

**Aus dem Institut für Rechtsmedizin
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. W. Eisenmenger**

**Temperaturgestützte Todeszeitschätzung
bei nur partiell bekannten Umgebungsbedingungen**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Monika Eckl
aus Osterhofen

2004

**Aus dem Institut für Rechtsmedizin
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. W. Eisenmenger**

**Temperaturgestützte Todeszeitschätzung
bei nur partiell bekannten Umgebungsbedingungen**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Monika Eckl
aus Osterhofen

2004

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. Gita Mall

Mitberichterstatter: Prof. Dr. L. J. Wurzinger
Prof. Dr. K. Wurster

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 22.04.2004

Inhalt

1.	Einleitung	1
2.	Methode	4
2.1.	Modellgestützte temperaturorientierte Todeszeitschätzung	4
2.1.1.	Anfangs- und Randwerte	7
2.1.2.	Skalierungsmodelle	8
2.1.3.	Modellgestützte Todeszeitschätzung ohne Anfangs- und Randwerte	9
2.1.4.	Doppel-Exponential-Modelle nach Marshall und Hoare und Henssge	11
2.1.5.	Anwendungsprobleme des abgeleiteten Todeszeitschätzers	14
2.1.6.	Direkte modellbasierte Schätzung nach Powell	18
2.2.	Experimente	19
2.2.1.	Kollektiv und Messungen	19
2.2.2.	Das Problem der partiell unbekanntem Umgebungstemperatur	21
3.	Ergebnisse	25
3.1.	Kurvenanpassungsrechnungen	25
3.2.	Todeszeitschätzung	27
3.3.	Statistik des Schätzfehlers	29
4.	Diskussion	35
5.	Zusammenfassung	39
6.	Literatur	41
7.	Danksagung	45
8.	Lebenslauf	46

1. Einleitung

Die Bestimmung der Todeszeit ist von großer Bedeutung in der rechtsmedizinischen Praxis. Insbesondere bei Tötungsdelikten entspricht sie der mutmaßlichen Tatzeit, deren Kenntnis bereits während der laufenden Ermittlungen essentiell für die Überprüfung von Alibiangaben Verdächtiger und später während eines eventuellen Gerichtsprozesses interessant für die rechtliche Würdigung von Angaben des Angeklagten zum Tathergang ist.

In der frühen postmortalen Phase liefert die temperaturorientierte Todeszeitschätzung, die sich auf die Leichenauskuhlung stützt, noch die genauesten Ergebnisse. Andere früh-postmortale Phänomene wie die Wegdrückbarkeit der Leichenflecke, die Ausprägung der Leichenstarre, die supravitale Erregbarkeit der Muskulatur oder postmortale Veränderungen biochemischer Parameter weisen noch weit größere Schwankungsbreiten auf, werden aber zusätzlich zur Leichenauskuhlung mit einbezogen.

Die temperaturorientierte Todeszeitbestimmung stützt sich in der Regel auf Messungen der tiefen Rektaltemperatur, weil dieser Meßort leicht, d.h. nicht invasiv und relativ reproduzierbar zugänglich ist und quasi eine Körperkerntemperatur liefert, die sich erst spät der Umgebungstemperatur annähert und somit lange eine Todeszeitrückrechnung erlaubt. Darüber hinaus ist ein Modell für die postmortale Rektaltemperaturabkühlung erforderlich, d.h. eine Vorschrift, die es erlaubt, Rektaltemperaturwerte als Funktion der Zeit zu berechnen.

Die Todeszeitbestimmung gestaltet sich folgendermaßen: Ausgangspunkt ist eine Modellkurve der Rektaltemperaturabkühlung (blau dargestellt in Abb. 1.a), beginnend an einem hypothetischen Todeszeitpunkt $t = 0$ auf der Zeit-Achse. Zu einem realen Zeitpunkt t wird am Leichenfundort ein realer Rektaltemperaturwert gemessen und die Modellkurve im Temperatur-Zeit-Diagramm so lange entlang der Zeit-Achse verschoben, bis der Meßpunkt auf ihr zu liegen kommt. Am Startpunkt der verschobenen Modellkurve (rot dargestellt in Abb. 1.a) kann die Todeszeit (grün dargestellt in Abb. 1a) direkt abgelesen werden.

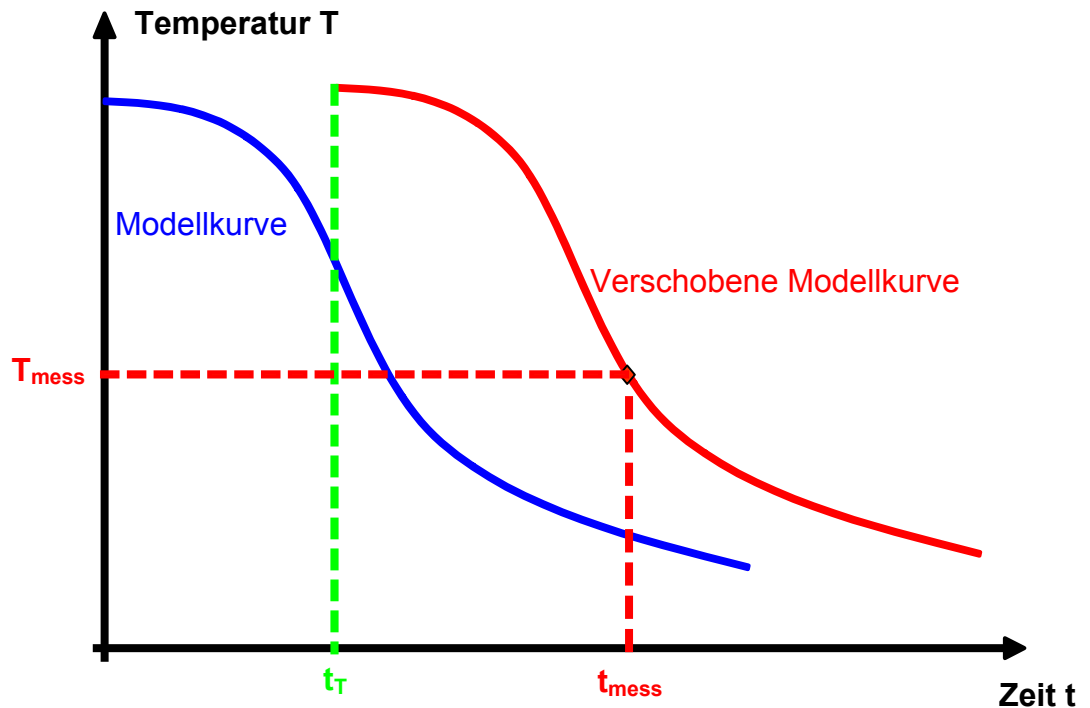


Abb. 1.a: Prinzip der modellgestützten Todeszeitschätzung.

Um zu einer solchen, für die Todeszeitberechnung essentiellen Modellkurve zu gelangen, gibt es zwei unterschiedliche Ansätze, die mit den Termini „mathematische“ und „thermodynamische“ Modellierung bezeichnet werden. Die thermodynamische Modellierung besteht in der Beschreibung der postmortalen Abkühlung auf der Basis der physikalischen Gesetze. Ihre Vorteile sind, daß sie die Validität der physikalischen Gesetze quasi „erbt“ und prinzipiell auch auf Nicht-Standard-Abkühlungssituationen anwendbar ist. Ihr wesentlicher Nachteil ist, daß das Lösen der Wärmeleitungsgleichung für komplexe Anfangs- und Randbedingungen sehr schwierig werden kann. Keines der bisher veröffentlichten thermodynamischen Modelle, die alle den Körper als einen homogenen zwei-dimensionalen Zylinderquerschnitt annähern (Sellier 1958, Joseph und Schickele 1970, Hiraiwa et al. 1980-81, Kuroda et al. 1982-83), wurde bisher bis zur Anwendungsreife entwickelt. Allerdings gibt es einen neuen numerischen Ansatz mit Hilfe der Methode der Finiten Elemente, der eine drei-dimensionale inhomogene Modellierung des Körpers ebenso zuläßt, wie komplexe Anfangs- und Randbedingungen (Mall 2000).

Die weitaus meisten aus der rechtsmedizinischen Literatur zu zitierenden Modelle (DeSaram et al. 1955, Lundquist 1956, Fiddes und Patten 1958, Marshall und Hoare 1962, Henssge 1979-81, Green und Wright 1985, Morgan et al. 1988, Al Alousi et al. 2000-2002) folgen dem mathematischen Modellansatz, der in einer Beschreibung experimenteller Rektaltemperaturabkühlungskurven durch ad hoc gewählte mathematische Formeln besteht. Wesentlicher Vorteil mathematischer Modelle ist, daß sie implizit alle am Abkühlungsprozess beteiligten Faktoren mit erfassen. Nachteile sind, daß ihre Parameter als reine Kurvenanpassungsparameter keinen Bezug zur Physik des Abkühlens aufweisen und daß sie eigentlich nur auf die experimentell untersuchten Standardabkühlungssituationen anwendbar sind, die für das Parameterfitting des jeweiligen Modells herangezogen wurden.

Auch das derzeit im deutschsprachigen Raum und auch international nahezu ausschließlich in der Praxis gebräuchliche Nomogramm-Verfahren nach Henssge (Henssge 1988, 2000) beruht auf einem mathematischen Modellansatz. Wie alle übrigen mathematischen Modelle setzt es eine Konstanz der Umgebungstemperatur und deren Kenntnis während des gesamten Abkühlungsverlaufes voraus. Während erste Arbeiten zu einer möglichen Erweiterung des Modells auf Änderungen der Umgebungstemperatur existieren (Althaus und Henssge 1999), gab es bisher keine Überlegungen zur Anwendbarkeit des Modells bei nur partiell bekannter Umgebungstemperatur. In der Praxis erhebt sich der Verdacht auf ein Tötungsdelikt aber oft nicht bereits am Tatort, sondern erst später nach Einlieferung der Leiche in ein Institut für Rechtsmedizin, so daß eine rechtzeitige Tatortbesichtigung mit Messung von Rektal- und Umgebungstemperatur noch am Tatort unterblieben ist. In diesen Fällen wäre es wünschenswert, über eine Methode zu verfügen, die eine Anwendung der bisherigen Verfahren auch auf solche Spezialfälle ermöglicht.

2. Methode

2.1. Modellgestützte temperaturbasierte Todeszeitbestimmung

Die Bestimmung der Todeszeit auf der Grundlage postmortaler Temperaturmessungen am Körper bedarf einer quantitativen Vorstellung, wie die Körpertemperatur, ausgehend von ihrem Anfangswert zum Todeszeitpunkt, mit der Zeit abnimmt. Ein solches **Temperaturmodell** läßt sich darstellen als eine **Modellfunktion** T , die jedem Zeitpunkt t nach Todeseintritt eine Körpertemperatur $T(t)$ zuordnet:

$$T: t \rightarrow T(t) \quad (2.1.1)$$

Diese Formalisierung erfordert weitere drei Spezifizierungen:

Erstens muß die Modellfunktion T eine Abhängigkeit von der Todeszeit aufweisen, was durch Definition der **zu schätzenden Todeszeit** t_T gelingt. Sie bezeichnet die Zeitdifferenz zwischen dem Zeitpunkt t_R der ersten Rektaltemperaturmessung und dem Zeitpunkt t_D des Todeseintritts:

$$t_T := t_R - t_D \quad (2.1.2)$$

Zweitens muß die Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur berücksichtigt werden. Obwohl die **Umgebungstemperatur** T_U im allgemeinen eine Funktion der Zeit t nach Todeseintritt ist, wird im folgenden vereinfachend die **Annahme der zeitlichen Konstanz der Umgebungstemperatur** getroffen:

$$T_U = \text{const} \quad (2.1.3)$$

Drittens muß die direkte Abhängigkeit der Modellfunktion T vom jeweils betrachteten Individuum erfaßt werden, d.h. die Abhängigkeit, die nicht über die Umgebungstemperatur vermittelt wird (beispielsweise die Abhängigkeit der Funktion T von der Körpermasse m). Sie wird über eine numerische Abhängigkeit von einem **Parametervektor** \underline{y} realisiert, der alle numerischen Daten zu

einem Tupel von Daten zusammenfaßt, die durch Messungen an dem jeweiligen abkühlenden Individuum gewonnen werden können.

Die Modellfunktion T wird also nur noch in Abhängigkeit von numerischen Größen definiert:

$$T(t) \rightarrow T(t, t_T, T_U, \underline{y}) \quad (2.1.4)$$

Als **Schätzung der Todeszeit** t_T **eines Individuums** wird zunächst jeder reproduzierbare deterministische Algorithmus bezeichnet, der jedem Individuum eine gute Approximation t_T^* seiner Todeszeit zuordnet. Als Schätzer t_T^* der Zeit seit Todeseintritt wird derjenige Wert verwendet, der bewirkt, daß die Temperaturmodellkurve $T(t)$ optimal zu der Menge der tatsächlich am Individuum gemessenen Temperatur- und Zeitdaten:

$$\{ (T_k, t_k) \mid (k = 1, \dots, n) \} \quad (2.1.5)$$

paßt. Zur Quantifizierung dieses ‚Passens‘ ist es notwendig, einen **Abstand** D einzuführen, der die Güte der Annäherung der Temperaturmeßwerte T_k durch die Modellkurve $T(t_k, t_T, T_U, \underline{y})$ zu den Meßzeitpunkten t_k mißt. Der Abstand D ordnet also einer Todeszeit t_T eine Maßzahl D für einen Abstand zwischen den Folgen der Modellwerte und der Temperaturmeßwerte zu:

$$D: t_T \rightarrow D(T(t_k, t_T), T_k \mid k = 1, \dots, n) \quad (2.1.6)$$

Die Abhängigkeit der Funktion T von der Umgebungstemperatur T_U und dem Parametervektor \underline{y} wird in Formel (2.1.6) nicht explizit dargestellt. Der Abstand D ermöglicht nun die Darstellung der Schätzung t_T^* der Todeszeit t_T als **Minimalwertproblem**:

$$t_T^* \leftarrow \min \{ D(T(t_k, t_T), T_k \mid k = 1, \dots, n) \mid t_T \} \quad (2.1.7)$$

Ein numerisch funktionierender Todeszeitschätzer t_T^* entsteht bei gegebenem Temperaturmodell T durch die Spezifizierung des Abstandes D in (2.1.7). Sei-

ner guten mathematischen Handhabbarkeit wegen wird hier der Abstandsbegriff der **Methode der kleinsten Quadrate** nach Gauß verwendet. Er summiert die Quadrate der Abstände zwischen den Funktionswerten an den Stellen der Meßwerte und den Meßwerten:

$$D(t_T) := \sum_k [T(t_k, t_T) - T_k]^2 \quad (2.1.8)$$

Die definierende Beziehung (2.1.7) für den Schätzwert t_T^* der relativen Todeszeit läßt sich nun durch eine notwendige Bedingung weiter charakterisieren: Die Ableitung der Abstandsfunktion $D(t_T)$ nach der relativen Todeszeit t_T bei Konstanthaltung aller übrigen Parameter muß Null sein:

$$t_T^* \leftarrow \frac{\partial D(t_T)}{\partial t_T} = 0 \quad (2.1.9)$$

Nach Einsetzen von (2.1.7) in (2.1.9) und Anwendung der Kettenregel folgt daraus:

$$t_T^* \leftarrow \sum_k \frac{\partial T(t_k, t_T)}{\partial t} [T(t_k, t_T) - T_k] = 0 \quad (2.1.10)$$

Eine weitere Feststellung läßt sich in voller Allgemeinheit für jede Modellfunktion $T(t, t_T)$ treffen, die physikalische Abkühlungsvorgänge beschreibt: Falls sich die Umgebungsbedingungen nicht in Abhängigkeit von der Zeit t ändern, ist die Klasse der Modellfunktionen T **zeitlich translationsinvariant** . Diese Eigenschaft ist ein Ausdruck der Tatsache, daß der Graph der Temperatur-Zeit-Funktion seine Form nicht ändert, auch wenn der Beginn der Abkühlung auf einen anderen Zeitpunkt gelegt wird. Der Parameter der relativen Todeszeit t_T geht daher **zeitlich additiv** in das Modell T ein:

$$T(t, t_T) = T(t + t_T, 0) := T(t + t_T) \quad (2.1.11)$$

Die Gleichheit auf der linken Seite von (2.1.11) drückt den Sachverhalt aus, daß eine relative Todeszeit t_T zu denselben Modellwerten zum Zeitpunkt t führt, wie

eine Vorverlegung des Zeitnullpunktes um die Zeitspanne t_T bei einem relativen Todeszeitwert von 0. Die Gleichheit auf der rechten Seite von Formel (2.1.11) trägt diesem Sachverhalt Rechnung durch die Einführung der Bezeichnung $T(t + t_T)$ für den Modellwert $T(t, t_T)$ zum Zeitpunkt t . Aufgrund der Formel (2.1.11) läßt sich die notwendige Bedingung (2.1.10) umschreiben zu:

$$t_T^* \leftarrow \sum_k \frac{\partial T(t_k + t_T)}{\partial t_T} [T(t_k + t_T) - T_k] = 0 \quad (2.1.12)$$

Todeszeitschätzverfahren, die Modellfunktionen der dargestellten Art verwenden, werden im weiteren **Schiebeverfahren** genannt. Das derzeit gebräuchlichste Verfahren der temperaturgestützten Todeszeitschätzung ist ein Spezialfall des hier beschriebenen Verfahrens, bei dem nur zu genau einem Zeitpunkt t_1 ein einziger Wert T_1 der Rektaltemperatur gemessen wird. Damit reduziert sich das Minimalwertproblem (2.1.7) auf die Lösung einer eventuell transzendenten Gleichung, die den Parameterwert implizit bestimmt:

$$t_T^* \leftarrow T(t_1) = T_1 \quad (2.1.13)$$

Das Temperaturmodell T hängt hierbei wiederum vom Parametervektor \underline{v} , der Umgebungstemperatur T_U und der Todeszeit t_T ab. Die in (2.1.13) charakterisierten Schätzverfahren werden im folgenden als **Ein-Wert-Verfahren** bezeichnet.

2.1.1. Anfangs- und Randwerte

Die physikalische Vorhersage von Abkühlungsprozessen ist ein Teilgebiet der Thermodynamik. Das zu betrachtende physikalische System wird in der Thermodynamik stets durch eine Lösung der Wärmeleitungsgleichung charakterisiert. Es handelt sich bei der Wärmeleitungsgleichung um eine partielle Differentialgleichung zweiter Ordnung. In Anlehnung an die Bezeichnungsweise in der Theorie der Differentialgleichungen werden daher die **Rektaltemperatur T_0 eines Individuums im Todeseintritt** als **Anfangswert** und die als konstant angenommene **Umgebungstemperatur T_U** als **Randwert** bezeichnet.

2.1.2. Skalierungsmodelle

Sowohl das Newtonsche Temperaturmodell für thermisch dünne Körper, als auch die in der Rechtsmedizin zur Beschreibung der postmortalen Abkühlung entwickelten zahlreichen Temperaturmodelle gehören einer Klasse von Temperaturmodellen an, die hier im folgenden als **Skalierungsmodelle** bezeichnet werden. Alle rechtsmedizinischen Skalierungsmodelle setzen eine konstante Umgebungstemperatur T_U voraus. Ihr Ansatz beruht auf der Idee, daß der Quotient aus der Differenz von Modelltemperatur T und Umgebungstemperatur T_U und der Differenz von Starttemperatur T_0 und Umgebungstemperatur T_U nur noch von der Zeit t post mortem und weiteren Parametern abhängig ist, die keine Temperaturen sind: Die Abhängigkeit von der Starttemperatur T_0 und der Umgebungstemperatur T_U kann gleichsam durch die Wahl eines Skalennullpunktes und eines Skalenfaktors aufgehoben werden. Diese Eigenschaft wird im weiteren als **Temperaturskalierbarkeit** bezeichnet. Die Klasse der Skalierungsmodelle wird allgemein durch folgende Formel beschrieben:

$$\frac{T(t) - T_U}{T_0 - T_U} = f(t, \underline{v}) \quad (2.1.2.1)$$

Die Form der Temperaturmodelle (2.1.2.1) wird durch die Tatsache gerechtfertigt, daß die Lösungen der allgemeinen **Wärmeleitungsgleichung** sämtlich die Eigenschaft der Temperaturskalierbarkeit aufweisen (Baer-Stephan, 1996). Es sei an dieser Stelle kurz erwähnt, daß das Henssugesche Temperaturmodell (1979) streng genommen angesichts der Abhängigkeit (siehe (2.1.4.10) und (2.1.4.11)) des Parameters p von der Umgebungstemperatur T_U nicht die Eigenschaft der Temperaturskalierbarkeit aufweist und daher keine Lösung der allgemeinen Wärmeleitungsgleichung darstellt. Da das Modell jedoch als Approximation an reale Temperaturdaten gewonnen wurde, ist dieser theoretische Mangel praktisch kaum bedeutsam, denn Probleme infolge dieser Eigenschaft sind allenfalls zu erwarten, wenn die Umgebungstemperatur T_U nahe der Sprungtemperatur von $23,2^\circ\text{C}$ des Parameters p liegt.

2.1.3. Modellgestützte Todeszeitschätzung ohne Anfangs- und Randwerte

Bei näherer Betrachtung der Modellgleichung (2.1.2.1) erhebt sich die Frage, ob sich die beiden festen, in das Modell eingehenden Werte der Umgebungstemperatur T_U und der Starttemperatur T_0 bei Vorliegen realer Temperatur-Zeit-Meßdaten als Modellparameter schätzen lassen. Da dies in der Tat wenigstens theoretisch möglich ist, wird hier eine Herleitung der Formeln für eine theoretisch durchführbare Schätzung angegeben.

Zunächst werden aus der Modellformel (2.1.2.1) die erste und zweite Ableitung berechnet. Dabei wird ebenfalls die zeitliche Additivität (2.1.11) in die Modellformel eingebracht:

$$\frac{T(t, t_T, \underline{v}) - T_U}{T_0 - T_U} = f(t + t_T, \underline{v}) \quad (2.1.3.1)$$

$$\frac{\frac{\partial T(t, t_T, \underline{v})}{\partial t}}{T_0 - T_U} = \frac{\partial f(t + t_T, \underline{v})}{\partial t} \quad (2.1.3.2)$$

$$\frac{\frac{\partial^2 T(t, t_T, \underline{v})}{\partial t^2}}{T_0 - T_U} = \frac{\partial^2 f(t + t_T, \underline{v})}{\partial t^2} \quad (2.1.3.3)$$

Aus diesen drei Gleichungen lassen sich nun zwanglos Schätzer für die Parameter Todeszeit t_T , Umgebungstemperatur T_U und Starttemperatur T_0 herleiten. Zunächst wird eine Bestimmungsgleichung (2.1.3.4) für t_T durch Division von Gleichung (2.1.3.3) durch Gleichung (2.1.3.2) hergeleitet. Hierdurch werden die Parameter T_0 und T_U eliminiert:

$$\frac{\frac{\partial^2 f(t + t_T, \underline{v})}{\partial t^2}}{\frac{\partial f(t + t_T, \underline{v})}{\partial t}} = \frac{\frac{\partial^2 T(t + t_T, \underline{v})}{\partial t^2}}{\frac{\partial T(t + t_T, \underline{v})}{\partial t}} \quad (2.1.3.4)$$

Eine Schätzung der Todeszeit mit Hilfe dieser Formel ist möglich, indem aus Temperaturmessungen eine Serie von n Schätzern der Temperatur T_i und der

ersten und zweiten Ableitungen T'_i und T''_i zu den n Zeitpunkten t_i ermittelt werden:

$$T(t_i, t_T, \underline{v})^{\wedge} := T_i \quad (2.1.3.5)$$

$$\left(\frac{\partial T(t_i, t_T, \underline{v})}{\partial t} \right)^{\wedge} := T'_i \quad (2.1.3.6)$$

$$\left(\frac{\partial^2 T(t_i, t_T, \underline{v})}{\partial t^2} \right)^{\wedge} := T''_i \quad (2.1.3.7)$$

Für die Schätzung aus den Temperaturdaten ergibt sich mit (2.1.3.6) und (2.1.3.7) aus (2.1.3.4) nach der Methode der kleinsten Quadrate:

$$\min \sum_i \left(\frac{\frac{\partial^2 f(t_i + t_T, \underline{v})}{\partial t^2}}{\frac{\partial f(t_i + t_T, \underline{v})}{\partial t}} - \frac{T''_i}{T'_i} \right)^2 \rightarrow t_t^* \quad (2.1.3.8)$$

Gleichung (2.1.3.8) beinhaltet eine im Anwendungsfall meist transzendente und implizite Bestimmungsgleichung für die zu schätzende Todeszeit, die **jedoch unabhängig von den Anfangs- und Randwerten** der Temperatur T_0 zum Todeszeitpunkt und der Umgebungstemperatur T_U ist. Sie ist zunächst vor allem aus theoretischen Gründen interessant: Mit ihrer Herleitung wurde bewiesen, daß die gesamte Information, die zur Todeszeitschätzung benötigt wird, bereits in den Meßwerten (t_k, T_k) der Rektaltemperatur des abkühlenden Individuums enthalten ist. Auf die Kenntnis der Werte T_0 und T_U kann prinzipiell verzichtet werden.

Nachdem nun der Parameter t_T zumindest formal als bekannt vorausgesetzt werden kann, läßt sich leicht ein expliziter Ausdruck (2.1.3.9) für die Umgebungstemperatur T_U ermitteln. Durch Dividieren der Gleichung (2.1.3.1) durch (2.1.3.2) und Umformen erhält man:

$$T_U = T(t_T) - \frac{\frac{\partial T(t_i, t_T, \underline{v})}{\partial t} f(t_T, \underline{v})}{\frac{\partial f(t_T, \underline{v})}{\partial t_T}} \quad (2.1.3.9)$$

Mit (2.1.3.9) wurde eine Formel für Schätzer der Umgebungstemperatur T_U hergeleitet, die **ausschließlich von der Todeszeit** t_T abhängt.

Direkt aus der ursprünglichen Modellgleichung der Skalierungsmodelle (2.1.3.1) läßt sich bei Kenntnis der Werte der Parameter t_T und T_U nun eine explizite Gleichung (2.1.3.10) auch für die Starttemperatur T_0 durch einfaches Umformen gewinnen:

$$T_0 = f(t_T, \underline{v})^{-1} (T(t_T) - T_U) - T_U \quad (2.1.3.10)$$

Gleichung (2.1.3.10) kann nun ihrerseits für die Deduktion von Schätzern der Starttemperatur T_0 aus Temperaturdaten verwendet werden.

2.1.4. Doppel-Exponential-Modelle nach Marshall und Hoare und Henssge

Eine weit verbreitete Klasse von Temperaturmodellen stellen die sogenannten **Doppel-Exponential-Modelle** dar. Diese Modellklasse wurde 1962 von Marshall und Hoare eingeführt. Aufgrund zahlreicher sorgfältig durchgeführter Abkühlungsexperimente kamen die Autoren zu der allgemeinen Aussage, daß die postmortale Rektaltemperaturkurve einen sigmoidalen Verlauf besitzt: Einer **anfänglichen Plateauphase** folgt eine fast lineare **Abkühlungsphase**, an die sich schließlich die **asymptotische Endphase** mit Annäherung der Rektaltemperatur an die Umgebungstemperatur anschließt. In der Plateauphase bleibt die Kerntemperatur erhalten, während die Peripherie bereits abkühlt. In der linearen Abkühlungsphase ist die Temperatur der Peripherie bereits soweit abgesunken, daß ein effektiver Wärmetransport vom Körperkern zur Schale stattfinden kann; die Temperaturdifferenz zwischen Schale und Umgebung ist noch so hoch, daß auch von der Schale ein weiterer Abfluß an Wärmeenergie stattfindet. In der asymptotischen Endphase sind die Temperaturdifferenzen zwischen Schale und Kern, sowie zwischen Schale und Umgebung so gering, daß der Wärme-

transport verzögert wird. Diesen sigmoidalen Verlauf modellierten die Autoren durch eine Erweiterung des Newtonschen Ein-Exponenten-Modells für thermisch dünne Medien. Das **Doppel-Exponential-Modell** besitzt folgende allgemeine Form:

$$\frac{T(t) - T_U}{T_0 - T_U} = \alpha e^{-\beta t} - \gamma e^{-\delta t} \quad (2.1.4.1)$$

Dabei stehen T für die Rektaltemperatur, T_U für die Umgebungstemperatur, T_0 für die Rektaltemperatur zu Todeseintritt und t für die Todeszeit. Die beiden Parameter α und γ gewichten die beiden Exponentialterme, die mit ihren unterschiedlichen Halbwertzeiten (gesteuert durch die Parameter β und δ) die Anfangsphase beziehungsweise die Endphase dominieren. Insgesamt wird die Klasse der Doppel-Exponential-Modelle durch die Größen α , β , γ , δ parametrisiert.

Von experimentellen Untersuchungen und physikalischen Erwägungen geleitet, spezialisierten Marshall und Hoare diese Modellklasse weiter zu einer Klasse von Zwei-Parameter-Modellen, die hier als **Modelltyp von Marshall und Hoare im engeren Sinn** betrachtet werden. Dieser Modelltyp führt auf der Grundlage von Formel (2.1.4.1) lediglich die neuen Parameter p und Z ein und erklärt jeden der alten Parameter α , β , γ , δ als Funktion der beiden neuen Parameter:

$$\alpha := \frac{p}{p - Z} \quad (2.1.4.2)$$

$$\gamma := \frac{Z}{Z - p} \quad (2.1.4.3)$$

$$\beta := -Z \quad (2.1.4.4)$$

$$\delta := -p \quad (2.1.4.5)$$

In ihrer Arbeit kommen Marshall und Hoare (1962), sowie Brown und Marshall (1974) zu der folgenden Parameterwertfestlegung:

$$p = 0.4 \text{ h}^{-1} \quad (2.1.4.6)$$

$$Z = -0.0573 \text{ h}^{-1} + 0.000625 \text{ S kg cm}^{-2} \text{ h}^{-1} \quad (2.1.4.7)$$

wobei S den von De Saram entwickelten **size-factor** bezeichnet:

$$S = 0.8 A / M \quad (2.1.4.8)$$

In Formel (2.1.4.8) bezeichnen 0.8 A **die effektive am Wärmeverlust beteiligte Körperoberfläche nach Dubois** in cm^2 und M die **Körpermasse** in kg. Diese Parameterwerte wurden von Marshall und Hoare anhand des von ihnen ermittelten Datenmaterials über Abkühlungsversuche als optimal ermittelt.

Aufgrund eigener, wenn auch weniger zahlreicher Abkühlungsversuche (Henssge, 1979) und aufgrund von Überlegungen zur Proportionalität von Körperoberfläche zu Körpermasse (Henssge und Madea, 1988) schlug Henssge eine abweichende Parameterwertfestlegung für das Modell von Marshall und Hoare vor:

$$Z := 0.0284 \text{ h}^{-1} - 1.2815 \text{ M}^{-0.625} \text{ h}^{-1} \text{ kg}^{0.625} \quad (2.1.4.9)$$

$$p = 5Z \quad \text{falls } T_U \leq 23,2 \text{ }^\circ\text{C} \quad (2.1.4.10)$$

$$p = 10Z \quad \text{falls } T_U > 23,2 \text{ }^\circ\text{C} \quad (2.1.4.11)$$

Durch die Reduktion auf effektiv nur einen Parameter, der zudem nur mehr von der Körpermasse abhängig war, wurde das ursprüngliche Modell von Marshall und Hoare weiter vereinfacht. Im Rahmen weiterer Abkühlungsversuche gelang es Henssge (1981), sog. Körpergewichtskorrekturfaktoren einzuführen, um von Standardbedingungen abweichende Umgebungsbedingungen wie Bekleidung, Bedeckung, Luftbewegung und Nässe mit zu erfassen. Geleitet von der Idee, daß ein dünner Körper mit dicker Bekleidung oder Bedeckung ähnlich schnell oder langsam abkühlt wie ein dicker Körper in bewegter Luft oder Nässe, korrigieren die Körpergewichtskorrekturfaktoren die Körpermasse nach oben bei Überwiegen der die Auskühlung verlangsamenden Umgebungsbedingungen und nach unten bei Überwiegen der die Auskühlung beschleunigenden Umgebungsbedingungen. Aufgrund der weiten Anwendbarkeit in verschiedensten praxisrelevanten Abkühlungsszenarien hat sich das Henssgesche Modell zum gebräuchlichsten entwickelt.

2.1.5. Anwendungsprobleme des abgeleiteten Todeszeitschätzers

Bei näherer Betrachtung erscheint Gleichung (2.1.3.8) aus mehreren Gründen problematisch in der praktischen Anwendung auf die Todeszeitbestimmung. Zum einen müssen aus den Temperatur-Zeit-Werten $\{(t_k, T_k) \mid k = 1, \dots, M\}$ die erste und die zweite Ableitung zu den Meßzeitpunkten t_k geschätzt werden. Da die Temperaturdaten Meßdaten sind, werden sie im allgemeinen sowohl mit dem Quantisierungsrauschen des Meßprozesses, als auch mit dem der physikalischen Meßmethode inhärenten Meßfehler behaftet sein. Valide Schätzungen der ersten und sogar der zweiten Ableitung der Temperaturfunktion unter diesen Umständen sind sehr problematisch. Zum anderen sind Schwierigkeiten bei der Ermittlung des Parameters t_T zu erwarten, wenn sich die Temperaturkurve in der Anfangsphase (primäres Temperaturplateau) oder in der Endphase (asymptotische Annäherung der Temperatur an die konstante Umgebungstemperatur) befindet, da die in (2.1.3.8) im Nenner auftretende erste Ableitung sich dann dem Wert Null annähert.

Für die vorliegende Untersuchung wurde ein Test des Schätzers (2.1.3.8) an simuliertem Datenmaterial durchgeführt. Unter Zugrundelegung des Henssge-Modells ((2.1.4.1) und (2.1.4.9) – (2.1.4.11)) wurde der Verlauf einer Abkühlungskurve $\{(t_k, T_k) \mid k = 1, \dots, M\}$ simuliert (Abb. 2.1.5.a). Additiv wurde den Temperaturmeßwerten ein normalverteiltes Rauschen mit einer Streuung von $0,1^\circ\text{C}$ hinzugefügt.

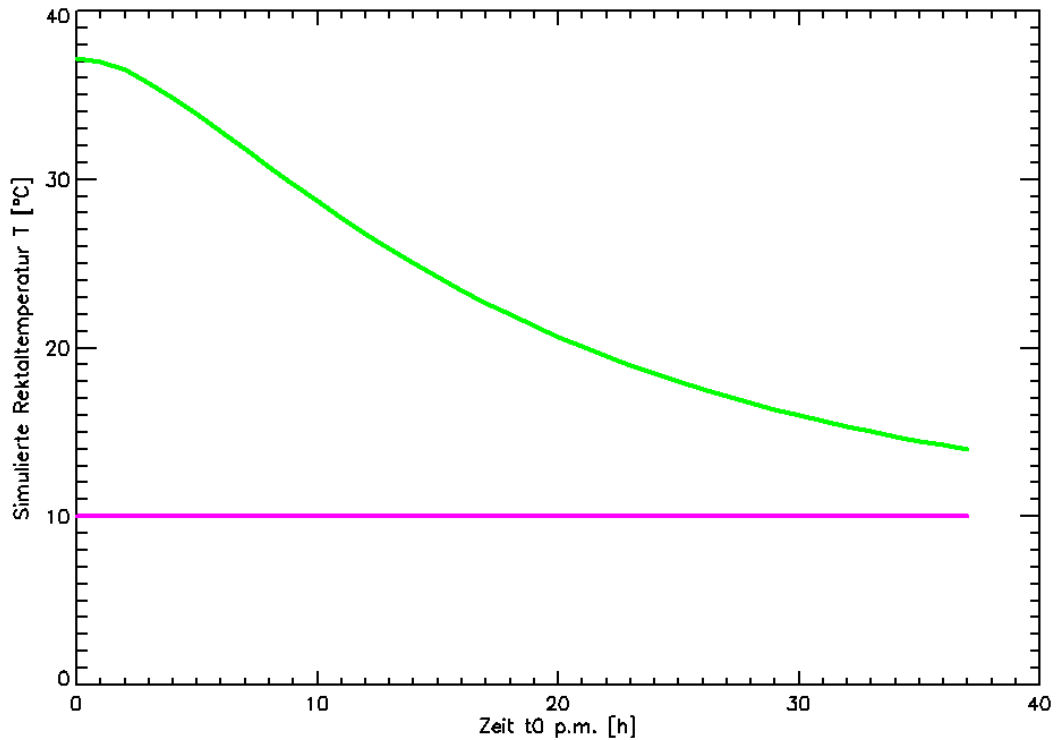


Abb. 2.1.5.a:

Mit dem Schätzverfahren (2.1.3.8) wurden dann Mittelwert und Streuung der Abweichung b_T (Bias) des korrekten Parameterwertes t_T vom Schätzwert t_T^* ermittelt. Indem die beschriebenen Schätzungen der Todeszeit t_T für eine Reihe von simulierten Todeszeitpunkten mit einstündigen Abständen durchgeführt wurden, entstand eine Darstellung des Bias und seiner Streuung in Abhängigkeit von der Todeszeit t_T .

Zur Berechnung der ersten und zweiten Ableitung der simulierten Rektaltemperaturkurven wurde die Folge der simulierten Meßwerte jeweils einer Kurve durch ein quadratisches Polynom approximiert:

$$T(t) = a t^2 + b t + c \quad (2.1.5.1)$$

Die Werte der Parameter a , b , c wurden mit Hilfe der Methode der kleinsten Quadrate auf einem symmetrisch um den Zeitpunkt t_T angeordneten Zeitfenster bestimmt. Hierzu wurde eine lokale Zeitskala etabliert, die dem Zeitpunkt t_T den Wert $t = 0$ zuordnete. Es ergaben sich damit folgende Gleichungen:

$$\frac{dT(t)}{dt} = 2 a t + b \quad (2.1.5.2)$$

$$\frac{d^2T(t)}{dt^2} = 2a \quad (2.1.5.3)$$

Die Temperaturfunktion selbst, sowie ihre erste und zweite Ableitung lassen sich dann durch Einsetzen von $t = 0$ (entsprechend der Auswertung an der Stelle t_T) wie folgt bestimmen:

$$T(t_T) = c \quad (2.1.5.4)$$

$$\frac{dT(t)}{dt}(t_T) = b \quad (2.1.5.5)$$

$$\frac{d^2T(t)}{dt^2}(t_T) = 2a \quad (2.1.5.6)$$

Durch Einsetzen der Modellformel (2.1.4.1) und der Parameterdefinitionen (2.1.4.2) – (2.1.4.5) in die Bestimmungsgleichung (2.1.3.8) für t_T ergibt sich nach einigen Umformungsschritten die Formel:

$$t_T = \frac{\ln\left(\frac{1 + \xi Z}{1 - \xi p}\right)}{(Z - p)} - t_1 \quad (2.1.5.7)$$

mit der abkürzenden Definition:

$$\xi := \frac{T_1''}{T_1'} \quad (2.1.5.8)$$

Dabei wurde vorausgesetzt, daß zur Schätzung der Todeszeit nur jeweils ein Wert T_1' und T_1'' für die erste und zweite Ableitung der Temperaturkurve an der Stelle t_1 existiert.

Mit Formel (2.1.5.7) ist also im vorliegenden Spezialfall sogar eine explizite Lösung der Bestimmungsgleichung (2.1.3.8) möglich. Lediglich die Parameterwerte des lokalen quadratischen Modells (2.1.5.1) müssen mit einem Optimierungsverfahren aus den Daten geschätzt werden.

Abbildung (2.1.5.b) zeigt als Ergebnis der eben beschriebenen Simulation den Mittelwert $m(b_T)$ der Abweichung (Bias) $b_T = t_T^* - t_T$ der Todeszeitschätzung t_T^* vom wahren Wert t_T als Funktion der Zeit.

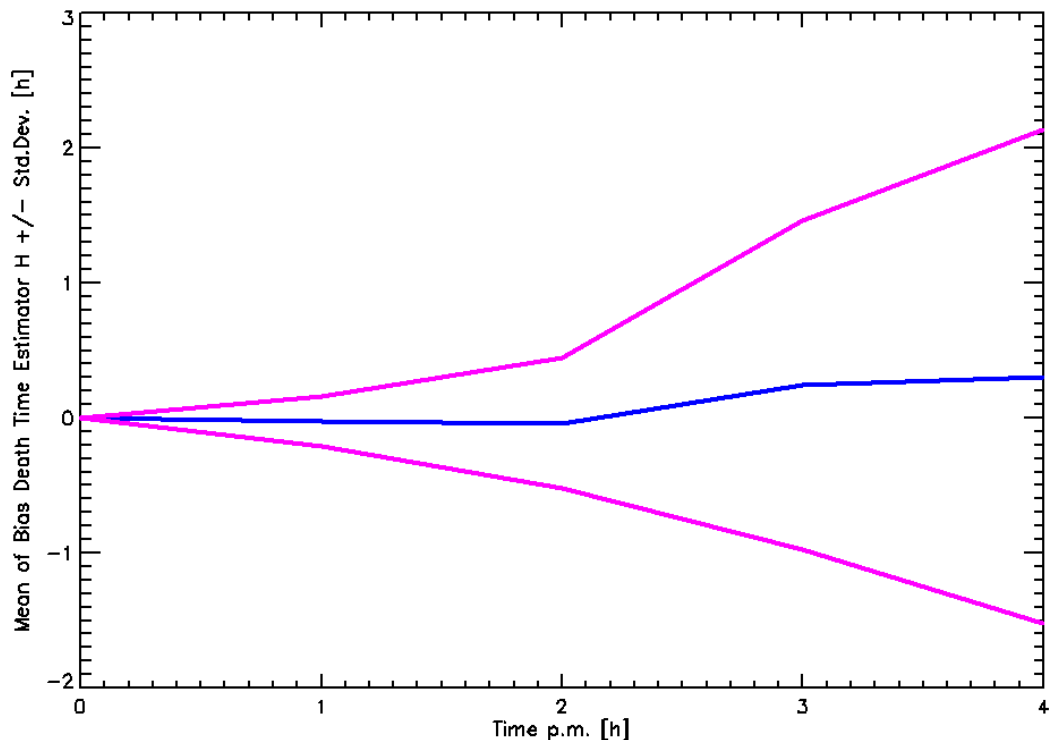


Abb. 2.1.5.b:

Außerdem ist in dasselbe Diagramm die Streuung $s(b_T)$ der Abweichung eingezeichnet. Auffällig ist die positive Abweichung des Bias von der Nulllinie: Der Schätzer t_T^* ist **nicht vollständig erwartungstreu**. Diese Abweichung reduzierte sich bei Vergrößerung des Schätzfensters, wodurch die Hypothese gestützt wird, daß die Abweichung eine Folge der Anwendung des quadratischen Modells (2.1.5.1) sein könnte. Abb. 2.1.5.b zeigt, daß im Laufe der ersten 4 Stunden der Abkühlung die Streuung $s(b_T)$ des Fehlers von 0 bei $t = 0$ bis auf über 2 Stunden bei $t = 4$ h pm anwächst. Diese Zunahme setzt sich in der nächsten Stunde exponentiell fort, so daß die Streuung nach 5 h pm bereits Werte von 10^4 Stunden erreicht. Auch wenn die Ergebnisse des eben beschriebenen Simulationsexperimentes nicht den Anforderungen an ein praktisch verwertbares Verfahren genügen, zeigen sie doch, daß die Schätzung der drei Parameter Todeszeit t_T , Umgebungstemperatur T_U und Anfangstemperatur T_0 aus Daten-

material, das mit den zu erwartenden Meß- und Quantisierungsfehlern behaftet ist, prinzipiell möglich ist.

2.1.6. Direkte modellbasierte Schätzung nach Powell

Die negativen Ergebnisse des Abschnittes 2.1.5 deuteten auf einen starken systematischen Fehler des dort beschriebenen Schätzverfahrens aufgrund der numerischen Fehler bei der Schätzung von Ableitungen hin. Zur Umgehung der praktischen Schwierigkeiten einer Schätzung der ersten und zweiten Ableitung wurde dabei nicht die Formel (2.1.3.8) verwendet, obwohl durch (2.1.3.4) bereits die zunächst vorteilhaft erscheinende Separierung des Parameters t_T gegeben ist. Stattdessen wurde eine direkte modellbasierte Schätzung konzipiert: Als Gütemaß der Approximation in einem Schätzfenster diene wie in (2.1.12) die Summe der Abstandsquadrate zwischen den Meßwerten und den entsprechenden Modellwerten:

$$D(t_T) := \sum_k [T(t_k + t_T) - T_k]^2 \quad (2.1.6.1)$$

Durch Minimierung dieses Funktionalis ließ sich das Tripel (t_T^*, T_U^*, T_0^*) der Schätzwerte ermitteln:

$$\min D(t_T, T_U, T_0) \rightarrow (t_T^*, T_U^*, T_0^*) \quad (2.1.6.2)$$

Als Skalierungsmodell fand wieder das Henssge-Modell Verwendung. Der offensichtliche Nachteil dieses Ansatzes ist, wie schon bemerkt, daß er die teilweise bestehende Entkopplung der zu schätzenden Parameter wieder aufhebt. Der Algorithmus der Schätzung verlangte die Suche nach einem Minimum des Funktionalis D auf einem dreidimensionalen Parameterraum. Als Verfahren bei der Suche nach Minima über mehrdimensionalen, nicht zu großen Parameterräumen ist der **Algorithmus nach Powell** eine der Methoden der Wahl. Da der Algorithmus auf die analytische Berechnung von Ableitungen der zu minimierenden Funktion verzichtet und außerdem iterativ Optimierungen auf eindimensionalen Unterräumen durchführt, ist er hochstabil.

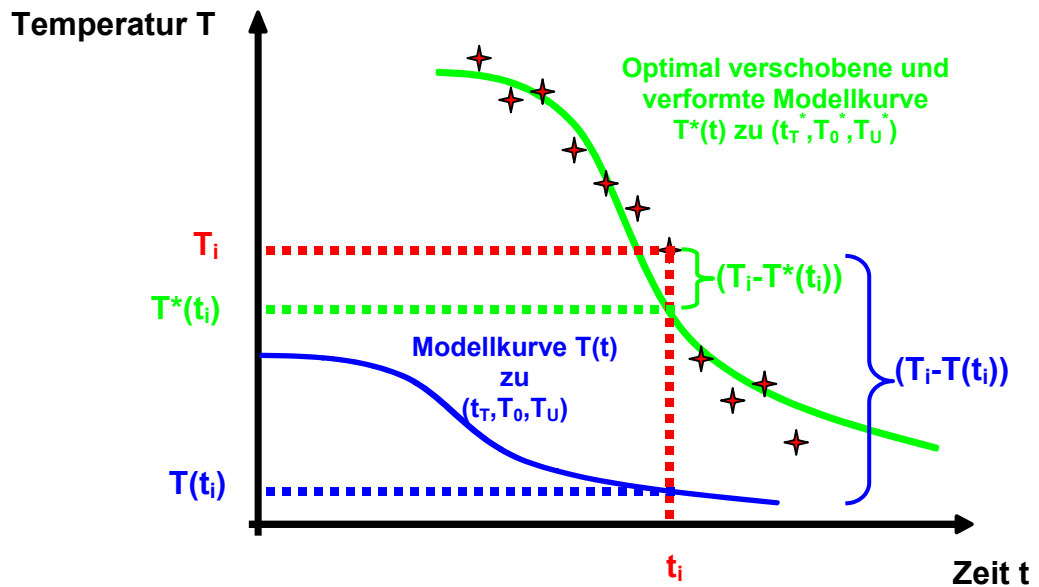


Abb. 2.1.6: Illustration der Parameteroptimierung des direkten Schätzverfahrens

Abb. 2.1.6 skizziert die Wirkung der Optimierung: Die blaue Kurve zeigt eine Modellkurve zu einem nicht optimal gewählten Parametersatz (t_T, T_0, T_U) . Durch Variation der Parameter erhält man eine besser an die Datentupel (rote Sterne) angepaßte grüne Modellkurve zum Parametersatz (t_T^*, T_0^*, T_U^*) . Weiterhin sind beispielhaft für einen Meßwert die Abstände zwischen Meßtupel und zugehörigem Kurvenpunkt dargestellt. Diese Abstände werden im Laufe der Optimierung minimiert.

2.2. Experimente

2.2.1. Kollektiv und Messungen

Es wurden insgesamt 35 Abkühlungsexperimente durchgeführt an Verstorbenen, bei denen der Zeitpunkt des Todeseintritts bekannt war und die nach kürzerer postmortalen Liegezeit ins Institut für Rechtsmedizin eingeliefert worden waren. Über viele Stunden wurden in 5-min-Intervallen die tiefe Rektaltemperatur (Messtiefe: 10 – 12cm) und die Umgebungstemperatur registriert. Die Leichen wurden während der Messungen auf einer gängigen Stahlwanne in einem abgeschlossenen Kühlraum bei konstanter Umgebungstemperatur (8 – 15°C) ohne Einflüsse erzwungener Konvektion oder Einstrahlung gelagert.

Die folgende Tabelle gibt die wesentlichen Probandendaten wieder:

Nummer	Geschlecht	Alter [Jahre]	Länge [m]	Masse [kg]	Liegezeit [h]	Todesursache
1	m	57	1,75	90	0,6	plötzlicher Tod
2	w	64	1,59	82,6	1,5	plötzlicher Tod
3	w	26	1,80	68,2	5,0	Suizid
4	m	75	1,60	85,4	4,1	plötzlicher Tod
5	m	43	1,75	67,1	3,1	Suizid
6	w	69	1,53	56,2	4,9	plötzlicher Tod
7	m	64	1,70	58,4	6,9	Verkehrsunfall
8	m	78	1,85	67,9	3,5	Suizid
9	w	79	1,55	74,3	1,9	plötzlicher Tod
10	w	21	1,61	66	2,8	Suizid
11	w	40	1,63	62,1	3,7	CO-Intoxikation
12	m	68	1,69	78,8	1,6	plötzlicher Tod
13	m	75	1,66	74,1	1,9	plötzlicher Tod
14	w	44	1,65	62,6	4,75	plötzlicher Tod
15	m	68	1,66	52,3	7,0	Suizid
16	w	74	1,62	58,8	7,0	Suizid
17	m	54	1,82	103,5	1,8	plötzlicher Tod
18	m	68	1,63	96,6	2,7	plötzlicher Tod
19	m	69	1,81	78,4	3,1	Suizid
20	w	86	1,40	36,5	1,7	CO-Intoxikation
21	m	41	1,89	99,3	4,25	plötzlicher Tod
22	m	50	1,73	106,4	3,0	plötzlicher Tod
23	m	19	1,75	64,3	7,2	Suizid
24	m	68	1,71	62,2	3,0	Suizid
25	m	89	1,66	59,4	2,6	Suizid
26	m	37	1,85	145	6,1	plötzlicher Tod
27	m	60	1,75	95	3,7	plötzlicher Tod
28	m	48	1,72	75,5	3,9	Suizid
29	m	27	1,74	70	3,8	Verkehrsunfall
30	w	42	1,64	45,8	3,3	plötzlicher Tod
31	w	85	1,51	48,1	0,9	plötzlicher Tod
32	m	80	1,66	81,8	4,25	plötzlicher Tod
33	w	72	1,67	74,9	4,2	plötzlicher Tod
34	m	73	1,71	91,1	5,8	Verkehrsunfall
35	w	80	1,63	65,5	2,9	plötzlicher Tod

Tab. 2.2.1.a: Probandendaten

Bei den plötzlichen Todesfällen handelte es sich mutmaßlich um cardiale oder zentrale Ereignisse. Da der Tod meist auf öffentlichem Gelände in Anwesenheit von Passanten eintrat, wurde von der Staatsanwaltschaft oft keine Sektion in Auftrag gegeben. Lediglich in den Fällen Nr. 4, 6, 14, 18, 21 und 30 erfolgte eine Sektion. Die Todesursachen waren im Fall 4 höchstwahrscheinlich ein Herzversagen bei exzentrischer Herzhypertrophie, im Fall 6 eine Subarachnoidalblutung, im Fall 14 ein Myocardinfarkt, im Fall 21 eine Myocarditis und im Fall 30 ebenfalls eine Subarachnoidalblutung. Im Fall 18 blieb die Todesursache trotz Sektion unklar. Von den Suiziden handelte es sich in den Fällen 5, 8, 10, 19, 23 und 24 um Stürze aus großer Höhe, im Fall 15 um einen Kopfschuß, in den Fällen 25 und 28 um Erhängen, im Fall 3 um eine Heroinintoxikation und im Fall 16 um eine Cyanidintoxikation.

Die Rektaltemperaturen bei Todeseintritt waren nicht bekannt. Sie wurden in den meisten Fällen, wie von Henssge und Madea (1988) für die Anwendung ihrer Methode empfohlen, mit $37,2^{\circ}\text{C}$ unterstellt. Lediglich in wenigen Fällen mit zeitnah zum Todeseintritt gelegentlichem Messbeginn war aus den Daten eine abweichende, meist höhere Anfangstemperatur ersichtlich.

Die Umgebungsbedingungen, insbesondere die Umgebungstemperatur bei Todeseintritt, waren nicht oder nur näherungsweise bekannt. In den weit überwiegenden Fällen dürfte sie deutlich höher als die Umgebungstemperatur während der Messphase gewesen sein.

2.2.2. Das Problem der partiell unbekanntem Umgebungstemperatur

Die Auswertung der in 2.2 und 2.2.1 beschriebenen Experimente gestaltete sich problematisch, da die Abkühlungszeit in zwei Phasen zerfällt (siehe Abb. 2.2.2.a):

Phase zwischen Todeseintritt und Messbeginn

Die Umgebungstemperatur $T_U(t)$ während dieser Phase der Abkühlung ist unbekannt. Im folgenden wird mit der vereinfachenden Annahme gearbeitet, daß die unbekanntem Umgebungstemperatur $T_U(t)$ näherungsweise konstant gesetzt

werden kann. Die Dauer dieser Phase ist identisch mit der Todeszeit t_T , die für die einzelnen Experimente jeweils bekannt ist, jedoch mit der dargestellten Methodik geschätzt werden soll.

Messphase

Für diese Phase der Abkühlung ist die Umgebungstemperatur T_U bekannt. Sie kann aufgrund der kontrollierten Meßsituation in sehr guter Näherung als konstant vorausgesetzt werden. In Abständen von 5 min werden zu regelmäßig verteilten Zeitpunkten t_k Messungen der Körperkerntemperatur T_k und der Umgebungstemperatur T_U vorgenommen.

Abbildung (2.2.2.a) stellt das typische Schema eines Temperatur-Zeit-Diagramms der Experimente dar.

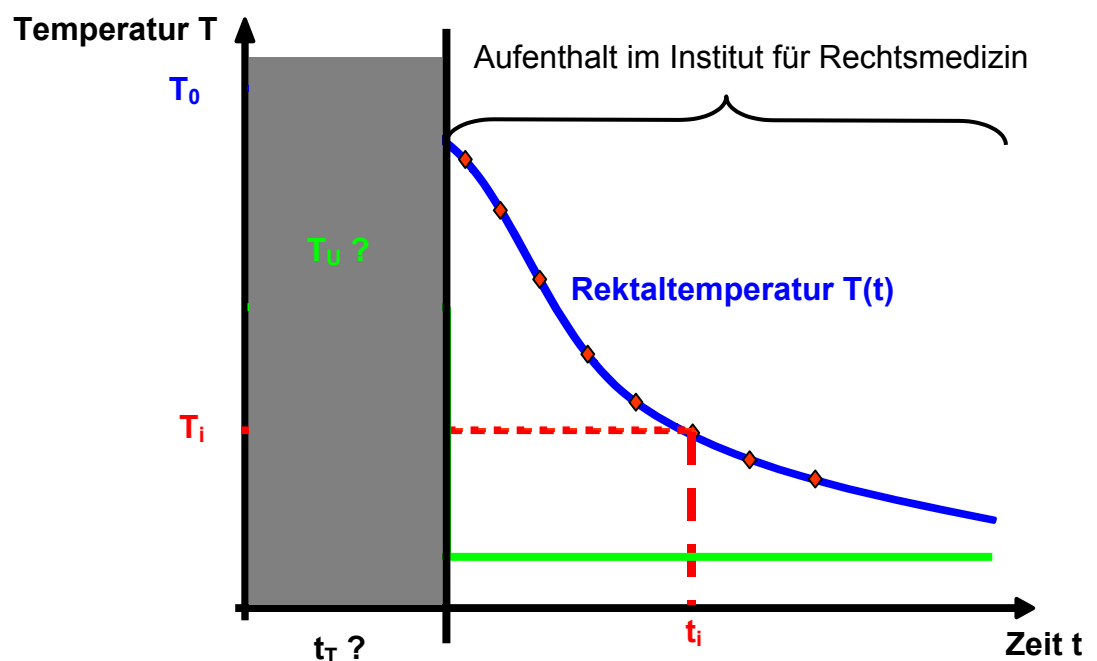


Abb. 2.2.2.a: Temperatur-Zeit-Diagramm eines typischen Experimentes

Für die dargestellte experimentelle Situation sollte trotz in der Phase zwischen Todeseintritt und Messbeginn unbekannter Umgebungstemperatur T_U mit Hilfe der in den vorhergehenden Abschnitten geschilderten Methode ein Schätzer t_T^* der Todeszeit t_T berechnet werden. Dabei trat das **Faktum (F)** erschwerend

hinzu, daß nämlich die für die Todeszeitschätzung zu verwendenden Meßwerte (t_k, T_k) während der Messphase bei einer von der Umgebungstemperatur zwischen Todeseintritt und Messbeginn T_U völlig verschiedenen Umgebungstemperatur T_U' gewonnen wurden.

Die folgende **Unabhängigkeitsannahme (U)** bildete die Grundlage der Todeszeitschätzung: Bei der Leichenabkühlung ist der Körperkern durch die Körperschale gut gegen die Umgebung isoliert. Dies bedeutet, daß für eine gewisse Zeitspanne Δt nach einer abrupten Umgebungstemperaturänderung von T_U auf T_U' die Körperkerntemperaturabnahme $T(t)$ noch denselben Funktionsverlauf aufweist, wie vor der abrupten Umgebungstemperaturänderung. Die Zeitspanne Δt wird im folgenden als **Auswertefenster** bezeichnet.

Mit der Annahme (U) ist es möglich, aus den in der Messphase gewonnenen Rektaltemperaturdaten die Todeszeit t_T und die Umgebungstemperatur T_U in der Phase vor Messbeginn zu schätzen, indem man rechnet, als hätte die Umgebungstemperatur in der Phase der Messungen (t_k, T_k) noch denselben Wert T_U wie vor dem Temperaturwechsel. Der in 2.1.6 geschilderte Algorithmus (Methode der kleinsten Quadrate und Minimumsuche mit der Methode nach Powell) wird hierfür in der folgenden Abwandlung verwendet:

$$D(t_T, T_U) := \sum_k [T(t_k + t_T, T_U) - T_k]^2 \quad (2.2.2.1)$$

Durch Minimierung dieses Funktional $D(t_T, T_U)$ läßt sich das Tupel (t_T^*, T_U^*) der Schätzwerte ermitteln:

$$\min D(t_T, T_U, T_0) \rightarrow (t_T^*, T_U^*) \quad (2.2.2.2)$$

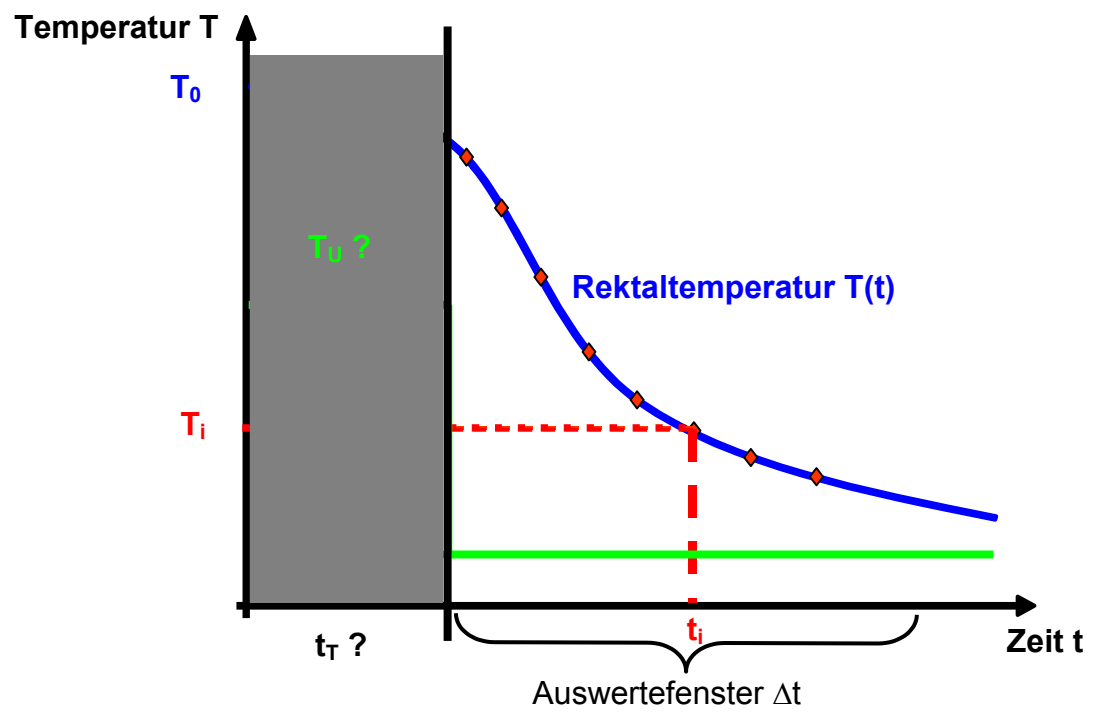


Abb. 2.2.2.b: Experimentelle Situation mit Auswertefenster Δt

3. Ergebnisse

3.1. Kurvenanpassungsrechnungen

Zentraler Punkt der dargestellten Methode der Todeszeitschätzung bei unbekannter Umgebungstemperatur ist die Berechnung derjenigen Parameterwerte t_T^* und T_U^* , für die die Distanz D zwischen der theoretischen Modellabkühlungskurve $T(t)$ und den Meßpunkten (t_k, T_k) minimal wird. Die Ergebnisse der Anpassungsrechnungen (2.2.2.2) werden beispielhaft an drei Fällen dargestellt. Die Abbildungen (3.1.a) – (3.1.c) zeigen die optimal angepaßte Modellkurve (grün) und die Meßstapel (blau) innerhalb des Auswertungsfensters der Länge $\Delta t = 4,25$ h für die Fälle Nr. 7, 10 und 14 aus der Tabelle 2.2.1.a.

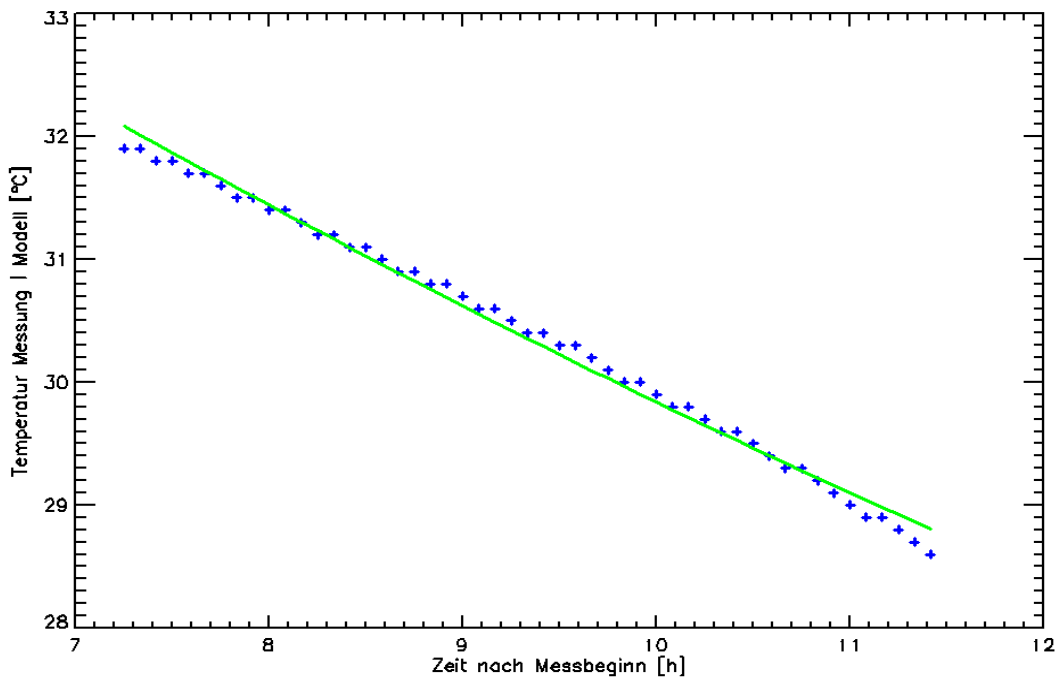


Abb. 3.1.a: Anpassung Modellkurve $T(t)$ (grün) an Meßstapel (t_k, T_k) (blau) für Experiment Nr. 7

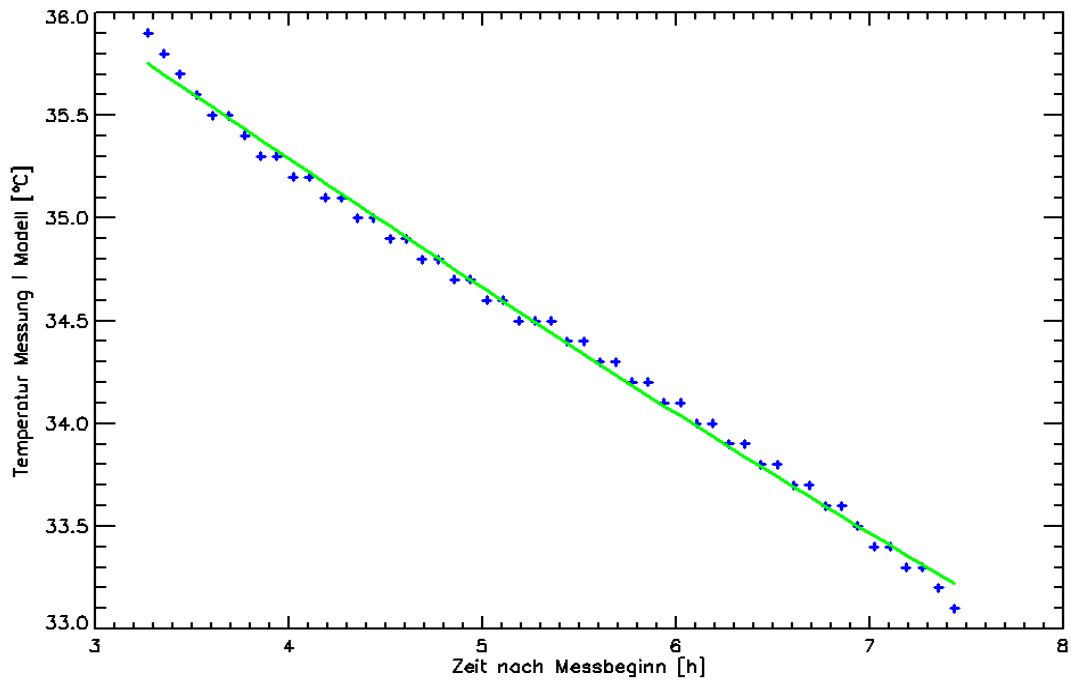


Abb. 3.1.b: Anpassung Modellkurve $T(t)$ (grün) an Meßstapel (t_k, T_k) (blau) für Experiment Nr. 10

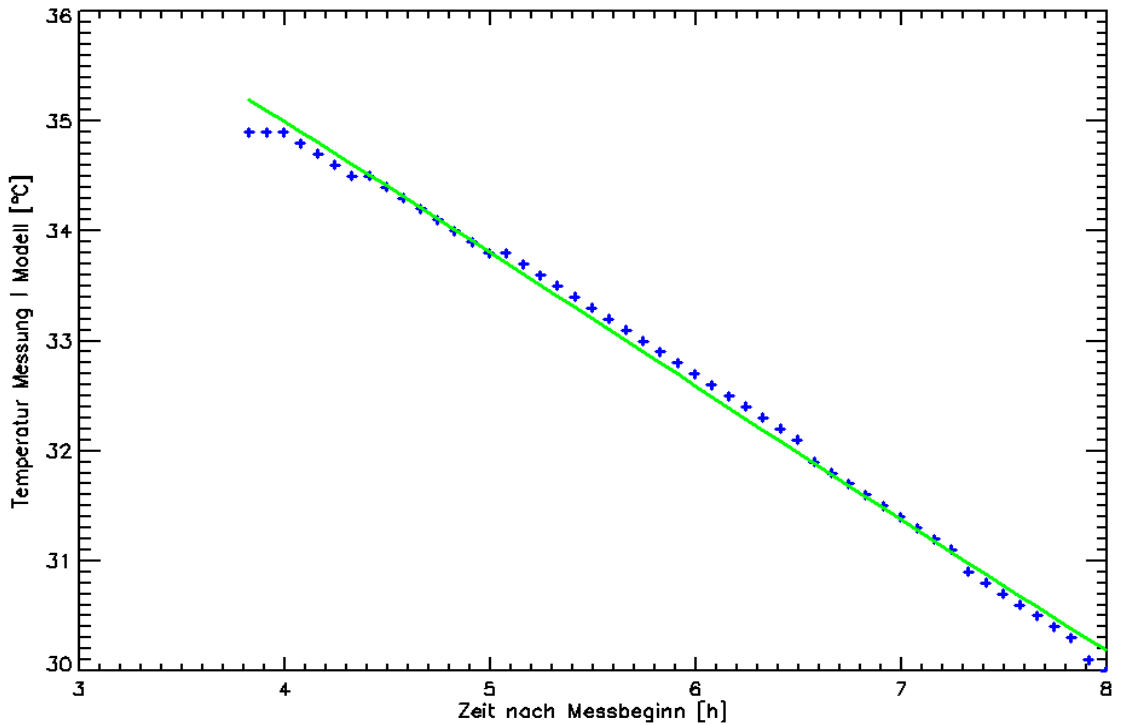


Abb. 3.1.c: Anpassung Modellkurve $T(t)$ (grün) an Meßstapel (t_k, T_k) (blau) für Experiment Nr. 14

3.2. Todeszeitschätzung

Tabelle 3.2.a faßt die numerischen Ergebnisse der Todeszeitschätzung gemäß 2.1.6 zusammen. Dargestellt werden die Fallnummern, die Anfangstemperatur T_0 , die reale Liegezeit t_T zwischen Todeseintritt und Beginn der Messungen, die geschätzte t_T^* in h und der Schätzfehler $b = t_T^* - t_T$ in h. Das Auswertungsfenster, aus dem die Messwert-Tupel (t_k, T_k) für die Auswertung berücksichtigt wurden, hatte eine Länge von $\Delta t = 4,25$ h. Die Anfangstemperatur wurde mit $37,2^\circ\text{C}$, wie von Henssge und Madea (1988) empfohlen, angenommen. Lediglich in den Fällen 1, 13, 14, 26 und 31 wurde eine höhere Temperatur gewählt, weil aus dem Kurvenverlauf hervorging, daß eine gewisse Hyperthermie zu Todeseintritt vorgelegen haben mußte.

Nummer	Startwert T_0 [°C]	reale Todeszeit t_T [h]	geschätzte Todeszeit t_T^* [h]	Schätzfehler $t_T^* - t_T$ [h]
1	39,0	0,583	2,370	1,787
2	37,2	1,5	0,725	-0,775
3	37,2	5,0	6,194	1,194
4	37,2	4,083	1,971	-2,112
5	37,2	3,133	4,662	1,529
6	37,2	4,917	10,700	5,783
7	37,2	6,917	7,209	0,292
8	37,2	3,5	2,755	-0,745
9	37,2	1,917	3,451	1,534
10	37,2	2,833	3,229	0,396
11	37,2	3,667	3,523	-0,144
12	37,2	1,633	2,288	0,655
13	38,0	1,917	0,934	-0,983
14	38,0	4,75	3,785	-0,965
15	37,2	7,0	6,273	-0,727
16	37,2	7,0	6,064	-0,936
17	37,2	1,833	1,737	-0,096
18	37,2	2,667	2,861	0,194
19	37,2	3,083	6,583	3,500
20	37,2	1,7	1,157	-0,543
21	37,2	4,25	2,821	-1,429
22	37,2	3,0	3,248	0,248
23	37,2	7,2	8,584	1,384
24	37,2	3,0	1,311	-1,689
25	37,2	2,617	1,540	-1,077
26	38,0	6,083	2,533	-3,550
27	37,2	3,667	0,989	-2,678
28	37,2	3,917	1,960	-1,957
29	37,2	3,833	4,217	0,384
30	37,2	3,333	2,766	-0,567
31	38,0	0,917	1,261	0,344
32	37,2	4,25	4,255	0,005
33	37,2	4,167	7,967	3,800
34	37,2	5,833	8,771	2,938
35	37,2	2,917	5,551	2,634

Tab. 3.2.a: Todeszeitschätzung t_T^* bei unbekannter Umgebungstemperatur T_U
mit einer Schätzfenstergröße nach Messbeginn: $\Delta t = 4\text{h } 15\text{ min}$

3.3. Statistik des Schätzfehlers

Zunächst wurde eine Analyse der Todeszeitschätzfehler in Abhängigkeit von der Größe Δt des Schätzfensters durchgeführt. Die Schätzfenstergröße Δt wurde dabei in 5 Stufen variiert:

$\Delta t_1 = 0.917 \text{ h}$	11 Meßzeitpunkte t_k im Fenster
$\Delta t_2 = 1.750 \text{ h}$	21 Meßzeitpunkte t_k im Fenster
$\Delta t_3 = 2.583 \text{ h}$	31 Meßzeitpunkte t_k im Fenster
$\Delta t_4 = 3.417 \text{ h}$	41 Meßzeitpunkte t_k im Fenster
$\Delta t_5 = 4.250 \text{ h}$	51 Meßzeitpunkte t_k im Fenster

Für jede der gewählten Schätzfenstergrößen Δt_i wurde ein Histogramm H_i des Fehlers der Todeszeitschätzung erstellt. Die Histogramme H_i sind in den Abbildungen (3.3.a) – (3.3.e) dargestellt. Die dicke blaue Linie zeigt jeweils die Zahl der Elemente in den Zeit-Kompartimenten an. Die dünne rote Linie verbindet die über den Kompartimentmitten aufgetragenen Elementzahlen durch Geradenstücke und interpoliert dadurch die Histogrammfunktion.

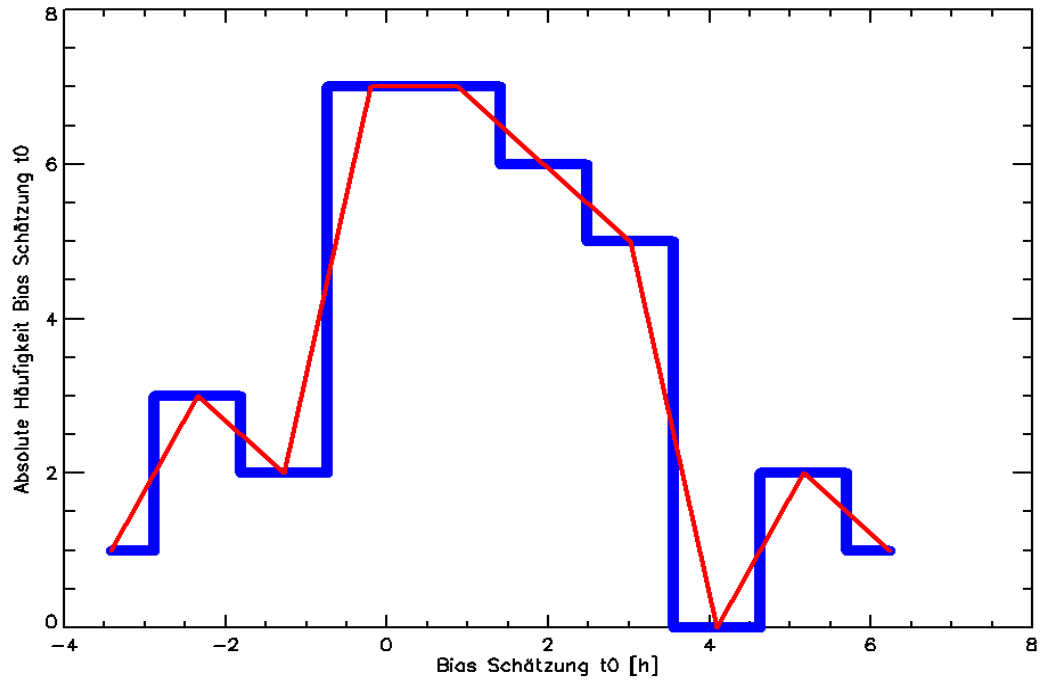


Abb. 3.3.a: Histogramm des Fehlers der Todeszeitschätzung bei einer **Messfenstergröße von $\Delta t_1 = 0.917$ h**. Blau: Histogramm. Rot: linear interpolierte Histogrammfunktion. Kompartimentgröße: 0.5 h

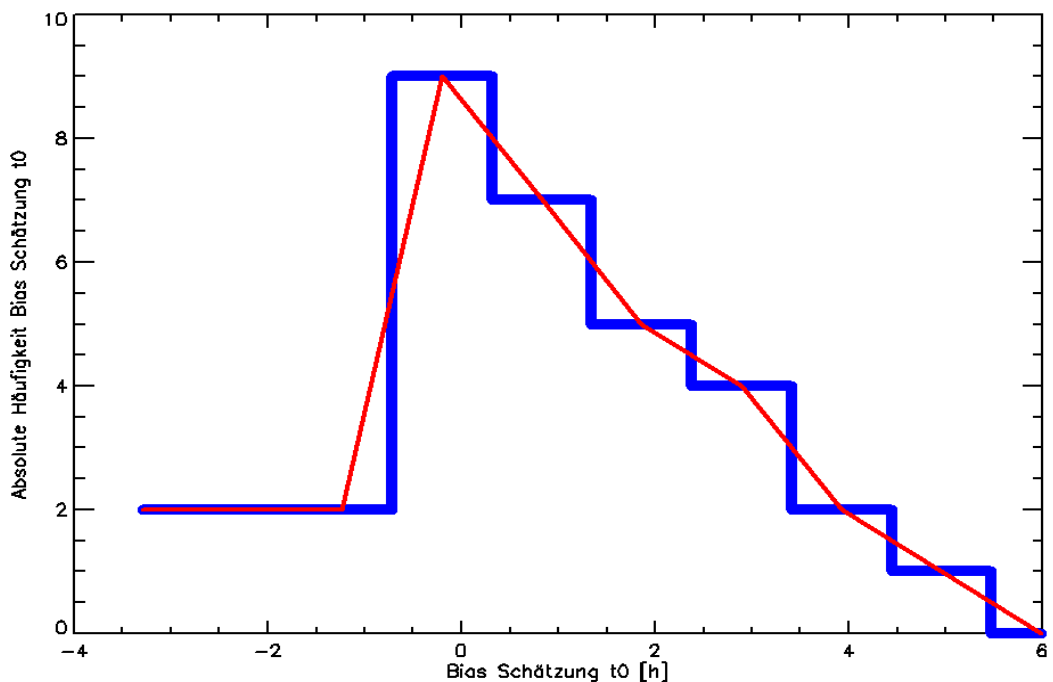


Abb. 3.3.b: Histogramm des Fehlers der Todeszeitschätzung bei einer **Messfenstergröße von $\Delta t_2 = 1.75$ h**

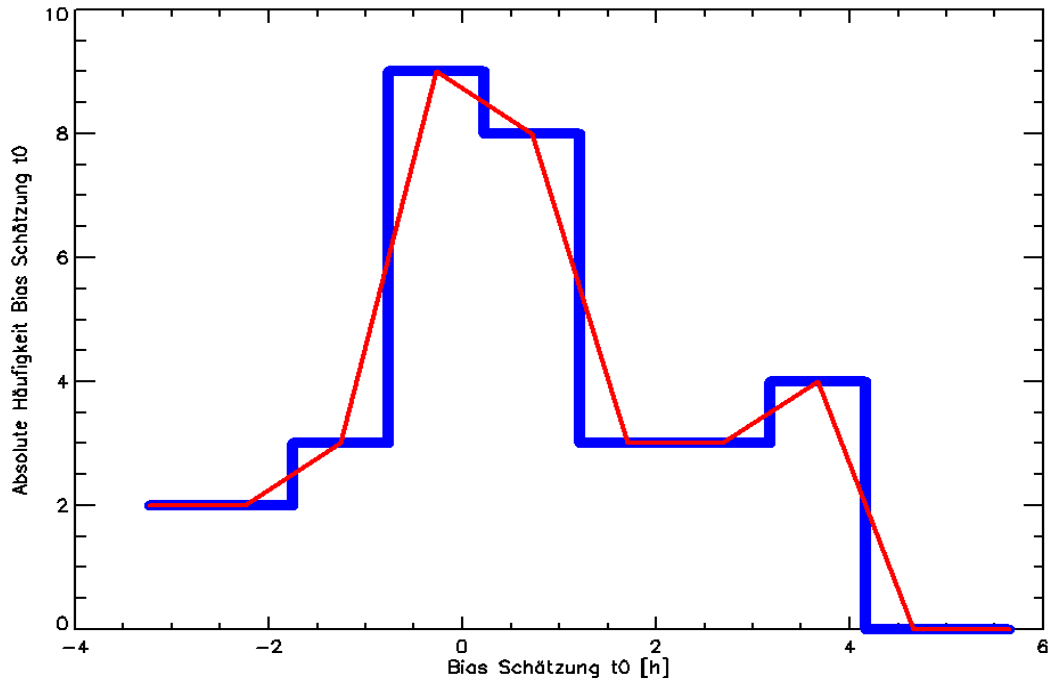


Abb. 3.3.c: Histogramm des Fehlers der Todeszeitschätzung bei einer **Messfenstergröße von $\Delta t_3 = 2.583$ h**

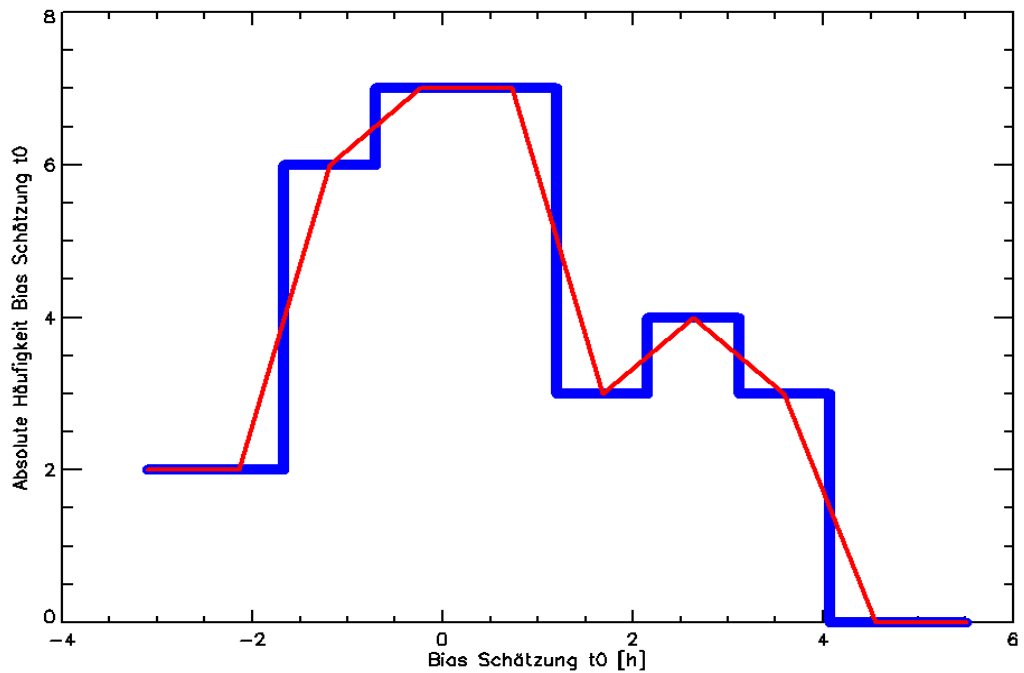


Abb. 3.3.d: Histogramm des Fehlers der Todeszeitschätzung bei einer **Messfenstergröße von $\Delta t_4 = 3.417$ h**

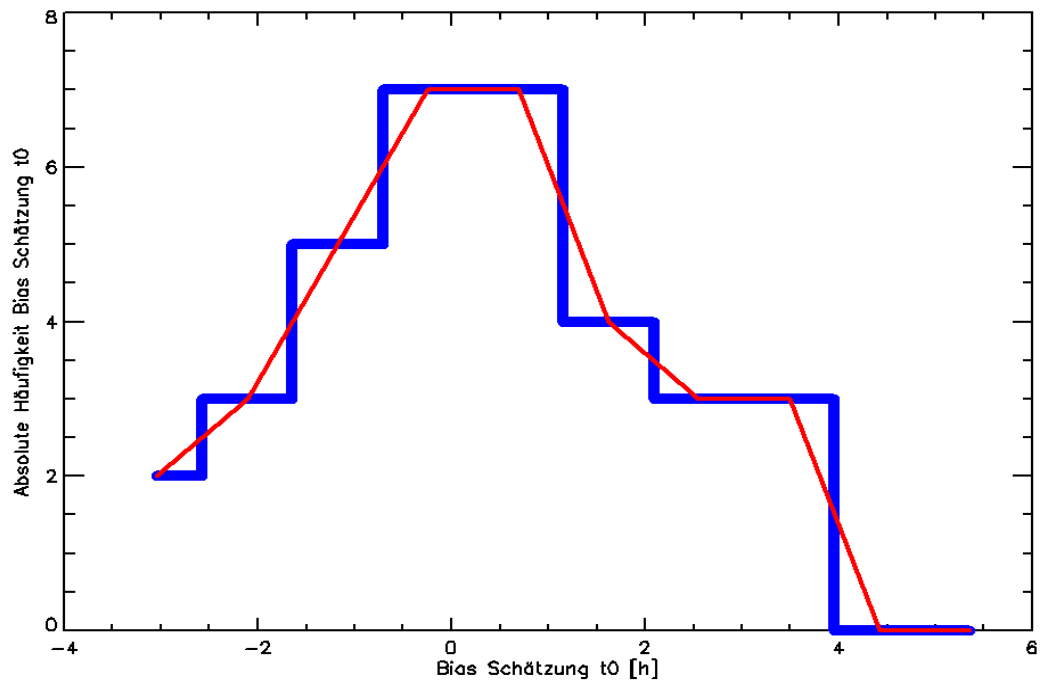


Abb. 3.3.e: Histogramm des Fehlers der Todeszeitschätzung bei einer **Messfenstergröße von $\Delta t_5 = 4.25$ h**

Abbildung 3.3.f zeigt die Entwicklung der Schätzer des Erwartungswertes $E(b)$ und der Streuung $S(b)$ des Todeszeitschätzfehlers in Abhängigkeit von der gewählten Fenstergröße Δt :

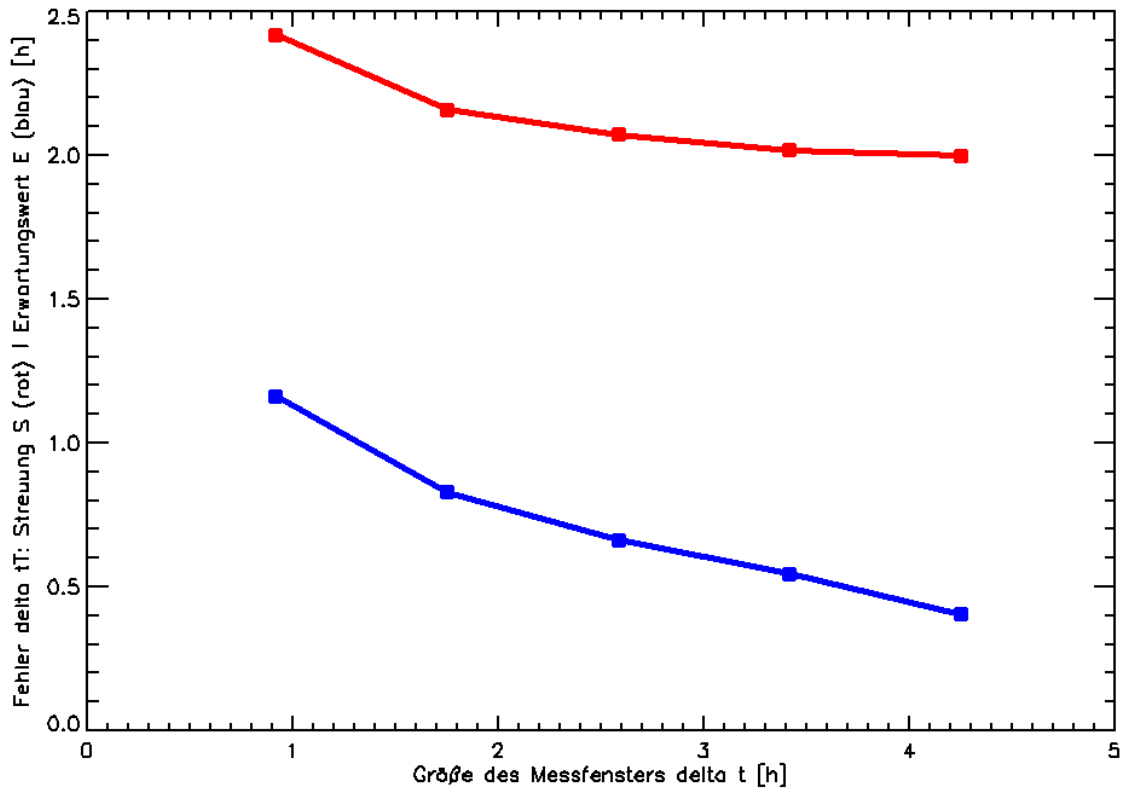


Abb. 3.3.f: Schätzer $E(b)$ (blau), $S(b)$ (rot) von Erwartungswert und Streuung des Todeszeitschätzfehlers b als Funktion der Schätzfenstergröße Δt

Unter der Voraussetzung einer näherungsweise Normalverteilung mit einem Erwartungswert μ und einer Streuung σ des Fehlers b lassen sich Schätzer für die Grenzen b_{95}^u und b_{95}^o des 95 % - Konfidenzintervalls $[b_{95}^u, b_{95}^o]$ bestimmen. Zunächst wird die Formel:

$$b_{95}^u \leq b \leq b_{95}^o \quad (3.3.1)$$

durch Zentrieren mit dem Erwartungswertschätzer und Normieren mit dem Streuungsschätzer transformiert:

$$\frac{b_{95}^u - \mu}{\sigma} \leq \frac{b - \mu}{\sigma} \leq \frac{b_{95}^o - \mu}{\sigma} \quad (3.3.2)$$

Da $\frac{b - \mu}{\sigma}$ eine standard-normalverteilte Zufallsvariable ist, lässt sich die Übereinstimmung der unteren bzw. oberen Intervallgrenze mit dem 2,5%- bzw. 97,5%-Quantil der Standard-Normalverteilung auswerten:

$$\frac{b_{95}^u - \mu}{\sigma} = z_{2,5\%} = 1.96 \quad (3.3.3)$$

$$\frac{b_{95}^o - \mu}{\sigma} = z_{97,5\%} = -1.96 \quad (3.3.4)$$

Der Radius des 95%-Konfidenzintervalls wird dann nach der Formel bestimmt:

$$R_{95} = \frac{b_{95}^o - b_{95}^u}{2} \quad (3.3.5)$$

Die Tabelle (3.3.a) stellt die Momente der Verteilungen des Fehlers b der Todeszeitschätzung t_T^* und die aus ihnen abgeleiteten Größen dar:

	Δt_i [h]	μ [h]	σ [h]	b_{95}^u [h]	b_{95}^o [h]	R_{95} [h]
1	0.917	1.162	2.419	-3.578	5.900	4.74
2	1.750	0.828	2.159	-3.392	5.048	4.22
3	2.583	0.664	2.072	-3.396	4.720	4.06
4	3.417	0.544	2.018	-3.396	4.495	3.95
5	4.250	0.405	1.998	-3.505	4.315	3.91

Tab 3.3.a: Momentenschätzer für μ und σ der Fehlerverteilung der Todeszeitschätzung und daraus abgeleitete Konfidenzintervallparameter Untergrenze b_{95}^u , Obergrenze b_{95}^o und Radius R_{95}

4. Diskussion

Alle derzeitigen mathematischen Modellansätze zur temperaturgestützten Todeszeitbestimmung (DeSaram et al. 1955, Lundquist 1956, Fiddes und Patten 1958, Marshall und Hoare 1962, Henssge 1979-81, Green und Wright 1985, Morgan et al. 1988, Al Alousi et al. 2000-2002) setzen die Kenntnis der Umgebungstemperatur $T_U(t)$ zu allen Zeitpunkten t während des Abkühlungsvorganges voraus. Auch bei der Methode nach Green und Wright (1985) ist zumindest für die Erstellung einer sog. Referenzkurve die Umgebungstemperatur erforderlich. Zudem wird die Außentemperatur vereinfachend als konstant angenommen. Während es zur Problematik nicht-konstanter Umgebungstemperaturen zumindest erste Studien (Althaus und Henssge 1999, Mall et al. 1999, Mall et al. 2001) gibt, die allerdings z.T. als stark theorielastig, z.T. als ad hoc-Ansätze zu beurteilen sind, ist aus der rechtsmedizinischen Literatur bislang keine Arbeit zu zitieren, die sich mit der Problematik partiell unbekannter Umgebungsbedingungen, insbesondere einer partiell unbekanntem Umgebungstemperatur befaßt. In der rechtsmedizinischen Praxis treten jedoch nicht selten Fälle auf, bei denen zum Zeitpunkt der Leichenauffindung der Kriminalpolizei eine Todeszeitbestimmung nicht notwendig erscheint, und daher Messungen der Rektaltemperatur und der Umgebungstemperatur am Fundort ebenso wie eine weitere Beurteilung der Umgebungsbedingungen durch einen Rechtsmediziner unterbleiben. Wird später – oft bei Einlieferung in ein Institut für Rechtsmedizin und Leichenschau oder Obduktion – dann doch der Verdacht auf ein Tötungsdelikt geäußert, wird plötzlich eine Todeszeitbestimmung essentiell für die Ermittlungen. In derartigen Fällen war bisher keines der erwähnten zahlreichen mathematischen Modelle zur Todeszeitschätzung anwendbar. Unter diesem Aspekt untersucht die vorliegende Arbeit die Möglichkeit der Todeszeitschätzung auf der Grundlage mathematischer Modelle bei nur partiell bekannten Umgebungsbedingungen im allgemeinen und speziell für die derzeit in der Praxis übliche Nomogramm-Methode nach Henssge (Henssge und Madea 1988, Henssge et al. 2000).

Die vorliegende Arbeit entwickelt eine Theorie zur temperaturgestützten Todeszeitschätzung bei nur partiell bekannten Anfangs- und Umgebungsbedingungen

für eine große Klasse mathematischer Modelle der postmortalen Abkühlung. Sie liefert eine praktische Berechnungsmethode für eine solche Todeszeit-schätzung und testet die Methode für das in der Praxis gebräuchlichste Modell nach Henssge anhand der Daten von 35 Abkühlungsexperimenten. Darüber hinaus werden die Schätzfehler quantifiziert.

Als Ausgangspunkt der theoretischen Überlegungen dient das Faktum, daß alle relevanten Anfangs- und Randwerte einer Lösung einer Differentialgleichung die Form der Lösungskurve beeinflussen. Folglich können unbekannte Anfangs- und Randwerte prinzipiell durch Parameterschätzung aus der Lösungskurve zurückgewonnen werden. Die Praktikabilität und Genauigkeit einer solchen Rückgewinnung ist jedoch im Einzelfall zu untersuchen. Da mit der Wärmelei-tungsgleichung eine partielle Differentialgleichung zweiter Ordnung die Zeit-evolution jeder Abkühlungskurve beschreibt, ist sichergestellt, daß die Informa-tionen über die Anfangs- und Randwerte in ihre Lösung, d.h. in die Abkühlungs-funktion wesentlich mit eingehen. Für eine praktische Schätzung der in der Lö-sung ‚verborgenen‘ Parameter ist jedoch das Vorhandensein eines handhabba-ren parametrisierten Modells von ausschlaggebender Bedeutung. Dieses wird im Falle der vorliegenden Arbeit durch ein Temperaturmodell aus der Klasse der sogenannten Sklialierungsmodelle geliefert. Theoretische Überlegungen beweisen, daß aus dieser Modellklasse explizite Formeln abgeleitet werden können, die Schätzer der Parameter Anfangstemperatur und Umgebungstem-peratur liefern. Simulationsversuche zeigen jedoch, daß die direkte Verwen-dung dieser Formeln nicht zu einer hinreichend genauen Schätzung der Todes-zeit führt. Der Grund ist vor allem darin zu suchen, daß einerseits die Modell-gleichung implizit ist und daher mit numerischen Verfahren gelöst werden muß, aber andererseits die erforderliche Schätzung von Ableitungen numerisch oft instabil ist. Daher war ein indirekter Ansatz erforderlich, der es insbesondere erlaubte, ohne numerische Berechnung der ersten und zweiten Ableitung der Abkühlungskurve auszukommen: Die Methode der kleinsten Quadrate zusam-men mit dem Minimum-Suchalgorithmus nach Powell als robustes Verfahren schien die Methode der Wahl.

Entsprechende Kurvenanpassungsrechnungen wurden an realen Rektaltemperaturabkühlungskurven aus 35 Abkühlungsexperimenten getestet. Bei allen Experimenten war die Todeszeit bekannt. Allerdings waren die Umgebungsbedingungen, wie auch die Umgebungstemperatur bei Todeseintritt, sowie im Verlauf des Leichenabtransportes vom Todesort ins Institut für Rechtsmedizin nicht bzw. nur grob bekannt. Nach Einlieferung ins Institut für Rechtsmedizin wurden die Leichen dann bei konstanter Umgebungstemperatur in einem abgeschlossenen Kühlraum im Dunkeln für viele Stunden gelagert. Die tiefe Rektaltemperatur und die Umgebungstemperatur wurden in 5-min-Intervallen registriert. Die Lagerung in einem abgeschlossenen Kühlraum zwischen 8°C und 15°C brachte in den meisten Fällen eine abrupte Umgebungstemperaturänderung mit sich.

Trotz der in der Anfangsphase der Abkühlung, d.h. vor Einlieferung ins Institut für Rechtsmedizin, unbekanntem Umgebungstemperatur gelang mit der dargestellten Methode in den meisten Fällen dennoch eine valide Schätzung der Todeszeit. Die 95%-Konfidenzintervallradien lagen bei ± 4 Stunden, was zunächst erheblich erscheint. Die Größe der Abweichungen relativiert sich jedoch angesichts der Tatsache, daß das derzeit nahezu ausschließlich gebräuchliche Modell nach Henssge in seiner konventionellen Anwendung bei bekannter Umgebungstemperatur 95%-Konfidenzintervallradien von $\pm 2,8$ Stunden bei Standardbedingungen bis zu ± 7 Stunden bei Nicht-Standardbedingungen aufweist (Henssge und Madea, 1988). Die hier dargestellten Berechnungen legen dieses Henssge Modell zugrunde und können daher naturgemäß dessen Konfidenzwerte nicht unterschreiten. Die Konfidenzintervalle des Henssge Modells sind erheblich, da Fehler bei einem derart vereinfachten Modell zwangsläufig auftreten und im Hinblick auf die einfache praktische Anwendbarkeit bewußt in Kauf genommen werden.

Außerdem war ein Trend (Bias) des Messfehlers hin zur positiven Überschätzung der Todeszeit (genauer: des Abstandes zwischen Meßbeginn und Todeszeitpunkt) zu beobachten. Ein solcher Trend in den Ergebnissen war jedoch aufgrund des Ansatzes zu erwarten:

Der hier dargestellte Ansatz geht von der Annahme aus, daß die Energieübertragung vom Körperkern zur Körperschale bei der Abkühlung von der Umgebungstemperaturänderung zunächst unbeeinflusst bleibt. Diese Annahme ist selbstverständlich nur für kurze Zeitspannen nach der Umgebungstemperaturänderung richtig. Bei längerfristiger Einwirkung der veränderten Außentemperatur ist durchaus mit einem bis in den Körperkern reichenden Einfluß auf die Abkühlung zu rechnen. Da in den meisten Abkühlungsexperimenten die unbekannte Umgebungstemperatur T_U höher lag als die Umgebungstemperatur in der Meßphase, kann ein systematischer Einfluß auf das Resultat der Rückrechnung nicht ausgeschlossen werden.

Entscheidend für die Gültigkeit der Näherung ist die Dauer der betrachteten Zeitspanne bzw. die Größe des betrachteten Auswertungsfensters nach dem Wechsel der Umgebungstemperatur. Für Auswertungsfenster mit größerem Radius sind ein gesteigerter Einfluß der neuen Umgebungstemperatur und damit ein größerer systematischer Fehler, sowie eine größere Streuung zu erwarten. Ein geringerer Radius des Auswertungsfensters führt jedoch zur Verwendung von weniger Meßstapeln bei der Anpassungsrechnung und somit unweigerlich ebenfalls zu einer Erhöhung der Streuung des Todeszeitschätzers. Es läßt sich also vermuten, daß eine optimale Größe des Auswertungsfensters im Hinblick auf die Streuung des Verfahrens existiert. Der Verlauf der Streuungskurve scheint sich bei Erreichen der Größe $\Delta t = 4,25$ h für das Auswertungsfenster lokal einer Konstante anzunähern, so daß die Vermutung naheliegt, daß mit $\Delta t = 4.25$ h eine optimale Größe des Auswertungsfensters erreicht wurde.

5. Zusammenfassung

Die Bestimmung der Todeszeit ist von großer Bedeutung in der rechtsmedizinischen Praxis. Bei Tötungsdelikten entspricht sie der mutmaßlichen Tatzeit, deren Kenntnis für die Beurteilung von Alibiangaben Verdächtiger essentiell ist. In der frühen postmortalen Phase liefert eine Analyse des Abkühlverhaltens der Leiche bei weitem die genauesten Ergebnisse. Aufgrund der nicht-invasiven und reproduzierbaren Zugänglichkeit und der relativen Körperkernnähe des Meßortes werden meist Rektaltemperaturmessungen an der Leiche vorgenommen. Die temperaturgestützte Todeszeitbestimmung erfolgt anhand einer Modellkurve für die postmortale Rektaltemperaturabkühlung. Die aus der rechtsmedizinischen Literatur zu zitierenden Modelle – darunter auch die derzeit fast einzig praxisrelevante Nomogramm-Methode nach Henssge - gehören folgender allgemeinen Modellklasse an:

$$\frac{T(t) - T_U}{T_0 - T_U} = f(t, \theta)$$

mit T : Rektaltemperatur, T_0 : Anfangstemperatur, T_U : Umgebungstemperatur, θ : Modellparameter und t : Zeit. Alle Modelle setzen die Kenntnis der Anfangs- und Umgebungstemperatur voraus. Bei partiell unbekanntem Anfangs- oder Umgebungsbedingungen sind sie nach Vorschrift nicht mehr anwendbar. In der rechtsmedizinischen Praxis wird der Verdacht auf ein Tötungsdelikt aber oft nicht bereits am Tatort, sondern erst später – beispielsweise nach Einlieferung der Leiche in ein rechtsmedizinisches Institut, also nach einer Umgebungsänderung - geäußert. Daher stellt sich die Frage, ob es möglich ist, die Todeszeit allein aus dem zeitlichen Verlauf der Rektaltemperatur über einen längeren Zeitraum auch ohne Kenntnis der Anfangs- und Umgebungstemperatur zu schätzen.

Die vorliegende Arbeit zeigt, daß es theoretisch möglich ist, aus der allgemeinen Modellformel eine Schätzformel für die Todeszeit herzuleiten, die sowohl von der Anfangs-, als auch von der Umgebungstemperatur unabhängig ist. Aufgrund numerischer Probleme bei Schätzungen von Ableitungen wurde für die praktische Anwendung eine Kurvenanpassungsrechnung mit dem robusten Optimierungsverfahren nach Powell gewählt. Dieses Verfahren wurde nun für das

praxisrelevante Modell nach Henssge anhand der Daten von 35 Abkühlungsexperimenten getestet. Die experimentelle Situation war folgendermaßen: Nach Einlieferung ins Institut für Rechtsmedizin wurde die Rektaltemperatur in 5-min-Intervallen über einen langen Zeitraum gemessen. Die Umgebungstemperatur vor Einlieferung ins Institut war unbekannt. Während der Meßphase war sie dann konstant und bekannt. Die Todeszeit war in allen Fällen genau bekannt, und die Anfangstemperatur wurde – wie beim Henssge-Modell üblich - mit $37,2^{\circ}\text{C}$ unterstellt. Aus dem gemessenen Verlauf der Rektaltemperatur sollte nun die Todeszeit trotz Unkenntnis der Umgebungstemperatur vor Meßbeginn geschätzt werden. Die grundlegende Idee dabei war, daß der Körperkern durch die Körperschale relativ gut gegen die Umgebung abgeschirmt ist und sich daher die Kerntemperaturabnahme auch nach einer abrupten Umgebungstemperaturänderung während einer bestimmten Zeitspanne – dem Auswertzeitraum – weiter so unverändert fortsetzt wie vor der Umgebungstemperaturänderung. Über die dargestellte Kurvenanpassungsrechnung konnten trotz unbekannter Umgebungstemperatur valide Todeszeitschätzungen für die 35 Abkühlungsexperimente erhalten werden. Zusätzlich wurde die Verteilung des Todeszeitschätzfehlers in Abhängigkeit von der Länge des Auswertzeitraumes untersucht. Mit zunehmender Länge des Auswertzeitraumes von knapp 1 bis über 4 Stunden nahm die Schiefe der Verteilung ab und näherte sich einer Normalverteilung an. Die geschätzten Konfidenzintervallradien lagen bei ± 4 Stunden. Dabei ist bezüglich der Konfidenzintervalle festzustellen, daß sie nicht kleiner werden können als die des den Schätzungen zugrundeliegenden Modells nach Henssge mit Konfidenzintervallen von bis zu $\pm 2,8 - 7$ Stunden.

Zusammenfassend entwickelt die vorliegende Arbeit eine Theorie zur temperaturgestützten Todeszeitschätzung bei nur partiell bekannten Anfangs- und Umgebungsbedingungen für eine große Klasse mathematischer Modelle der postmortalen Abkühlung, liefert eine praktische Berechnungsmethode für eine solche Todeszeitschätzung, testet die Methode für das in der Praxis gebräuchlichste Modell nach Henssge an Daten von 35 Abkühlungsexperimenten und quantifiziert die Schätzfehler. Dadurch wird erstmals eine Todeszeitschätzung im nachhinein auch in Fällen möglich, in denen versehentlich die Umgebungstemperatur am Fundort der Leiche bzw. am Tatort nicht gemessen wurde.

6. Literatur

- Al Alousi LM (2002) A study of the shape of the post-mortem cooling curve in 117 forensic cases. *Forensic Sci Int* 125: 237-244.
- Al Alousi LM, Anderson RA, Worster DM, Land DV (2001) Multiple-probe thermography for estimating the postmortem interval: I. Continuous monitoring and data analysis of brain, liver, rectal and environmental temperature in 117 forensic cases. *J Forensic Sci* 46(2): 317-322.
- Al Alousi LM, Anderson RA, Worster DM, Land DV (2001) Multiple-probe thermography for estimating the postmortem interval: II. Practical versions of the triple-exponential formulae (TEF) for estimating the time of death in the field. *J Forensic Sci* 46(2): 323-327.
- Al Alousi LM, Anderson RA, Worster DM, Land DV (2002) Factors influencing the precision of estimating the postmortem interval using the triple-exponential formulae (TEF) Part I. A study of the effect of body variables and covering of the torso on the postmortem brain, liver and rectal cooling rates in 117 forensic cases. *Forensic Sci Int* 125: 223-230.
- Al Alousi LM, Anderson RA, Worster DM, Land, DV (2002) Factors influencing the precision of estimating the postmortem interval using the triple-exponential formulae (TEF) Part II. A study of the effect of body temperature at the moment of death on postmortem brain, liver and rectal cooling in 117 forensic cases. *Forensic Sci Int* 125: 231-236.
- Althaus L, Henssge C (1999) Rectal temperature of death nomogram: sudden change of ambient temperature. *Forensic Sci Int* 99: 171-178.
- Baer HD, Stephan K (1996) *Wärme- und Stoffübertragung*, 2. Aufl., Springer, Berlin, pp 586-587.

- Brown A, Marshall TK (1974) Body temperature as a means of estimating the time of death. *Forensic Sci* 4: 125-133.
- DeSaram GSW, Webster G, Kathirgamatamby N (1955) Post-mortem temperature and the time of death. *J Criminal Law Criminology and Police Science* 46: 562-577.
- Fiddes FS, Patten TD (1958) A percentage method for representing the fall in body temperature after death. *J Forensic Med* 5(1): 2-15.
- Green MA, Wright JC (1985) Postmortem interval estimation from body temperature data only. *Forensic Sci Int* 28: 35-46.
- Green MA, Wright JC (1985) The theoretical aspects of the time dependent Z equation as a means of postmortem interval estimation using body temperature data only. *Forensic Sci Int* 28: 53-62.
- Henssge C (1979) Die Präzision von Todeszeitschätzungen durch die mathematische Beschreibung der rektalen Leichenabkühlung. *Z Rechtsmed* 83: 49-67.
- Henssge C (1981) Todeszeitschätzungen durch die mathematische Beschreibung der rektalen Leichenabkühlung unter verschiedenen Abkühlbedingungen. *Z Rechtsmed* 87: 147-178
- Henssge C, Madea B (1988) Methoden zur Bestimmung der Todeszeit an Leichen. Schmidt-Römhild, Lübeck, pp 133-201.
- Henssge C, Althaus L, Bolt J, Freisleder A, Haffner T, Henssge CA, Hoppe B, Schneider V (2000) Experiences with a compound method for estimating the time since death. I. Rectal temperature nomogram for the time since death, *Int J Legal Med* 113: 303-319.

- Henssge C, Althaus L, Bolt J, Freislederer A, Haffner T, Henssge CA, Hoppe B, Schneider V (2000) Experiences with a compound method for estimating the time since death. II. Integration of non-temperature based methods, *Int J Legal Med* 113: 320-331.
- Hiraiwa K, Kudo T, Kuroda F, Ohno Y, Sebetan IM, Oshida S (1981) Estimation of postmortem interval from rectal temperature by use of computer – Relationship between rectal and skin cooling curves. *Med Sci Law* 21: 4-9.
- Hiraiwa K, Ohno Y, Kuroda F, Sebetan IM, Oshida S (1980) Estimation of postmortem interval from rectal temperature by use of computer. *Med Sci Law* 20: 115-125.
- Joseph AEA, Schickele E (1970) A general method for assessing factors controlling postmortem cooling. *J Forensic Sci* 15(3): 364-391.
- Kuroda F, Hiraiwa K, Oshida S, Akaishi S (1982) Estimation of postmortem interval from rectal temperature by use of computer(III) – Thermal conductivity of the skin. *Med Sci Law* 22: 285-289.
- Kuroda F, Hiraiwa K, Oshida S, Akaishi S (1983) Estimation of postmortem interval from rectal temperature (IV) – Thermal diffusivity of rabbit. *Med Sci Law* 23: 125-130.
- Lundquist F (1956) Physical and chemical methods for the estimation of the time since death. *Acta Med Leg Soc* 9: 205-213.
- Mall G (2000) Temperaturgestützte Bestimmung der Todeszeit mit Hilfe der Methode der Finiten Elemente. Habilitationsschrift, München.
- Mall G, Hubig M, Beier G, Büttner A, Eisenmenger W (2000) Determination of time-dependent skin temperature decrease rates in the case of abrupt changes of environmental temperature. *Forensic Sci Int* 113: 219-226.

- Mall G, Hubig M, Eckl M, Büttner A, Eisenmenger W (2002) Modelling post-mortem surface cooling in continuously changing environmental temperature. *Legal Med* 4: 164-173.
- Marshall TK, Hoare FE (1962) Estimating the time of death – The rectal cooling after death and its mathematical expression. *J Forensic Sci* 7(2): 56-81.
- Marshall TK, Hoare FE (1962) Estimating the time of death - The use of the cooling formula in the study of postmortem body cooling. *J Forensic Sci* 7(2): 189-210.
- Marshall TK, Hoare FE (1962) Estimating the time of death – The use of body temperature in estimating the time of death. *J Forensic Sci* 7(2): 211-221.
- Morgan C, Nokes LDM, Williams JH, Knight BH (1988) Estimation of the post mortem period by multiple-site temperature measurements and the use of a new algorithm. *Forensic Sci Int* 39: 89-95.
- Sellier K (1958) Determination of the time of death by extrapolation of the temperature decrease curve. *Acta Med Leg Soc* 11: 179-302.

7. Danksagung

Zuallererst möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. Wolfgang Eisenmenger als dem Vorstand des Institutes für Rechtsmedizin für die Arbeitsmöglichkeiten bedanken.

Frau PD Dr. Gita Mall danke ich herzlich für die Bereitstellung des Themas und die intensive Betreuung.

Herrn Dr. rer. nat. Dipl.-Math. Michael Hubig danke ich herzlich für die Entwicklung und Bereitstellung der Datenauswertungsprogramme.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Gundolf Beier danke ich für die zahlreichen anregenden wissenschaftlichen Gespräche.

8. Lebenslauf

18.11.1961:	Geboren als Tochter von Therese und Eduard Eckl in Osterhofen
Juni 1983:	Erwerb der allgemeinen Hochschulreife
1983-84:	Studium der Sprachheilpädagogik (LMU München)
1984-85:	Freiwilliges Soziales Jahr
1985-88:	Krankenpflegeausbildung
1988-89:	Volontariat bei einer Presseagentur
1989-95:	Tätigkeit im Bereich der Krankenpflege
1995-2002:	Studium der Humanmedizin (LMU München)
Herbst 1997:	Ärztliche Vorprüfung
Herbst 1998:	Erster Teil der Ärztlichen Prüfung
Herbst 2000:	Zweiter Teil der Ärztlichen Prüfung
Februar 2001- Januar 2002:	Praktisches Jahr
2002:	Dritter Teil der Ärztlichen Prüfung
seit 01.01.2003:	Ärztin im Praktikum am Rotkreuz-Krankenhaus, München Abteilung für Anästhesie und operative Intensivmedizin