

MODÉLISATION DE LA TEMPÉRATURE D'UN CORPS PAR AUTOMATES CELLULAIRES

A. VEREMME, D. DUPONT

ERASM-HEI
13 rue de Toul 59046 Lille
{alexandre.veremme, daniel.dupont}
@hei.fr

G. MORVAN, D. JOLLY

LGI2A EA 3926
Université d'Artois
Faculté des Sciences Appliquées
Technoparc Futura 62400 Béthune
{gildas.morvan, daniel.jolly}
@fsa.univ-artois.fr

D. CHARABIDZE

Laboratoire d'Entomologie
Institut de Médecine Légale
Université de Lille 2
Place de Verdun 59035 Lille
damien
@forenseek.org

RÉSUMÉ : *Dans cet article, nous traitons d'une alternative aux méthodes analytiques classiques dans le cadre de la modélisation de systèmes complexes. Devant le caractère imprévisible de ces systèmes (où le nombre de composants et l'intensité des interactions sont importants), les méthodes analytiques semblent mal adaptées et des modèles dynamiques discrets, comme les automates cellulaires, peuvent permettre de faire émerger des comportements globaux complexes en déterminant simplement le comportement local et les interactions d'entités primitives. Nous illustrons notre propos en nous intéressant à un problème issu de la médecine légale : la modélisation du comportement thermique d'un cadavre. Aucun des modèles de température actuels, empiriques ou basés sur les lois physiques de transfert de chaleur, ne prend en compte des simulations sous températures variables. Nous proposons une solution qui remédie à ce problème. Nous en détaillons les spécifications, implémentations et résultats. Nous terminons sur l'utilisation de nos travaux, intégrés au sein d'un système multi-agents, et les perspectives de travail.*

MOTS-CLÉS : *automates cellulaires, système complexe, émergence, système dynamique discret*

1. INTRODUCTION

Dans le cadre de la modélisation de systèmes complexes, lorsque le nombre et la précision des paramètres deviennent trop importants, les méthodes analytiques classiques, souvent, ne permettent pas l'obtention de solutions suffisamment précises. Pourtant, pour certains phénomènes physiques, pouvant être décrits par des équations aux dérivées partielles, une discrétisation de l'espace, du temps et/ou des valeurs, peut permettre d'exprimer et expliquer la complexité globale d'un système. Ainsi, des méthodes, comme celle des éléments finis, permettent de résoudre, de manière discrète, une équation caractéristique d'un phénomène dont on cherche une solution approchée «suffisamment» fiable. Mais ces équations peuvent également être modélisées par un système dynamique discret, moins coûteux en temps de calculs, comme celui d'un réseau d'automates cellulaires. L'idée consiste alors à traiter le problème de manière ascendante, du local au global, du simple au complexe. En déterminant ainsi le comportement lo-

cal et les interactions d'entités élémentaires, il devient possible de faire émerger des comportements globaux complexes (Goujon 1999).

Cet article traite de la modélisation du comportement thermique d'un corps par automates cellulaires. En considérant un corps comme un *continuum* de petites zones homogènes, chacune gérant son évolution thermique en fonction de ses caractéristiques propres et de son environnement immédiat, nous faisons émerger le comportement thermique global du corps. Notre verrons, dans un premier temps, les origines de ces travaux puis la formalisation de notre solution. Nous abordons ensuite l'implémentation et les résultats obtenus. Nous continuons sur les applications, en présentant l'intégration du modèle au sein d'un système multi-agents. Nous terminons sur les avantages de la solution proposée et les perspectives de travail.

2. ORIGINES DE L'APPLICATION : LA MÉDECINE LÉGALE

Ce travail est lié à une problématique concrète issue de la médecine légale dont l'objectif est de déterminer précisément les circonstances de la mort d'une personne. Plus particulièrement, l'un de ces rôles essentiels est d'estimer la date et l'heure de la mort. Dans le cas d'un délai *post-mortem* apparemment récent (inférieur à 72 heures), la rigidité cadavérique, la présence de lividités ou la mesure de la concentration en potassium dans l'humeur vitrée de l'œil sont autant de méthodes connues des médecins légistes leur permettant d'émettre des avis. Cependant, ces dernières, parfois difficiles à mettre en œuvre, sont bien souvent insuffisantes : les observations peuvent varier considérablement en fonction des individus et environnements. Ainsi, il est conseillé de n'utiliser ces méthodes qu'en complément les unes des autres et non de manière isolée.

Pour dater un cadavre découvert lors de cette phase *post-mortem* précoce, il est également possible d'utiliser le procédé thermométrique. En effet, après le décès, l'arrêt des phénomènes d'homéothermie entraîne une harmonisation progressive de la température du corps avec celle de son environnement. Et, contrairement aux méthodes énoncées plus haut, ce phénomène est plus facilement quantifiable (Henssge 2004) : le refroidissement d'un corps étant un processus physique. Ainsi (Marshall & Hoare 1962) proposèrent la première approche mathématique modélisant l'évolution de la température rectale. Cette approche empirique, basée sur une série d'expériences, permet alors de faire ressortir une loi permettant de calculer l'évolution de la température rectale en fonction d'une température extérieure fixe. Ces études ont été reprises, améliorées ou critiquées, et aujourd'hui, une grande majorité des médecins légistes utilisent le normogramme de Henssge (Henssge 1988, Henssge 1992) (*cf.* équation 1).

$$\frac{T_r - T_a}{37.2 - T_a} = 1.25 * \exp(k * t) - 0.25 * \exp(5 * k * t) \quad (1)$$

Avec : T_r la température rectale mesurée au moment de la découverte du corps (°C), T_a la température ambiante moyenne (°C), t l'heure de la mort et k le coefficient de refroidissement du corps (dépendant de la masse du corps et des conditions dans lesquelles le corps a été retrouvé).

De manière générale, ces approches thermométriques empiriques demeurent intéressantes, en particulier parce que peu de calculs sont nécessaires pour obtenir une première estimation de l'heure du décès. Chez

Henssge, dans des conditions normales de refroidissement¹, le normogramme est en fait une abaque à trois entrées : température rectale, température ambiante et masse corporelle. Mais, ce type d'approche ne se révèle réellement opérant que durant la phase de décroissance linéaire et inutilisable lors du plateau thermique initial et durant la phase exponentielle (phases où la température varie très peu) (*cf.* figure 1).

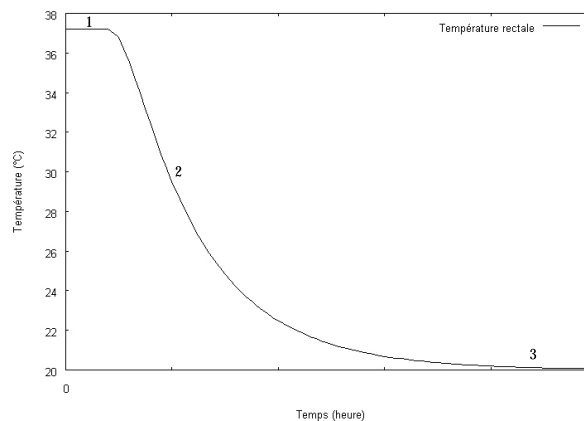


Figure 1: Forme Sigmoidale de refroidissement d'un corps.

1 : phase de plateau thermique initial / 2 : phase de décroissance linéaire / 3 : phase exponentielle

De plus, même si ces modèles empiriques, par l'intermédiaire des abaques et des facteurs correcteurs, essaient de prendre en compte au mieux des conditions particulières de refroidissement (corps retrouvé dans de l'eau par exemple), ils sont en général peu réalistes car bien trop souvent dépendants des conditions dans lesquelles ont été menées les expériences (proportions des corps utilisés et conditions environnementales contrôlées) et des interprétations faites par les auteurs (*e.g.* Henssge ne prend en compte que la masse des individus et non la taille).

Plus récemment, d'autres méthodes ont vu le jour et en 2004, Gita Mall a notamment proposé un modèle basé sur les lois physiques de transfert de chaleur (Mall & Eisenmenger 2005a, Mall & Eisenmenge 2005b). Les quelques approches actuelles basées sur les flux thermiques remédient à certains des problèmes évoqués des modèles empiriques, mais aucune de ces deux orientations, physiques ou empiriques, n'évoque et ne prend en compte une température d'environnement variable. Or, excepté en milieu intérieur où la température pourrait être fixe, les corps sont en permanence sujets aux fluctuations de températures de l'environnement.

¹Conditions normales de refroidissement : le corps est retrouvé nu, à l'air libre, en atmosphère immobile et sèche.

A notre connaissance, aucun modèle empirique n'évoque de telles conditions et aucun modèle basé sur les flux thermiques n'a jusqu'à maintenant été calibré pour fonctionner dans de telles situations. Rappelons également que les méthodes mathématiques utilisées nécessitent des temps de calcul considérables pour obtenir des résultats intéressants. La méthode des éléments finis, utilisée par Gita Mall et permettant d'obtenir par interpolation la température rectale, en est un parfait exemple.

Au vue des lacunes des différents modèles existants, lorsqu'un corps est retrouvé en extérieur, les médecins légistes sont alors contraints de ne considérer qu'une température moyenne d'environnement. Ils négligent alors les variations nocturnes parfois importantes ainsi que les changements climatiques inter journaliers. Le phénomène d'inertie thermique du corps est alors oublié et, dans certaines conditions (températures extérieures basses après une période de chaleur par exemple), la température relevée au moment de la découverte du corps peut alors être faussée et les conclusions concernant le délai *post-mortem* en être négativement affectées.

En reprenant l'idée des flux thermiques, notre solution tente donc principalement de remédier à ce problème. Nous utilisons l'approche des automates cellulaires qui nous permet de considérer les évolutions thermiques locales à court terme (heure par heure) pour faire émerger le comportement thermique global à long terme. La simplicité de mise en œuvre des automates cellulaires et de la solution proposée permet ainsi d'obtenir des simulations performantes et efficaces. De plus, l'intégration, par la suite, du modèle de température au sein d'un modèle multi-agents en fera un très bon modèle d'environnement (Ferber 1995).

3. PRINCIPES DE L'AUTOMATE

Le temps et l'espace d'un automate cellulaire sont discrétisés. Ainsi, à chaque pas de temps, toutes les cellules changent d'état (traitement en parallèle) en prenant en compte les paramètres environnementaux. Ce changement à l'instant t est alors dépendant de l'état de la cellule et de ceux de ses voisines à l'instant précédent $t-1$. Habituellement, nous définissons un réseau d'automates cellulaires selon deux axes : structurel et fonctionnel. Les règles structurelles correspondent à l'aspect topologique de l'automate : structure spatiale, nombre de dimensions, arrangement des cellules et mode de détermination du voisinage. Les règles fonctionnelles concernent l'aspect dynamique du réseau : nombre d'états et règles de transition.

3.1. Règles Structurelles

Avant de poursuivre, nous précisons que le modèle a été conçu en deux dimensions, nous représentons la tranche centrale du corps (le corps «écrasé» vu de face). Pour représenter au mieux cette «3-D écrasée», chaque cellule possède huit voisines.

3.1.1 Niveau microscopique

Nous considérons, dans le réseau d'automates, deux classes dans lesquelles les cellules sont réparties : la classe *corps* et la classe *environnement*. Chacune de ces deux classes est spécialisée en classes dérivées (figure 2).

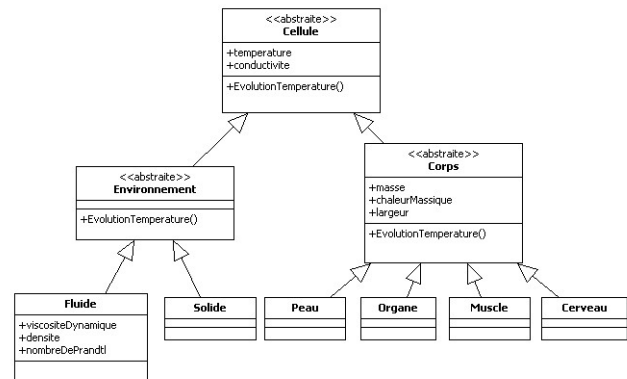


Figure 2: Classes des cellules de l'automate

Pour compléter la modélisation, une cellule du type *corps* peut appartenir à la classe dérivée *muscle*, *cerveau*, *organe* ou *peau*. Elle possède alors des attributs statiques *masse*, *largeur*, *chaleur massique* et *conductivité* ainsi qu'un attribut dynamique : sa *température* (qui évolue en fonction des règles de transition définies ci-après).

Une cellule de type *environnement* peut appartenir à la classe des *fluides* ou des *solides*. Si une cellule est de la classe *fluide*, elle possèdera les attributs statiques suivants : *viscosité dynamique*, *densité*, *nombre de Prandtl* et *conductivité*. Si elle est de type *solide*, elle ne possèdera que la *conductivité* comme attribut statique. Une cellule de l'*environnement* possèdera également une caractéristique *température* qui sera, en fonction des conditions simulées (température de l'environnement fixe ou variable), soit statique soit dynamique.

L'ensemble des caractéristiques statiques est connu et nous nous basons sur différents travaux existants (figure 3).

Tissus	k ($W.m^{-1}.^{\circ}C^{-1}$)	c ($J.Kg^{-1}.^{\circ}C^{-1}$)	ρ ($Kg.m^{-3}$)
Peau	0.47	3680	1085
Muscle	0.51	3800	1085
Cerveau	0.49	3850	1080
Organe	0.46	3346	933

Figure 3: Propriétés thermiques des tissus (Werner & Buse 1988) : conductivité k , chaleur massique c , densité ρ

3.1.2 Niveau macroscopique

Nous structurons le réseau d'automates en prenant en compte les proportions (masse et taille) du corps humain issues de la littérature.

3.2. Règles fonctionnelles

3.2.1 Règles de transition

Les règles de transition correspondent aux règles définissant, pour l'ensemble des cellules, le passage d'un instant $t-1$ à un instant t . L'automate étant composé de deux classes principales de cellules, ces règles ou méthodes sont redéfinies en fonction de la classe.

Ainsi pour évoluer, (1) à chaque unité de temps, une cellule du corps de l'automate devra parcourir l'ensemble de ses voisins, (2) pour chaque voisin, appliquer la loi thermique correspondante en fonction du type *fluide* ou *solide* de ce dernier (cf. équation 2). Enfin (3), pour obtenir sa nouvelle température à l'instant t , elle fera la moyenne des températures obtenues de l'échange avec ses huit voisins. La taille des cellules de l'automate étant considérée comme minime par rapport à l'ensemble du réseau, nous pouvons considérer les échanges indépendants des uns des autres. La simple moyenne suffit donc à obtenir la température instantanée issue de l'échange avec ses voisins.

En ce qui concerne les cellules de l'environnement, celles-ci évoluent selon l'environnement considéré. Lors d'une simulation sous température fixe, aucune règle de transition n'est définie pour ces cellules. Sous températures variables, à chaque pas de temps, une cellule de l'environnement réinitialise sa température par rapport à celle de l'environnement. Pratiquement, chaque cellule récupère la température de l'environnement par l'intermédiaire de données saisies par le médecin légiste.

3.2.2 Lois thermiques

Les transferts thermiques peuvent s'effectuer selon les trois modes suivants :

- Convection : transfert de chaleur dans un fluide ou d'un fluide à un solide.
- Conduction : transfert de chaleur de proche en proche dans les solides.
- Radiation : transfert de chaleur dans le vide.

Or, en pratique, nous savons que la majorité des cas traités par la médecine légale n'est pas soumise au mode de transfert radiatif. Et, même si certains cas peuvent éventuellement en être sujets, les données caractérisant ce transfert thermique (puissance de radiation ou angles de rayonnement) sont inexploitable en pratique car simplement inconnues des experts. Dans un premier temps, dans l'automate, nous négligeons le mode de transfert radiatif et ainsi seules les lois de convection et de conduction sont implémentées.

Les cellules du corps humain étant solides, les échanges thermiques se feront :

- Par convection avec les cellules de l'environnement de type *fluides* (si le corps est retrouvé à l'air libre ou dans l'eau par exemple).
- Par conduction avec les cellules du type *corps* ou les cellules de type *environnement solide* (si le corps est retrouvé enterré par exemple).

Nous ne présentons que succinctement les lois thermiques et faisons figurer l'équation caractéristique de température obtenue lors de l'échange entre un corps c et un environnement e :

$$T_c(t) = T_e(t) + (T_c(t-1) - T_e(t)) * \exp(-\sigma * t) \quad (2)$$

Où $T_c(t)$ et $T_e(t)$ représentent respectivement les températures ($^{\circ}C$) du corps c et de l'environnement e au temps t . La valeur σ diffère en fonction des caractéristiques du corps et de l'environnement (fluide(s) ou solide(s)). Pour un échange par convection, σ est égale à :

$$\sigma = h * S \quad (3)$$

Avec h , le coefficient d'échange thermique ($W.m^{-2}.^{\circ}C^{-1}$) et S , la surface (m^2) de contact entre le corps c et l'environnement e . Pour un échange par conduction, σ est égale à :

$$\sigma = \frac{1}{K} \quad (4)$$

Avec K correspondant au coefficient de conductivité ($W.m^{-1}.^{\circ}C^{-1}$).

Le lecteur intéressé peut se référer à (Mall & Eisenmenger 2005a, Mall & Eisenmenge 2005b) s'il souhaite d'avantage d'informations concernant les calculs des différentes valeurs citées.

4. IMPLÉMENTATION ET RÉSULTATS

L'implémentation du modèle a été faite en Java à l'aide de la plateforme d'exécution et de développement de systèmes multi-agents MadKit (Gutknecht & Ferber 1997) et du plugin TurtleKit (Michel 2002, F. Michel 2005), l'ensemble permettant un très bon compromis pour représenter l'évolution de l'automate.

Nous précisons que le nombre de cellules de l'automate est fonction de la taille de l'individu modélisé. Par exemple, pour un corps humain de 1m70, l'automate sera composé de 216 cellules de type *corps*.

4.1 Simulations sous température fixe

Pour vérifier le bon comportement de l'automate, nous cherchons autant que possible à nous comparer à des cas réels. La législation sur les expériences *post-mortem* étant très stricte en France, nous n'avons que peu de moyens pour effectuer nos propres mesures sur des cadavres humains. Pour compenser ce manque, nous supposons, malgré ses défauts et limites, le modèle empirique de Henssge comme vrai. Nous définissons alors une zone rectale sur l'automate où la température relevée est comparée à celle de Henssge. Le modèle de Henssge n'étant valide que pour des masses allant de 50 à 80Kg, nous effectuons nos simulations dans cet intervalle. Ce procédé ne nous permet bien sûr pas de confirmer l'ensemble du comportement de l'automate mais nous donne surtout un premier référentiel de discussions, avant les expériences sous températures variables.

Sous une température fixe, dans l'intervalle de validité du modèle de Henssge, nous simulons le refroidissement d'un corps (de corpulence moyenne, calculée à l'aide de l'*Indice de Masse Corporelle*). Les simulations sont effectuées sur deux cent heures et nous mesurons l'écart, noté S , entre notre modèle et celui de Henssge à l'aide de l'équation suivante (5).

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{h=0}^{h=n} (T_{Henssge}(h) - T_{Automate}(h))^2}{n}} \quad (5)$$

Où : $T_{Henssge}(h)$, la température ($^{\circ}C$) du modèle de Henssge à l'heure h , $T_{Automate}(h)$ la température simulée pas l'automate à l'heure h et n le nombre d'heures de simulation.

Sans aucune calibration, nous obtenons déjà des résultats satisfaisants, l'écart S entre les deux courbes, ne dépasse pas $0.67^{\circ}C$ pour une température d'environnement de $20^{\circ}C$.

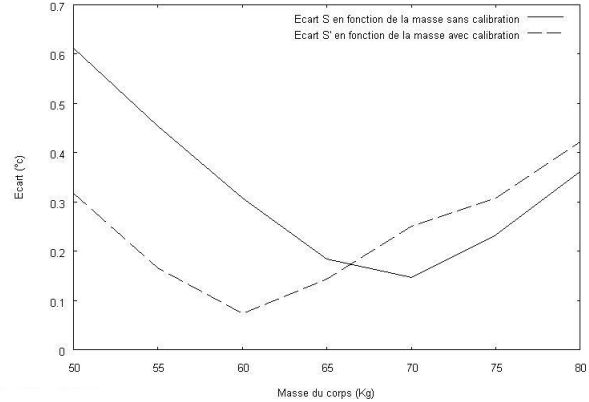


Figure 4: Écart $S(^{\circ}C)$ en fonction de la masse (Kg) du corps.

Après analyse de ces premières courbes, nous constatons un phénomène de rapport masse / taille des cellules de l'automate. En effet, pour des masses importantes, les échanges par conduction ne permettent pas de compenser les échanges par convection, ce qui a pour conséquence un refroidissement trop rapide de l'automate. A l'inverse, pour de trop petits corps, les échanges par conduction sont trop faibles par rapport à ceux de convection, d'où un refroidissement ralenti de l'automate. Pour augmenter les échanges par conduction (pour les petites masses) ou les diminuer (pour les masses importantes), nous reprenons le principe du facteur correcteur de masse de Henssge. Nous diminuons ainsi virtuellement la masse du corps pour donner moins d'inertie au corps et inversement, nous l'augmentons pour les corps plus lourds. Ce paramètre de calibration permet d'optimiser le comportement de l'automate pour minimiser l'écart S . Ainsi avec le facteur correcteur, l'écart maximal S calculé est réduit d'un tiers : $S = 0.42^{\circ}C$.

4.2. Simulations sous températures variables

Une fois le modèle calibré sous température fixe, nous poursuivons l'étude de l'automate avec des simulations sous températures variables. Nous effectuons pour cela une expérience sur un corps humain et une série d'expériences sur des animaux (cochons ou vache) où la législation est plus souple.

La première série de mesures est faite sur un corps humain de 1.68m et 76Kg arrivé à l'Institut de Médecine Légale de Lille à une température rectale de $34.5^{\circ}C$ et mis à l'intérieur d'un réfrigérateur à température ambiante de $5^{\circ}C$. Sans rien changer au modèle précé-

dent, nous obtenons la courbe d'évolution de la température rectale suivante :

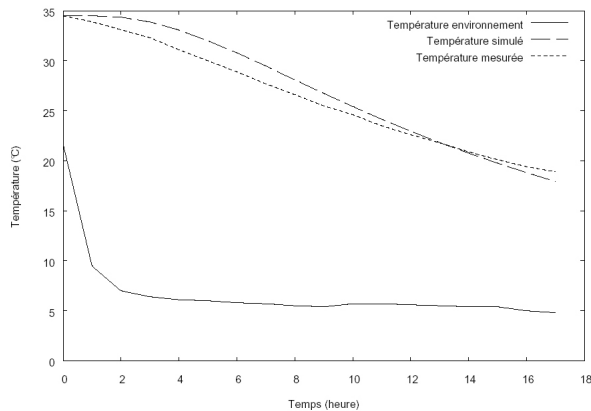


Figure 5: Évolution de la température rectale humaine sous température variable. Taille : 1m68 / Masse : 76Kg

Nous visualisons deux courbes de température particulièrement proches et ayant approximativement la même pente. L'erreur S de 0.78°C , sur ces 17h d'expérience, est certes légèrement plus importante que précédemment, mais peut être nuancée par divers facteurs : « la fraîcheur » du cadavre ainsi que les conditions particulières de mesures. Le corps arrivé à 34.5°C avait déjà franchi la phase de plateau thermique, qui apparaît encore légèrement sur la courbe de température de l'automate. De plus, le corps était entreposé emballé dans un sac de conservation procurant une faible inertie thermique au corps et ne figurant pas au niveau de l'automate cellulaire.

La deuxième expérience, sur un cochon de 30Kg et d'environ 1m50, est d'autant plus intéressante que nous utilisons un autre modèle anatomique qu'auparavant et qu'elle a lieu sur une période beaucoup plus longue. Nous précisons que nous relevons aussi dans ce cas la température rectale du porc.

Là encore, les deux courbes sont très proches et l'écart S ne s'élève qu'à 0.60°C sur 71h de simulation. Même si ces résultats seront à confirmer avec de nouvelles expériences (avec des corps de corpulences différentes), nous constatons dès à présent une parfaite représentation de l'inertie thermique du corps.

4.3. Bilan

Que ce soit sous températures fixes ou sous températures variables, notre modèle nous donne d'excellents résultats et suit de près les modèles empiriques ou les relevés de températures. De nouvelles expériences sont en cours (sur des vaches de masse plus importante) et les résultats nous permettront d'affiner le

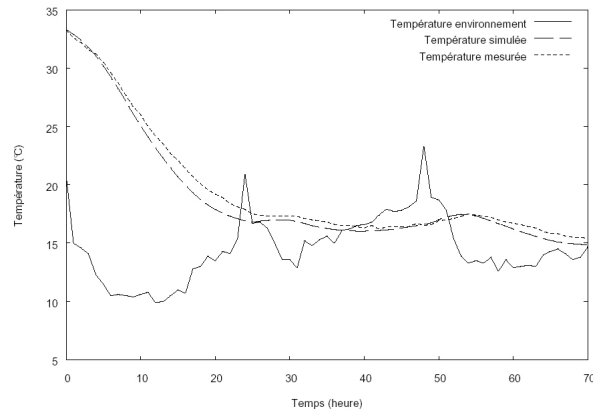


Figure 6: Évolution de la température rectale d'un porc de 30Kg sous températures variables.

comportement de l'automate, en particulier pour déterminer l'évolution thermique des autres zones du corps.

5. APPLICATION A L'ENTOMOLOGIE MÉDICO-LÉGALE

Nous avons jusqu'à présent évoqué l'origine médico-légale de ces travaux, avec la détermination de l'heure de la mort pour des Intervalles *Post-Mortem* récents. Dans le cas d'Intervalles *Post-Mortem* longs (supérieurs à 72h), il n'existe qu'une seule technique permettant de dater précisément la mort d'une personne : l'entomologie médico-légale. Pour déterminer le moment de la mort, l'entomologie médico-légale se base sur l'étude des insectes nécrophages se développant sur un corps. La procédure est simple : le médecin légiste prélève des insectes (généralement des *Diptères*) sur un cadavre, les identifie, calcule leur âge, effectue une corrélation de ces données avec leurs préférences écologiques et peut ainsi déterminer l'heure des premières pontes sur le corps. En pratique, la méthode peut se révéler relativement plus complexe et de nombreux paramètres peuvent influencer sur le développement des insectes, comme la température, mais également des phénomènes plus difficiles à appréhender comme l'hygrométrie, la pluviométrie, le vent ou encore la prédation entre insectes.

C'est du constat de cette complexité qu'est né le projet ForenSeek, qui vise à concevoir un outil d'aide à la décision dédié à la réalisation d'expertises en entomologie médico-légale. Plus concrètement, l'objectif global du projet est de développer un système aidant les médecins légistes dans leurs démarches et expertises, en simulant le comportement des insectes sur un cadavre et les facteurs environnementaux affectant leur développement.

Ces facteurs environnementaux sont multiples mais le

facteur température demeure le plus important. En effet, la vitesse de développement des larves de *Diptères* est principalement dépendante de la température de leur environnement immédiat. Les modèles de développement actuels considèrent que la température ressentie par les insectes correspond à la température extérieure, or, comme nous avons pu le constater sur les courbes de températures précédentes, la température du corps n'est jamais égale à la température extérieure.

Le modèle de décomposition se base sur le paradigme multi-agents où, pour simplifier, une larve est représentée par un agent (*Agent-Larve*). L'automate de température, par l'intermédiaire d'un *Agent-Température*, s'intègre ainsi à ce système multi-agents en modélisant l'environnement immédiat des *Agents-Larves*. En plus de modéliser les variations de température en tous points du corps, l'automate cellulaire modélise aussi le corps lui-même.

Enfin, les larves ont un comportement grégaire induisant des augmentations locales de température. L'origine est encore mal connue mais il est montré que les agrégats autorégulent leur température ambiante pour optimiser le développement des larves qui les constituent. Cette émission de chaleur et son impact sur le développement des insectes ont été signalés comme une source importante d'erreur dans l'estimation de l'Intervalle *Post-Mortem* (Marchenko 2001). Cependant, aucune méthode ne permet aujourd'hui de quantifier ce phénomène que nous avons intégré au sein du réseau d'automates cellulaires. Les premiers résultats des simulations des interactions entre le corps et les masses de larves sont plus qu'encourageants. Les modèles de dégagement de chaleur sont en cours de validation mais l'aspect thermique est parfaitement simulé grâce à l'automate. Nous aurons l'occasion dans un avenir proche de présenter des premiers résultats intéressants à ce sujet.

6. PERSPECTIVES

6.1 Améliorations du modèle de température

En ce qui concerne les améliorations possibles du modèle, celles-ci sont nombreuses mais l'objectif premier est maintenant d'effectuer une série de nouvelles expériences nous permettant de vérifier le comportement de l'automate à l'extérieur de la zone de validité du modèle de Henssge, que ce soit pour des températures fixes et variables.

Le modèle anatomique du corps pourrait être approfondi, celui actuel n'étant basé que sur quatre types de tissus et quatre distributions de températures correspondantes. Nous devrions pouvoir

représenter plus précisément un corps, en particulier en modélisant indépendamment différents organes. D'autre part, du fait des limitations imposées par l'implémentation sous MadKit, nous avons dû nous orienter vers une modélisation en deux dimensions, ce qui réduit et limite la précision. Par la suite, l'ajout d'une dimension pourrait aussi être étudié, nous offrant certainement de meilleurs résultats. Enfin, nous n'avons considéré qu'un corps nu, allongé sur le sol. Nous pourrions tout à fait faire figurer des vêtements ou tout autre tissu recouvrant un corps, faire entrer en jeu des sources de chaleur (entreraient alors en jeu les transferts de chaleur radiatifs) ou encore positionner le corps dans divers environnements, ce qui permettrait au modèle de fonctionner dans des conditions plus particulières.

6.2 Extensions possibles

L'utilisation du modèle qui, pour le moment, se restreint à l'entomologie, pourrait être étendue au développement d'une application d'aide à la décision dédiée à la médecine légale et uniquement basée sur le modèle de température. Cette application ne considérerait que la température, l'intérêt étant là aussi d'émettre des avis sur des Intervalles *Post-Mortem* probables. Contrairement aux autres modèles empiriques existants, l'avantage serait de pouvoir prendre en compte des températures extérieures variables.

6.3 Retour sur les modèles de température

Plus généralement, l'approche basée sur les flux thermiques nous a permis de mettre en avant deux points essentiels existants lors du refroidissement d'un cadavre : l'importance équivalente de la taille et de la masse du corps et une réaffirmation de l'explication de la phase de plateau thermique. En comparant le comportement thermique de deux corps de même masse mais de tailles différentes, nous constatons des différences d'évolution des courbes de températures. Il serait intéressant de pouvoir effectuer de nouvelles séries d'expériences pour évaluer l'importance de ce rapport et partiellement redémontrer la restriction faite par le modèle de Henssge (qui ne tient pas compte de la taille des individus). Enfin, l'approche thermique va bien dans le sens de l'explication faite dans la littérature par le Professeur Rainy Regius concernant la phase de plateau thermique. Nous retrouvons parfois des explications chimiques ou biologiques de cette phase : diverses réactions internes auraient pour conséquences un maintien de la température corporelle. Notre approche, sans prendre en compte la moindre réaction chimique, nous révèle ce plateau thermique, simplement comme conséquence de la loi de conduction.

7. CONCLUSION

Nous avons mis en avant dans cet article une nouvelle application des automates cellulaires, démontrant à nouveau l'intérêt de ces systèmes dynamiques discrets dans la modélisation de systèmes complexes. La modélisation thermique locale nous a permis de faire émerger un comportement thermique global. L'ommission des transferts de chaleur radiatifs ne semblent pas avoir d'impacts néfastes sur le comportement thermique général de l'automate et, même si de nouvelles expériences de validation restent à effectuer, le modèle de température proposé semble d'ores et déjà être une excellente alternative pour des simulations sous températures variables, conditions jamais encore prises en compte par les autres modèles actuels. En plus de leur facilité de mise en œuvre, les automates cellulaires nous ont permis, en représentant l'environnement immédiat des agents, une parfaite intégration du modèle au sein d'un système multi-agents.

REMERCIEMENTS

Ce travail est financé par HEI et la Fondation Norbert Ségard. Les auteurs tiennent à remercier tout particulièrement Philippe Kubiak (LAGIS - École Centrale de Lille), Gilles Goncalves (LGI2A - Université d'Artois) et Benoît Bourel (Laboratoire d'Entomologie - Institut de Médecine Légale de Lille) pour leur soutien.

RÉFÉRENCES

- F. Michel, G. Beurier, J. F. (2005). The turtlekit simulation platform: Application to complex systems, *The First International Conference on Signal-Image Technology & Internet Based Systems (Workshop Sessions)*.
- Ferber, J. (1995). *Les Systèmes Multi-Agents: Vers une Intelligence Collective*, InterEditions.
- Goujon (1999). *Auto-Organisation et émergence dans les sciences de la vie*, Vrin.
- Gutknecht, O. & Ferber, J. (1997). Madkit: Organizing heterogeneity with groups in a platform for multiple multi-agent systems, *Technical Report 97188*, LIRMM, 161, rue Ada - Montpellier - France.
- Henssge, C. (1988). Death time estimation in case work - the rectal temperature time of death nomogram, *Forensic Science International* **38**: 209–236.
- Henssge, C. (1992). Rectal temperature time of death nomogram: dependance of corrective factor on the body weight under stronger thermic insulation conditions, *Forensic Science International* **54**: 51–66.
- Henssge, C. (2004). *Estimation of the time since death in the early post-mortem period*, Hodder Arnold Publication.
- Mall, G. & Eisenmenge, W. (2005b). Estimation of time since death by heat-flow finite-element model. part ii: application to non-standard cooling conditions and preliminary results, *Legal Medicine* **7**: 69–80.
- Mall, G. & Eisenmenger, W. (2005a). Estimation of time since death by heat-flow finite-element model. part i: method, model, calibration and validation, *Legal Medicine* **7**: 1–14.
- Marchenko, M. I. (2001). Medicolegal relevance of cadaver entomofauna for the determination of the time of death, *Forensic Science International* **120**: 89–120.
- Marshall, T. & Hoare, F. (1962). Estimating the time of death - the rectal cooling after death and its mathematical expression, *Journal of Forensic Sciences* **7**: 56–81.
- Michel, F. (2002). Introduction to turtlekit, *Technical Report 02215*, LIRMM.
- Werner, J. & Buse, M. (1988). Temperature profiles with respect to inhomogeneity and geometry of the human body, *J Appl Physiol* **65**: 11101118.