

TD : modélisation AADL d'un PACEMAKER

L'objectif de ce TD est de se confronter à un problème de modélisation difficile, qui consiste à modéliser un système à partir d'une spécification réelle. Le système que nous proposons de modéliser est un PACEMAKER.

Contexte de l'étude

Le fonctionnement du cœur

Le cœur est un muscle autonome qui assure la circulation du sang dans le corps humain. Les mécanismes de battements du cœur sont assurés par le biais de contractions coordonnées dans deux compartiments appelés oreillette et ventricule. Ces compartiments sont tous deux présents sur deux parties du cœur (partie gauche et droite). La coordination des battements dans les compartiments cardiaques (oreillettes et ventricules) est assurée par polarisation et dépolarisation du muscle cardiaque (ou myocarde).

Le pacemaker

Le but du pacemaker est de palier à des dysfonctionnements cardiaques en stimulant le myocarde de telle sorte à imiter le mieux possible le fonctionnement normal du cœur. La stimulation peut concerner l'oreillette, le ventricule, ou les deux, du côté gauche du cœur. Le stimulateur peut être asservi ou pas (i) aux contractions naturelles du cœur et (ii) à l'activité du patient. Dans le cas d'un pacemaker asservi à l'activité du patient, un accéléromètre est utilisé pour déterminer le rythme minimal de battements cardiaques.

Le cycle de vie du PACEMAKER

Le PACEMAKER est un instrument conçu de façon générique : il est produit selon un modèle unique adaptable à différents types de dysfonctionnements cardiaques. Lors de sa production, il est donc réglé avec des paramètres par défaut.

Après analyse des besoins du patient, un praticien implante et règle le PACEMAKER en fonction des données physiologiques du patient et du dysfonctionnement identifié. Le praticien peut ainsi:

- Choisir le mode de fonctionnement du PACEMAKER parmi un certain nombre de modes disponibles ; ce choix détermine (i) si le stimulateur est asservi aux contractions naturelles et quel(s) compartiment(s) est (sont) sondé(s), (ii) quel est le type d'asservissement aux contractions naturelles du cœur, (iii) quels sont les compartiments stimulés, et (iv) si le stimulateur est asservi à l'activité du patient.

- Ajuster les paramètres temporels qui imitent la coordination des battements dans les compartiments oreillette et ventricule (rythme minimal de battements, période réfractaire de l'oreillette, période réfractaire du ventricule, délais oreillette ventricule, etc...)

Régulièrement, la patient consulte le praticien pour s'assurer du bon fonctionnement du PACEMAKER (niveau de batterie, paramètres de fonctionnement, etc...)

Le patient (ou toute personne à proximité) peut également interagir de lui même avec le PACEMAKER pour mesurer le niveau de batterie de l'appareil, ou demander une pulsation d'urgence instantanée.

Spécification système du PACEMAKER

Le PACEMAKER est un système de stimulation cardiaque implanté sur des patients présentant des dysfonctionnements de la régulation du rythme cardiaque.

La spécification système du pacemaker vous est fournie à l'adresse suivante : <http://www.infres.enst.fr/~borde/aadl/td/PACEMAKER.pdf>

Cette spécification est courte, mais dense. Nous mettons cette spécification à votre disposition pour :

1. compléter la présentation que nous faisons ici du PACEMAKER.
2. illustrer la difficulté de modéliser une application logicielle à partir d'une spécification orientée spécification système.

Présentation de la spécification système

Afin de faciliter votre progression dans la conception du PACEMAKER, nous allons guider votre lecture de la spécification et orienter votre modélisation.

Décomposition en sous-systèmes

La première partie de la spécification (chapitre 2 System Definition, sections 2.1 et 2.2) présente les principaux sous-systèmes du PACEMAKER, leurs rôles et leurs interactions :

- Un sous-système d'électrodes (*lead* dans la spécification) détecte les battements naturels du cœur et stimule le cœur sous l'impulsion du générateur de pulsation. Ce sous-système fournis donc les entrées (sous forme de signaux électriques) du générateur de pulsation, et met en œuvre les sorties (sous forme d'impulsions électriques transmises au cœur) du générateur de pulsation. Notons que deux électrodes sont implantées, une par compartiment du cœur (oreillette et ventricule).
- Un générateur de pulsation (*pulse generator* - PG - dans la spécification) reçoit les signaux électriques délivrés par les électrodes de mesure de l'activité cardiaque naturelle, et émet des

signaux électriques vers les électrodes de stimulation pour déclencher les battements du cœur (dans le compartiment concerné). Comme nous allons expliquer par la suite, ce sous-système présente des modes de fonctionnements auxquels sont associées des fonctionnalités de natures différentes, et des contraintes temporelles différentes.

- Une station de configuration et de supervision (*Device Controller-Monitor* dans la spécification - *DCM* -, manipulée par un praticien (médecin, infirmier, etc...) pour configurer le générateur de pulsation et/ou superviser le comportement de ce dernier (en demandant par exemple les données nécessaires pour produire un histogramme de l'activité cardiaque).

Les fonctionnalités de la station de configuration/supervision sont détaillées à la section 3.2 de la spécification.

Les fonctionnalités du générateur de pulsation sont détaillées aux sections 3.5, 3.6 et 3.7 de la spécification.

En particulier, la section 3.5 décrit les modes de fonctionnement dans lesquelles le générateur de pulsation peut-être utilisé. Pour limiter le périmètre de l'étude de ce TD, nous nous limiterons à l'étude du mode « *permanent* ». Ce mode est lui même décomposé en sous-modes. Nous étudierons en particulier les sous-modes de fonctionnement suivants : DOOR, AAI, et VVT :

DOOR

Dans ce mode, les deux chambres (oreillette et ventricule) sont stimulées, aucune d'entre elles n'est sondée, et le type de réponse aux mesures est "aucune". Avec ce type de réponse, le pacemaker bat à un rythme donné, indépendamment des battements intrinsèques du cœur du patient. Les battements dans l'oreillette et le ventricule sont séparés par un délai fixe programmable (*AV* dans la spécification). En outre, la présence de la lettre R nous indique que le rythme de pulsation est variable, et dépend de mesures effectuées par un accéléromètre.

Ce type de réponse fut le type de réponse principale des premières générations de pacemakers. Dans les pacemakers plus modernes, ce type de réponse est obsolète et ne sert qu'à tester le pacemaker lorsqu'un aimant spécial est placé au dessus du pacemaker (mode principal *magnet*). Ce mode est également disponible dans le mode *permanent* de nombreux pacemakers pour assurer la rétro-compatibilité des fonctionnalités.

Remarques : Puisque le pacemaker sollicite le cœur indépendamment des battements intrinsèques de celui-ci, il y a donc concurrence entre les battements naturels et les battements artificiels induits par le pacemaker. Cependant, les sollicitations ne se transformeront en battements que s'ils sont émis dans la période réfractaire absolue du compartiment concerné. De plus, le risque de fibrillation d'un compartiment cardiaque due à un

battement émis dans la période de vulnérabilité de ce compartiment est très faible, et associé à des facteurs de risques bien identifiables médicalement.

AAI

Dans ce mode, seule l'oreillette est stimulée et sondée. Le type de réponse aux mesures est "inhibée", ce qui signifie que le pacemaker envoie des stimuli à l'oreillette de façon périodique, sauf si un battement naturel est détecté avant l'échéance d'une période. Dans ce cas, l'horloge du générateur de pulsation est ré-initialisée et le stimulus ne sera émis par le pacemaker que lorsque la période suivante sera atteinte et si une activité naturelle n'a pas été détectée entre temps.

On peut noter ici que la détection des battements intrinsèques de l'oreillette ne commence qu'après un délai fixe correspondant à la période réfractaire de l'oreillette (*ARP* dans la spécification). Ceci afin de ne pas considérer les résidus électriques (ou bruits) d'un battement comme de véritables nouveaux battements.

Dans ce mode, il n'y a plus de concurrence des battements naturels et artificiels. En revanche, il est important de noter que ce mode est utilisé sur des patients dont la conduction entre l'oreillette et le ventricule est normal. Ainsi, la stimulation de l'oreillette provoquera une dépolarisation progressive du cœur et entraînera un battement ventriculaire après le délai oreillette-ventricule (*AV* dans la spécification système) naturel.

VVT

Dans le mode VVT, seul le compartiment ventriculaire est sondé et stimulé. Plus précisément, le phénomène mesuré est la dépolarisation de l'interface entre l'oreillette et le ventricule, représentative d'un battement de l'oreillette suivi de la période oreillette-ventricule (*AV*).

En résumé, le type de réponse "immédiate" impose que le compartiment ventriculaire soit stimulé dès que la dépolarisation de l'interface oreillette-ventricule est détectée. De façon plus détaillée, il faut respecter trois contraintes temporelles:

- le rythme minimal de battement (*LRL*), soit une période au bout de laquelle le compartiment ventriculaire sera stimulé;
- la période réfractaire du ventricule (*VRP*), pendant laquelle les mesures sont ignorées;
- le rythme maximal de battement (*URL*), ne considérant les mesures que si elles sont séparées par une période minimale.

Ce mode de fonctionnement s'adresse également aux patients dont la conductivité oreillette-ventricule est normale. Le but est ici d'assurer la

stimulation plutôt que l'inhibition. Ce mode est rarement utilisé aujourd'hui, à la faveur du mode VVI.

De façon générale, le chapitre 5 (et en particulier le tableau 6 et les sous-sections 5.1 à 5.5 de la spécification) détaille les exigences temporelles associées au fonctionnement du générateur de pulsation : les sections 5.1 à 5.5 définissent ces exigences, alors que le tableau 6 précise dans quels modes de fonctionnement ces exigences restent valables.

Travail à réaliser

Nous modéliserons en AADL ; vous trouverez les transparents du cours de présentation du langage ici : http://www.infres.enst.fr/~borde/aadl/cours/cours_aadl.pdf

Afin de faciliter votre progression dans la conception du PACEMAKER, nous allons guider votre lecture de la spécification et orienter votre modélisation :

Décomposition en système et sous-systèmes

Cette partie de la modélisation s'appuie exclusivement sur les sections 2.1 et 2.2 de la spécification. L'objectif est de modéliser les différents sous-systèmes du pacemaker, ainsi que leurs interactions. Pour plus de simplicité, nous ne considérons que les interactions entre le sous-système de génération de pulsation (*pulse generator* dans la spécification) et le sous-système constitué d'électrodes (*lead* dans la spécification). Nous ignorerons le tore magnétique, l'accéléromètre.

Pour vous aider à démarrer, une ébauche de modèle du système pacemaker vous est donnée ci-dessous. Cette modélisation inclue une sous-partie du sous-système de configuration/supervision (*Device Controller-Monitor* dans la spécification).

```
feature group DCM_Intf
features
  -- configuration features
  Lower_Rate_Limit_Delay: out data port pacing_delay;
  Upper_Rate_Limit_Delay: out data port pacing_delay;
  Ventricle_Refactory_Period: out data port pacing_delay;
  Atrium_Refactory_Period: out data port pacing_delay;
  Atrium_Ventricle_Period: out data port pacing_delay;

  -- monitoring features
  battery_level_measurement: requires subprogram access battery_test;

  -- mode switches ports
  to_Permanent: out event port;
  to_Magnet: out event port;
  to_DOOR: out event port;
  to_AAI: out event port;
end DCM_Intf;

system DCM
features
  -- ports
  DCM_FG: feature group DCM_Intf;
  -- bus access
```

```
telemeter_access: requires bus access PACEMAKER_Interfaces::Telemeter;  
end DCM;
```

```
system PG  
  features  
  -- configuration and monitoring  
  DCM_FG: feature group inverse of DCM_Intf;  
  -- To be completed  
end PG;
```

```
system implementation PG.impl  
-- To be completed in question 2  
end PG.impl;
```

```
system PACEMAKER  
end PACEMAKER;
```

```
system implementation PACEMAKER.impl  
  subcomponents  
  PG: system PG_System::PG.impl;  
  DCM: system DCM_System::DCM.impl;  
  -- To be completed  
  connections  
  DCM.DCM_FG -> PG.DCM_FG;  
  -- To be completed  
end PACEMAKER.impl;
```

Le système *lead* est pourvu de deux électrodes. Chaque électrode a pour rôle de :

- détecter l'activité cardiaque naturelle du compartiment cardiaque dans lequel elle est placée (compartiment atrial ou ventriculaire);
- stimuler le myocarde du compartiment dans lequel elle est placée (compartiment atrial ou ventriculaire) pour déclencher le battement du cœur.

Le générateur de pulsation reçoit les signaux électriques délivrés par les électrodes de mesure de l'activité cardiaque naturelle, et émet des signaux électriques vers les électrodes de stimulation pour déclencher les battements du cœur (dans le compartiment concerné).

Question1: compléter la modélisation de l'architecture système du pacemaker (Décomposition en système et sous-systèmes), en particulier les interfaces et connexions entre les sous-systèmes « pulse generator » et « lead ». On fera en particulier attention :

- aux contraintes structurelles (la spécification système incite à décomposer le modèle du pacemaker en trois sous-systèmes)
- aux types d'interactions et au contenu des informations échangées entre les systèmes (sous-systèmes le cas échéant)

Décomposition de l'architecture logicielle et matérielle

Le système PACEMAKER présente un nombre important de modes de fonctionnement et de paramètres de configuration (voir pages 16 à 19, et page 34 de la spécification). Nous allons représenter l'architecture logicielle et matérielle du PACEMAKER dans un mode donnée.

La spécification du PACEMAKER présente cinq modes de fonctionnement principaux (Permanent/Temporary/Pace-Now/Magnet/Power-On Reset) et plus de 30 sous modes définis dans la section 3.5 de la spécification:

- Permanent: Off, DDDR, VDDR, DDIR, DOOR, VOOR, AOOD, VVIR, AAIR, DDD, VDD, DDI, DOO, VOO, AOO, VVI, AAI, DDT and AAT.
- Temporary: OVO, OAO, ODO, and OOO.
- Pace-Now: VVI.
- Magnet: AXXX, VXXX, DXXX en fonction du mode source.
- Power-On reset: VVI.

Nous considérons l'utilisation du PACEMAKER dans le mode *Permanent* (voir page 17 de la spécification). Parmi les sous-modes du mode permanent (*Bradycardia Operating Modes* page 16 de la spécification) nous supposons que le PACEMAKER est configuré dans le mode DOOR (décrit précédemment).

Question 2: modéliser l'architecture logicielle du sous-système « *Pulse Generator* », (composant/sous-composants, interfaces, connexions) qui stimule l'activité cardiaque dans le mode Permanent/DOO/nominal. Encore une fois, cette modélisation sera guidée par les contraintes structurelles (de l'architecture logicielle cette fois-ci), le type d'interactions, et le contenu des informations échangées entre les composants de l'architecture. On ne précisera pas les propriétés associées à ces composant : nous nous limitons ici à une description structurelle.

Question 3: modéliser l'architecture matérielle (composants, interfaces, connexions, binding) qui permette de (i) sonder l'activité cardiaque, (ii) stimuler l'activité cardiaque, et (iii) exécuter les fonctionnalités définies en réponse à la question 2. Il faudra ici lier l'architecture logicielle et l'architecture matérielle et compléter les propriétés d'ordonnancement propres à la plate-forme d'exécution. Nous nous appuyerons sur les propriétés définies dans la dernière section de ce sujet de TD.

Représentation comportementale des tâches élémentaires de l'application

Nous continuons à modéliser le fonctionnement du PACEMAKER dans le mode Permanent/DOOR. Nous considérons 2 des ces sous modes : DOOR, et AAI.

L'objectif de cette section est de représenter, pour chaque mode de fonctionnement considéré, le comportement des tâches du générateur de pulsation grâce à des machines à états. Pour ce faire, nous nous appuyerons sur l'annexe comportementale AADL.

Question 4: définir les propriétés d'ordonnancement des tâches élémentaires de l'architecture proposée à la question 2. Nous nous appuyerons sur les propriétés définies dans la dernière section de ce sujet

de TD. Ces propriétés seront fixées en fonction de la criticité des services rendus par ces tâches.

Question 5 : représenter le comportement de la tâche principale du PACEMAKER dans le mode DOOR : la tâche principale est celle qui contrôle les stimulations du PACEMAKER.

Question 6 : représenter le comportement de la tâche principale du PACEMAKER dans le mode AAI.

Question 7 : La définition que vous proposez permet-elle d'assurer le respect des exigences temporelles LRL, AV, etc... Quelque soit l'utilisation faite du système ?

Question 8 : représenter les changements de modes en AADL (entre les modes AAI et DOOR). La définition que vous proposez permet-elle d'assurer le respect des exigences temporelles (LRL, AV, etc...). Ces changements de modes sont-ils spécifiés par la spécification système ?

Ensemble de propriétés AADL mises à disposition :

property set AADL_Project **is**

Period: **inherit** Time **applies to** (thread, thread group, process, system, device);

Supported_Dispatch_Protocols: **type enumeration**

(Periodic,
Aperiodic,
Sporadic,
Timed,
Hybrid,
Background);

Dispatch_Protocol: Supported_Dispatch_Protocols **applies to** (thread);

Supported_Scheduling_Protocols: **type enumeration**

(FIXED_PRIORITY_PROTOCOL,
EARLIEST_DEADLINE_FIRST_PROTOCOL,
LEAST_LAXITY_FIRST_PROTOCOL,
RATE_MONOTONIC_PROTOCOL,
DEADLINE_MONOTONIC_PROTOCOL,
ROUND_ROBIN_PROTOCOL,
NO_SCHEDULING_PROTOCOL);

Scheduling_Protocol: **list of** Supported_Scheduling_Protocols **applies to** (processor);

Actual_Processor_Binding: **inherit reference** (processor) **applies to** (thread, thread group, process, system);

end AADL_Project;