Quantitative Analyse der Spontanmotorik von Säuglingen für die Prognose der infantilen Cerebralparese

Dominik Karch

Institut für Medizinische Biometrie und Informatik
Universität Heidelberg
dominik.karch@googlemail.com

Abstract: Die subjektive, videogestützte Auswertung der kindlichen Spontanmotorik kann von erfahrenen Kinderneurologen als aussagekräftiges Verfahren zur Prognose von schweren Bewegungsstörungen wie der infantilen Cerebralparese (ICP) angewendet werden. Mit der hier vorgestellten Dissertation wurde eine computergestützte Methode entwickelt, die durch eine objektive Analyse die Anwendung dieses Verfahrens auch außerhalb spezialisierter Zentren ermöglichen soll. Die entwickelte Methode zur quantitativen Abbildung von Säuglingsbewegungen, die mit Hilfe eines Trackingsystems dreidimensional erfasst werden, ist durch ein sich automatisch rekalibrierendes biomechanisches Bewegungsmodell robust genug, um in der klinischen Praxis eingesetzt werden zu können. Auf Basis von Bewegungsaufnahmen aus einer Studie (58 Kinder ohne, 7 Kinder mit Outcome ICP) wurden Algorithmen entwickelt, die Eigenschaften anomaler Spontanmotorik (z.B. selbstähnliche Bewegungen) quantifizieren können. Damit konnten in der Stichprobe Säuglinge mit Outcome ICP identifiziert werden. Das Verfahren kann zu Trainingszwecken, zur Entscheidungsunterstützung und zur Erforschung von frühkindlichen Bewegungsstörungen eingesetzt werden.

1 Motivation

In den ersten Lebensmonaten zeigen Säuglinge noch keine zielgerichteten Bewegungen. Die Motorik, die das Kleinkind in diesem Alter äußert, entsteht vornehmlich nicht aufgrund äußerer Reize (ausgenommen Reflexe), sondern endogen im zentralen Nervensystem (ZNS) des Kindes. Aus diesem Grund können Bewegungsmuster Aufschluss über den Zustand des ZNS geben. Die Evaluation der Spontanmotorik kann daher potentiell für die Diagnose von neurologischen Erkrankungen und Anomalien genutzt werden.

Auf diesem Zusammenhang zwischen Spontanmotorik und der Integrität des neuromotorischen Systems fußt ein Prognoseverfahren, das u.a. vom Arzt Heinz F. R. Prechtl entwickelt wurde. Bei dieser Methode wird die Spontanmotorik aufgrund qualitativer Merkmale als normal oder anomal bewertet. In verschiedenen Studien wurde nachgewiesen, dass die Gruppe derjenigen Kinder, die solche anomalen Bewegungen im Alter von drei Monaten zeigen, ein sehr hohes Risiko aufweist, später eine infantile Cerebralparese (ICP) zu entwickeln [PEC+97]. Dabei handelt es sich um schwere Störungen des motorischen Systems, die bei etwa 7 von 100 extrem unreifen Frühgeborenen als Folge einer frühen Schädigung

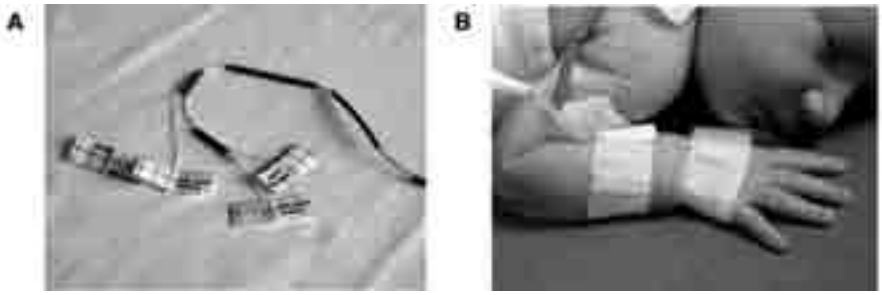

Abbildung 1: (A) Sensoren des Trackingsystems werden in hautfreundliche Pflaster eingebettet. (B) Diese werden auf die Segmente des Arms geklebt.

des ZNS auftreten. Eine ICP manifestiert sich erst im 2. Lebensjahr. Eine frühzeitige Prognosestellung ist im Hinblick auf die Einleitung einer gezielten Therapie zwar wichtig, mit der herkömmlichen Methodik (Bildgebung, neurologische Untersuchung, etc.) aber nicht möglich. Daher kommt der Evaluation der Spontanmotorik eine hohe Bedeutung zu. Um die Spontanmotorik eines Säuglings zu bewerten, werden dessen Bewegungen zunächst gefilmt. Der Säugling liegt dazu rücklings auf einer Matratze und kann sich für ca. 5 min ohne äußere Einwirkung frei bewegen. Anschließend werden die Bewegungen von einem Arzt beurteilt. Es zählt dabei nicht die Quantität, sondern die Qualität der Motorik. Zudem sollen ausdrücklich nicht Details (z.B. Handöffnung), sondern die Gestalt der Bewegungen in ihrer Gesamtheit beschrieben werden. Dabei spielen Begriffe wie Komplexität und Variabilität von Bewegungen eine wichtige Rolle. Da diese Methode auf abstrakten und eher unscharf definierten Konzepten beruht, ist ihre Anwendung abhängig von Kenntnisstand und Erfahrung des Arztes. Daher ist eine Methode zur objektiven Analyse wünschenswert.

Die hier präsentierte Dissertation verfolgte vornehmlich zwei Ziele. Zum einen sollten Methoden entwickelt werden, um aus Signalen von Bewegungssensoren, die am Säugling befestigt werden, die Bewegungen des Säuglings zu rekonstruieren. Die damit gewonnene quantitative Beschreibung der Spontanmotorik ist die Grundlage für deren Analyse. Zum anderen sollten Unterschiede zwischen den quantifizierten Säuglingsbewegungen von Kindern, die sich normal entwickelt haben, und Kindern, bei denen sich eine ICP ausgebildet hat, aufgefunden werden. Im Folgenden werden grundlegende Ideen und Ergebnisse der Dissertation dargelegt.

2 Studie und Versuchsaufbau

Am Universitätsklinikum Heidelberg wurde eine Studie durchgeführt, um die Spontanmotorik von Säuglingen mit Risiko für ICP quantitativ zu erforschen. Dafür wurden Bewegungen von Kindern einer Risiko- und einer Kontrollgruppe im Alter von drei Monaten sowohl gefilmt als auch mit einem Trackingsystem aufgezeichnet. Die Videoaufnahmen wurden von Experten befundet, d.h. die Bewegungsqualität wurde auf einer Skala von 1 bis 4 bewertet, deren letzte Stufe anomalen Bewegungen entspricht, die auf eine sich

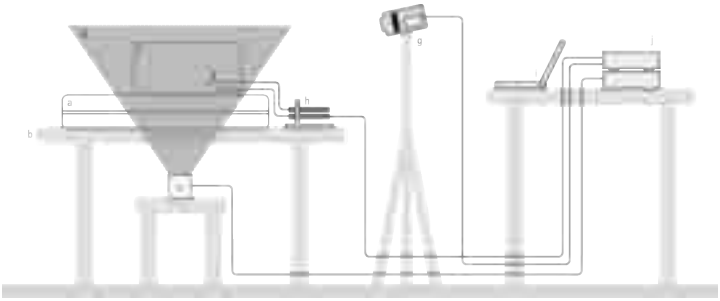

Abbildung 2: Versuchsaufbau: a) Matratze b) Holztisch c) Emitter d) Magnetfeld e) Bereich der Säuglingsbewegungen f) Sensoren g) Videokamera h) Vorverstärker i) Laptop j) Elektronikeinheit

entwickelnde ICP hinweisen. Im Alter von 2 Jahren wurde durch eine neurologische Untersuchung diagnostiziert, ob sich eine ICP entwickelt hat.

Für die Videoaufzeichnung liegen die Kinder rücklings auf einer Matratze und können sich frei bewegen. Um Bewegungen quantitativ zu erfassen, wird ein elektromagnetisches Trackingsystem verwendet, dessen Sensoren am Säugling mit Pflastern befestigt werden — jeweils 4 pro Extremität (s. Abb. 1). Unterhalb der Matratze befindet sich ein Emitter, der ein sehr schwaches Magnetfeld aufbaut (s. Abb. 2). Bewegen sich die Sensoren nun aufgrund der Säuglingsbewegungen in diesem Magnetfeld, so werden Ströme induziert und gemessen. Aus diesen Messungen werden Position und Orientierung eines jeden Sensors bestimmt. Diese Daten sind die Grundlage für die weitere Auswertung.

3 Biomechanisches Modell

Die Bewegungen des Säuglings werden von Sensoren erfasst, die von so genannten technischen Koordinatensystemen (TKS) repräsentiert werden. Die Darstellung anhand dieser Koordinatensysteme (KS) ist nicht dazu geeignet, um Säuglingsbewegungen zu beschreiben: zum einen sind Messungen nicht reproduzierbar, da sie von der exakten Positionierung des Sensors auf der Haut abhängen. Zum anderen stellen die Extremitäten des Körpers kinematische Ketten dar — Systeme aus Segmenten, die durch Gelenke verbunden sind. Dadurch sind Messungen der Sensoren, die an einem Segment wie z.B. dem Arm befestigt sind, stark korreliert. Daher lassen sich feine Bewegungen (z.B. Beugungen der Hand) nicht erkennen, wenn sie von Rotationen eines Gelenks weiter oben in der kinematischen Kette überlagert werden (z.B. im Schultergelenk). Aus diesen Gründen wird eine Abbildung der Sensorbewegungen auf die Bewegungen der Körpersegmente benötigt.

Der Zweck eines biomechanischen Modells ist es, Sensordaten in Bewegungsparameter zu transformieren, die die beobachteten Körperbewegungen möglichst akkurat abbilden. Unter dem Begriff „biomechanisches Modell“ werden im Folgenden die Beschreibung der Bewegungen der Körpersegmente mittels KS und deren Anordnung in kinematischen Ketten sowie Methoden, die aufgezeichnete Sensorbewegungen auf diese KS abbilden (die so

genannte *anatomische Kalibrierung*) zusammengefasst. Verfügt man über solche so genannten Segmentkoordinatensysteme (SKS), die die zeitlich veränderliche Position und Orientierung von Körpersegmenten wie Unterarm und Hand im Raum beschreiben, so lässt sich in einem ersten Schritt die Rotationsmatrix berechnen, die die relative Orientierung dieser Segmente zueinander ausdrückt. In einem zweiten Schritt kann man aus dieser Matrix Rotationswinkel um definierte Körperachsen extrahieren; so lassen sich aus der Rotationsmatrix, die die Orientierung des Unterarms relativ zum Oberarm angibt, Winkel für die Beugung/Streckung und für die Innen-/Außenrotation des Unterarms gewinnen. Damit verfügt man schließlich über eine Menge eindimensionaler Winkelzeitreihen, welche die *Freiheitsgrade* des Modells darstellen und so die Säuglingsbewegungen beschreiben. Für ältere Kinder existieren bewährte Methoden der anatomischen Kalibrierung. Bei Säuglingen gelten aber Randbedingungen aufgrund von *Anatomie* und *Verhalten*:

1. Die Segmente der Extremitäten sind sehr klein und weisen noch keine tastbaren Knochenpunkte auf, anhand derer man SKS ausrichten könnte; weiterhin können keine exakten Kalibrierungsbewegungen wie ein Anheben des Oberarms in definierten Ebenen durchgeführt werden, um eine funktionale Kalibrierung durchzuführen.

2. Während einer mehrminütigen Aufnahme kann es vorkommen, dass der Säugling durch abrupte Bewegungen wie Strampeln einen Zug auf ein Sensorkabel ausübt, wodurch sich die Orientierung des Sensors auf der Haut ändern kann. Dadurch wird aber die Kalibrierung ungültig und die berechneten Zeitreihen fehlerhaft.

Im Folgenden soll skizziert werden, wie durch die entwickelten Verfahren trotz dieser Randbedingungen eine andauernd gültige anatomische Kalibrierung erreicht wird.

3.1 Anatomische Kalibrierung und Kompensation von Bewegungsartefakten

Um Gelenkpositionen und -achsen eines Segments relativ zum TKS des Sensors zu schätzen, werden Annahmen zur mittleren zeitlichen Lage der zu schätzenden anatomischen Parameter getroffen, und es wird durch *zeitliche Integration* der aufgezeichneten Bewegungsdaten eine räumliche Beziehung zwischen diesen Parametern und dem TKS hergestellt. Dies soll an einem Beispiel erläutert werden: Die bauchwärts zeigende Achse des Oberkörpers soll relativ im TKS bestimmt werden. Das Kind liegt während der Aufnahme auf dem Rücken. Dieser Umstand wird für die Annahme genutzt, dass die gesuchte Achse ${}^{\mathrm{s}}\mathbf{z}_{\mathrm{seg}}$ im Mittel in Richtung der z-Achse $\mathbf{z}_{\mathrm{g}}$ des globalen Referenzsystems zeigt, also $\overline{{}^{\mathrm{s}}\mathbf{z}_{\mathrm{seg}}} = \mathbf{z}_{\mathrm{g}}$ gilt. Wenn mit R_{s} die Orientierung des Sensors im globalen Referenzsystem gemessen wird, lässt sich aus der aktuellen und der geschätzten mittleren Orientierung mit

$$ {}^{\mathrm{g}}\mathbf{z}_{\mathrm{seg}}(t) = R_{\mathrm{s}}(t)\overline{R_{\mathrm{s}}}\mathbf{z}_{\mathrm{g}} \tag{1} $$

die Richtung der z-Achse des Oberkörpers zum Zeitpunkt t bestimmen. Aus solcherlei definierten Achsen lassen sich die benötigten SKS der Segmente aufstellen, aus denen wie beschrieben die relativen Gelenkwinkel berechnet werden können.

Wenn durch äußere Einwirkung die Orientierung des Sensors auf der Haut geändert wird, so wird die anatomische Kalibrierung ungültig. Um derartige Störungen zu kompensieren, wird das anatomische SKS zunächst vom TKS des Sensors *entkoppelt*, indem letzteres auf ein so genanntes fixiertes technisches Koordinatensystem (FTKS) abgebildet wird, welches zwar an anatomischen Punkten ausgerichtet ist, jedoch jederzeit — und damit auch *nach* einer äußeren Einwirkung — neu aus Bewegungsdaten berechnet werden kann: TKS $\rightarrow$ FTKS. Um ein KS mit diesen gewünschten Eigenschaften aufstellen zu können, werden für das Segment die zwei Rotationszentren bestimmt, die das Segment an beiden Seiten begrenzen. Dabei handelt es sich um anatomische Punkte, deren Position in den TKS der entsprechenden Sensoren eigentlich zeitlich konstant sind. Rotationszentren lassen sich aus gemessenen Sensorbewegungen bestimmen: Die zeitlich konstante Position ${}^{\mathrm{s}_1}\mathbf{p}_\mathrm{p}$ eines Rotationszentrums im TKS des ersten, proximalen Sensors s_1 und die Position ${}^{\mathrm{s}_2}\mathbf{p}_\mathrm{d}$ im TKS des zweiten, distalen Sensors s_2 müssen so gewählt werden, dass im Mittel die Distanz ihrer zeitlich veränderlichen Positionen im globalen Referenzsystem minimal wird — denn sie sollten ja räumlich aufeinanderfallen. Wird das Rotationszentrum in den TKS der Sensoren aber als *zeitlich veränderlich* aufgefasst und wie folgt berechnet

$$\underset{{}^{\mathrm{s}_1}\mathbf{p}_\mathrm{p}(t),{}^{\mathrm{s}_2}\mathbf{p}_\mathrm{d}(t)}{\operatorname{argmin}} \frac{1}{w}\int_w ({}^{\mathrm{g}}\mathbf{p}_\mathrm{p}(t) - {}^{\mathrm{g}}\mathbf{p}_\mathrm{d}(t))^2 \mathrm{d}t \tag{2}$$

so passt sich seine Position nach einer äußeren Einwirkung der neuen Orientierung des Sensors auf der Haut an. Das auf Basis dieser anatomischen Punkte definierte FTKS ist folglich in der Lage, solch eine Störung zu kompensieren. Damit kann das anatomische SKS relativ zum FTKS kalibriert werden: TKS $\rightarrow$ FTKS $\rightarrow$ SKS.

Um das biomechanische Modell zu validieren, wird der *Modellfehler* in Form der Residuen zwischen gemessenen Sensorpositionen und -orientierungen und den anhand der Modellparameter rekonstruierten Sensorwerten berechnet. Diese Statistik akkumuliert Ungenauigkeiten aufgrund vereinfachender Modellannahmen. Im Mittel betrug der Fehler 18,7 mm und 4,3° für den Arm bzw. 14,3 mm und 4,1° für das Bein. Anhand dieser Richtwerte können fehlerhafte Aufnahmen identifiziert werden. Bei Aufnahmen ohne äußere Störung sollte das für die Kompensation berechnete FTKS seine Orientierung gegenüber dem TKS nicht ändern. Um nun festzustellen, wie zuverlässig die Bestimmung des FTKS ist, wurde für Aufnahmen ohne Störung bestimmt, wie hoch die Abweichung zwischen den beiden KS ist. Die mittlere Abweichung ist mit 4° sehr gering; im Vergleich dazu kamen bei Störungen Abweichungen von 90° vor.

4 Analyse der kindlichen Spontanmotorik

Typischen kindlichen Spontanbewegungen werden abstrakte Eigenschaften wie *Variabilität* und *Komplexität* zugeschrieben [HA04]. Es ist schwierig, solche Qualitäten *sprachlich konkret* zu definieren. Dies ist aber nötig, um die Methode der subjektiven Analyse der Spontanmotorik neuen Anwendern beizubringen und um sich über sie zu verständigen. Daher wird in der einschlägigen Literatur versucht, konkretere Aussagen zu treffen. Beispielsweise wird beschrieben, dass typische, normale Bewegungen durch eine Kombinati-

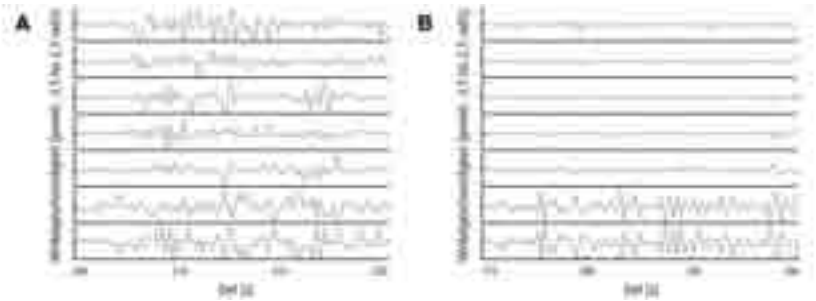

Abbildung 3: Heterogenität kindlicher Spontanmotorik: Zu sehen ist exemplarisch die Winkelgeschwindigkeit aller Modellfreiheitsgrade des Arms *eines* Kindes. Beide Abschnitte zeigen nach Aussage von Ärzten typische Spontanmotorik. (A) Alle Freiheitsgrade sind an der Bewegung beteiligt. (B) Nur in zwei Zeitreihen ist Aktivität zu verzeichnen.

on der Rotationen in den verschiedenen Gelenkfreiheitsgraden entstehen, und dass durch Rotationen entlang der Gelenkachsen der Eindruck von Eleganz entstände. Versuche, solche konkreten Beschreibungen direkt in objektive Merkmale auf Basis der quantitativen Bewegungsdaten zu überführen, waren nicht erfolgreich. Es konnten keine objektiven Merkmale gefunden werden, die den sprachlichen Beschreibungen entsprechen und sich zwischen den Gruppen signifikant unterscheiden. Diese Auswertungen konnten exemplarisch durch Fälle illustriert werden, die offensichtlich nicht diesen Umschreibungen entsprechen. Damit konnte exemplarisch gezeigt werden, wie heterogen „normale“ Bewegungen sind. So zeigt Abb. 3 zwei Abschnitte von Bewegungen eines gesunden Kindes, die von Ärzten als typisch befundet wurden. Im zweiten Abschnitt sind fast ausschließlich in den zwei Freiheitsgraden der Schulter Bewegungen zu erkennen; es fehlt also sowohl die beschriebene Kombination aus Bewegungen verschiedener Gelenke als auch die Rotationen entlang der Gelenkachsen. Als zielführend stellte sich die Formalisierung eigener Beobachtungen heraus: dem Autor waren bei intensiver Betrachtung von Videoaufnahmen einige ausgeprägte Bewegungen bei Kindern der ICP-Gruppe aufgefallen. Die Formalisierung dieser Beobachtungen geben einen Einblick hinsichtlich der Struktur der Säuglingsbewegungen und lassen sich als objektive Merkmale zur Identifikation von anomalen Bewegungen nutzen. Diese Merkmale lassen sich wiederum mit den abstrakten Konzepten *Variabilität* und *Komplexität* in Einklang bringen. Im Folgenden soll dargestellt werden, welche Besonderheiten anomale Spontanmotorik auszeichnen.

4.1 Zeitliche und räumliche Anordnung

Bewegungen sind sowohl zeitlich — es gibt Bewegungsphasen und Ruhephasen — als auch räumlich verteilt, d.h. Bewegungs- und Ruhephasen verteilen sich auf die Modellfreiheitsgrade entlang der kinematischen Kette. Um diese zeitliche und räumliche Anordnung zu untersuchen, wurde eine *Datenabstraktion* vorgenommen. Ziel dieser Abstraktion war es, die Zeitreihen in die genannten Bewegungs- und Ruhephasen aufzuteilen. Die Kodie-

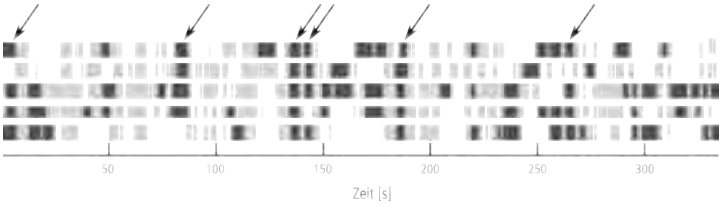

Abbildung 4: Aufteilung von Zeitreihen in Bewegungs- (rot) und Ruhephasen (grau). Jede Zeile stellt einen Modellfreiheitsgrad (z.B. Beugung des Knies) des Beins dar. Die Pfeile markieren Zeitpunkte, an denen synchrone Bewegungen in mehreren Freiheitsgraden auftreten.

rung funktioniert wie folgt: Ein Zeitabschnitt $[t_1, t_2]$ gehöre zur Menge der Intervalle $\mathbf{B}$, in denen Bewegungen vorkommen, wenn innerhalb des Abschnitts eine bestimmte Grenzgeschwindigkeit v_1 überschritten wird. Da nur diejenigen Abschnitte von Belang sind, in denen — im Gegensatz zu einem langsamen Trend — eine deutliche Bewegung zu sehen ist, soll innerhalb des Abschnitts mindestens ein mal eine höhere Grenzgeschwindigkeit v_2 überschritten werden.

$$\underset{t_1<t<t_2}{\forall} \mathrm{v}(t) > v_1 \wedge \underset{t}{\exists} \mathrm{v}(t) > v_2 \Rightarrow [t_1, t_2] \in \mathbf{B} \tag{3}$$

In Abb. 4 sind die Bewegungsabschnitte der Zeitreihen des Beins für ein Kind mit Outcome ICP rot markiert. Es ist zu erkennen, dass mehrmals in mehreren Gelenkfreiheitsgraden synchron Bewegungen auftreten. Ein Merkmal *isolierte Bewegungen*, das auf Basis dieser Beobachtung definiert wurde, zeigte bei vier von sieben Kindern der Stichprobe mit Outcome ICP sehr hohe Werte.

4.2 Stereotype Bewegungen

Variabilität gilt als wichtiges Merkmal typischer Säuglingsbewegungen. In Zusammenhang damit fiel beim Studium der Videoaufnahmen auf, dass Kinder mit Outcome ICP oft stereotypes Verhalten zeigten. Daher sollte die Hypothese geprüft werden, dass stereotype Bewegungen auf ICP hinweisen. Dafür wurde ein Verfahren entwickelt, um den Grad der Selbstähnlichkeit der quantifizierten Bewegungen zu beurteilen. Mit diesem Ansatz — es werden keine Muster vorgegeben — wird ein individuelles Bewegungsprofil erstellt.

Für die Bewertung der Selbstähnlichkeit zweier Abschnitte einer Winkelzeitreihe wurde das Distanzmaß Dynamic Time Warping (DTW) [SC78] verwendet, welches zwei Signalen dann einen niedrigen Wert zuweist, wenn diese eine ähnliche Form aufweisen. Dies entspricht eher dem menschlichen Ähnlichkeitsbegriff als die euklidische Distanz. Damit mittels dieses Distanzmaßes die Selbstähnlichkeit der Bewegungen einer Extremität wie dem Arm bewertet werden kann, müssen zwei Fragen beantwortet werden.

1. Welche Teilsegmente einer Zeitreihe werden miteinander verglichen?

2. Die Säuglingsbewegungen werden von mehreren Zeitreihen beschrieben. Wie kombiniert man deren Selbstähnlichkeitsmaße?

Ein Vergleich aller möglichen Teilsegmente einer Zeitreihe ist wegen der exponentiellen Laufzeit eines entsprechenden Algorithmus' unerwünscht, aber auch nicht sinnvoll, da so auch Segmente verglichen würden, die gar keine Bewegungen beschreiben. Daher wird die Heuristik verwendet, dass gerade die in Gl. 3 definierten Segmente verglichen werden. Um die Selbstähnlichkeit so zu beschreiben, dass man die Beschreibung mehrerer Winkelzeitreihen einer Extremität zu einer Gesamtbeschreibung der Selbstähnlichkeit kombinieren kann, wird eine Funktion mit folgenden Eigenschaften definiert:

- Jedem Paar von Zeitpunkten (t_1, t_2) wird ein Wert für Selbstähnlichkeit zugewiesen.
- Die Funktion wird auf einen festen Wertebereich normiert.
- Der Funktionswert wächst mit steigender Selbstähnlichkeit.

Die Funktion s bildet die Zeitpunkte (t_1, t_2) auf die exponentialtransformierte DTW-Distanz ab, wenn beide Zeitpunkte innerhalb von Bewegungssegmenten liegen, ansonsten auf 0.

$$\mathrm{s}_\iota(t_1, t_2) = \begin{cases} e^{-\mathrm{dtw}(B_1, B_2)} & \mid \underset{B_i \in \mathbf{B}}{\exists} t_k \in \mathbf{B}_k \underset{k=1,2}{\forall} \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \tag{4}$$

Durch Summation der mit dieser Funktion transformierten Winkelzeitreihen kann man so eine Gesamtbeschreibung der Selbstähnlichkeit einer Extremität erhalten, auf Basis derer sich statistische Maßzahlen bestimmen lassen. Abb. 5 zeigt eine Visualisierung dieses Maßes für Selbstähnlichkeit am Beispiel eines Kindes mit Outcome ICP.

4.3 Prognose der Cerebralparese auf Grund subjektiver und objektiver Analyse

Die Urteiler erreichten mit ihrer Prognose auf Basis der subjektiven Analyse auf der Stichprobe der Studie durchgehend eine sehr hohe Sensitivität; in der Regel befanden sich alle ICP-Fälle in der Gruppe der Kinder, deren Bewegungen als anomal befundet wurden. Allerdings entwickelten jeweils etwa die Hälfte der Kinder dieser Gruppe keine ICP, d.h. bezogen auf diesen Outcome waren etwa 50% falsch positiv. Zudem war die Urteilerübereinstimmung mit einem Wert von $0,55$ für Cohens κ nicht sehr hoch. Diese Ergebnisse zeigen nochmals auf, dass eine objektive Methode wünschenswert ist, die den Arzt bei der Prognosestellung unterstützt und die Zahl der falsch positiven Prognosen reduziert.

Die objektiven Merkmale wurden retrospektiv auf der Stichprobe ermittelt und erlauben daher keine unverzerrte Beurteilung ihres prognostischen Wertes. Da aber keine bewusste Optimierung bezüglich der Trennfähigkeit der Gruppen vorgenommen wurde, ermöglicht die Betrachtung der Verteilung der Merkmale in den Gruppen trotzdem eine Aussage über deren Zusammenhang mit dem Outcome. Mit dem Merkmal *isolierte Bewegungen* und einem weiteren Merkmal *v-moderat-Bein*, das ausdrückt, in wie weit in den Beingelenken

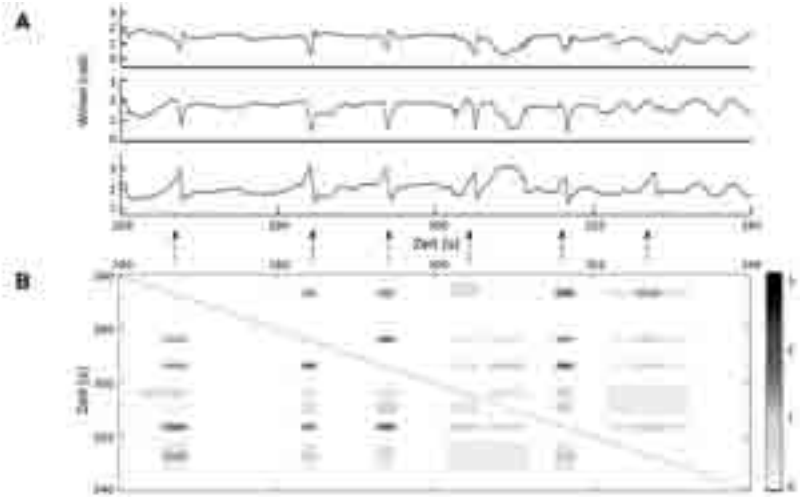

Abbildung 5: (A) Winkelzeitreihen von Ellenbogen und Schulter aus der Aufnahme eines Säuglings mit Outcome ICP. Es sind stereotype Abschnitte zu sehen (siehe Pfeile), die im Video als Armrudern zu erkennen sind. (B) Visualisierung der Selbstähnlichkeit dieser Aufnahme entsprechend Gl. 4.

Bewegungen in einem „mittleren“ Geschwindigkeitsbereich zu beobachten sind, lassen sich die Gruppen der Stichprobe durch Festlegen von Grenzwerten mit einer Sensitivität von 100%, einer Spezifität von 97% und einem positiv prädiktiven Wert von 78% trennen. Aufgrund der quantitativen Analyse lässt sich feststellen, dass sich die 7 Kinder der Stichprobe mit Outcome ICP durch isolierte Bewegungen, durch Abwesenheit ausgeprägter Beinbewegungen und durch stereotype Armbewegungen auszeichnen.

5 Diskussion und Ausblick

Das herkömmliche Vorgehen zur Erforschung der kindlichen Spontanmotorik beginnt damit, dass dem Arzt Bewegungsmuster oder Bewegungen einer bestimmten Qualität auffallen. Um zu prüfen, ob es sich dabei um *typische* Bewegungen handelt, die vielleicht mit dem Auftreten einer Pathologie korreliert sind, muss er nun unter diesem Gesichtspunkt zahlreiche Videoaufnahmen kindlicher Spontanmotorik anschauen. Dieses Vorgehen ist bewährt, aber sehr zeitaufwändig und deshalb oft nicht umsetzbar. Mit dem in dieser Arbeit entwickelten computergestützten Verfahren lassen sich Hypothesen dagegen sehr schnell und einfach überprüfen. Am Anfang dieses Prozesses steht immer noch die Beobachtung von auffälligen Bewegungen bzw. der visuelle Eindruck einer Bewegungsqualität. Diese Beobachtung muss nun aber in eine quantitative Beschreibung übersetzt werden, diese lässt sich dann automatisch auf alle Aufnahmen anwenden. Der kritische Schritt hierbei ist die *Formalisierung* dieser Beschreibung. Dies ist ein anspruchsvoller Vorgang, der ein gewisses Maß an Erfahrung und mathematische Kenntnisse verlangt. Ist die Formalisierung gelungen, so hat man allein damit schon ein tieferes Verständnis der Beobachtung erlangt.

Die Formalisierung hat nicht nur den Vorteil, dass Aufnahmen quantitativ bewertet werden können, sondern es können auch automatisiert Abschnitte einer Videoaufnahme ausgewählt werden, die die Bedingungen einer definierten anomalen Bewegung erfüllen. Dies könnte der Lehre und dem *Training* der subjektiven Analyse helfen, da die zeitliche Festlegung und die Konkretisierung der Bezeichnungen weniger Platz für Missverständnisse und Misskonzeptionen lassen als die Beschreibung einer ganzen Aufnahme mit abstrakten Begriffen. Bei einer subjektiven Methode ist es schwierig, das implizit vorhandene Wissen oder Fähigkeiten wie etwa die „Wahrnehmung der Bewegungsqualität" an andere weiterzugeben, es also zu externalisieren. Das Mittel der Wahl ist oft „learning by doing", so wird die subjektive Analyse hauptsächlich anhand von Beispielvideos vermittelt; diese Videos sind der erste Schritt zum Aufbau *eigener* Erfahrungen; ein Prozess, der Zeit kostet. Die Externalisierung mit dem Mittel der Sprache — die u.a. nötig ist, um in der wissenschaftlichen Gemeinschaft zu diskutieren — ist problematisch, da man mit Umschreibungen arbeiten muss. Dazu sind diese Beschreibungen kaum evaluierbar; es kann schlecht festgestellt werden, ob die eigenen Wahrnehmungen auf die richtigen beschreibbaren Eigenschaften reduziert wurden. Die formalisierten Beobachtungen dagegen *können* evaluiert werden — und stehen im Einklang mit den abstrakten Begriffen der subjektiven Analyse der Spontanmotorik. Dank der Formalisierung kann eine messbare und evaluierbare Externalisierung des Wissens erfolgen. Zu guter Letzt lässt sich die computergestützte Methode direkt im klinischen Einsatz verwenden. Die quantitative Auswertung kann Ärzte bei der Entscheidungsunterstützung unterstützen, um eine bessere Prognose zu erreichen.

Literatur

[HA04] M Hadders-Algra. General Movements: A Window for Early Identification of Children at High Risk for Developmental Disorders. *J Pediatr*, 145:12–18, 2004.

[PEC+97] HFR Prechtl, C Einspieler, G Cioni, AF Bos, F Ferrari und D Sontheimer. An early marker for neurological deficits after perinatal brain lesions. *Lancet*, 349:1361–63, 1997.

[SC78] H Sakoe und S Chiba. Dynamic programming algorithm optimization for spoken word recognition. *IEEE T Acoust Speech*, 26(1):43–49, 1978.

Dominik Karch studierte an der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg Medizinische Informatik mit dem Schwerpunkt Bild- und Signalverarbeitung. Während des Studiums verbrachte er ein Semester an der Università Politecnica delle Marche (Ancona, Italien), wo er eine Arbeit zur statistischen Analyse von Gangstörungen schrieb. Von 2007 bis 2011 arbeitete er als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Medizinische Biometrie und Informatik der Medizinischen Fakultät Heidelberg, wo er u.a. in einem DAAD-Projekt mit der Universidad de Chile arbeitete, und promovierte bei Prof. Dr. Dickhaus mit summa cum laude. Seit 2011 arbeitet er bei der Berlin Heart GmbH in der Forschung und Entwicklung.