Funktionale Kernspintomographie
Sliding-Window Echtzeit-Korrelationsanalyse

Daniel Gembris[1], John G. Taylor[1,2], Stefan Schor[1], Dieter Suter[3] und Stefan Posse[1]

[1] Institut für Medizin,
Forschungszentrum Jülich, D-52425 Jülich
[2] Department of Mathematics, Kings College, London
[3] Institut für Physik, Universität Dortmund
Email: d.gembris@fz-juelich.de

Zusammenfassung. In dieser Arbeit werden Korrelations-Algorithmen vorgestellt, die die Erstellung funktionaler Karten des Gehirns aus Kernspintomographie(MR)-Daten in Echtzeit während eines laufenden Scan-Vorgangs erlauben. Ausgehend von einem Optimierungsproblem werden Formeln für die Berechnung von Korrelationskoeffizienten zwischen den Zeitreihen der MR-Datensätze und Modell-Zeitreihen hergeleitet. Die Formeln unterstützen "Detrending", das heißt die Unterdrückung von nicht-stimulus induzierten Signaländerungen, wie zum Beispiel Drifts. Mathematisch wird dies durch die Subtraktion einer Linear-Kombination von Basis-Vektoren erreicht. Bei den vorgestellten Algorithmen, die in unserer FIRE-Software (Functional Imaging in REal-time) implementiert wurden, läßt sich die Korrelationsberechnung auf die N letzten Datensätze beschränken, wobei $N <$ Anzahl der aufgenommenen Datensätze ist (Sliding-Window-Technik).

Schlüsselwörter: fMRI, Echtzeit, Korrelation, Sliding-Window-Technik

1 Einleitung

Anfang der 90-iger Jahre wurde der sogenannte *BOLD* (Bood Oxygen Level Dependent contrast)-Effekt entdeckt [1], der die Grundlage für die funktionale MR-Bildgebung (fMRI: functional Magnetic Resonance Imaging) ist. Die Aktivierung von Gehirnarealen in Protonen-MR-Bildern führt zu einer lokalen Intensitätszunahme in der Größenordnung von bis zu 10%. Der Grund dafür ist die Abnahme der Deoxyhämoglobin- und eine Zunahme der Oxyhämoglobin-Konzentration in aktivierten Arealen aufgrund der stark zunehmenden regionalen Durchblutung. Oxyhämoglobin ist weniger paramagnetisch als Deoxyhämoglobin und führt zu einer verringerten Relaxation der Kernmagnetisierung, die von den Wasserstoffkernen des Wassermoleküle herrührt. Die robustesten BOLD-Signale gibt es bei Aktivierung des visuellen oder des Motorcortex. Eine der standardmäßig für funktionale Bildgebung eingesetzte Pulssequenz ist *EPI* (Echo-Planar-Imaging), die für die Aufnahme eines 64×64-Schichtbildes eine Zeit von weniger als 100ms benötigt. FMRI-Experimente werden durch *Paradigmata* beschrieben, die den Zeitverlauf der Stimulation/Aktivierung definieren. Meistens finden einfache On/Off(Box-car)-Paradigmata Verwendung. Für die Verarbeitung von fMRI-Datensätzen existiert für PCs und Workstations bereits eine Vielzahl von Programmen, wie z.B. SPM, Stimulate oder AFNI [4]. Diese lassen sich aufgrund langer Rechenzeiten in der Regel nur als *Post-Processing*-Werkzeuge einsetzen. Programme zur Auswertung in Echtzeit, d.h. während der Zeitspanne zwischen zwei Messungen, befinden sich erst in der Erprobungsphase. Der primäre Vorteil der Echtzeitverarbeitung ist die Steigerung der Effizienz bei der Durchführung von Messungen. Bislang kann man eine Messung erst Minuten bis Stunden nach ihrer Beendigung bewerten, je nach Grad der Nachverarbeitung. Falls z.B. Meßparameter nicht korrekt eingestellt waren oder der Proband nicht ruhig genug im Scanner gelegen hat, muß eventuell die gesamte Messung und Auswertung wiederholt werden. Zu den führenden Arbeitsgruppen im Bereich der Echtzeitverarbeitung zählt die um Robert Cox [3] und die in Pittsburgh [5]. Letztere verwendet einen Parallelrechner vom Typ Cray-T3E.

Im Abschnitt 2 werden die mathematischen Grundlagen unserer Echtzeit-Korrelations-Algorithmen besprochen. Diese beherrschen "Detrending", also die Reduktion von Störanteilen, und die "Sliding-Window"-Technik. Die Summe aller Störanteile ist eine Linearkombination von Detrending-Vektoren. Die Detrending-Vektoren können entweder vordefiniert (z.B. polynomiale Zeitreihen) oder aus den Meßwerten spezieller Sensoren für Atmung, Herzschlag, Probandenbewegung etc. generiert werden.

Unseres Wissens nach wird die "Sliding-Window-Technik" von dem in [3] von Cox vorgeschlagenen Algorithmus nicht unterstützt. Die Anwendung der Sliding-Window-Technik ermöglicht erst eine Korrelationsberechnung, bei der die Korrelationskoeffizienten im Verlauf der Messung eine konstante Sensitivität gegenüber Änderungen des Signal-Verlaufs nach einem Stimulus haben. Abschnitt 3 beschreibt das von uns entwickelte FIRE (Functional Imaging in REaltime)-Softwarepaket, in das unser Algorithmus integriert wurde.

2 Theorie

In [2] wurden einige grundlegenden Methoden zur Auswertung von fMRI-Daten beschrieben. Sie zählen ebenso, wie die hier vorgestellten Verfahren, zur *Single-Voxel*-Analyse. Das Problem der Detektion neuronaler Aktivierung wird dabei auf den Vergleich der gemessenen Zeitreihe eines Voxels mit einer Modellzeitreihe reduziert. Eine wohletablierte Methode für den Vergleich ist die Berechnung des Korrelationskoeffizientens beider Zeitreihen. Es könnten auch die Fourier-Spektren der Zeitreihen miteinander korreliert werden. Diese rechenaufwendigere Variante findet selten Anwendung, da aus ihr, wie in [2] gezeigt, keine bessere Hervorhebung aktiver Areale resultiert. Mit statistischen Tests, wie z.B. dem t-Test, kann überprüft werden, ob die berechneten Korrelationswerte statistisch signifikant von null verschieden sind. Anstelle der Korrelationswerte selbst, kann auch der Grad der statistischen Signifikanz (p-Wert) als Maß für die neuronale Aktivierung gewählt werden. Als Vorverarbeitungsschritte sind eine räumliche und zeitliche Glättung der Ausgangsdaten möglich. Davon wird in unserer FIRE-Software aber kein Gebrauch gemacht. Mit "Detrending" wird versucht, Störanteile in den gemessenen Zeitreihen zu unterdrücken. Für die bildliche Darstellung wird üblicherweise ein Thresholding der Aktivierungswerte durchgeführt. Die so erhaltene funktionale Information kann dann einem anatomischen MR-Datensatz überlagert werden. Der von Cox et. al. [3] vorgeschlagene Algorithmus für Echtzeit-fMRI basiert ebenfalls auf der Berechnung von Korrelationskoeffizienten. Die Besonderheit ist, daß die Berechnung iterativ erfolgt, damit der Rechenaufwand für jeden Zeitschritt gleich bleibt. Bevor wir unsere Methodik vorstellen, wird zum besseren Verständnis zunächst die herkömmliche Definition der Korrelation angegeben.

2.1 Konventionelle Korrelation

Der Korrelationskoeffizient ρ zwischen zwei Vektoren $\mathbf{x}$ und $\mathbf{r}$ ist definiert als:

$$\rho = \frac{(\mathbf{x} - \bar{x}\mathbf{1})^T \cdot (\mathbf{r} - \bar{r}\mathbf{1})}{|\mathbf{x} - \bar{x}\mathbf{1}|\,|\mathbf{r} - \bar{r}\mathbf{1}|} \tag{1}$$

Die Vektoren seien N-dimensional, wobei N die Anzahl der Zeitpunkte ist. Der Referenzvektor $\mathbf{r}$ beinhaltet die Modell-Zeitreihe. Von den Komponenten des Meß- und Referenzvektors wird der Mittelwert aller Komponenten des jeweiligen Vektors subtrahiert, um den Einfluß unterschiedlicher Basislinien-Verschiebungen auf die Korrelationsergebnisse zu beseitigen. "Detrending", das im nächsten Abschnitt eingeführt wird, ist eine Verallgemeinerung dieser Subtraktion.

2.2 Korrelation mit Detrending

Die Definition des Korrelationskoeffizienten wird ausgehend von Gleichung (1) wie folgt erweitert:

$$\rho = \frac{\mathbf{x}_S^T \mathbf{r}_S}{|\mathbf{x}_S|\,|\mathbf{r}_S|} \tag{2}$$

$$\mathbf{x}_S = \mathbf{x} - \sum_{i=0}^{L-1} \gamma_i \mathbf{s}_i \tag{3}$$

$$\mathbf{r}_S = \mathbf{r} - \sum_{i=0}^{L-1} \delta_i \mathbf{s}_i \tag{4}$$

Sowohl $\mathbf{x}$ als auch $\mathbf{r}$ wird in die Summe zweier Vektoren zerlegt. Einer liegt in der Hyperebene, die durch die L Detrending-Vektoren $\mathbf{s}_i$ aufgespannt wird; der andere, $\mathbf{x}_S$ bzw. $\mathbf{r}_S$, ist orthogonal zu dieser Hyperebene, so daß

$$\left(\mathbf{x_S}^T \cdot \mathbf{s_i}\right) = \left(\mathbf{r_S}^T \cdot \mathbf{s_i}\right) = 0 \tag{5}$$

für jedes i. Die Detrending-Matrix S beinhaltet die $\mathbf{s}_i$ als Spaltenvektoren; die Vektoren $\boldsymbol{\gamma}$ und $\boldsymbol{\delta}$, zusammengesetzt aus den Detrending-Koeffizienten γ_i und δ_i, erhält man durch Lösen der linearen Gleichungssysteme

$$\left(S^T S\right) \boldsymbol{\gamma} = S^T \mathbf{x} \tag{6}$$

$$\left(S^T S\right) \boldsymbol{\delta} = S^T \mathbf{r} \tag{7}$$

mit $\boldsymbol{\gamma} = (\gamma_1 \gamma_2 .. \gamma_L)^T$ und $\boldsymbol{\delta} = (\delta_1 \delta_2 .. \delta_L)^T$. Der Ausgangspunkt für die mathematische Herleitung unserer Formeln ist die Minimierung der quadratischen Formen

$$|\mathbf{x} - \alpha \mathbf{r} - S\boldsymbol{\gamma}|^2 \quad \text{und} \quad |\mathbf{r} - S\boldsymbol{\delta}|^2 \ . \tag{8}$$

Minimierung bezüglich α, $\boldsymbol{\delta}$ und $\boldsymbol{\gamma}$ ergibt die Gleichungen (6), (7) und den optimalen Wert für α, welcher sich als mit dem Korrelations-Koeffizienten ρ eng verwandt erweist:

$$\rho = \alpha \, |\mathbf{r}_S| \, / \, |\mathbf{x}_S| \tag{9}$$

Basierend auf diesen Gleichungen kann der nächste Schritt in der Entwicklung unseres Verfahrens erfolgen.

2.3 Iterative Berechnung

Durch Einsetzen von (3) und (4) in (2) und Ausmultiplizieren erhält man einen Ausdruck für ρ, der ausschließlich aus iterativ berechenbaren Unterausdrücken besteht und somit in jedem Zeitschritt effizient neu berechnet werden kann:

$$\rho = \frac{\mathbf{xr} - \sum_i \delta_i \mathbf{x}\mathbf{s_i}}{\sqrt{h_1 h_2}} \tag{10}$$

$$h_1 = \mathbf{x}^2 - 2\sum_i \gamma_i \mathbf{x}\mathbf{s_i} + 2\sum_{i>j} \gamma_i \gamma_j \mathbf{s_i}\mathbf{s_j} + \sum_i \gamma_i^2 \mathbf{s_i}^2 \tag{11}$$

$$h_2 = \mathbf{r}^2 - 2\sum_i \delta_i \mathbf{r}\mathbf{s_i} + 2\sum_{i>j} \delta_i \delta_j \mathbf{s_i}\mathbf{s_j} + \sum_i \delta_i^2 \mathbf{s_i}^2 \tag{12}$$

Für den Spezial-Fall eines einzigen Detrending-Vektors mit konstanten Elementen (konventionelle Korrelation) vereinfacht sich die Gleichung für ρ zu:

$$\rho = \frac{\sum_i x_{i,k,l} r_i - \bar{r} N \bar{x_{k,l}}}{\sqrt{\sum_i r_i^2 - \bar{r}^2 N}\sqrt{\sum_i x_i^2 - \bar{x}^2 N}} \tag{13}$$

Hierbei geben k und l die Koordinaten des Punktes an, dessen Zeitreihe in die Korrelationberechnung eingeht. Für alle Produkte in (10)-(13) werden Hilfsvariablen definiert, die in jedem Zeitschritt zu aktualisieren sind. Die Art der Aktualisierung ist mit der Anwendung *Sliding-Window-Technik* verknüpft, die einen N MR-Datensätze umfassenden Buffer-Speicher erfordert. In der ersten, der *Akkumulationsphase*, wird der Buffer sukzessiv gefüllt. Dabei wird zu den Hilfsvariablen jeweils ein Wert hinzuaddiert. In der zweiten Phase, der Phase des "stationären Gleichgewichts", überschreibt der jeweils neueste Datensatz den ältesten Datensatz im Buffer. Zu den Hilfsvariablen werden nun nicht nur Werte hinzuaddiert, sondern auch subtrahiert. Die Umsetzung der Korrelationsberechnung ist Thema des letzten Abschnitts.

3 Implementierung

Die Implementation des vorgestellten Sliding-Window-Korrelations-Algorithmus' ist Bestandteil des FIRE (Functional Imaging in REal time)-Softwarepakets, das von zwei der Autoren entwickelt wurde (Stefan Schor und Daniel Gembris). Sämtliche Programme des Pakets sind in C++ geschrieben und erfordern ein UNIX-System. Die Entwicklung erfolgte hauptsächlich unter Solaris bzw. SunOS; für andere Unix-Derivate sind Anpassungen in unterschiedlichen Ausmaßen erforderlich. Auf einer "Sun ULTRA 1"-Workstation (143 MHz) können in einer Sekunde maximal zwei MR-Bilder mit einer Matrix von 64×64 Bildpunkten verarbeitet werden (das schließt die Skalierung der anatomischen und funktionalen Bilder auf eine Auflösung von 256×256 mittels bilinearer Interpolation ein).

Die Implementierung unseres Algorithmus wurde mit dem Korrelations-Modul des AFNI-Softwarepakets [4], welches laut Programmbeschreibung auf dem in [3] beschriebenen Algorithmus basiert, bezüglich der Verarbeitungsgeschwindigkeit verglichen. Für die Phase der kumulativen Korrrelationsberechnung wurde eine ungefähre Übereinstimmung der Rechenzeiten festgestellt.

Wir danken der Europäischen Union die diese Arbeit durch den BioMed grant PL 950870 in Teilen unterstützt hat.

Literatur

1. Ogawa S, Lee TM, Kay AR, Tank DW: Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. Proc.Natl.Acad.Sci.USA Vol. 87, pp. 9868-9872, 1990.
2. Bandettini PA, Jesmanowicz A, Wong EC, Hyde JS: Processing Strategies for Time-Course Data Sets in Functional MRI of the Human Brain. Mag. Reson. Med., 30:131–176, 1993.
3. Cox RW, Jesmanowicz A, Hyde JS: Real-Time Functional Magnetic Resonance Imaging. Magn. Reson. Med., 33, 230–236, 1995.
4. Cox, RW: AFNI: software for analysis and visualization of functional magnetic resonance neuroimages. Comput. Biomed. Res., 29, 162–173, 1996.
5. Voyvodic JT: Real-Time fMRI Paradigm Control Software For Integrating Stimulus Presentation, Behavioral and Physiological Monitoring, and Statistical Analysis. ISMRM 1996, 1835.
6. Shewchuk JR: An Introduction to the Conjugated Gradient Method Without the Agonizing Pain. FTP: REPORTS.ADM.CS.CMU.EDU (IP: 128.2.222.79) 1994/CMU-CS-94-125.ps.

4 Einleitung

Die Veröffentlichung der Beiträge zum Workshop *Bildverarbeitung für die Medizin 1998 · Algorithmen, Systeme, Anwendungen* ist in zweifacher Hinsicht geplant. Neben dem gedruckten Band, der zum Beginn der Tagung verfügbar ist und den Teilnehmern bei der Registrierung ausgehändigt werden wird, werden die Beiträge auch elektronisch auf einem WWW-Server ständig verfügbar und international erreichbar sein. Damit Ihr Beitrag für beide Arten der Veröffentlichung akzeptiert werden kann, müssen diese Richtlinien unbedingt eingehalten werden.

5 Generelles Format und Seitenlayout

Diese Richtlinien entsprechen exakt den Formatvorgaben, Ihr Beitrag sollte genauso aussehen.

5.1 Satzspiegel

Bitte erstellen Sie Ihre Beiträge im DIN-A4 Format. Alle Seitenränder sollten nicht kleiner als 4cm sein. Der Satzspiegel (beschreibbares Feld in Höhe × Breite) beträgt 19,3cm × 12,2cm. Die Höhe des Textes darf diesen Rahmen keinesfalls überschreiten; damit nicht eine neue Überschrift allein unten auf der Seite steht, darf die Seite auch etwas oberhalb des unteren Randes enden.

5.2 Schriftarten

Bitte verwenden Sie ausschließlich die Schriftarten (Fonts) Times oder Times (New) Roman. Die jeweiligen Schriftgrößen können Tabelle 1 entnommem werden.

5.3 Absätze

Bitte schreiben Sie im Blocksatz. Der Zeilenabstand innerhalb der Absätze ist einzeilig. Um Stellen hervorzuheben werden diese *kursiv* gesetzt. Bitte vermeiden Sie Unterstreichungen oder Fett-Druck.

Neue Absätze werden am Anfang um 5mm eingerückt. Der Zeilenabstand zwischen den Absätzen wird nicht geändert. Bitte fügen Sie keine Leerzeilen zwischen einzelnen Absätzen ein.

5.4 Keine Kopf- und Fußzeilen

Die Seitenzahlen im Tagungsband werden nicht von den Autoren, sondern vom Verlag eingefügt. Bitte erstellen Sie weder eine Kopf- noch eine Fußzeile sondern numerieren Sie die Beiträge auf der Rückseite eines der beiden Referenzausdrucke in der rechten oberen Ecke mit Bleistift.

Tabelle 1. Schriftgrößen der einzelnen Textbausteine. Die Abkürzungen *zen*, *bls* und *lkb* stehen für *zentriert*, *blocksatz* und *linksbündig*.

Text	Punkte	Schrift	Format	LaTeX-Umgebung	Word Druckformat
Titel	14	fett	zen	\title{}	Titel
Untertitel	12	fett	zen	\subtitle{}	Untertitel
Autoren	10	normal	zen	\author{}	Autoren
Adressen	9	normal	zen	\institute{}	Adressen
Email	9	normal	zen	\institute{}	Email
Abstract	9	normal	bls	abstract	Abstract
Keywords	9	normal	lkb	keyword	Keywords
1 Überschriften	12	fett	lkb	\section{}	Überschrift1
1.1 Überschriften	10	fett	lkb	\subsection{}	Überschrift2
Normaler Text	10	normal	bls	—	Text
					Folgetext
Gleichungen	10	kursiv	zen	equation	Formel
Bildunterschriften	9	normal	bls	figure \caption{}	Bild
Tabellenlegenden	9	normal	bls	table \caption{}	Tabelle
Literaturangaben	9	normal	bls	thebibliography	Literatur
Fußnoten	9	normal	bls	\footnote{}	Fußnotentext

5.5 Gliederung des Beitrages

Jeder Beitrag muß wie folgt gegliedert sein: Überschrift, Autoren, Adressen der Autoren, Email-Adresse, Abstract (maximal 100 Worte), 3-5 Keywords, Text und Literatur. Nach der Überschrift, den Autorennamen, der Email-Adresse und vor jeder Hauptüberschrift ist ein Zwischenraum entsprechend zweier Leerzeilen zu lassen, nach jeder Überschrift entsprechend einer Zeile. Abstract und Keywords werden beidseitig um jeweils 1cm eingezogen.

5.6 Tabellen und Abbildungen

Mit gängigen Textverarbeitungsprogrammen können Abbildungen elektronisch in das Dokument integriert werden. Im Text muß auf Abbildungen und Tabellen explizit verwiesen werden (Tab. 1). Kleinere Objekte können beliebig plaziert werden. Größere Bilder oder Tabellen sollten nur oben oder unten auf die Seite gesetzt werden. Jede Abbildung oder Tabelle muß numeriert sein. Abbildungen heißen *Abb. 1.*, *Abb. 2.*, etc. und Tabellen *Tabelle 1.*, *Tabelle 2.*, etc. Diese Namen werden fett gesetzt. Danach folgt die Beschriftung. Bitte beachten Sie, daß bei Bildern und Tabellen oben auf der Seite die Beschriftung über dem Objekt erfolgt. Werden die Objekte hingegen unten auf der Seite plaziert, wird die Beschriftung darunter gesetzt.

In Tabellen und Diagrammen sollte auf Schattierungen des Hintergrundes verzichtet werden, statt dessen kann man Schraffuren einsetzen. Bitte vermeiden Sie das Einkleben von Fotos oder anderen Grautonvorlagen. Diese können nicht in die elektronische Veröffentlichung mit aufgenommen werden.

5.7 Dezimale Nummerierungen

Bitte verwenden Sie ausschließlich dezimale Einteilungen für die Nummerierung der Überschriften, Abbildungen, Tabellen, Gleichungen, Literaturverweise und sonstigen Elementen.

5.8 Formeln

Mathematische Formeln werden innerhalb der Seite zentriert ausgerichtet

$$x + y = z \tag{14}$$

und am rechten Rand auf der Höhe des Gleichheitszeichens fortlaufend numeriert. Vor und nach jeder Formel ist ein einzeiliger (10pt) Zeilenabstand einzufügen. Mathematische Formelzeichen und Symbole werden *kursiv* gesetzt. Einfachere Formeln, wie $x + y = z$, können auch fortlaufend im Text erscheinen.

5.9 Textanmerkungen und Fußnoten

Bitte verzichten Sie aus Gründen der Lesbarkeit auf Fußnoten[1] und sonstige Textanmerkungen (diese können in Klammern direkt in den Text eingefügt werden).

5.10 Literaturangaben

Bitte ordnen Sie die Literaturverweise in der Reihenfolge, in der sie im Text auftreten. Im Text werden Literaturverweise in eckigen Klammern gesetzt [?, ?]. Alle Einträge im Literaturverzeichnis müssen im Text referenziert werden.

6 Umfang der Beiträge

Alle Beiträge auf dem Workshop, egal ob als Vortrag, Poster- oder Systemdemonstration präsentiert, dürfen maximal 5 (in Worten: fünf) Seiten umfassen.

7 Übermittelung der Beiträge

Für die gedruckten Proceedings senden Sie bitte zwei Ausdrucke auf Papier an die folgende Adresse:

Institut für Medizinische Informatik
– Bildverarbeitung für die Medizin 1998 –
52057 Aachen

[1] Sollten dennoch Fußnoten unvermeidbar sein, so sind diese durch eine 4cm lange Linie vom Textkörper abzusetzen. Für den Fußnotentext muß die ganze Seitenbreite verwendet werden, die Seitenhöhe darf in keinem Fall überschritten werden.

Für die elektronische Veröffentlichung müssen die Beiträge im Postscript-Format eingereicht werden. Falls Sie Zugang zum Internet haben, können Sie die Datei mit FTP auf unserem Server

```
vaire.imib.rwth-aachen.de   (134.130.12.84)
```

ablegen. Melden Sie sich als User *anonymous* an und geben Sie bitte ihre Email-Adresse als Passwort ein. Legen Sie das File unkomprimiert in das *incoming*-Verzeichnis. Verwenden Sie als Dateinamen die Referenznummer Ihres Beitrages und als Endung PS (z.B. 001.PS). Schicken Sie dann bitte eine kurze Eingangsbenachrichtigung an `bvm98@imib.rwth-aachen.de`. Sollten Sie keinen Internetzugang haben, senden Sie Ihre Disketten an obige Adresse.

8 Formatvorlagen

Auf dem selben Server finden Sie im *pub*-Verzeichnis Formatvorlagen für Microsoft Word für Windows und LaTeX:

- BVM98.DOC ist ein WinWord 6.0/7.0 File mit definierten Druckformaten,
- BVM98.STY ist ein LaTeX Style-File basierend auf dem Springer LLNCS,
- BVM98.TEX ist das LaTeX-File, mit dem dieses Dokument erzeugt wurde,
- BVM98.PS ist ein Postscript-File, das mit LaTeX erzeugt wurde.

Überprüfen Sie bitte auch bei der Verwendung dieser Vorlagen die Positionierung des Textes auf der Seite. In LaTeX verwenden Sie bitte die Style-Option *deutsch*, wenn Sie Ihren Beitrag in Deutsch schreiben.