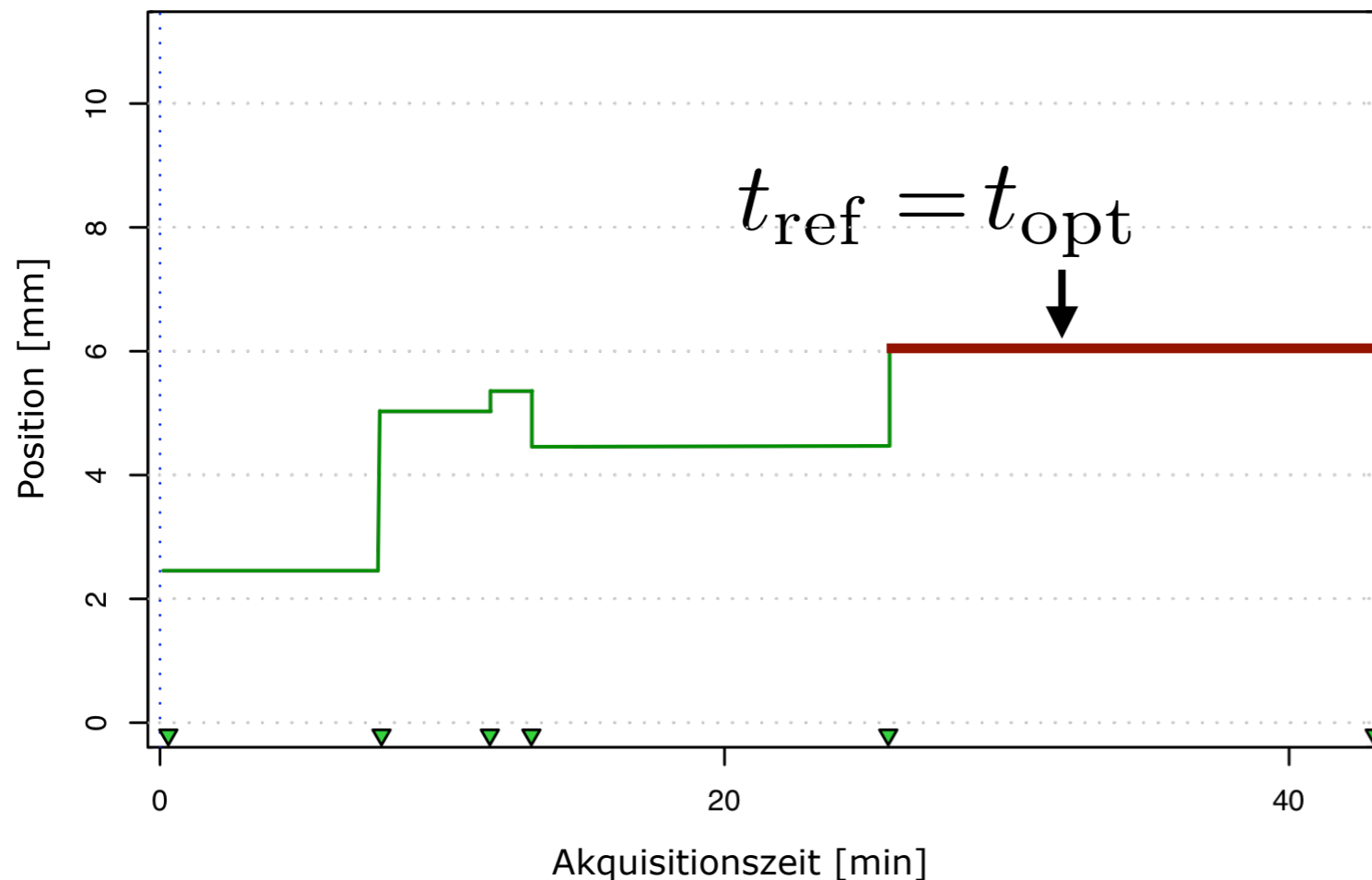
1. Analyse der Bewegungsdaten

2. Finden eines optimalen Referenzzeitpunktes ($\mathbf{t}_{\text{ref}} = \mathbf{t}_{\text{opt}}$)

- Bedingung: Position, in der sich der Patient die längste Zeit befunden hat

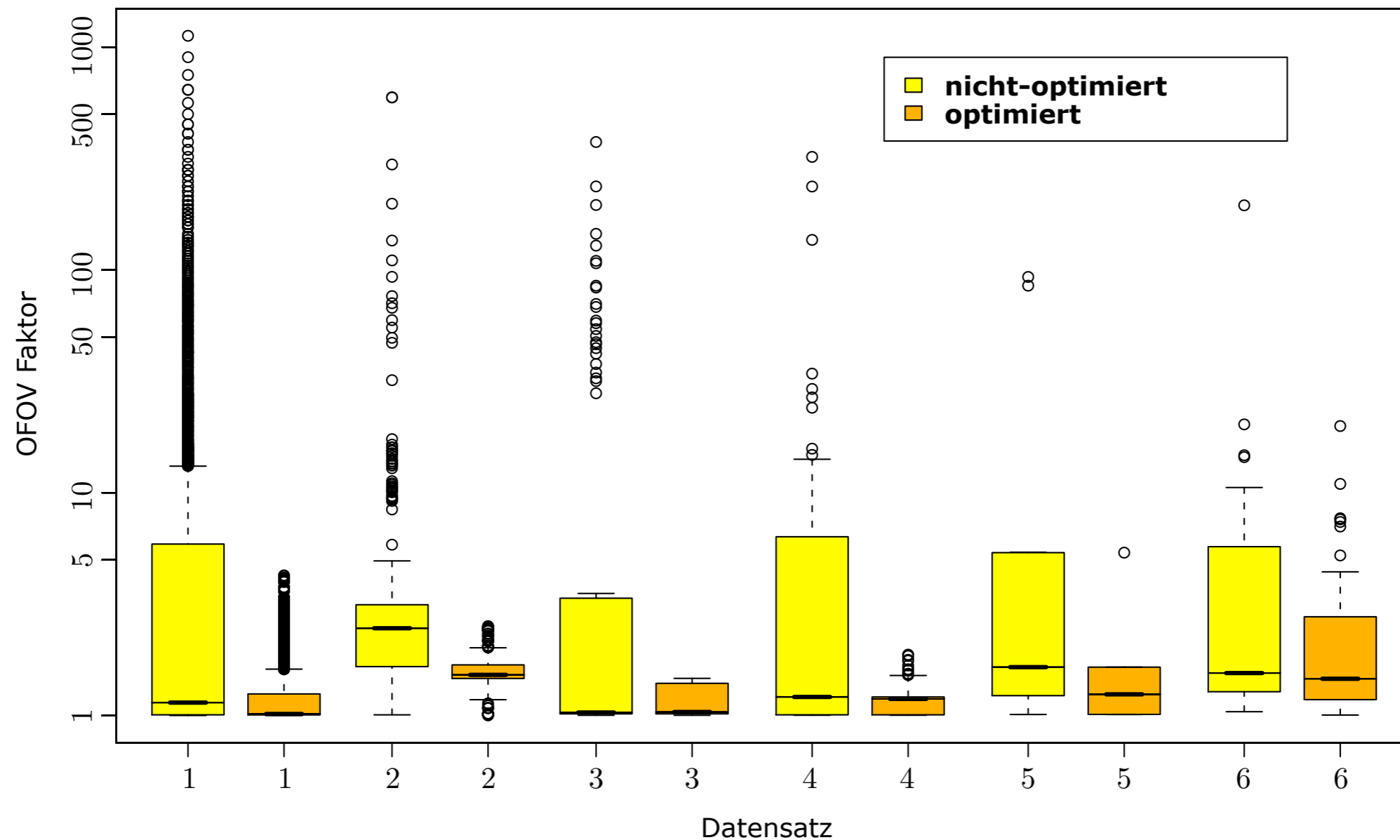
3. Transformation aller Ereignisse zum Zeitpunkt \mathbf{t}_{ref}

Diskrete Patientenbewegung



Ergebnisse Optimierung

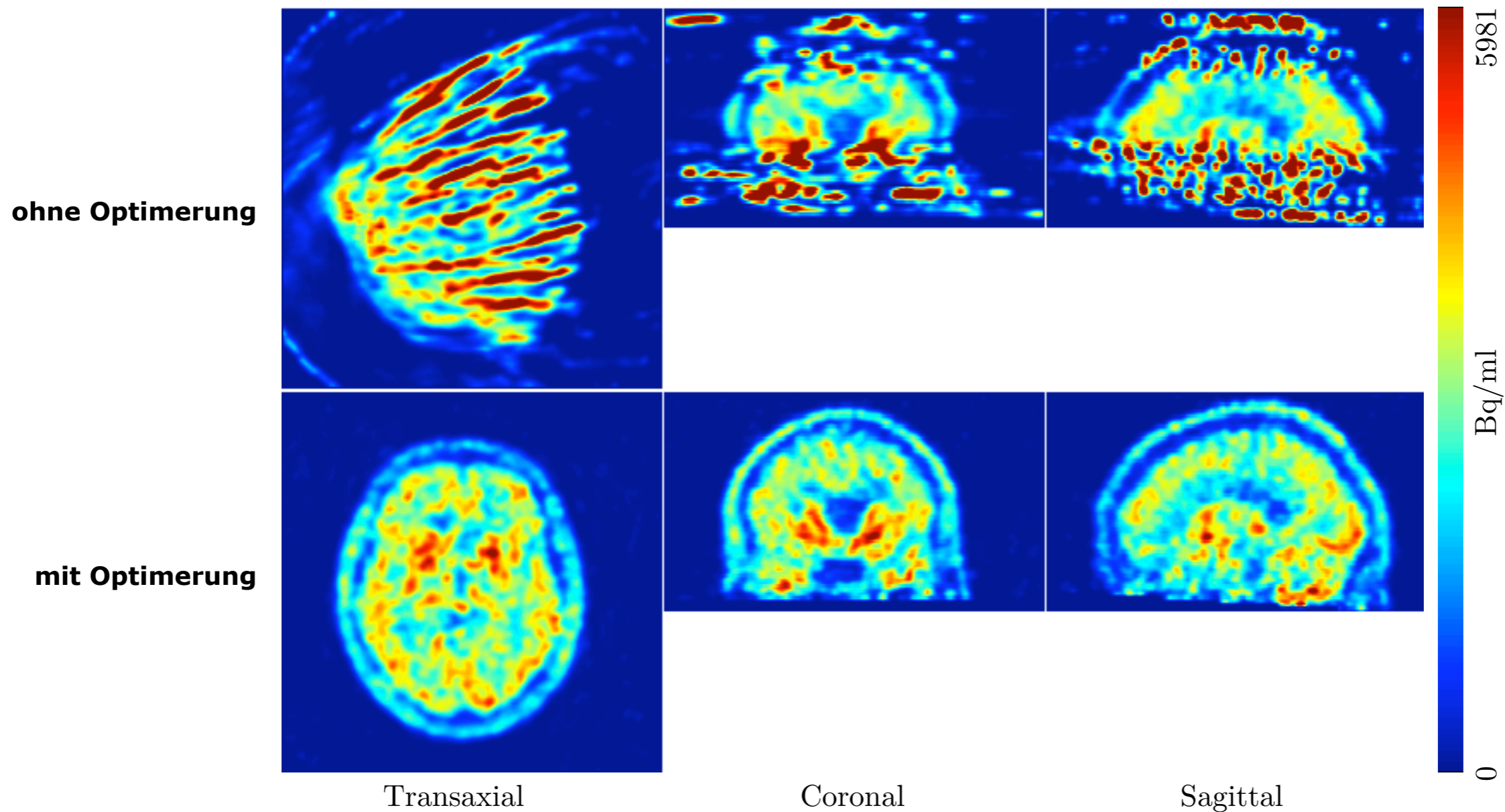
Verteilung Out-of-FOV Faktoren (Boxplot)



- Deutliche Reduzierung der Out-of-FOV Faktoren
- Deutliche Reduzierung der Bildartefakte

Ergebnisse Optimierung

Qualitativer Vergleich



- Deutliche Reduzierung der Out-of-FOV Faktoren
- Deutliche Reduzierung der Bildartefakte

Beispiel 1: Patientenuntersuchung (I)

Ohne Bewegungskorrektur



Transaxial

Mit Bewegungskorrektur



Transaxial

4344,67

männlich, 64 J.
Differentialdiagnose
M.Parkinson

PET-Akquisition:

F-18 DOPA

171 MBq i.v.

10 min Transmission

55 min Emission
(27 frames)

detektierte Bewegung:

1,2 - 19,4 mm

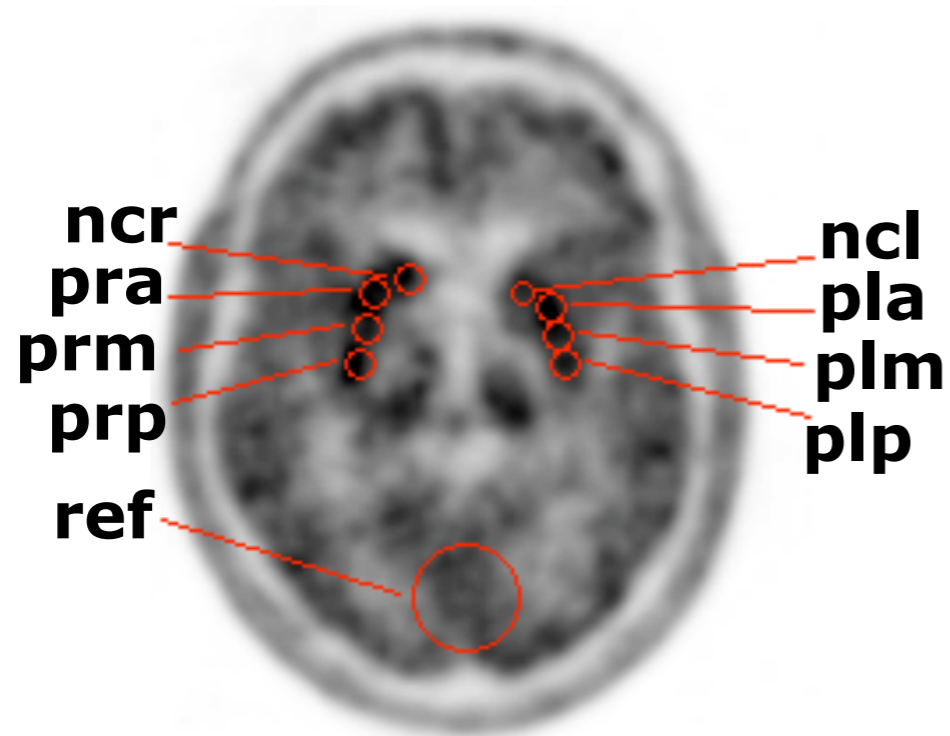
mean: 11,3 mm

Konzentration [Bq/cc]

0,0

- Bessere Abgrenzung des Striatum
- Reduzierung der Bildartefakte

Beispiel 1: Patientenuntersuchung (II)

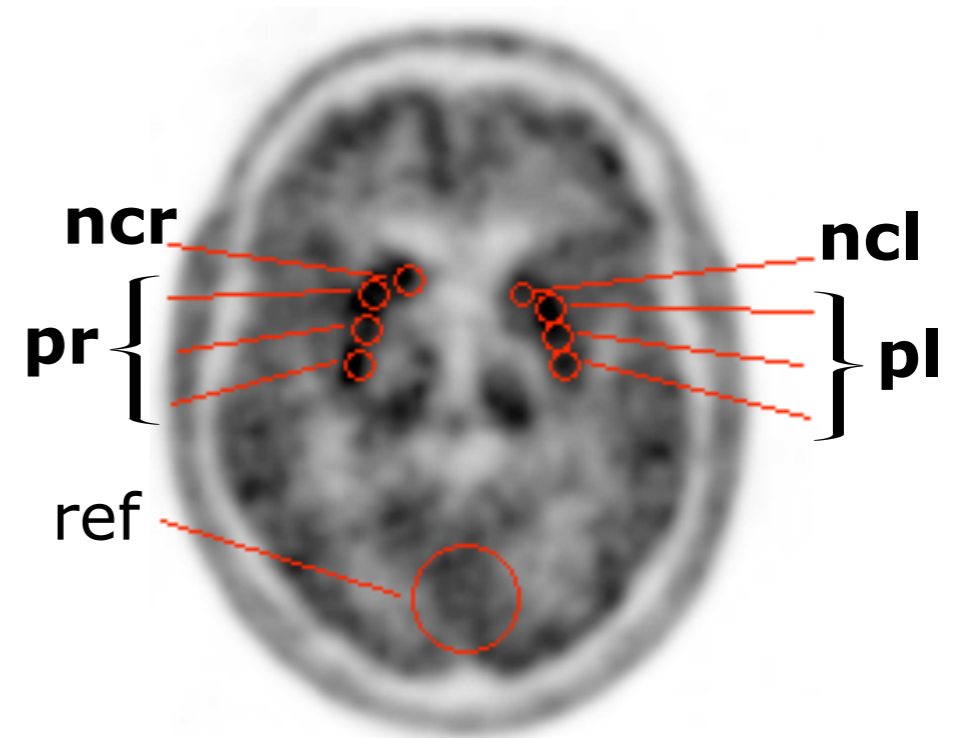
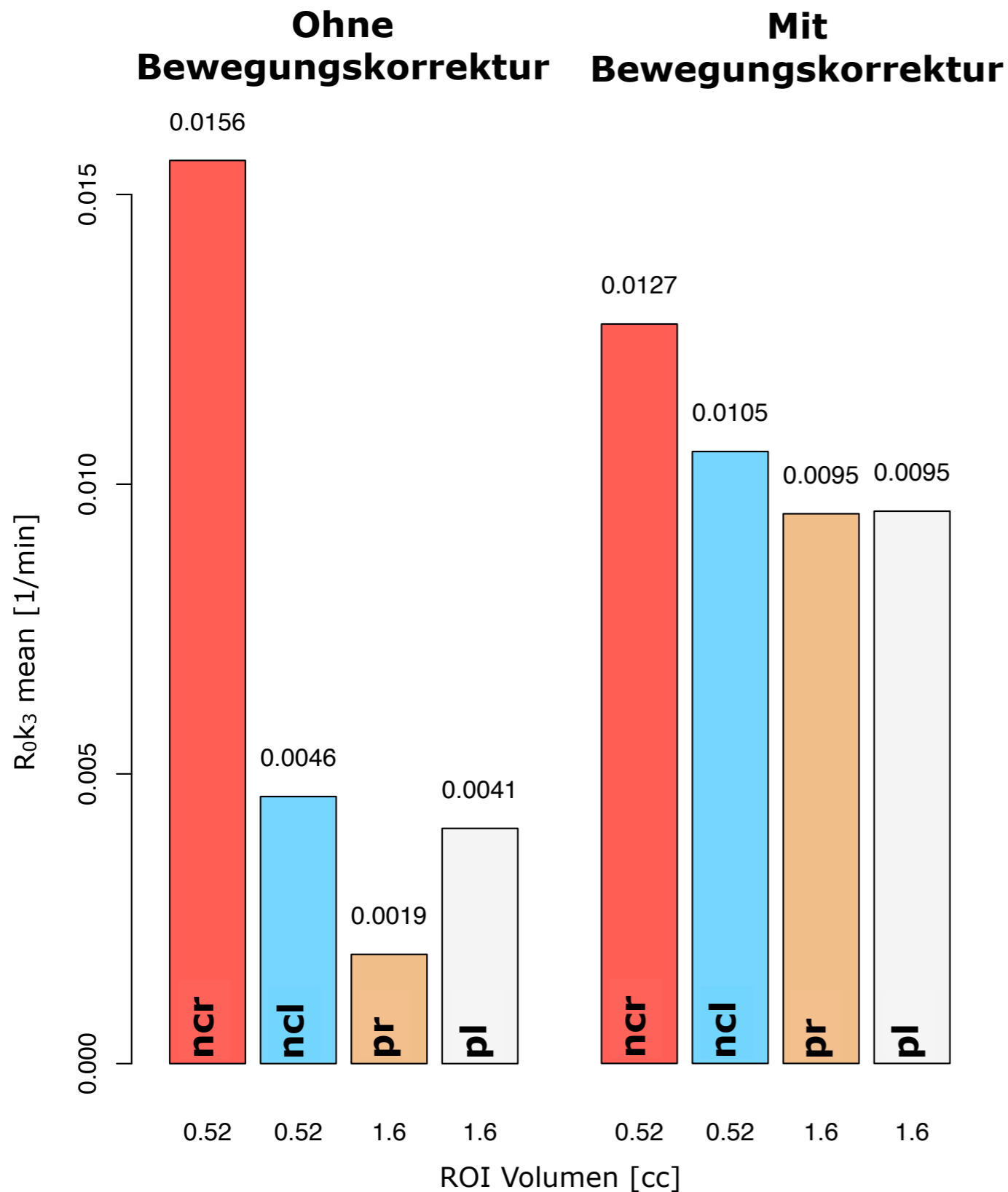


ncr	Nucleus caudatus rechts
ncl	Nucleus caudatus links
pr {	pra Putamen rechts anterior
	prm Putamen rechts medius
	prp Putamen rechts posterior
pl {	pla Putamen links anterior
	plm Putamen links medius
	plp Putamen links posterior
ref	Referenz-ROI

Quantitative Beurteilung unter stoffwechselkinetischen Gesichtspunkten:

- Standardverfahren am PET-Zentrum für *M. Parkinson* Auswertung:
 1. Positionierung von 8 Region-of-Interest (ROI) innerhalb des Striatum + 1 ROI in Referenzgewebe okzipital
 2. Vergleich der Zeit-Aktivitäts-Kurven; Berechnung der Einstromraten (R_0k_3) eines Zweikompartment-Modells mit Referenzgewebe (Patlak-Auswertung)

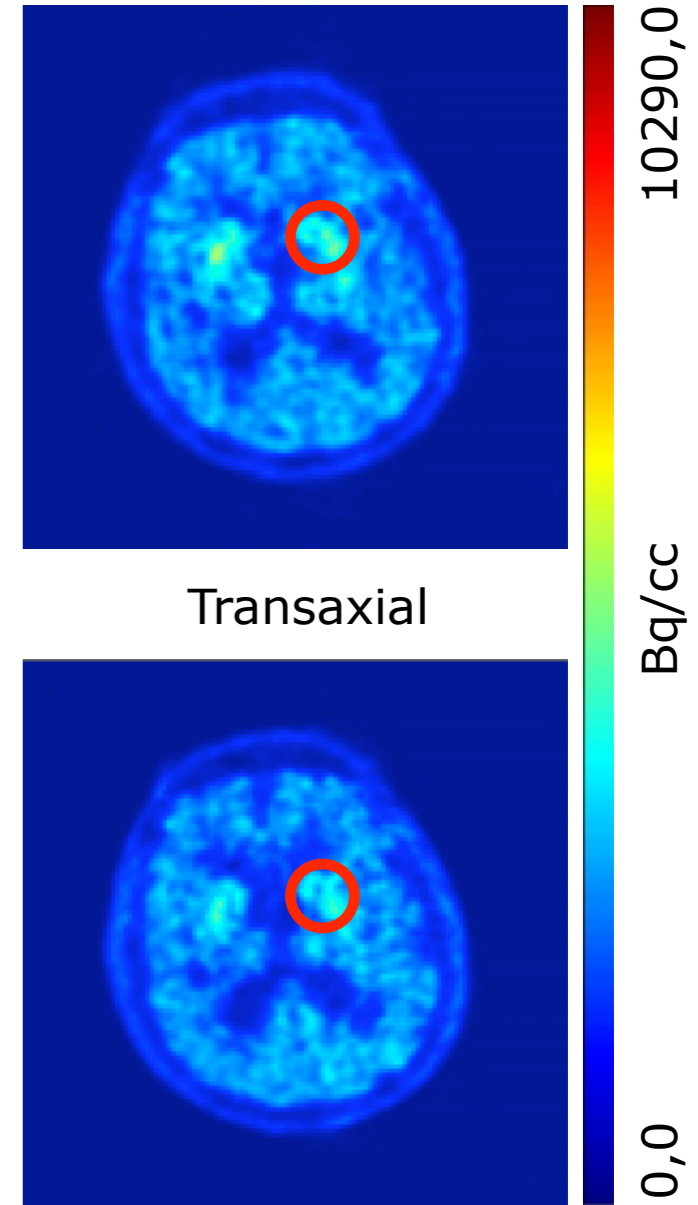
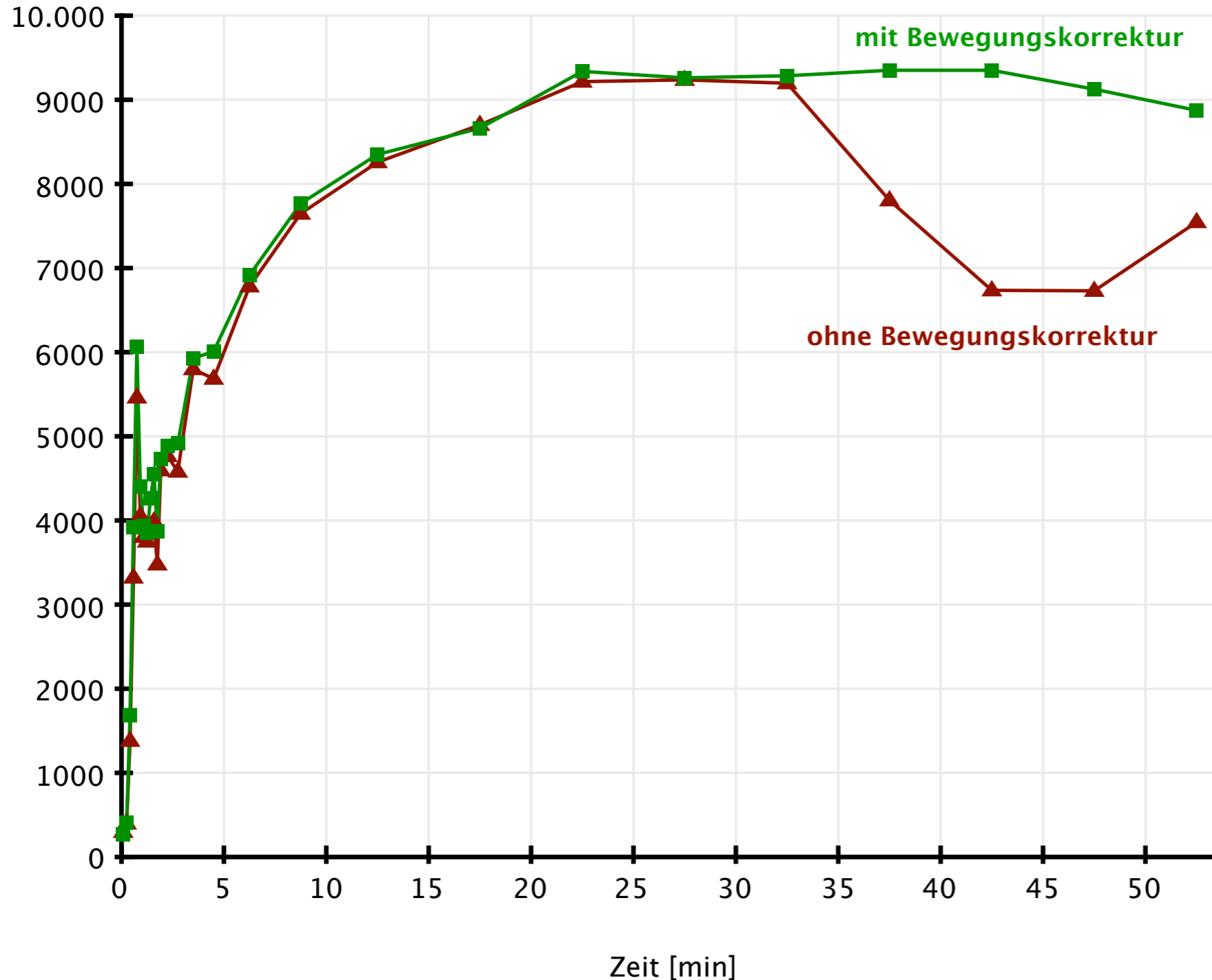
Beispiel 1: Patientenuntersuchung (IV)



- Deutliche Änderung der R_{0k3} Einstromraten
- ➔ ca. 230 % in **ncl**

Beispiel 2: Patientenuntersuchung

Zeit-Aktivitäts-Kurve



männlich, 75 J.
 F-18 DOPA (M. Parkinson)
 248 MBq i.v.
 55 min Emission
 (27 frames)

Zusammenfassung

- Patientenbewegungen haben einen potentiell großen Einfluss auf die Bildqualität
 - Die event-basierte Bewegungskorrektur minimiert diesen Einfluss
- Erfolgreiche Integration der Bewegungskorrektur
 - ✓ unter Nutzung der Rohdaten des PET-Scanners (event-basiert)
 - ✓ unter Nutzung eines hochauflösenden Bewegungsverfolgungssystems
 - ✓ in die klinische Routine (inkl. graphischer Nutzeroberflächen)
- Teile des Verfahrens bereits an zwei andere Zentren transferiert (Forschungszentrum Jülich; Columbia University, New York)

Ausblick

- Weitere Optimierung des Korrekturverfahrens
- Untersuchung des Einflusses der Bewegungskorrektur anhand eines größeren Patientenkollektives

Danksagung

Prof. Dr. Jörg van den Hoff

Prof. Dr. Hans Herzog, FZ-Jülich

Dr. Frank Hofheinz

Dr. Paul Bühler

Dr. Christian Pötzsch

Dr. Sören Dittrich

Dr. Uwe Just

Dr. Edmund Will

Hagen Mölle

Dr. Bettina Beuthien-Baumann

Dr. Liane Oehme

Dr. Annette Strumpf

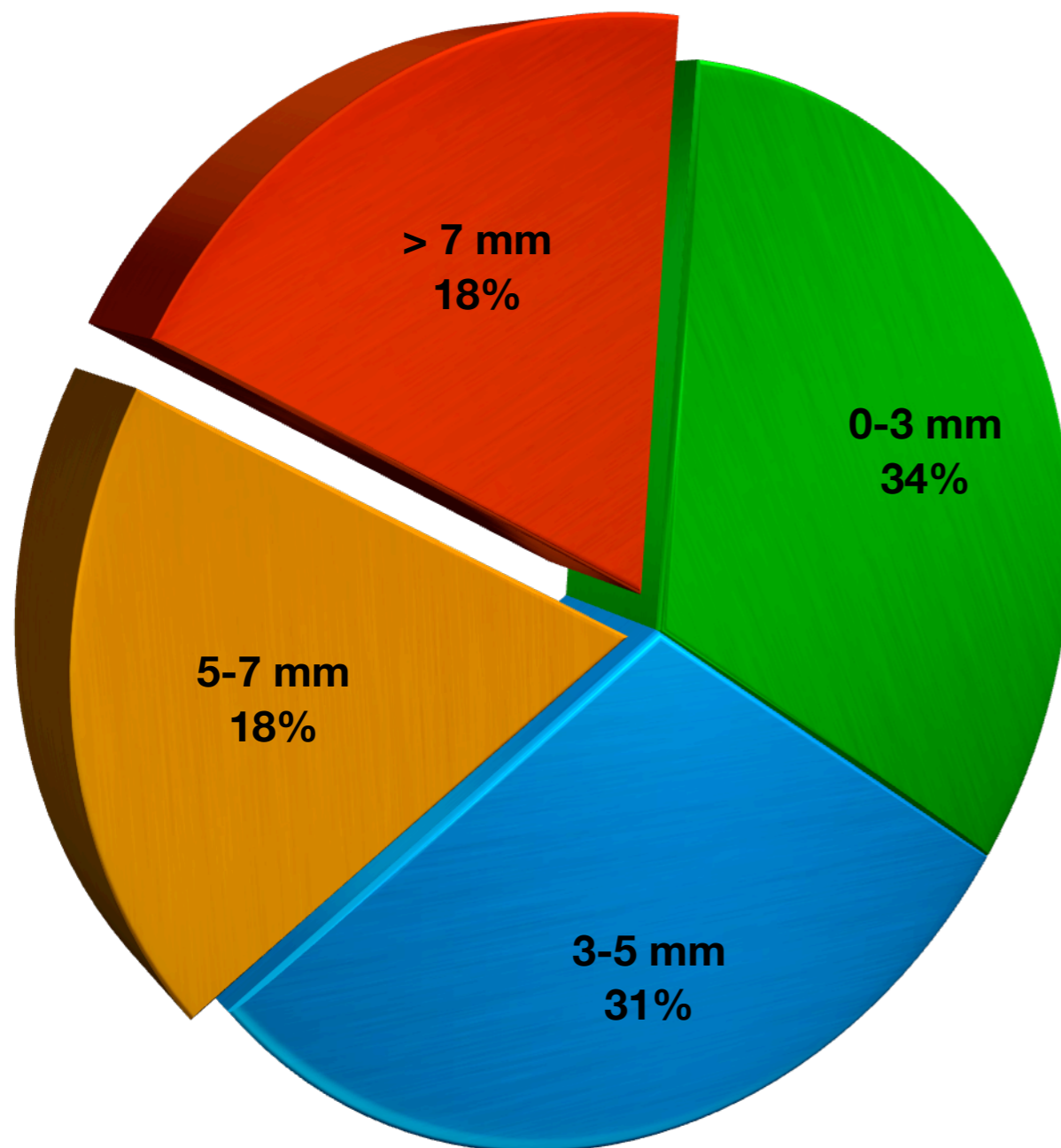
Heike Schröder

Claudia May

... meiner Familie und Freunde

Danke für Ihre
Aufmerksamkeit

Ausblick Patientenstudie



max. detektierte Bewegung

- **912** routinemäßig durchgeführte Hirnmessungen + Bewegungsmessung

- 666 F18-DOPA (M. Parkinson)
- 143 F18-FDG (M. Alzheimer)
- 54 F18-OMFD (Onkologie)
- 49 andere

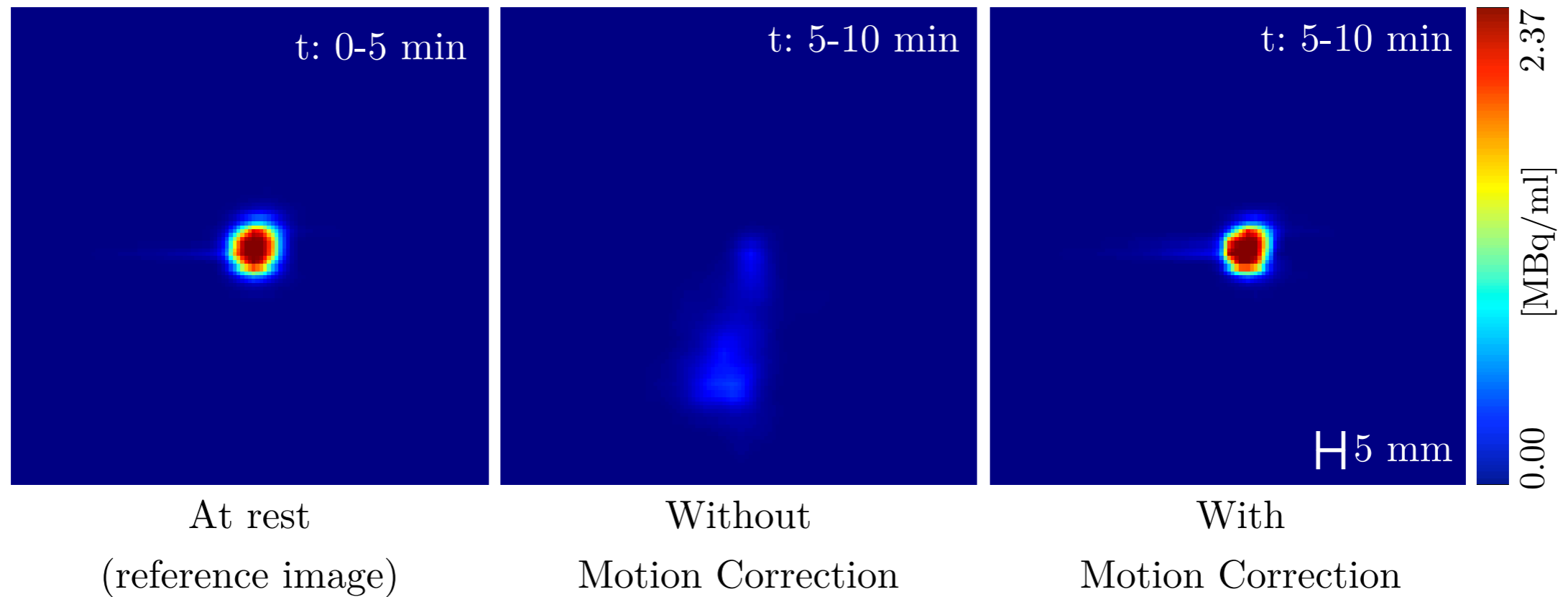
1) Bewertung der Bildqualität nach Bewegungskorrektur momentan im Gange

2) Auswahl eines geeigneten Patientenkollektives

3) Auswertung der quantitativen Änderungen durch Bewegungskorrektur

Evaluation Punktquelle

Qualitative Comparison



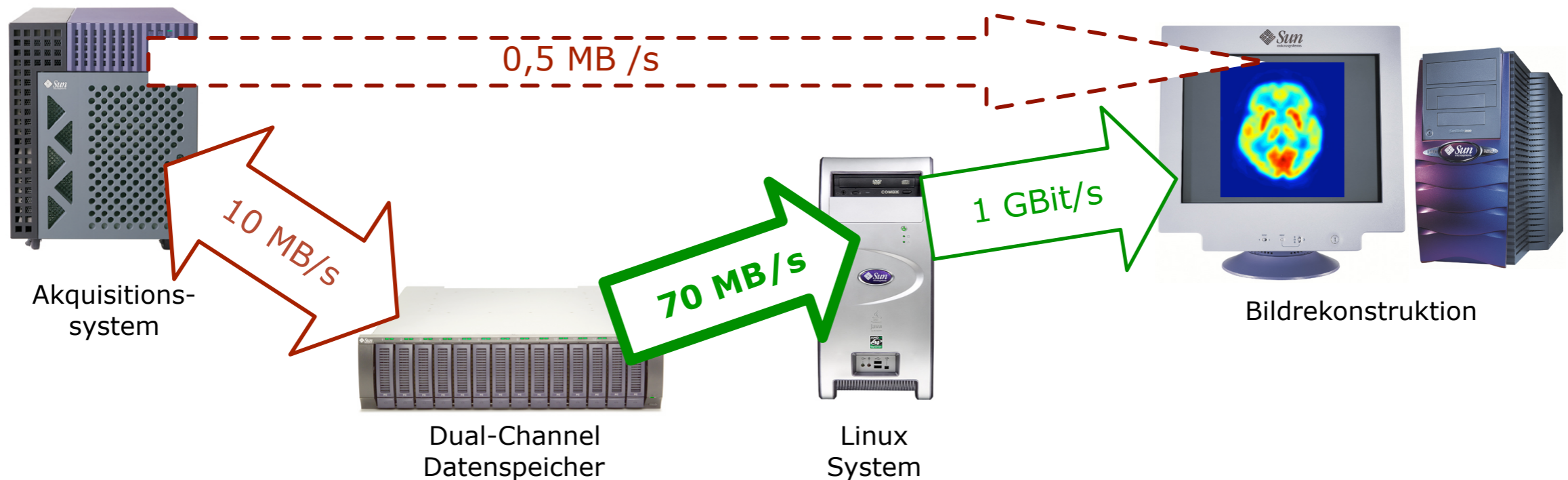
	Resolution (FWHM)	Std. Error
At rest (reference image)	5.46 mm	0.02
Motion Corrected	6.62 mm	0.01

Klinische Listmode Akquisition



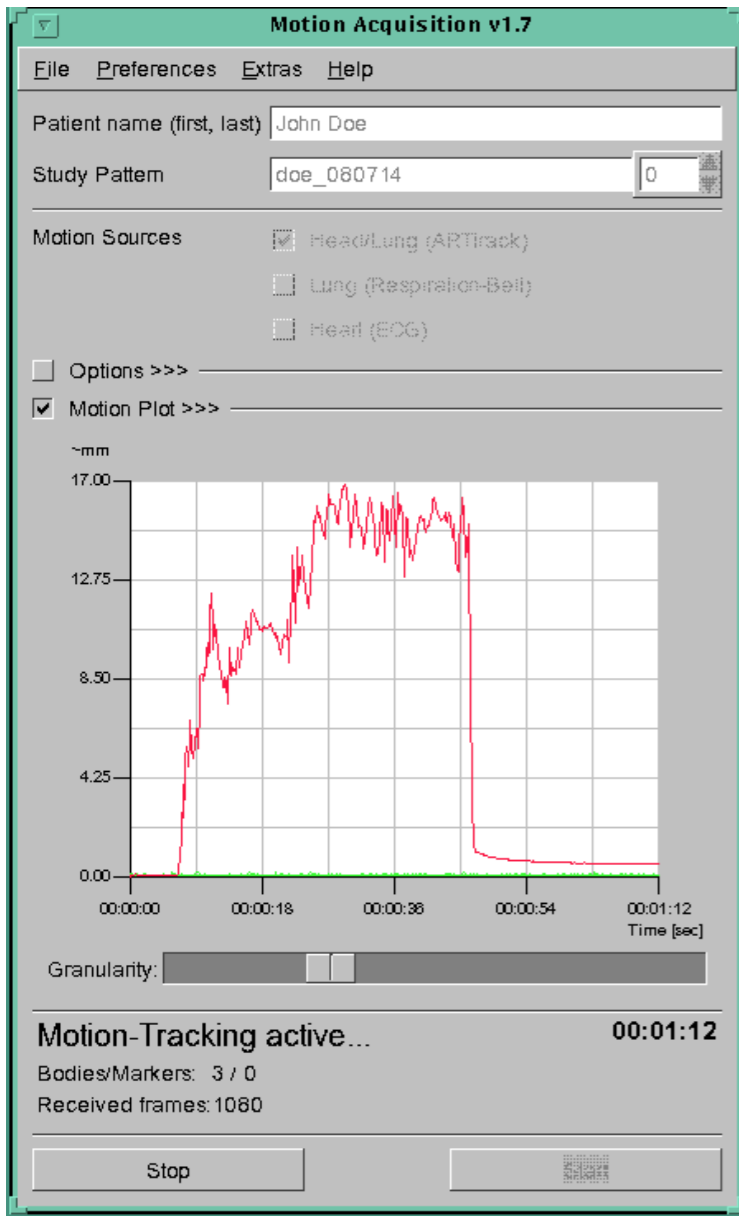
- Datenzugriff auf die Listmode Daten oftmals limitiert (0,5 MB/s bei ECAT HR+)
- ➔ Überlicherweise keine klinische Nutzung da Übertragungszeiten typischerweise mehrere Stunden

Klinische Listmode Akquisition



- Datenzugriff auf die Listmode Daten oftmals limitiert (0,5 MB/s bei ECAT HR+)
 - ➔ Überlicherweise keine klinische Nutzung da Übertragungszeiten typischerweise mehrere Stunden
- Optimierter Datenzugriff durch alternativen Datenzugriff (70 MB/s bei ECAT HR+)
 - ➔ Beschleunigung ermöglicht Zugriff in < 1 min

Graphische Nutzeroberflächen



Motion Acquisition v1.7

File Preferences Extras Help

Patient name (first, last) John Doe

Study Pattern doe_080714 0

Motion Sources

- Head/Lung (ARTTrack)
- Lung (Respiration-Belt)
- Heart (ECG)

Options >>>

Motion Plot >>>

~mm

17.00

12.75

8.50

4.25

0.00

00:00:00 00:00:18 00:00:36 00:00:54 00:01:12

Time [sec]

Granularity: [Slider]

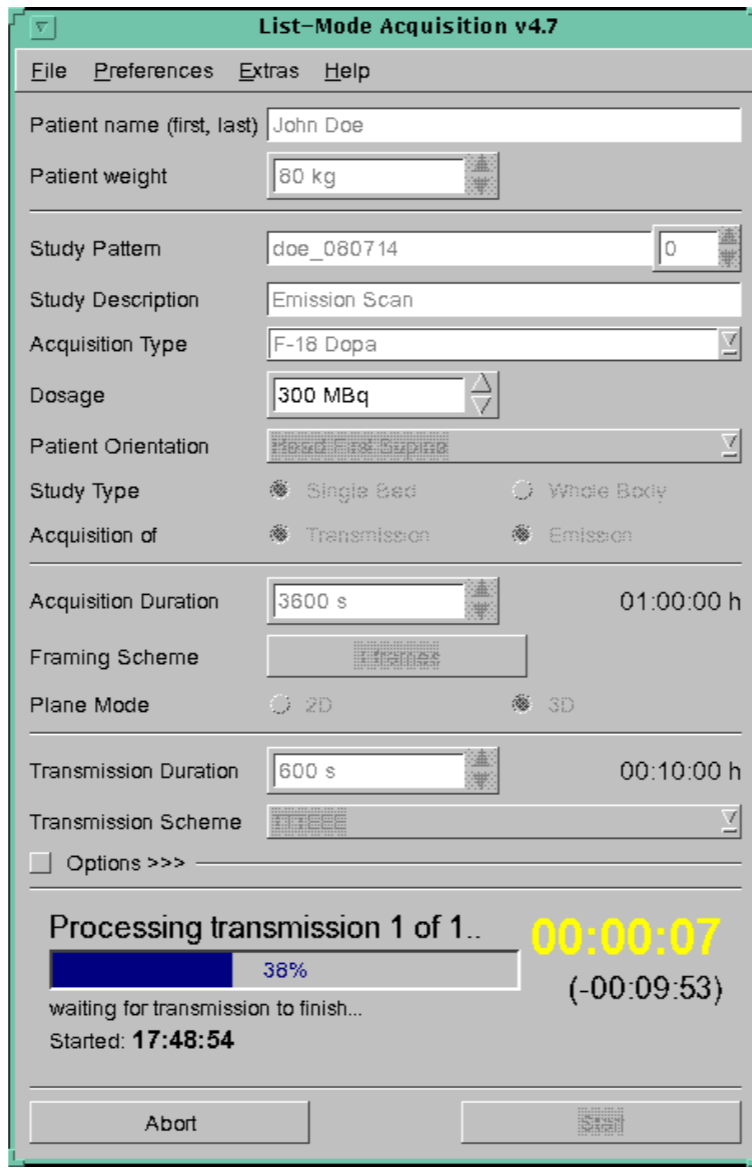
Motion-Tracking active... 00:01:12

Bodies/Markers: 3 / 0

Received frames: 1080

Stop

(a)



List-Mode Acquisition v4.7

File Preferences Extras Help

Patient name (first, last) John Doe

Patient weight 80 kg

Study Pattern doe_080714 0

Study Description Emission Scan

Acquisition Type F-18 Dopa

Dosage 300 MBq

Patient Orientation Head First Supine

Study Type Single Bed Whole Body

Acquisition of Transmission Emission

Acquisition Duration 3600 s 01:00:00 h

Framing Scheme [Frames]

Plane Mode 2D 3D

Transmission Duration 600 s 00:10:00 h

Transmission Scheme [Scheme]

Options >>>

Processing transmission 1 of 1.. 00:00:07

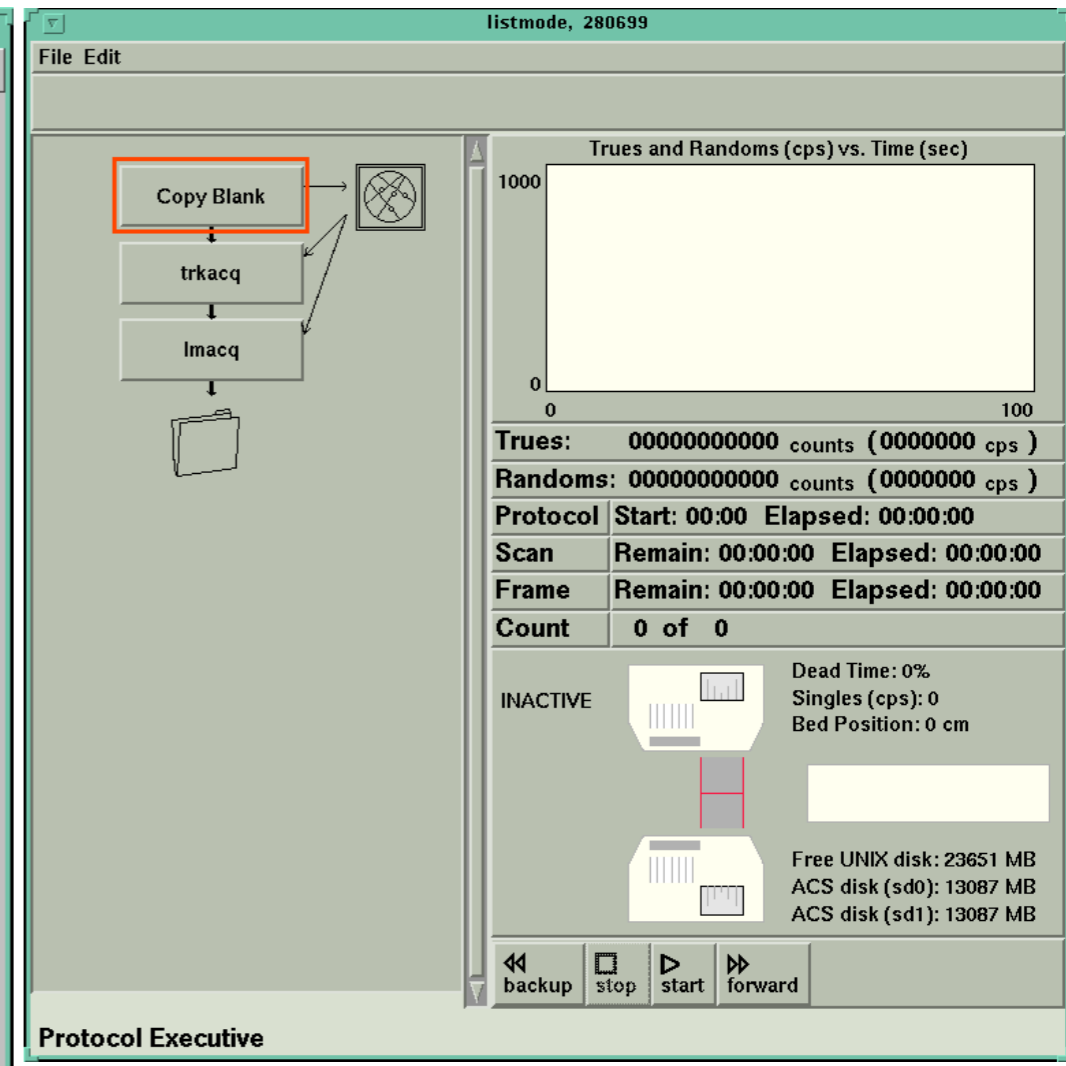
38%

waiting for transmission to finish... (-00:09:53)

Started: 17:48:54

Abort

(b)



listmode, 280699

File Edit

Copy Blank

trkacq

lmacq

Trues and Randoms (cps) vs. Time (sec)

1000

0

0 100

Trues: 0000000000 counts (0000000 cps)

Randoms: 0000000000 counts (0000000 cps)

Protocol Start: 00:00 Elapsed: 00:00:00

Scan Remain: 00:00:00 Elapsed: 00:00:00

Frame Remain: 00:00:00 Elapsed: 00:00:00

Count 0 of 0

INACTIVE

Dead Time: 0%

Singles (cps): 0

Bed Position: 0 cm

Free UNIX disk: 23651 MB

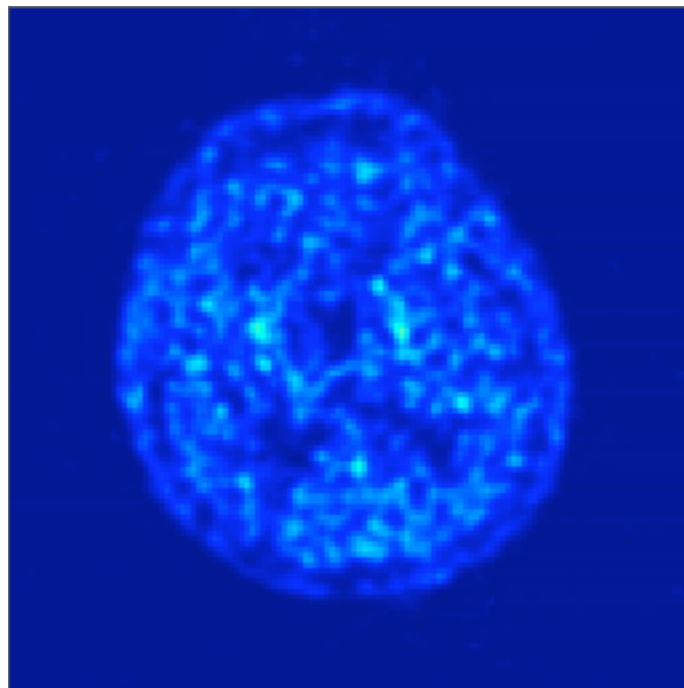
ACS disk (sd0): 13087 MB

ACS disk (sd1): 13087 MB

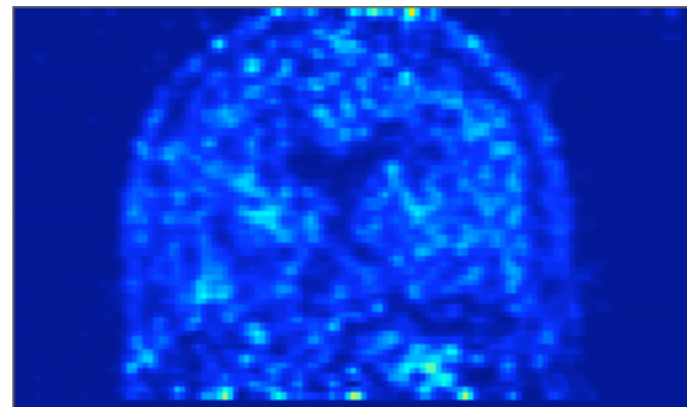
backup stop start forward

Protocol Executive

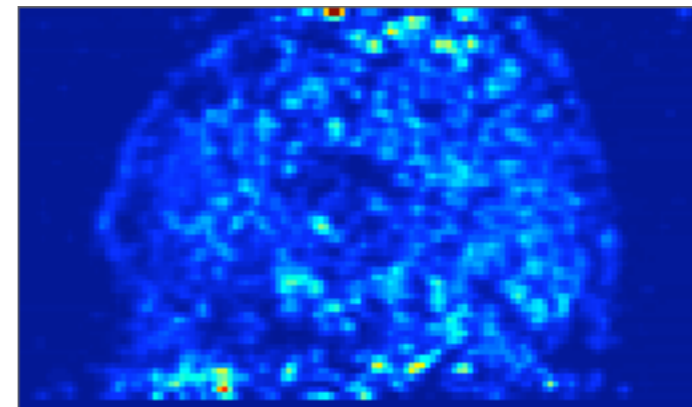
Beispiel 2: Patientenuntersuchung (I)



Transaxial

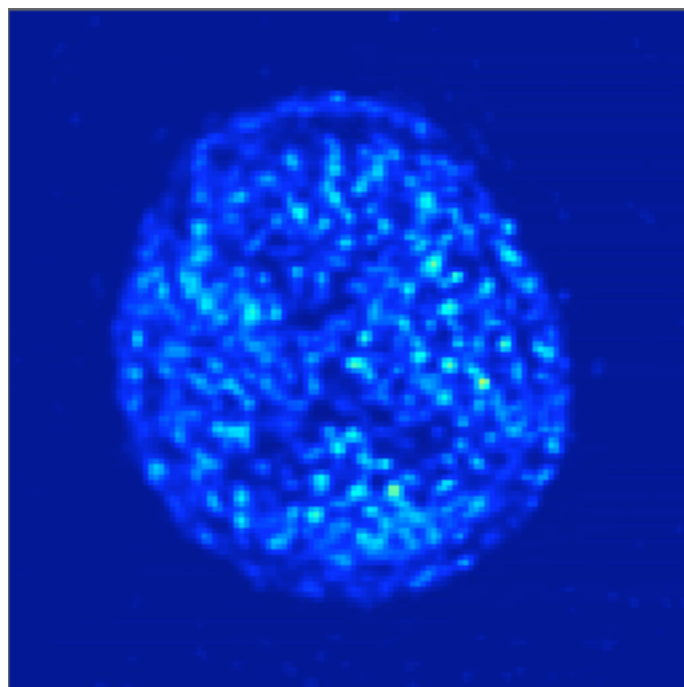


Coronal

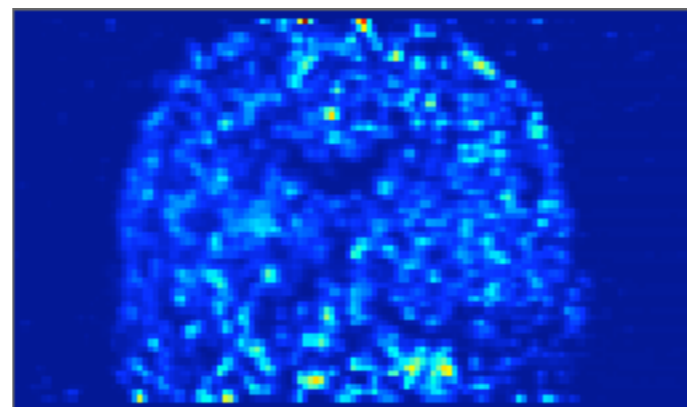


Sagittal

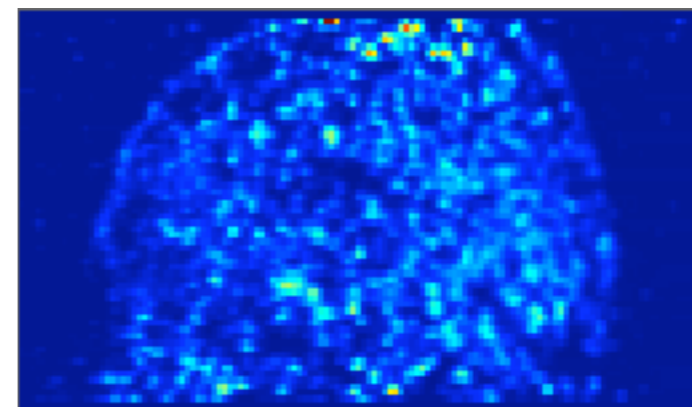
Unkorrigiert



Transaxial



Coronal



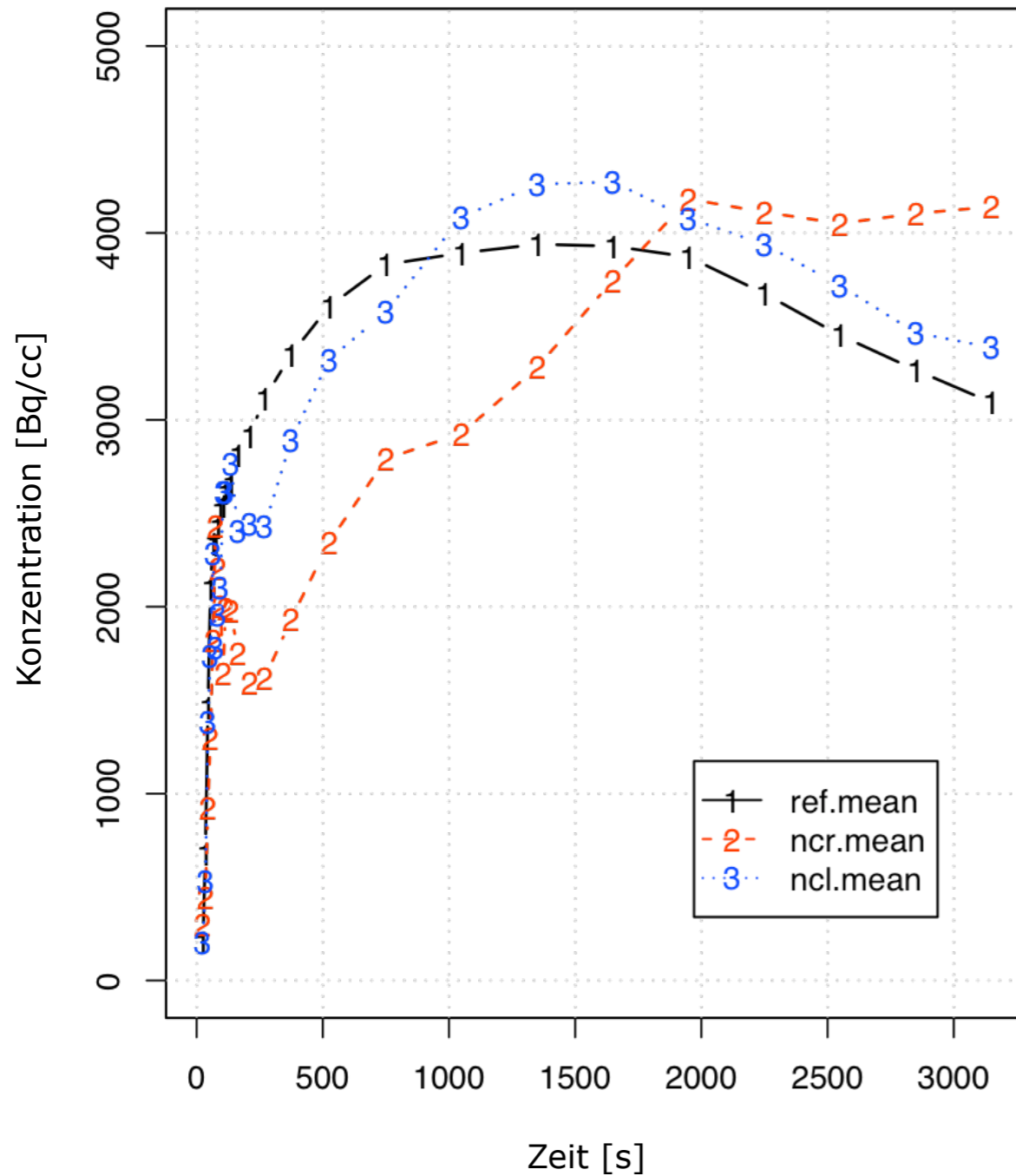
Sagittal

Korrigiert

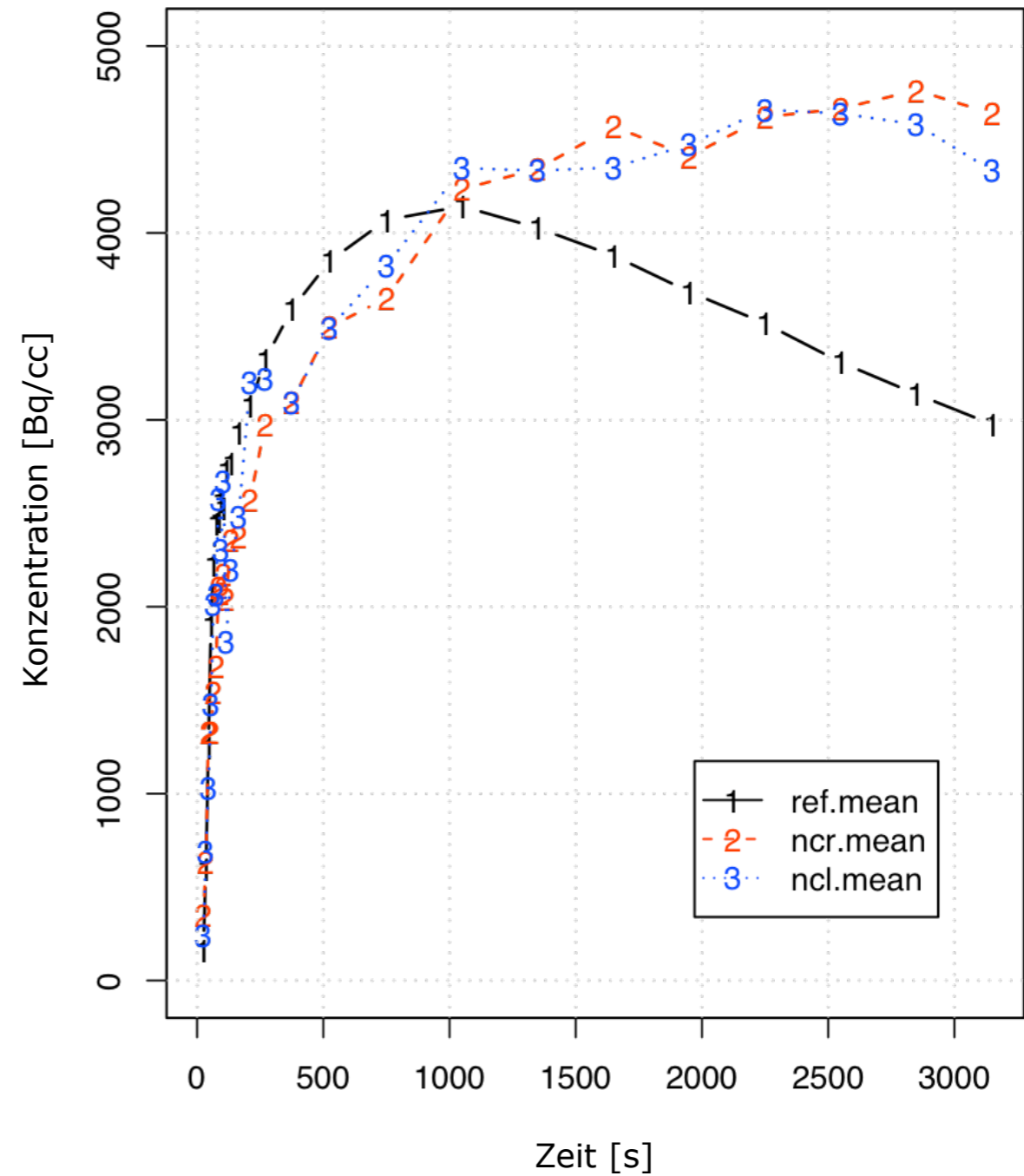
F-18 DOPA
248 MBq i.v.
55 min Emission
(27 frames)

Beispiel 1: Patientenuntersuchung (III)

Ohne Bewegungskorrektur

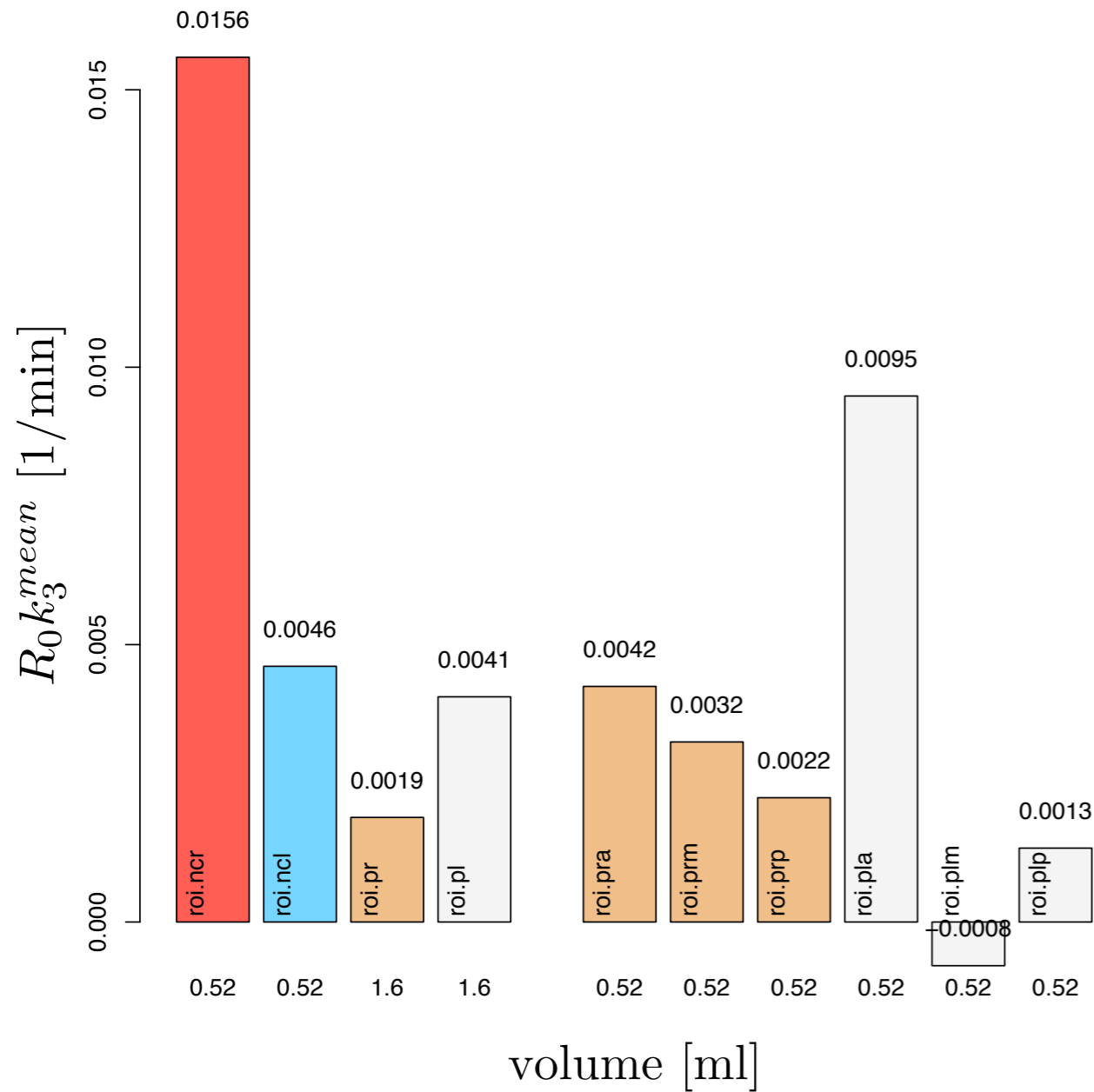


Mit Bewegungskorrektur

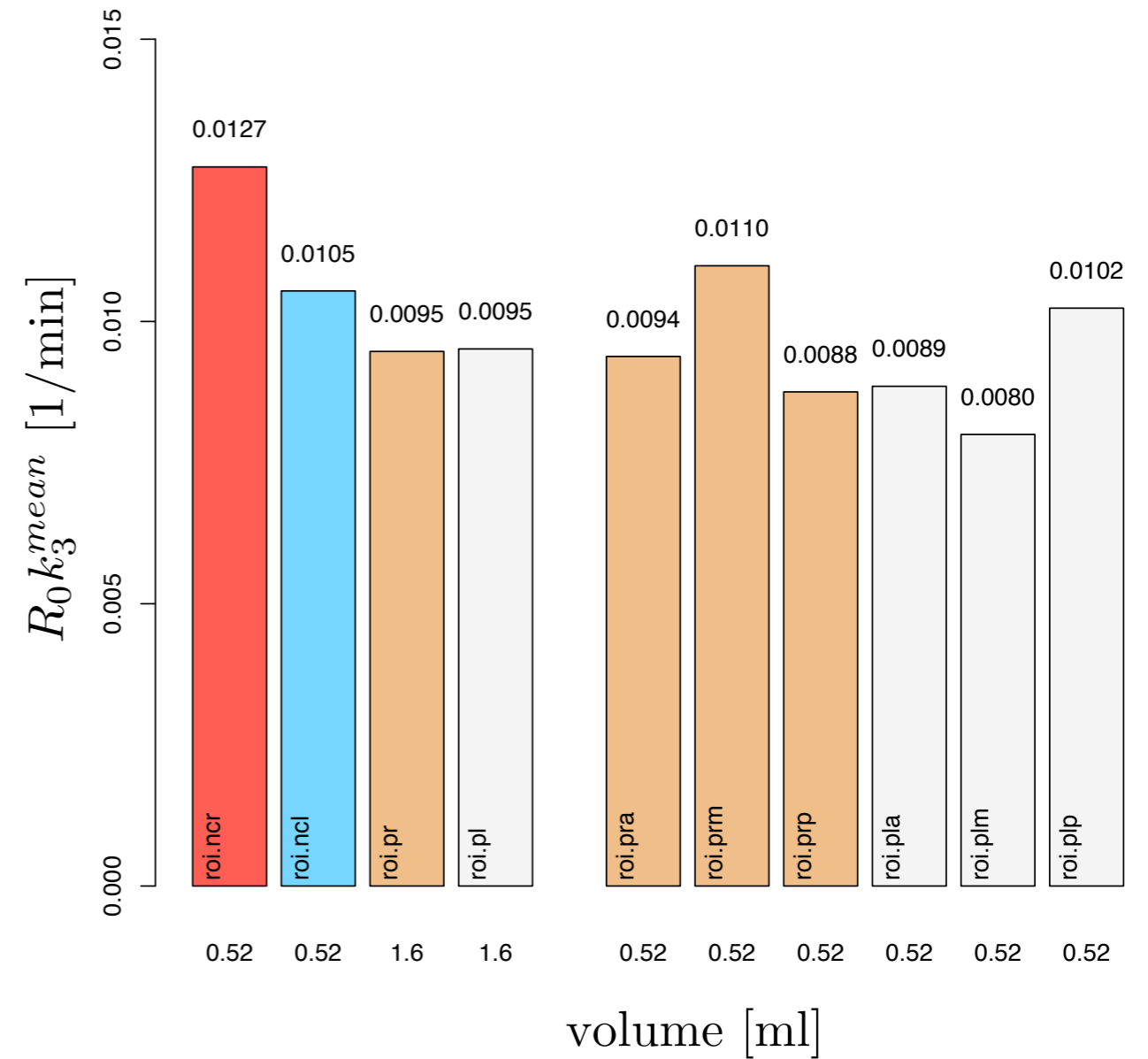


Beispiel 1: Patientenuntersuchung (IV)

Ohne Bewegungskorrektur

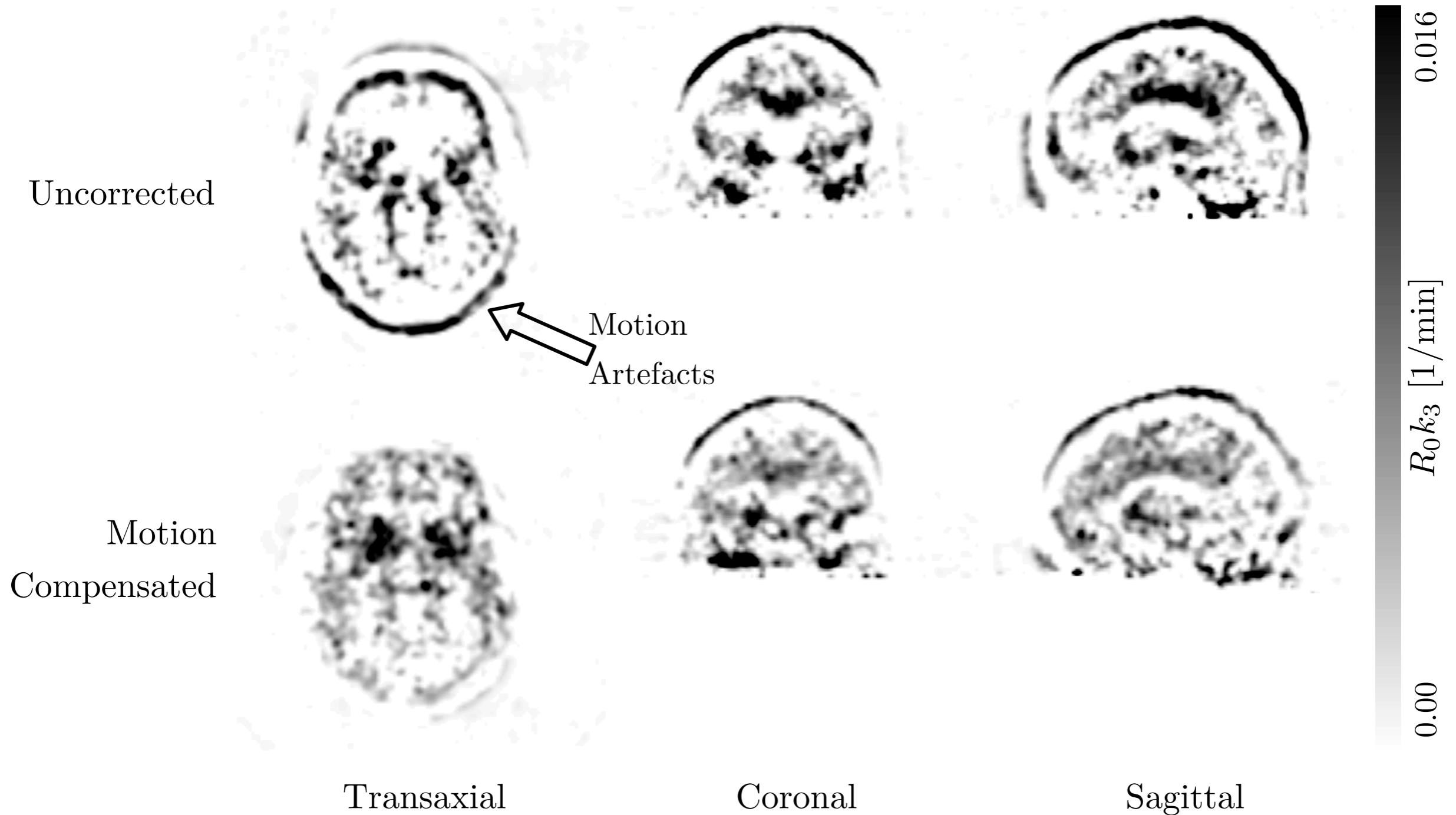


Mit Bewegungskorrektur



Beispiel 1: Patientenuntersuchung (V)

Parameter Images

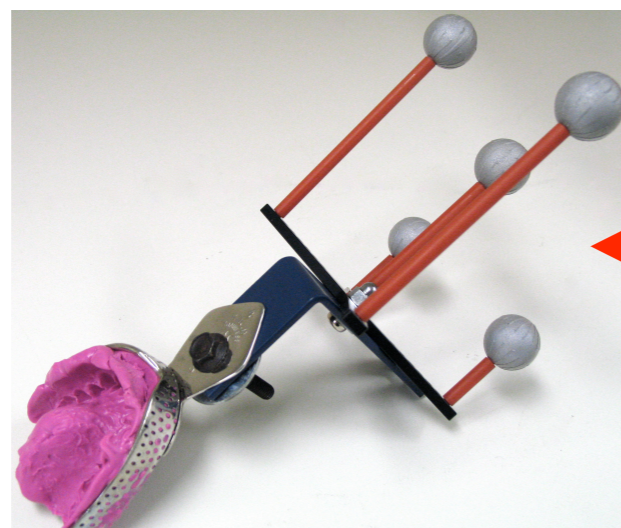
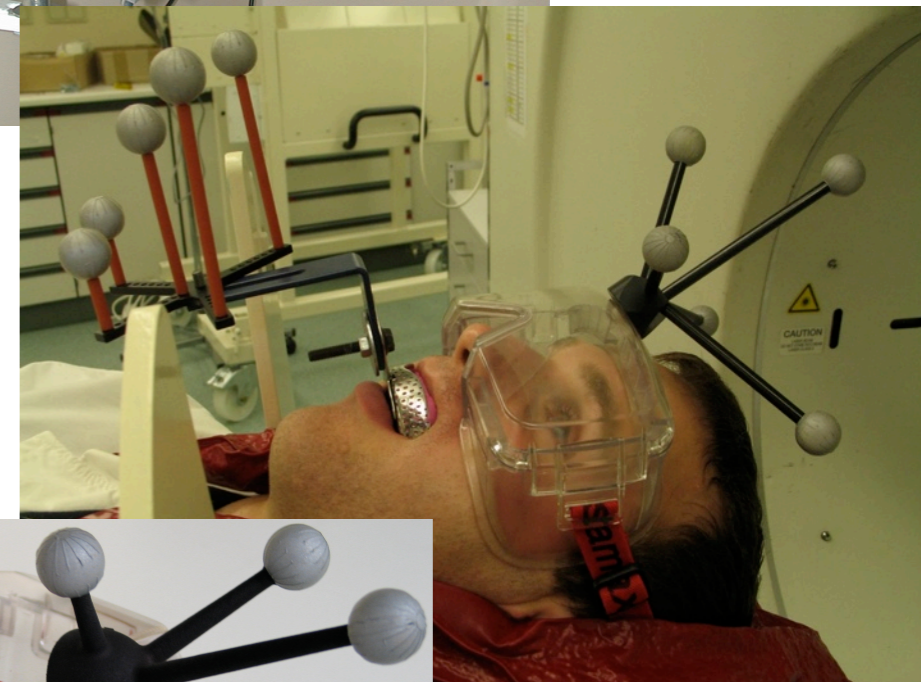


Bewegungsverfolgung II

- Infrarotes Bewegungsverfolgungssystem
- Räumliche Auflösung $< 1 \text{ mm}$
- Zeitliche Auflösung $< 50 \text{ ms}$
- Ausgabe der Translations- und Rotationsparameter

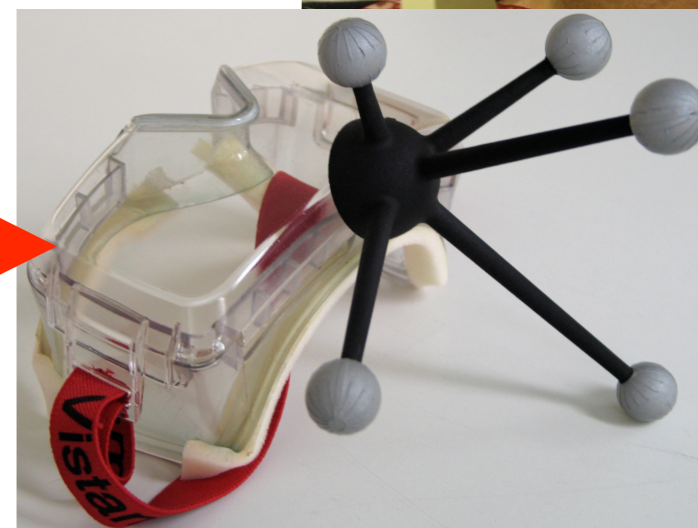
Bewegungstarget:

- Evaluation durch Vergleich mit einem Referenztarget



Referenztarget
(maxilla)

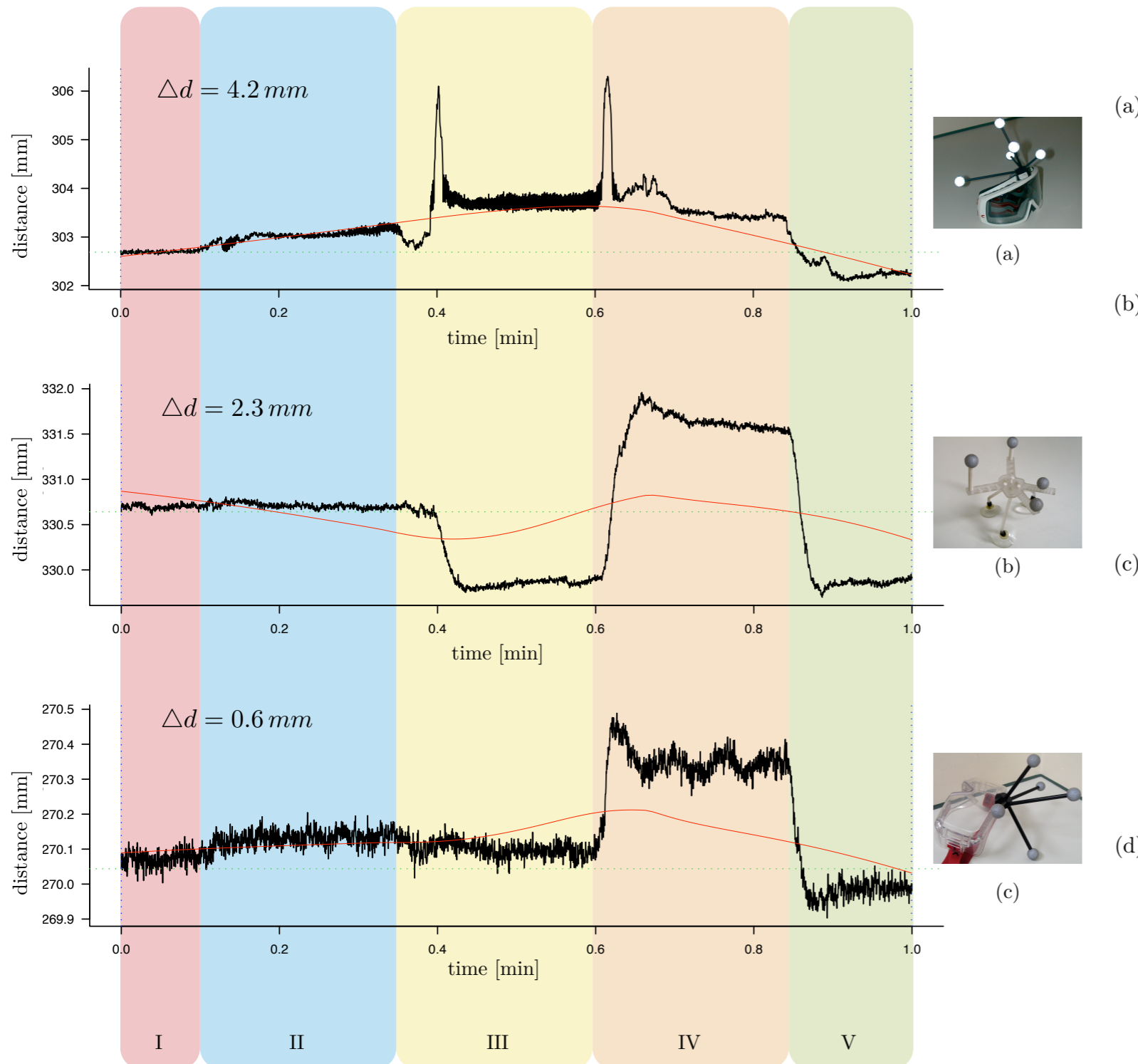
Vergleich



Kopftarget

Bewegungsverfolgung III

Euclidean distance plot



Motion-Tracking Summary

Tue Sep 11 13:58:11 2007

Analysed subject: doe_070911.trk

Acquisition time: 55.00 min

Total # motions: 42674 (a 77 ms)

Cross-Calibration: cc_070901.tfm

Reference target motion:	X	Y	Z
(should be ~0.0)	0.059	0.023	0.026 [mm]
	0.001	0.004	0.004 [deg]

Patient target motion:	X	Y	Z
	2.554	11.007	12.657 [mm]
	5.162	1.373	1.783 [deg]

Head movement analysis

on head surface ($r=100\text{mm}$): 10 sign. motions > 4 mm

'best' point on head surface: 0.8–7.5 mm

'worst' point on head surface: 0.8–17.7 mm

distance fluctuation: max. +/- 7.3 mm

mean distance: max. 10.1 mm

on 'mean striatum' areas: 3 sign. motions > 4 mm

L striatum [56:60:36]: 0.0–14.5 mm

R striatum [78:60:36]: 0.0–14.4 mm

Estimated Score: 5

(1: no motion, 2: low motion, 3: moderate motion, 4: significant motion, 5: high motion)

