

Chancen für den Einsatz von unterbrechungstoleranten Kommunikationsprotokollen in drahtlosen körpernahen Netzwerken im medizinischen Umfeld

Felix Büsching, Lars Wolf

Institut für Betriebssysteme und Rechnerverbund
Technische Universität Braunschweig
Mühlenpfordtstraße 23
38106 Braunschweig
{buesching | wolf}@ibr.cs.tu-bs.de

Abstract: Unterbrechungstolerante Kommunikationsprotokolle werden in zahlreichen Anwendungsbereichen eingesetzt. Im medizinischen Umfeld eignen sie sich besonders, um die Lücke zwischen drahtloser online- und offline-Datenerfassung zu schließen, da sie eine Synchronisierung implizieren. Wir analysieren auftretende Datenraten und zeigen Möglichkeiten und Dimensionierungsansätze für den Einsatz von solchen Protokollen am Beispiel eines Monitoring-Szenarios.

1 Einleitung

Mit drahtlosen körpernahen Netzwerken (Wireless Body Area Networks – WBAN) werden verschiedenste Vitalparameter aufgenommen. Die aufgenommenen Daten werden dabei entweder direkt verarbeitet, zum Weiterverarbeiten an einen zentralen Rechner versendet oder zur späteren Verarbeitung gespeichert. Im GAL-Projekt [EHBW10] gibt es gibt z.B. Studien, in denen über einen langen Zeitraum Aktivitätsdaten von einem Beschleunigungssensor aufgenommen werden, um daraus dann wie in [MWG⁺08] eine Sturzrisikoanalyse durchzuführen. Andere Szenarien beschäftigen sich mit der Sturzerkennung [BRN⁺10], wobei auch hier in der Regel Beschleunigungssensoren zum Einsatz kommen. In diesem Fall werden die aufgenommenen Daten jedoch direkt an einen verarbeitenden PC versendet und dort ausgewertet. Im Falle eines erkannten Sturzes kann dann von dort aus ohne Eingriff des Nutzers ein Alarm ausgelöst und so z.B. der Rettungsdienst verständigt werden.

Die Idee der Unterbrechungstoleranten Netzwerke (Disruption Tolerant Networking – DTN) [CBH⁺07] stammt ursprünglich aus der interplanetaren Kommunikation. Bei der Kommunikation über den Planeten Erde hinaus kann gemeinhin keine durchgehende Ende-zu-Ende Verbindung angenommen werden. Vielmehr gibt es dort nur manchmal eine Verbindung zwischen zwei Kommunikationspartnern und somit hohe Unterbrechungszei-

ten und damit wiederum lange Verzögerungen auf der gesamten Kommunikationsstrecke. Herkömmliche im Internet eingesetzte Transportprotokolle wie z.B. TCP oder UDP kommen hier an ihre Grenzen, da sie auf einer durchgehenden Ende-zu-Ende-Topologie aufbauen. Mit unterbrechungstoleranten Protokollen wird versucht, dem Rechnung zu tragen und dort eine verlässliche Kommunikation zu ermöglichen, wo sonst eher widrige Kommunikationsbedingungen herrschen. Erreicht wird das durch eine zuverlässige Hop-zu-Hop-Kommunikation zwischen jeweils zwei oder mehr Netzteilnehmern, sobald zwischen ihnen eine physikalische (Funk-)Verbindung besteht. Es handelt sich also um eine sogenannte "store, carry and forward" Strategie.

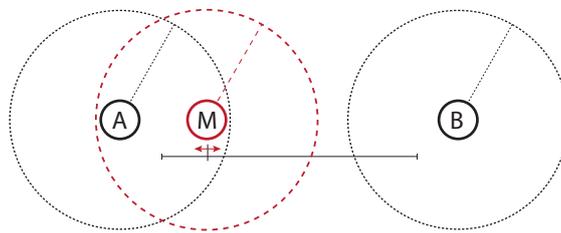


Abbildung 1: Knoten M bewegt sich zwischen den Kommunikationsradii der Knoten A und B. In einem DTN kann Knoten M Daten speichern, mitnehmen und weiterleiten.

Ein standardisiertes Protokoll für solche DTNs ist das Bündel-Protokoll [SB07], von dem es für PC-Systeme einige Implementierungen gibt, wie z.B. IBR-DTN [SMPW11]. Daten werden dabei in sogenannte Bündel verpackt und von Knoten zu Knoten weitergeleitet, wobei die Bündel eine beliebige Größe haben können. Abbildung 1 zeigt die einfache grundsätzliche Funktionalität: Angenommen der stationäre Knoten A möchte Daten an den nicht in seiner Funkreichweite liegenden und ebenfalls stationären Knoten B senden, so ist das mit herkömmlichen Protokollen nicht möglich. Im Fall unterbrechungstoleranter Kommunikation kann aber A B über den mobilen Knoten M erreichen, welcher die Daten physikalisch transportiert und, sobald er in Bs Funkreichweite ist, die Daten übermittelt.

In vielen drahtlosen Monitoring Szenarien, bei denen z.B. ein Patient ein körpernahe Sensorik trägt und die aufgenommenen Daten zu einer Senke übermittelt werden sollen, ergeben sich ganz ähnliche Einschränkungen wie bei der interplanetaren Kommunikation da auch hier oftmals keine kontinuierliche Ende-zu-Ende-Verbindung vorausgesetzt werden kann. Durch Abschattungen und unvorhersehbare Kollisionen auf dem Funkkanal kann die Nutzdatenrate einbrechen; bei Verlassen des Empfangsbereichs der Basis reißt die Kommunikation vollständig ab. Normalerweise würde im ersten Fall die Datenqualität leiden, da einzelne Pakete verloren gehen, im zweiten Fall könnte sogar die Studie gefährdet sein, da wohlmöglich wichtige Daten von bestimmten Zeiten des Tages fehlen.

Die weiteren Teile sind wie folgt strukturiert: In Kapitel 2 wird zunächst kurz auf Anwendungsbereiche von körpernaher Sensorik im medizinischen Umfeld eingegangen und ein

einfacher Anwendungsfall für unterbrechungstolerante Netze vorgestellt. Nachdem in Kapitel 3 die zu erwartenden Datenraten behandelt werden, folgt in Kapitel 4 eine Analyse zur Kapazität von DTNs im betrachteten Umfeld.

2 Motivation und Anwendungsfall: Unterbrechungstoleranz in medizinischen Sensornetzen

In zahllosen Untersuchungen und Studien werden mit körpernaher Sensorik Vitalparameter und andere Daten aufgenommen und entweder direkt oder im Anschluss ausgewertet, wobei ein deutlicher Trend zu drahtloser Datenübertragung zu erkennen ist.

In allen Studien werden die Daten früher oder später zu einer Datensinke transferiert – entweder sofort per Funk oder aber nach einer gewissen Zeit, wenn z.B. die SD-Karte ausgelesen wird.

In einem dem GAL-Projekt geschuldeten Anwendungsfall soll davon ausgegangen werden, dass eine ältere Person, welche alleine in einer Wohnung lebt, drahtlose mobile Sensorik zur Aktivitätsüberwachung trägt. Im konkreten Fall handelt es sich dabei um ein Accelerometer, welches zum einen zur Sturzerkennung, zum anderen aber auch zur Ganganalyse und Aktivitätserkennung verwendet werden soll. Außerdem soll zur genaueren Analyse zusätzlicher Freiheitsgrade im weiteren Verlauf auch ein microelektromechanisches Gyroskop eingesetzt werden. Ein hochpräziser Luftdrucksensor soll zusätzliche Informationen liefern, z.B. soll über die Änderung des Luftdrucks erkannt werden, ob die Person eine Treppe hinauf oder hinab geht. Für diese integrierte Sensorik wurde der drahtlose Sensorknoten INGA [BKW11] entwickelt, welcher alle genannten Sensoren vereint.

Eine Ganganalyse kann prinzipiell offline geschehen, die Daten werden also über einen längeren Zeitraum gesammelt und später an einem PC ausgewertet. Wichtig ist hier das kontinuierliche Aufzeichnen der Daten - unabhängig vom Aufenthaltsort der Person. Zurzeit werden die Daten dazu auf eine SD-Karte gespeichert, welche dann nach mehreren Tagen ausgelesen, bzw. durch eine neue ersetzt wird. Die Daten zur Sturzerkennung hingegen sollen direkt übermittelt werden, damit so zeitnah und automatisch Hilfe gerufen werden kann; die Sturzerkennung soll dabei einzig innerhalb der Wohnung erfolgen.

Da für Sturzerkennung und Ganganalyse teilweise dieselben Sensoren eingesetzt werden und somit dieselben Messwerte sowohl online also auch offline benötigt werden, bietet sich hier eine unterbrechungstolerante Übertragung an: Wenn ohnehin schon dieselbe Sensorik zur Aktivitätsaufzeichnung und zur Sturzerkennung verwendet wird, dann kann auch die Datenübertragung vereinheitlicht werden. Durch ein entsprechendes DTN-Protokoll kann diese Funktionalität für die Anwendungen transparent bereitgestellt werden. Solange sich der drahtlose Sensorknoten innerhalb der Funkreichweite eines zentralen Rechners innerhalb der Wohnung befindet, werden alle Daten auch direkt übermittelt – sobald die Funkreichweite verlassen wird oder der Funkkanal gestört ist, werden die Daten aufge-

zeichnet. Bei wiederhergestellter Funkverbindung werden dann die aufgezeichneten Daten übermittelt, bzw. synchronisiert. Dass damit auch das lästige Wechseln von SD-Karten wegfällt, weil ja alle Daten an den zentralen Rechner übermittelt werden, kann als zusätzlicher Komfortgewinn angesehen werden.

Den Anwendungsentwicklern sollte sich ein DTN-Protokoll idealerweise transparent präsentieren, d.h. dass die gesamte Funktionalität wie das Herstellen von Verbindungen sowie das Übermitteln und Zwischenspeichern von Daten im Kommunikationsprotokoll stattfindet und die Anwendung lediglich Daten an eine DTN-Schicht sendet und diese dann die weitere Behandlung verantwortet.

3 Analyse der Datenraten

Wie im folgenden Kapitel gezeigt werden wird, sind für die Abschätzung der Grenzen und Möglichkeiten von DTNs sowohl die von den Sensoren erzeugte Datenrate, als auch die Nutzdatenrate auf dem Funkkanal von Interesse, weswegen in diesem Kapitel auf beide kurz eingegangen wird.

3.1 Datenrate auf dem Funkkanal

Die erreichbare Datenrate auf dem Funkkanal hängt im Wesentlichen von der verwendeten Funktechnologie ab. Interessant ist dabei jeweils die erzielbare Nettodatenrate für die Nutzdaten, also ohne Overhead für die unter der Anwendungsschicht liegenden Protokolle. Bei Standard WLAN (IEEE 802.11b) sind das z.B. maximal 5.5 MBit/s von nominellen 11 MBit Bruttodatenrate. Da WLAN aufgrund der hohen Leistungsaufnahme für batteriebetriebene körpernahe Netzwerke ausscheidet, und sich in drahtlosen Sensornetzen eine Übertragungsrate nach IEEE 802.15.4 etabliert hat, soll an dieser Stelle auch nur kurz auf die dort erzielbaren Datenraten eingegangen werden. Nominell liegt die Bruttodatenrate von IEEE 802.15.4 in den 2.4 GHz-Frequenzbändern bei 250 kbit/s. Bei einer exemplarischen Messung unserer Implementierung eines DTN-Protokolls für Sensorknoten konnten wir eine Nutzdatenrate von ungefähr 50 kbit/s zwischen zwei Knoten messen, weshalb dieser Durchsatz in den späteren Betrachtungen auch als realistisch angenommen wird.

3.2 Generierte Datenrate beim Überwachen von Aktivitäts- und Vitalparametern

Bei der Überwachung von Vitalparametern oder sonstigen am Körper aufgenommenen Daten wird zunächst von einer kontinuierlichen Abtastung ausgegangen. Je nach aufzunehmender Messgröße liefern unterschiedliche Sensoren auch unterschiedliche Datenra-

ten. An dieser Stelle sollen lediglich einige allgemeine Beispiele und im Speziellen die Sensorik des Sensorknotens INGA betrachtet werden. Bei den betrachteten Datenraten ist generell anzumerken, dass viele Sensoren keine ganzen 2er Potenzen als Auflösung anbieten. So liefern einige Sensoren z.B. eine Auflösung von 10 Bit, welche intern dann in 2 Byte repräsentiert werden. Bei der Berechnung der Nutzdatenraten gehen wir davon aus, dass auch nur die tatsächlich erzielte Auflösung übermittelt werden muss und vom Benutzer entsprechend kodiert wird.

Accelerometer ADXL 345

In einer ausführlichen Analyse [BKGW12] ging der Beschleunigungssensor von Analog Devices in Bezug auf Signalrauschen und Energieverbrauch als Favorit hervor, weswegen er bei der Konzeption von INGA zum Einsatz kam. Als digitaler Sensor erlaubt er die Abtastung von 3 Achsen in zahlreichen diskreten Abtastraten im Bereich von 0.1 bis 3200 Hz, bei einer Auflösung von 10 bis 13 Bit. In der Konfiguration mit der geringsten Datenrate würde dieser Sensor eine Nutzdatenrate von $0.1 \text{ Hz} \cdot 3 \text{ Achsen} \cdot 10 \text{ Bit} = 3 \text{ Bit/s}$ erzeugen. Die höchstmögliche Datenrate läge demnach bei $3200 \text{ Hz} \cdot 3 \text{ Achsen} \cdot 13 \text{ Bit} = 124\,800 \text{ Bit/s}$. Bei Fokussierung auf den medizinischen Bereich sind beide Extrema allerdings unbrauchbar. In [WvAB90] wurde argumentiert, dass am menschlichen Körper keine Beschleunigungen $> 20 \text{ Hz}$ auftreten. Unter Einhaltung des Nyquist-Shannon-Abtasttheorems und etwas Sicherheitsabstand wurde in [BKGW12] 50 Hz als eine sinnvolle Abtastrate für Beschleunigungssensoren im medizinischen Bereich proklamiert. Mit dieser Abtastrate würde dann eine typische und realistische Datenrate von 1500 Bit/s erreicht.

Gyroskop ST L3G4200D

Das 3-Achsen Gyroskop erlaubt die Detektion von 3 weiteren Freiheitsgraden bei einer Genauigkeit von bis zu 2000 Grad pro Sekunde. Mit einer Auflösung von 16 Bit und einer diskret auf 100, 200, 400 oder 800 Hz einstellbaren Datenrate, liefert das Gyroskop Datenraten im Bereich von 4800 bis 38 400 Bit/s. Im betrachteten medizinischen Umfeld wurden bisher erst wenige Versuche mit Gyroskopen gemacht. Während die Autoren von [ANB⁺02] eine Abtastrate von 200 Hz verwenden, wird in [MNV02], [LIS09] und [PKM⁺04] jeweils mit 100 Hz abgetastet. Da die Autoren von [SCMS05] zeigen, dass bei einer Samplingfrequenz von 200 Hz auch eine Kalibrierung während der Benutzung möglich ist, soll diese Frequenz für das Gyroskop als typischer Wert dienen. Die daraus resultierende typische Datenrate beträgt demnach 9600 Bit/s.

Luftdrucksensor BMP085 (inkl. Temperatursensor)

In [LGMD09] wurde gezeigt, dass sich ein Luftdrucksensor zur Höhenbestimmung innerhalb von Gebäuden und somit zur Aktivitätserkennung eignet. In [BRN⁺10] wird ein

solcher Sensor auch zur Sturzerkennung eingesetzt und dabei mit 1.8 Hz bei einer Auflösung von 19 Bit abgetastet, was einer Datenrate von 34,2 Bit/s führt. Der auf INGA verwendete Bosch Sensor braucht zum Sampeln in höchster Auflösung (19 Bit) 25,5 Millisekunden Zeit, was zu einer maximalen Abtastrate von 39,2 Hz führt und dabei bis zu 741 Bit/s an Daten produzieren würde. Der integrierte Temperatursensor hat eine Auflösung von 16 Bit liefert nach 4,5 Millisekunden einen Messwert, was zu einer maximalen Abtastrate von 222 Hz führt und dabei 3552 Bit/s an Daten verursachen würde. Da sich sowohl Temperatur als auch Luftdruck nicht so schnell ändern, als dass es Sinn ergeben würde sie mit solchen Frequenzen abzutasten, erscheinen den Autoren zumindest beim Temperatursensor eine Abtastung mit 2 Hz und daraus resultierenden Daten von 70 Bit/s sinnvoll.

Puls und EKG

Nicht auf INGA integriert, aber im medizinischen Bereich häufig anzutreffen, sind die Messung von Puls und Elektrokardiogramm. Während bei der Messung des menschlichen Pulses Abtastfrequenzen über 8 Hz keinen Sinn ergeben und sich der Puls auch nicht so schnell ändert, dass eine Übertragung mit mehr als 1 Hz vernünftig wäre, fallen beim EKG schon deutlich größere Datenmengen an. In [FGH04] wird ein drahtloses und tragbares 1-Kanal-EKG beschrieben, das bei 8 Bit Auflösung mit einer Samplingrate von 500 Hz abtastet und so eine Datenrate von 4000 Bit/s generiert. Das 3-Kanal-EKG in [PCS⁺09] tastet jeden Kanal mit einer Rate von 125 Hz und einer Auflösung von 14 Bit ab, was zu einer Gesamtdatenrate von 1750 Bit/s führt. Sollen hingegen die Rohdaten eines kompletten 12-Kanal EKGs mit einer Abtastrate von 500 Hz und einer Quantisierungsauflösung von 16 Bit übertragen werden, wäre eine Datenrate von 96 kbit/s die Folge. Ein typisches im medizinischen Umfeld eingesetztes EKG verfügt über eine Bandbreite von bis zu 100 Hz, was zu einer Abtastrate von 200 Hz führen würde; bei drei Kanälen würde sich hierbei eine Gesamtdatenrate von 8400 Bit/s ergeben.

Tabelle 1: Minimale, maximale und typische Datenraten exemplarischer Sensoren.

Sensor	D_{min}	D_{max}	D_{typ}
Accelerometer	3 Bit/s	124 800 Bit/s	1500 Bit/s
Gyroskop	4800 Bit/s	38 400 Bit/s	9600 Bit/s
Luftdrucksensor	35 Bit/s	4392 Bit/s	70 Bit/s
Puls	8 Bit/s	32 Bit/s	16 Bit/s
EKG	800 Bit/s	96 000 Bit/s	8400 Bit/s

Wie aus Tabelle 1 zu erkennen ist, sind die Datenraten von Sensor zu Sensor und von Anwendungsfall zu Anwendungsfall verschieden. So würde beispielsweise die geringste Datenrate beim alleinigen Übermitteln von Puls-Informationen mit der Frequenz von 1 Hz bei gerade einmal 8 Bit/s liegen, während ein 3-Achsen-Accelerometer auch mehr als 124 KBit/s erzeugen kann. Durch Kombination vom mehreren Sensoren lassen sich

sowohl Datenraten zwischen diesen beiden Extrema als auch darüber erzeugen. Im Folgenden soll deshalb versucht werden, ein von Erzeugerdatenraten unabhängiges Modell zu finden.

4 Kapazität von unterbrechungstoleranten Netzen

Um die Kapazität und Leistungsfähigkeit zu berechnen, werden an dieser Stelle zunächst einige Variablen definiert. Daten werden mit der Generatordatenrate D_{gen} erzeugt. Ausgehend von dem in Kapitel 2 beschriebenen Fall, dass ein Accelerometer mit der in Kapitel 3 vorgestellten typischen Datenrate Daten erzeugt, wäre in diesem Fall $G_{gen} = 1500$ Bit/s. Der Durchsatz auf der Anwendungsschicht (Application Layer Throughput; Goodput) wird mit D_{good} bezeichnet. Wie bereits erwähnt konnte in beispielhafter Messung mit unserer Bündel-Protokoll-Implementierung ein Goodput von $D_{good} = 50$ KBit/s gemessen werden.

4.1 Spezielle Lösung

In dem Fall, dass die Datenrate der generierten Daten dauerhaft größer als der zur Verfügung stehende Goodput wäre ($D_{gen} > D_{good}$), ist nur eine lokale Speicherung (z.B. auf einer SD-Karte) möglich, da niemals alle Daten übermittelt werden könnten. Bei $D_{gen} = D_{good}$ ist zwar eine Übermittlung per Funk möglich, jedoch würde eine Verschlechterung des Funkkanals sofort zu Datenverlust führen; ein gewisses Überangebot an Bandbreite wäre also in jedem Fall sinnvoll. $D_{gen} < D_{good}$ ist der für eine Unterbrechungstoleranz interessante Fall, da hier Ausfälle abgefangen und Daten später zugestellt werden können. Welche Ausfallzeiten dabei überbrückt werden können, hängt auch von der zur Zwischenspeicherung nutzbaren Speichergröße des Sensorknoten S_{node} ab, wobei der Füllstand dieses Speichers im Folgenden mit S_{fill} bezeichnet wird und sich bei anhaltender Unterbrechung der Dauer $t_{disrupt}$ mit D_{gen} füllt, wie in Gleichung (1) dargestellt.

$$S_{fill} = t_{disrupt} \cdot D_{gen} \quad (1)$$

Nachdem nun S_{fill} mit steigender Unterbrechungszeit $t_{disrupt}$ anwächst, kann bei Wiederherstellung der Verbindung mit der Synchronisation begonnen werden. Da während der Synchronisation auch weiterhin neue Daten generiert werden, steht dafür nicht der volle Goodput zur Verfügung. Wie Gleichung (2) veranschaulicht, ist bei der Berechnung der Synchronisationszeit t_{sync} im Nenner entsprechend D_{gen} abzuziehen.

$$t_{sync} = \frac{S_{fill}}{D_{good} - D_{gen}} \quad (2)$$

Mit den Gleichungen (1) und (2) lassen sich die Inhalte für Tabelle 2 errechnen. Hier werden die für das Szenario erreichbaren Unterbrechungs- und Synchronisationszeiten, sowie der Speicherbedarf bei $G_{gen} = 1500 \text{ Bit/s}$ und $D_{good} = 50 \text{ KBit/s}$ für verschiedene Unterbrechungsdauern gezeigt. Es ist ersichtlich, dass kurze Unterbrechungen im Minutenbereich quasi sofort synchronisiert werden können, aber auch ein ganzer Tag lässt sich innerhalb von weniger als 45 Minuten synchronisieren. Bei größeren Unterbrechungsdauern ist darauf zu achten, dass der Speicher entsprechend dimensioniert ist; ein Jahr Unterbrechung würde zwar in 11.3 Tagen synchronisiert werden können, benötigt dann aber auch eine Speicherkapazität von knapp 6 GB, was mit heutigen SD-Karten aber machbar sein sollte.

Tabelle 2: Unterbrechungs- und Synchronisationsdauer, sowie Speicherbedarf bei $G_{gen} = 1500 \text{ Bit/s}$ und $D_{good} = 50 \text{ KBit/s}$.

Unterbrechung	$t_{disrupt}$	t_{sync}	S_{fill}
1 Sekunde	1 s	0.03 s	187.5 Byte
1 Minute	60 s	1.86 s	11.25 KByte
10 Minuten	600 s	18.56 s	112.50 KByte
1 Stunde	3600 s	111.34 s	675.00 KByte
8 Stunden	28 800 s	890.72 s	5.40 MByte
1 Tag	86 400 s	2672.17 s	16.20 MByte
1 Woche	604 800 s	18 705.15 s	113.40 MByte
1 Monat	2 629 743.83 s	81 332.28 s	493.07 MByte
1 Jahr	31 556 926 s	975 987.40 s	5.65 GByte

Nach Zusammenfassen von Gleichung (1) und (2) fällt die Abhängigkeit vom Speicherfüllstand weg und es ergibt sich Gleichung 3.

$$t_{sync} = \frac{t_{disrupt} \cdot D_{gen}}{D_{good} - D_{gen}} \quad (3)$$

4.2 Allgemeine Lösung

Da die für die Dimensionierung von unterbrechungstoleranten Systemen letztendlich das Verhältnis von D_{gen} zu D_{good} von Bedeutung ist, wird dieses durch η substituiert (siehe Gleichung (4)). Für den oben betrachteten speziellen Fall gilt dementsprechend $\eta = 0.03$.

$$\eta = \frac{D_{gen}}{D_{good}} \quad (4)$$

Nach der Substitution ergibt sich Gleichung (5).

$$t_{sync} = \frac{\eta \cdot t_{disrupt}}{1 - \eta} \quad (5)$$

Damit lassen sich für unterschiedliche Verhältnisse zwischen erzeugter Datenrate und Durchsatz auf der Anwendungsschicht η Aussagen über die Möglichkeiten zu Unterbrechungsüberbrückung treffen. In Abbildung 2 ist dabei die Synchronisierungszeit für unterschiedliche Werte von η bei einer Unterbrechung von einer Stunde aufgetragen. Während der ebenfalls aufgetragene Speicherverbrauch (hier für den speziellen Fall $D_{gen} = 1500$ Bit/s) linear steigt, zeigt η ein exponentielles Wachstum. In Abbildung 3 sind Synchronisierungsdauer über Unterbrechungsdauer für unterschiedliche Werte von η aufgetragen. Hier ist deutlich zu erkennen, dass bei kleinen η sehr kurze Synchronisierungszeiten möglich sind, während bei großen η die Synchronisierungszeit weit über der Unterbrechungsdauer liegen kann.

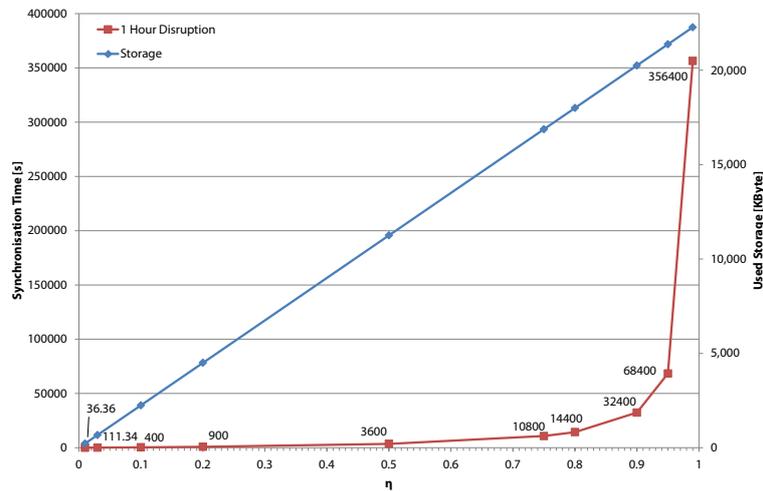


Abbildung 2: Synchronisierungsdauer (t_{sync} - linke Achse) und Speicherverbrauch (S_{fill} - rechte Achse) nach einer Unterbrechung von einer Stunde ($t_{disrupt} = 1h$) und unterschiedlichen η ; bei konstanter Generatordatenrate $D_{gen} = 1500$ Bit/s.

5 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Nach einer Analyse der im medizinischen Umfeld typischerweise auftretenden Datenraten, haben wir ein Modell für eine allgemeine Einschätzung der Leistungsfähigkeit von DTN-Protokollen gegeben. Wir konnten zeigen, dass DTN-Protokolle, wie z.B. das Bündelprotokoll, in den betrachteten medizinischen Anwendungsbereichen sinnvoll einsetzbar

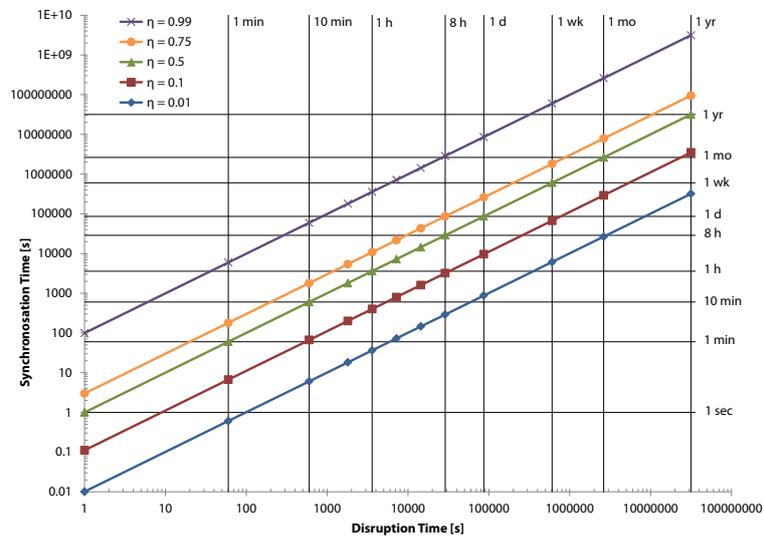


Abbildung 3: Logarithmische Synchronisierungsdauer über der Unterbrechungsdauer bei verschiedenen Werten für η .

sind. Bei der Dimensionierung solcher Systeme ist dabei das Verhältnis zwischen erzeugter Datenrate und Durchsatz auf der Anwendungsschicht, η , die wichtigste Größe. Dabei führen kleine Werte von η zu einer sehr kurzen Synchronisationsdauer, während bei $\eta = 0.5$ die Synchronisationszeit der Unterbrechungsdauer entspricht. Auch bei großen Werten ($0.5 < \eta < 1$) kann ein DTN sinnvoll sein, um kurzzeitige Unterbrechungen auf dem Funkkanal ohne Datenverlust zu überstehen. Daneben ist der zur Verfügung stehende Speicher von großer Bedeutung: Wenn $S_{fill} > S_{node}$ werden sollte, kommt es in jedem Fall zu einem Datenverlust, weswegen S_{node} entsprechend der maximal zu überbrückenden Zeit, bzw. Datenrate großzügig gewählt werden sollte.

Literatur

- [ANB⁺02] K. Aminian, B. Najafi, C. Büla, P.-F. Leyvraz und Ph. Robert. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of Biomechanics*, 35(5):689 – 699, 2002.
- [BKGW12] Felix Büsching, Ulf Kulau, Matthias Gietzelt und Lars Wolf. Comparison and validation of capacitive accelerometers for health care applications. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 106(2):79 – 88, 2012.
- [BKW11] Felix Büsching, Ulf Kulau und Lars Wolf. Demo: INGA - An Inexpensive Node for General Applications. In *Proceedings of the 9th ACM Conference on Embedded Networked Sensor Systems*, SenSys '11, Seattle, WA, USA, 2011. ACM.

- [BRN⁺10] F. Bianchi, S.J. Redmond, M.R. Narayanan, S. Cerutti und N.H. Lovell. Barometric Pressure and Triaxial Accelerometry-Based Falls Event Detection. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 18(6):619–627, dec. 2010.
- [CBH⁺07] V. Cerf, S. Burleigh, A. Hooke, L. Torgerson, R. Durst, K. Scott, K. Fall und H. Weiss. Delay-Tolerant Networking Architecture. RFC 4838 (Informational), April 2007.
- [EHBW10] M. Eichelberg, A. Hein, F. Büsching und L. Wolf. The GAL middleware platform for AAL. In *e-Health Networking Applications and Services (Healthcom), 2010 12th IEEE International Conference on*, Seiten 1–6, 2010.
- [FGH04] R. Fensli, E. Gunnarson und O. Hejlesen. A wireless ECG system for continuous event recording and communication to a clinical alarm station. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, Jgg. 1, Seiten 2208–2211, sept. 2004.
- [LGMD09] G. Lammel, J. Gutmann, L. Marti und M. Dobler. Indoor Navigation with MEMS sensors. *Procedia Chemistry*, 1(1):532–535, 2009.
- [LIS09] Tao Liu, Yoshio Inoue und Kyoko Shibata. Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Measurement*, 42(7):978–988, 2009.
- [MNV02] Ruth E. Mayagoitia, Anand V. Nene und Peter H. Veltink. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 35(4):537–542, 2002.
- [MWG⁺08] Michael Marschollek, Klaus-Hendrik Wolf, Matthias Gietzelt, Gerhard Nemitz, Hubertus Meyer zu Schwabedissen und Reinhold Haux. Assessing elderly persons' fall risk using spectral analysis on accelerometric data - a clinical evaluation study. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*, Seiten 3682–3685, 2008.
- [PCS⁺09] J. Proulx, R. Clifford, S. Sorensen, Dah-Jye Lee, J. Archibald, G. Lammel, J. Gutmann, L. Marti und M. Dobler. Indoor Navigation with MEMS sensors. Jgg. 1, Seiten 532–535, 2009. Proceedings of the Eurosensors XXIII conference.
- [PKM⁺04] I.P.I. Pappas, T. Keller, S. Mangold, M.R. Popovic, V. Dietz und M. Morari. A reliable gyroscope-based gait-phase detection sensor embedded in a shoe insole. *Sensors Journal, IEEE*, 4(2):268–274, april 2004.
- [SB07] K. Scott und S. Burleigh. Bundle Protocol Specification. RFC 5050 (Experimental), November 2007.
- [SCMS05] Sergio Scapellato, Filippo Cavallo, Chiara Martelloni und Angelo M. Sabatini. In-use calibration of body-mounted gyroscopes for applications in gait analysis. *Sensors and Actuators A: Physical*, 123–124(0):418–422, 2005.
- [SMPW11] Sebastian Schildt, Johannes Morgenroth, Wolf-Bastian Pöttner und Lars Wolf. IBR-DTN: A lightweight, modular and highly portable Bundle Protocol implementation. *Electronic Communications of the EASST*, 37, Jan 2011.
- [WvAB90] A.Th.M. Willemsen, J.A. van Alsté und H.B.K. Boom. Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry. *Journal of Biomechanics*, 23(8):859–863, 1990.