

Piotr Zięcik*

Wybór sprzętowej platformy dla mobilnego systemu nadzoru kardiologicznego**

1. Wprowadzenie

We współczesnym świecie od dawna stosowany jest zdalny monitoring funkcji życiowych człowieka. Wykorzystywany początkowo w zastosowaniach militarnych oraz sporcie dzięki upowszechnieniu się komunikacji bezprzewodowej coraz częściej staje się częścią codziennego życia wielu ludzi, szczególnie w podeszłym wieku.

Przenośne rejestratory monitorujące stan człowieka nie nakładają ograniczeń na jego aktywność, symulując ciągłą opiekę medyczną. Realizowane jest to najczęściej jedną z dwóch metod – albo rejestrator jest zintegrowanym systemem analizującym na bieżąco stan badanego, albo jest tylko prostym urządzeniem przekazującym sygnał do dalszej analizy do centrum monitoringu.

Oba podejścia mają swoje wady i zalety. Ze względu na ograniczone zasoby sprzętowe pełna analiza danych o stanie nadzorowanej osoby przez urządzenie przenośne jest utrudniona. Z drugiej strony duża ilość przesyłanych danych przy centralnej ich analizie generuje duże koszty.

W Laboratorium Biocybernetyki opracowywana jest koncepcja systemu monitoringu kardiologicznego, w którym proces analizy danych jest rozproszony [6] – w zależności od aktualnego stanu monitorowanej osoby zmienia się zarówno ilość, jak i charakter informacji przesyłanych do centrum nadzoru.

Ze względu na zmienny charakter pracy rejestratora, który może zarówno być tylko przekaźnikiem sygnału (np. w sytuacji kiedy nie jest w stanie zinterpretować otrzymywanych sygnałów) jak również może przeprowadzać jego częściową analizę, wybór odpowiedniej platformy sprzętowej, posiadającej zdolność do adaptacji, jest niezwykle ważny.

Prezentowany artykuł rozwija zarówno aspekty techniczne, jak i ergonomiczne praktycznej implementacji mobilnej części systemu nadzoru kardiologicznego. Przedstawia także trzy obecne na rynku urządzenia, które mogą posłużyć jako platformy sprzętowe do jego praktycznej implementacji.

* Katedra Automatyki, Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie; kosmo@agh.edu.pl

** Praca finansowana z grantu Komitetu Badań Naukowych nr 3T11E00127 (nr AGH: 18.25.120.535)

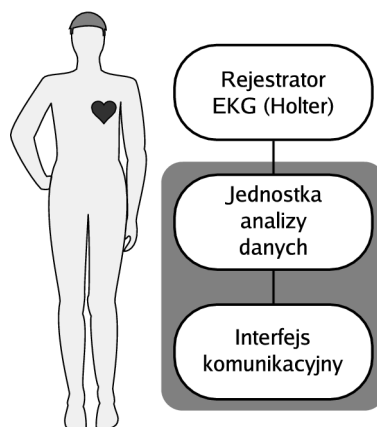
2. Zadania systemu i jego budowa

Głównym zadaniem systemu jest ciągły monitoring pracy serca pacjenta – w czasie jego codziennych zajęć, w pracy i podczas snu. Podczas tego procesu system musi utrzymywać stały kontakt z centrum nadzoru (np. szpitalem) i na bieżąco przysyłać informację o stanie monitorowanej osoby.

W przeciwieństwie do obecnych na rynku rozwiązań, analiza danych otrzymywanych z aparatu EKG odbywa się na miejscu – do centrum przesyłane są tylko raporty. Oczywiście istnieje możliwość przesłania kompletnego sygnału EKG. Może się to stać w dwóch przypadkach:

- 1) gdy centrum monitorujące tego zażąda – na przykład w celu analizy danych przez eksperta;
- 2) gdy algorytm analizujący stwierdzi, iż na podstawie danych, jakie posiada, nie jest w stanie postawić jednoznacznej diagnozy.

Przesyłanie pełnego sygnału tylko w przypadku najwyższej konieczności jest korzystne z finansowego punktu widzenia. Jedynym na tyle rozpowszechnionym medium pozwalającym na ciągłą komunikację pomiędzy szpitalem a pacjentem jest sieć GSM w której opłata naliczana jest za ilość przesłanych danych, a nie za czas trwania połączenia pakietowego GPRS.



Rys. 1. Architektura mobilnej części systemu monitoringu kardiologicznego

Ponieważ tematem tego opracowania jest część systemu pracująca w bezpośrednim otoczeniu pacjenta, skupiono się tylko na niej. Na rysunku 1 przedstawiono architekturę omawianego wycinka systemu. Składa się on z trzech modułów pełniących odmienne funkcje:

- 1) Rejestratora EKG (Holter), pobierającego dane o pracy serca pacjenta i przekształcającego je do postaci cyfrowej, wygodnej do późniejszej analizy.
- 2) Interfejsu komunikacyjnego zapewniającego bezprzewodową łączność z centrum monitoringu.
- 3) Jednostki analizy danych, dokonującej oceny aktualnego stanu monitorowanej osoby.

3. Istniejące ograniczenia i ich wpływ na wybór platformy

3.1. Ergonomia systemu

Ponieważ projektowane urządzenie będzie używane przez monitorowaną osobę w sposób ciągły, ważnym aspektem jest jego ergonomia. Nie może ono przeszkadzać w codziennym życiu ani podporządkowywać sobie rytmu dnia. Mając to na uwadze można wyróżnić warunki, które powinny być spełnione, aby zapewnić choć minimum wygody użytkownikowi.

Pierwszym ograniczeniem jest masa i wielkość noszonego przez użytkownika zestawu. O ile współczesne elementy elektroniczne nie są w tym przypadku ograniczeniem, o tyle brak niewielkich i lekkich źródeł prądu elektrycznego stanowi już poważny problem. Cały system powinien posiadać pełną autonomię przez co najmniej kilka godzin, aby pacjent nie był zmuszony do stałego przebywania w pobliżu stacjonarnych źródeł energii np. gniazdka elektrycznego. Jest to stosunkowo trudne wyzwanie, szczególnie przy założeniu ciągłej i bezprzewodowej łączności zarówno z rejestratorem jak i z centrum monitoringu.

Dodatkowe ograniczenia muszą zostać nałożone na sam rejestrator EKG: czas jego pracy bateryjnej powinien wynosić co najmniej 8–12 godzin, aby zapewnić monitorowanej osobie nieprzerwany sen.

Drugim oczywistym ograniczeniem jest liczba sprzętowych elementów systemu. Najlepszym wyjściem jest zamknięcie całości w jedną niewielką obudowę. Niestety takie rozwiązanie wymagało by zastosowania dużego i ciężkiego akumulatora do zasilania całości, co jest nie do pogodzenia z wygodą użytkownika. Dlatego wydzielono rejestrator EKG jako autonomiczną jednostkę, co pozwoliło najbardziej energochłonnym elementom systemu, to jest modułowi GSM (*Global System for Mobile Communications*) oraz jednostce przetwarzania danych, na korzystanie ze stacjonarnych źródeł energii (domowej sieci elektrycznej, gniazda zapalniczki w samochodzie) w czasie, gdy monitorowana osoba przebywa przez dłuższy czas w danym miejscu.

Można także rozważyć użycie w roli modułu łączności telefonu komórkowego należącego do pacjenta, co zaowocowało by dalszym zmniejszeniem noszonego zestawu. Obecnie dostępne na rynku modele pozwalają na utrzymywanie nieprzerwanego połączenia GPRS (*General Packet Radio Service*) z internetem, nawet podczas prowadzenia rozmowy czy wysyłania krótkich wiadomości tekstowych, oraz mają zadowalający czas autonomicznej pracy (10–15 h)¹⁾. Należy jednak w tym przypadku jasno określić zasady rozliczania połączenia do internetu, aby nie dopuścić do sytuacji, kiedy użytkownik wyłącza telefon „dla oszczędności”.

Ostatnim elementem systemu, który może mieć istotny wpływ na użytkowanie całości, są połączenia pomiędzy poszczególnymi modułami. Użycie kablowych połączeń jest utrudnione zarówno ze względu na dyskomfort użytkownika jak i wymaganą bezawaryjność. Jedynym rozwiązaniem jest zastosowanie łączności bezprzewodowej – na przykład sieci typu WPAN (*Wireless Personal Area Network*), której najbardziej rozpowszechnioną odmianą jest *Bluetooth* [1]. Łączność bezprzewodowa pozwala na ograniczenie liczby bez-

¹⁾ Czas pracy przeciętnego telefonu komórkowego pracującego jako modem GPRS. Prowadzenie rozmów może skrócić ten czas do około 4–5 godzin.

pośrednio noszonych przez monitorowaną osobę urządzeń tylko do rejestratora EKG – pozostałe mogą być transportowane w inny sposób (w plecaku, torebce, kieszeniach) pod warunkiem utrzymania ich w zasięgu łączności.

3.2. Aspekty techniczne

Z powyższej analizy wynika, iż najmocniejszym ograniczeniem dla budowanego systemu jest jego energooszczędność, która bezpośrednio przekłada się ciężar całości i czas autonomicznej pracy. Najbardziej energochłonnym elementem systemu jest modem GPRS, którego maksymalny pobór mocy wynosi około 2÷3 W. Niestety ilość pobieranej energii przekłada się bezpośrednio na zasięg łączności, co przy wykorzystaniu istniejącej infrastruktury uniemożliwia wszelkie modyfikacje.

Kolejnym modulem pobierającym dużą ilość energii jest jednostka przetwarzania danych. Tu pole działania jest znacznie większe – duża ilość obecnych na rynku platform i architektur pozwala na dokładne dostosowanie systemu wbudowanego do nałożonych ograniczeń.

W zasilanym bateryjnie sprzęcie elektronicznym najchętniej dziś jest stosowana architektura ARM. Pierwotnie jej nazwa była skrótem od *Acron RISC Machine*, dziś jednak ten trzyliterowy skrót jest stosowany dla całej rodziny procesorów wielu różnych firm i rozwija się jako *Advanced RISC Machine*.

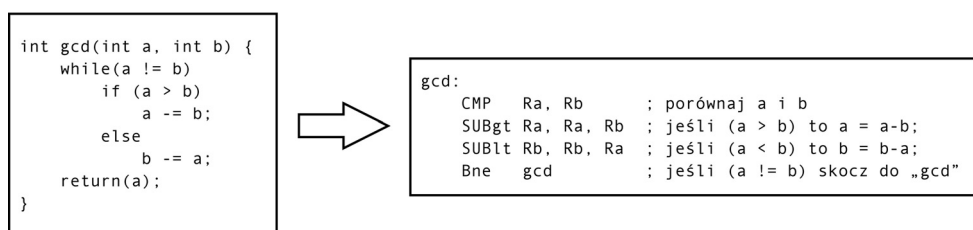
Procesory oparte o architekturę ARM charakteryzują się najwyższą szybkością wykonywania instrukcji w stosunku do poboru mocy, dochodzącą nawet do kilku tysięcy MIPS/W (*milionów instrukcji na sekundę na wat* – patrz tab. 1). Dodatkowo wyposażane są zwykle w zaawansowane mechanizmy pozwalające na dynamiczne zarządzanie pobieraną energią zależnie od aktualnego zapotrzebowania na moc obliczeniową. Fizycznie realizowane jest to poprzez zmiany częstotliwości taktowania rdzenia procesora i jego napięcia zasilającego.

Tabela 1
Porównanie wydajności i poboru mocy procesorów rodziny ARM X-Scale firmy Intel dla różnych częstotliwości taktowania (źródło: [5])

Częstotliwość taktowania	Wydajność	Pobór mocy
150 MHz	185 MIPS	40 mW
600 MHz	750 MIPS	450 mW
800 MHz	1000 MIPS	900 mW

Oprócz niskiego poboru mocy omawiane procesory charakteryzują się bardzo wysoką wydajnością oraz efektywnym zestawem instrukcji. Po pierwsze, każda instrukcja ma stałą 32-bitową długość, co owocuje prostotą konstrukcji procesora i bezpośrednio przekłada się zarówno na szybkość pracy, jak i na zapotrzebowanie na energię. Po drugie, każda instrukcja może być wykonana warunkowo, a co więcej wszystkie instrukcje operujące na danych mogą dokonać na nich przesunięcia bitowego.

Warunkowość instrukcji umożliwia zmniejszenie liczby skoków w programie zwiększając jednocześnie efektywność mechanizmu *pipeline* oraz pozwala na zapis skomplikowanych algorytmów za pomocą niewielkiej ilości instrukcji procesora. Dla przykładu algorytm poszukiwania największego wspólnego dzielnika można zapisać w zaledwie czterech instrukcjach procesora, co pokazano na rysunku 2.



Rys. 2. Przykład wykorzystania warunkowości instrukcji procesora ARM

Wysoka wydajność przy niskim poborze mocy sprawia, iż procesory ARM idealnie pasują do opisywanego systemu. Jednakże istnieją także ograniczenia – praktycznie wszystkie procesory z tej rodziny, poza zaledwie kilkoma wyjątkami, pozbawione są jednostki zmiennoprzecinkowej. W przedstawionym zastosowaniu nie powinno to stanowić problemu, gdyż wykorzystywane algorytmy udało się zaimplementować wykorzystując tylko obliczenia stałoprzecinkowe.

Do rozważenia pozostaje tylko sposób połączenia poszczególnych modułów. Jak wykazano wcześniej połączenia kablowe nie są w tym wypadku odpowiednie – lepszym pomysłem wydaje się łączność bezprzewodowa. Ta jednak pociąga za sobą większe zużycie energii.

Tabela 2 przedstawia szacunkowe zużycie energii przez bezprzewodowe interfejsy sieciowe stosowane w urządzeniach przenośnych przy braku komunikacji. W czasie przesyłanych danych pobierana moc zwiększa się proporcjonalnie do mocy nadawczej danego interfejsu (zależy także od kierunku przesyłania danych).

Tabela 2

Porównanie zużycia energii i przepustowości najpopularniejszych systemów komunikacji bezprzewodowej stosowanych w urządzeniach przenośnych

Standard sieciowy	Przepustowość	Zasięg	Moc nadajnika	Zużycie energii
802.11b	11 Mb/s	100 m	50 mW	200 mW
802.11g	54 Mb/s	100 m	50 mW	250 mW
Bluetooth 2.0	3 Mb/s	1/10/100 m	1/2,5/100 mW	60 mW

W przypadku systemu nadzoru kardiologicznego ilość danych przesyłanych pomiędzy elementami systemu pozwala na zastosowanie standardu Bluetooth, który jest najlepszym wyborem z punktu widzenia poboru mocy. Jednak nie może to być jedyne kryterium – wymagana jest także wysoka niezawodność, która w przypadku komunikacji bezprzewodowej

przekłada się na odporność na zakłócenia. Pod tym względem sieci w standardach 802.11b i 802.11g są wyborem najgorszym z możliwych. Niedeterministyczny dostęp do medium oraz praca na ściśle określonej częstotliwości bez możliwości jej zmian w razie wystąpienia zakłóceń, całkowicie eliminują te sieci z obszarów, gdzie wymagana jest wysoka niezawodność.

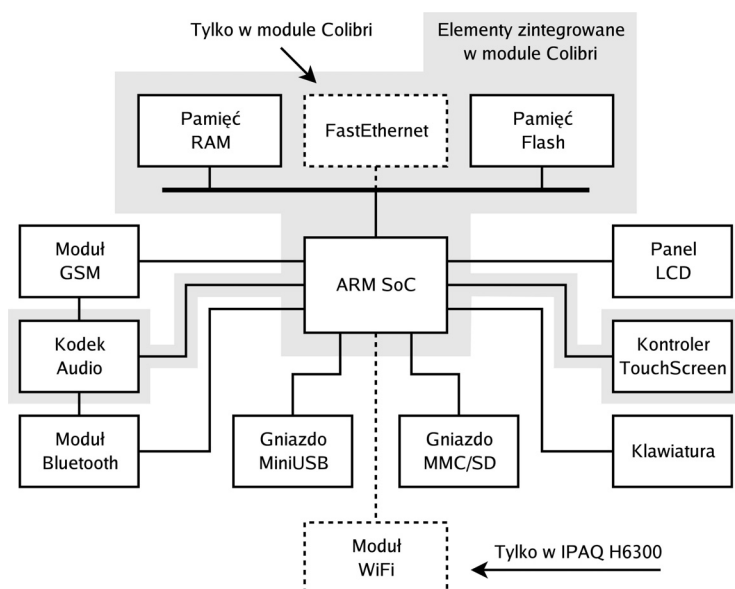
Sieć Bluetooth, w przeciwieństwie od wcześniej wymienionych, jest siecią deterministyczną. Komunikacja bezpośrednia jest możliwa tylko w obrębie pikosieci, czyli grupy maksymalnie ośmiu urządzeń, z których jedno jest nadrzędne i zarządza daną komórką. Każde urządzenie wewnątrz tej struktury ma przydzielony slot czasowy, w którym może nawiązać komunikację.

Aby zapewnić odporność na zakłócenia, stosowany jest mechanizm „skoków częstotliwości”. Pasmo 2,4 GHz, w którym pracują urządzenia Bluetooth, zostało podzielone na 79 kanałów o szerokości 1 MHz. Urządzenia wewnątrz danej pikosieci po wysłaniu każdego pakietu danych (to jest co 1, 3 lub 5 szczelin czasowych) przestrajają się na inny kanał. Kolejność skoków definiowana przez urządzenie nadrzędne jest wyróżnikiem danej pikosieci.

Powyższe cechy Bluetooth gwarantują wysoką jakość komunikacji oraz niezawodność tego rodzaju sieci, przez co nadaje się ona doskonale do zastosowania w prezentowanej platformie.

4. Rozważane platformy sprzętowe

Posługując się wykazanymi wcześniej uwarunkowaniami spośród całej gamy produktów obecnych na rynku, wybrano trzy opisane dalej. Każdy z nich przedstawia nieco inne spojrzenie na problem praktycznej implementacji omawianego systemu.



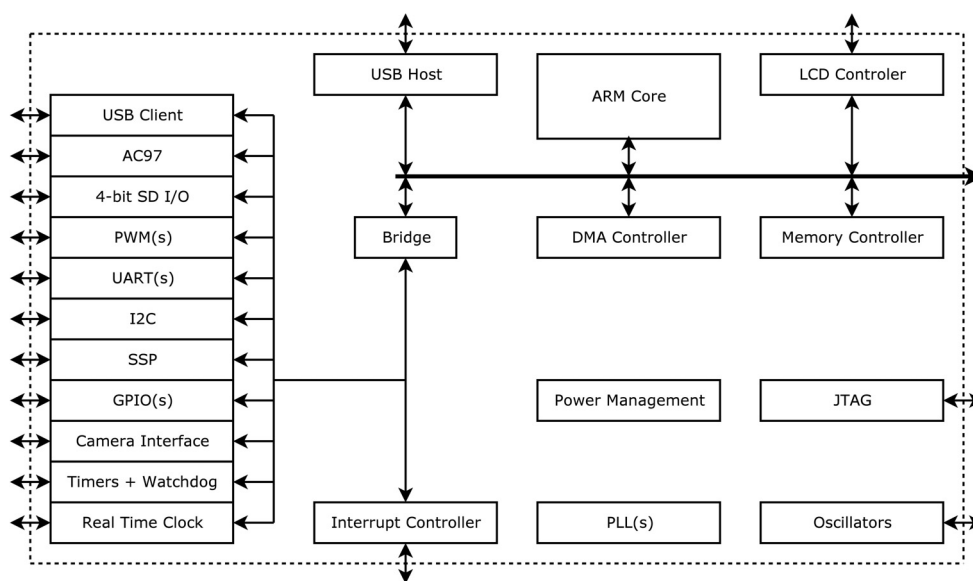
Rys. 3. Ogólny schemat budowy prezentowanych urządzeń

Wszystkie wybrane urządzenia oparte są na ARM SoC (*System on Chip*) o wysokiej skali integracji, stworzonych do zastosowań, w których energooszczędność jest równie ważna jak wydajność. Podobnie każde z nich może działać pod kontrolą systemu operacyjnego GNU/Linux, będącego solidną podstawą dla systemów o wysokiej niezawodności.

Na rysunku 3 przedstawiony jest ogólny schemat budowy prezentowanych platform. Można zauważyć, że różnice pomiędzy poszczególnymi urządzeniami ograniczają się do obecności lub też braku kilku komponentów. Przyczyną takiego stanu rzeczy jest oparcie całości urządzenia na układach SoC, integrujących w sobie dużą liczbę urządzeń peryferyjnych.

Procesory SoC, stosowane w urządzeniach przenośnych ze względu na wąską specjalizację wykazują wiele podobieństw. Różnice zwykle ograniczają się do ilości i rodzaju zintegrowanych magistral komunikacyjnych oraz szybkości zastosowanej jednostki obliczeniowej.

Na rysunku 4 przedstawiono schemat blokowy przedstawiający budowę wewnętrzną tego typu układów.



Rys. 4. Schemat blokowy typowego SoC stosowanego w urządzeniach przenośnych

4.1. Greenphone

Najbardziej dopasowaną do stawianych wymagań platformą wydaje się być telefon GSM produkowany jako gadżet reklamowy dla firmy Trolltech o nazwie *Greenphone* widoczny na rysunku 5.

Niewielka i funkcjonalna obudowa kryje urządzenie o znacznej mocy obliczeniowej. Greenphone bazuje na procesorze ARM X-Scale PXA270 taktowanym zegarem o częstotli-

wości 312 MHz i dysponującym 64 MB pamięci RAM oraz 128 MB pamięci Flash. Telefon wyposażony jest także w slot miniSD oraz cyfrowy aparat fotograficzny. Komunikację zapewnia gniazdo USB oraz bezprzewodowy interfejs Bluetooth. Możliwe jest także nawiązanie połączeń GPRS.



Rys. 5. Telefon Greenphone

Oprogramowanie telefonu bazuje na systemie GNU/Linux i jest oparte o otwarte środowisko *Qtopia*, będące produktem firmy dystrybuującej telefon. Razem z telefonem dostarczane jest pełne SDK (*Software Development Kit*), umożliwiające tworzenie własnych aplikacji oraz modyfikację już istniejących i ich integrację z telefonem. Dzięki otwartości kodu źródłowego, zarówno systemu jak i Qtopii, pole do działania jest bardzo szerokie.

Oprócz braku przeszkód technicznych, użycie prezentowanego urządzenia jako jednostki przetwarzania danych oraz interfejsu komunikacyjnego nie powinno napotykać przeszkód ze strony użytkownika. Forma małego i lekkiego telefonu komórkowego jest mu znana. Co więcej nic nie stoi na przeszkodzie, aby użytkownik korzystał z tego telefonu także w sposób tradycyjny, prowadząc rozmowy, robiąc zdjęcia czy wysyłając SMS-y.

Niestety ta wprost idealnie pasująca platforma posiada wiele wad, które w praktyce całkowicie uniemożliwiają jej zastosowanie. Ponieważ telefon ten ma być tylko i wyłącznie gadżetem reklamowym, jego funkcjonalność została sztucznie ograniczona. Greenphone nie pozwala na komunikację za pomocą Bluetooth pomimo, iż zawiera odpowiedni sprzęt – powodem jest tylko i wyłącznie brak sterowników. Zaniedbano także zarządzanie energią.

Błędy te mogły by być szybko naprawione przez społeczność skupioną wokół oprogramowania Open Source, gdyby nie fakt zatajenia technicznej specyfikacji telefonu niezbędnej do przeprowadzenia odpowiednich modyfikacji w oprogramowaniu. Firma Trolltech pod tym względem także nie jest chętna do współpracy – oferuje wsparcie tylko dla swojego produktu, czyli środowiska *Qtopia*, milcząc zupełnie na temat możliwości naprawienia wymienionych niedociągnięć.

4.2. HP iPAQ H6300

Kolejną platformą wartą zaprezentowania jest widoczny na rysunku 6 HP iPAQ H6300 [4]. Jest to PDA (*Personal Digital Assistant*) zintegrowany z telefonem GSM pracujący pod kontrolą systemu Windows Mobile. Jest to konstrukcja starsza od opisanego wcześniej telefonu, oparta o procesor OMAP 1510 firmy Texas Instruments taktowany zegarem 168 MHz. Dysponuje 64MB pamięci RAM oraz taką samą ilością pamięci Flash. Łączność bezprzewodową zapewnia moduł Bluetooth oraz WiFi (*Wireless Fidelity*).

Dużą wadą tej platformy jest jej wiek. HP iPAQ H6300 nie jest już produkowany i jest dostępny wyłącznie na rynku wtórnym. Co więcej, przy dużym poborze energii dysponuje niewielką mocą obliczeniową. Wady te można jednak ominąć poprzez użycie dodatkowej baterii (opisywane PDA to umożliwia) znacznie wydłużającej czas pracy oraz wykorzystanie zintegrowanego w głównym procesorze koprocatora DSP (*Digital Signal Processing*).



Rys. 6. PDA HP iPAQ H6300

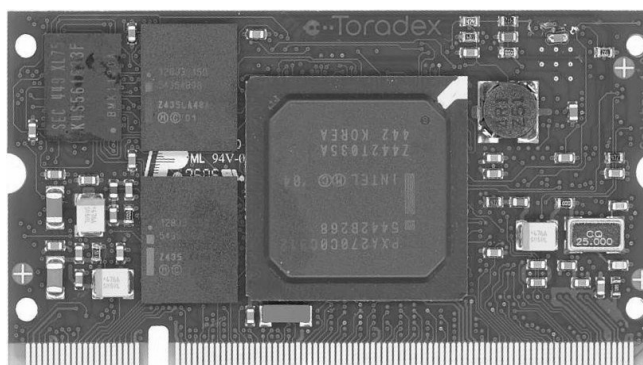
Pomimo iż domyślnym systemem operacyjnym prezentowanego PDA jest Microsoft Windows Mobile, możliwe jest uruchomienie na nim systemu GNU/Linux, którego port na tą maszynę stworzyli niezależni programiści [3]. Niestety brak dokumentacji sprzętu powoduje, iż duża część komponentów nie jest w pełni obsługiwana – nie działa łączność WiFi, a stan naładowania baterii jest błędnie odczytywany. Najważniejsze komponenty są jednak obsługiwane.

Podczas testów wykryto jednak dość istotny problem – nie udało się uruchomić pełnej funkcjonalności Bluetooth. Utworzenie połączenia z innym urządzeniem okazało się niemożliwe. Kontakt ze społecznością skupiającą się wokół projektu [3] przyniósł garść nowych informacji: część urządzeń wydaje się w pełni działać podczas, gdy pozostałe wyka-

zują podobne do napotkanych problemy. Powodem takiej sytuacji mogą być niewielkie różnice w budowie wewnętrznej urządzeń obecnych na rynku pod jednym oznaczeniem. Dopóki jednak problem nie zostanie w pełni zdiagnozowany można tylko snuć domysły.

4.3. Colibri PXA270

Trzecia prezentowana platforma przedstawia inne spojrzenie na problem doboru sprzętu dla systemu nadzoru kardiologicznego. Colibri PXA270 [2] firmy Toradex, widoczny na rysunku 7, w przeciwieństwie do wcześniej prezentowanego sprzętu nie jest gotowym urządzeniem, lecz bazą, którą można wykorzystać do budowy dowolnego urządzenia.



Rys. 7. Moduł Colibri PXA270

Moduł o wymiarach 68×37×6 mm, zawiera procesor Intel PXA270 taktowany częstotliwością 520 MHz, 32 MB pamięci Flash i 64 MB pamięci RAM. Dodatkowo na płycie umieszczono interfejs Ethernet oraz kodek audio i kontroler ekranu dotykowego (patrz rys. 3). Całość pobiera 800 mW mocy. Pobór energii może zostać zmniejszony dzięki redukcji napięcia zasilania i częstotliwości taktowania procesora, co jednak wymaga wsparcia ze strony zainstalowanego na module oprogramowania.

Wszystkie interfejsy komunikacyjne obecne w procesorze Intel PXA270 zostały przez producenta wyprowadzone na wygodne w użyciu 200 pinowe złącze SODIMM, przez które dostarczane jest także zasilanie. Jedynie część GPIO oraz interfejs JTAG zostały wyprowadzone na osobne złącza.

Prezentowany moduł dysponuje najszybszym procesorem ze wszystkich wspomnianych urządzeń. Co prawda wymaga dołączenia interfejsów komunikacyjnych oraz układów zasilania, aby można go było użyć w systemie monitoringu kardiologicznego, jednak możliwość wpływu na fizyczną budowę urządzenia może być przydatna w dalszych pracach.

Dodatkową zaletą jest duży wybór oprogramowania pracującego na opisywanym sprzęcie. Firma Toradex sprzedaje swoje produkty z zainstalowanym Windows CE oraz niezbędnymi sterownikami. Opracowany jest także port systemu GNU/Linux. Co więcej, niezależnie od wybranego systemu operacyjnego można wykupić dodatkową pomoc techniczną.

W tabeli 3 przedstawiono skrócone porównanie wymienionych platform. Niestety każda z nich posiada jakąś wadę, która utrudnia jej zastosowanie. Znaleziono urządzenia oferujące potrzebną funkcjonalność wykazując braki w oprogramowaniu uniemożliwiające pełne wykorzystanie sprzętu. Jedynie Colibri PXA270 posiada w pełni funkcjonalne oprogramowanie, lecz w tym przypadku przeszkodą jest brak odpowiednich komponentów sprzętowych. Na szczęście dzięki pełnej dokumentacji oraz formie tego urządzenia ewentualna rozbudowa nie powinna nastęrczać trudności.

Tabela 3
Porównanie urządzeń rozpatrywanych jako platformy sprzętowe dla systemu monitoringu kardiologicznego

Urządzenie	Procesor	Pamięć RAM / Flash	Interfejsy wejścia-wyjścia	Uwagi
Greenphone	PXA270 (312 MHz)	64 / 128 MB	USB, MiniSD, Bluetooth, GSM	Kompletne urządzenie
HP iPAQ H6300	TI OMAP 5110 (168 MHz)	64 / 64 MB	USB,SD / MMC, Bluetooth, GSM, WiFi	Kompletne urządzenie
Colibri PXA270	PXA270 (512 MHz)	64 / 32 MB	<i>patrz rysunek 4</i>	Moduł

5. Podsumowanie

W artykule przedstawiono rozważania na temat wyboru platformy sprzętowej dla mobilnego systemu nadzoru kardiologicznego uwzględniające zarówno uwarunkowania techniczne jak i wygodę użytkownika. W toku tych rozważań zaproponowano trzy będące na rynku urządzenia mogące stanowić bazę do praktycznej implementacji wspomnianego systemu. Ich cechą wspólną jest wysoka energooszczędność, uzyskana dzięki zastosowaniu procesorów ARM, która umożliwia zarówno długą pracę bateryjną, jak i zapewnia wygodę użytkownika, redukując rozmiar i ciężar źródła energii.

Literatura

- [1] *802.15.1 IEEE Standard for Information technology Telecommunications and information exchange between systems — Local and metropolitan area networks — Specific requirements. Part 15.1: Wireless medium access control (MAC) and physical layer (PHY) specifications for wireless personal area networks (WPANs)*: IEEE Computer Society, 2005
- [2] *Colibri Xscale PXA270 DataSheet*. Toradex. <http://www.toradex.com/downloads/Colibri%20PXA270%20datasheet.pdf>
- [3] *Handhelds.org – Open Source for handheld devices*. <http://www.handhelds.org/moin/moin.cgi/HplpaqH6315>
- [4] HP iPAQ h6300 Pocket PC Series, Hewlett-Packard. <http://h20000.www2.hp.com/bizsupport/TechSupport/Home.jsp?&lang=pl&cc=pl&prodTypeId=215348&prodSeriesId=430120&lang=pl&cc=pl>
- [5] *Intel X-Scale Microarchitecture – Technical Summary*. Intel Corporation
- [6] Mikrut Z., Augustyniak P.: *Mobilny system zdalnego nadzoru kardiologicznego: aspekty implementacyjno-techniczne*. Półrocznik AGH Automatyka, t. 10, z. 3, 2006, 79–90