



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Edukativní hračka pro děti s diabetem 1. typu

Educational toy for children with type 1 diabetes

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Michal Verbovský

Kladno 2020

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Verbovský** Jméno: **Michal** Osobní číslo: **474322**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Edukativní hračka pro děti s diabetem 1. typu

Název bakalářské práce anglicky:

Educational toy for children with type 1 diabetes

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a realizujte edukativní dětskou hračku pro signalizaci kritických hodnot glykémie při diabetu 1. typu. Pro zajištění funkcionality zařízení použijte mikroprocesor typu Arduino nebo podobný. Zařízení musí umožnit prezentovat poslední naměřenou hodnotu glykémie z glukometru a dále alarm v stanovenou denní dobu. Systém musí mít zachovanou mobilitu a možnost nabíjení interních baterií. Navrhněte a realizujte mechanické a audiovizuální moduly pro automatickou signalizaci okamžité glykémie pacienta.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Cameron FJ, Prof, Wherrett DK, Dr., Care of diabetes in children and adolescents: controversies, changes, and consensus., The Lancet, ročník 385(9982), číslo 2096-106, 2015
- [2] Prahald P, Tanenbaum M, Hood K, Maahs DM., Diabetes technology: improving care, improving patient-reported outcomes and preventing complications in young people with Type 1 diabetes., Diabetic Medicine, ročník 35(4), číslo 419-29, 2018

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Vojtěch Navrátil

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**


prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Edukativní hračka pro děti s diabetem 1. typu vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 13.08.2020

.....

Michal Verbovský

PODĚKOVÁNÍ

Velice rád bych poděkoval vedoucímu práce panu Ing. Petrovi Kudrnovi, Ph.D. za jeho pomoc a rady, které umožnily vznik této práce. Dále bych rád poděkoval konzultantu Ing. Vojtěchu Navrátilovi za jeho trpělivost, poskytnuté pomůcky a podporu při návrhu a kompletaci edukativní hračky. Díky patří také Ing. Anně Holubové za osvětlení problematiky onemocnění DM 1. typu.

ABSTRAKT

Edukativní hračka pro děti s diabetem 1. typu

V souvislosti s problematikou onemocnění diabetes mellitus 1. typu, a jeho častým nástupem v nízkém věku, bylo cílem této práce navrhnout hračku sloužící pro prvotní seznámení se se situacemi spojenými s vývojem glykémie v čase prostřednictvím jejich srozumitelné signalizace dětskému pacientovi. Nezbytným komplementem návrhu hračky bylo vyšetření stávajících postupů terapie onemocnění diabetes mellitus 1. typu, a to především systémů CGM sloužících jako signalizační médium určené dospělým pacientům. Takto získané poznatky o barvách, a dalších audiovizuálních podnětech byly v podobě modifikované pro dětské pacienty implementovány do signalizace zprostředkované edukativní hračkou ve formě plyšového medvídka. Způsob a další parametry signalizace hračky byly řízeny příkazy z chytrého mobilního zařízení napojeného na uživatelův systém CGM. Tyto zasláné příkazy ale bylo nutné pro příslušně nastavenou signalizaci správně přijmout a předzpracovat moderním firmwarem postavený na platformě Arduino. Díky tomu bylo možné zajistit předání informace o vývoji glykémie dětskému pacientovi ve srozumitelné podobě.

Klíčová slova

Diabetes mellitus 1. typu, dětské pacienty, telemedicínská hračka, firmware, signalizace

ABSTRACT

Educational toy for children with type 1 diabetes

In connection with the issue of type 1 diabetes mellitus, and its frequent onset at an early age, the aim of this work was to design a toy for initial acquaintance with situations associated with the changes of glycemia over time through their intelligible signaling to the pediatric patient. A necessary complement to the design of the toy was the examination of existing procedures for the treatment of type 1 diabetes mellitus, especially CGM systems serving as a signaling medium for adult patients. The knowledge gained in this way about colors and other audiovisual stimuli was implemented in a form modified for pediatric patients into signaling mediated by an educational toy in the form of a teddy bear. The method and other parameters of the toy signaling were controlled by commands from a smart mobile device connected to the user's CGM system. However, these sent commands had to be correctly received and preprocessed by modern firmware built on the Arduino platform for the appropriately signaling setting. This made it possible to ensure that information on the changes of glycaemia was passed on to the pediatric patient in a comprehensible form.

Keywords

Type 1 diabetes mellitus, child patients, telemedical toy, firmware, signaling

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	9
1 Úvod	10
1.1 Charakteristika onemocnění diabetes mellitus 1. typu.....	10
1.2 Rozšíření onemocnění diabetes mellitus 1. typu	12
2 Současné přístupy k terapii DM 1. typu	13
2.1 Měření glykémie	13
2.1.1 Glukometr.....	14
2.1.2 Kontinuální monitoring glykémie	15
2.2 Terapie pacientů s diabetem mellitus 1. typu	19
2.2.1 Inzulínová pera	21
2.2.2 Inzulínová pumpa	23
2.2.3 Hodnocení terapeutických technik	25
2.3 Dětsí pacienti s diabetem mellitus 1. typu.....	25
2.3.1 Přehled atributů skupiny dětských pacientů	26
2.3.2 Telemedicínské platformy	29
2.3.3 Signalizace systémů CGM	31
3 Cíle práce.....	35
4 Návrh hračky	36
4.1 Návrh hardwaru.....	37
4.1.1 Návrh napájení.....	37
4.1.2 Návrh komunikačního rozhraní	39
4.1.3 Návrh signalizace	42
4.2 Návrh softwaru	45
4.2.1 Hlavička.....	45
4.2.2 Setup	46
4.2.3 Loop.....	46
4.3 Návrh provedení signalizace hračky	48
4.4 Návrh provedení a doplňků hračky	49
5 Výsledky.....	51
5.1 Výroba prototypu	51

5.2	Otestování součástí prototypu	53
5.2.1	Testování vlastností baterie	53
5.2.2	Testování vlastností signalizačních výstupů	54
5.3	Ověření funkčnosti prototypu.....	57
5.4	Porovnání hračky se stávajícími systémy CGM	58
6	Diskuse	59
7	Závěr	61
	Seznam použité literatury	62
	Příloha A: Schéma zapojení z prostředí EAGLE	67
	Příloha B: Obsah přiloženého DVD	68

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
U	V	Elektrické napětí
I	A	Elektrický proud
R	Ω	Elektrický odpor
I_r	---	Relativní svítivost

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
DM	Diabetes mellitus
ÚZIS	Ústav zdravotnických informací a statistiky
CGM	Kontinuální monitoring glykémie (<i>Continuous glucose monitoring</i>)
FGM	Rychlý monitoring glykémie (<i>Flash glucose monitoring</i>)
MARD	Průměrná absolutní relativní odchylka (<i>Mean absolute relative difference</i>)
UI	Jednotky inzulínu (<i>Units of insulin</i>)
VJ	Výměnná jednotka (<i>Carbohydrate exchange</i>)
SAP	Inzulinový pumpa se senzorem (<i>Sensor augmented pump</i>)
ČLS JEP	Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně
AT	Sada příkazů pro komunikace s modemem (<i>Attention</i>)
PWM	Pulzně šířková modulace (<i>Pulse Width Modulation</i>)
AVR	Rodina mikročipů typu RISC (<i>Terminus technicus</i>)
RISC	Procesory s redukovanou instrukční sadou (<i>Reduced Instruction Set Computer</i>)
TX	Vysílací pin (<i>Transmit pin</i>)
RX	Přijímací pin (<i>Receive pin</i>)
I/O	Vstup / Výstup (<i>Input / Output</i>)
BLE	Bluetooth s nízkou spotřebou energie (<i>Bluetooth low energy</i>)
QI	Standard bezdrátového nabíjení (<i>Terminus technicus</i>)
UART	Druh sériového přenosu (<i>Universal asynchronous receiver-transmitter</i>)

1 Úvod

Diabetes mellitus je hojně rozšířené metabolické onemocnění spojené s četnými komplikacemi pro postižené i pro jejich okolí. Rozlišují se základní dva typy diabetu: 1. typ a 2. typ. Druhý typ je často označován jako civilizační choroba, jelikož je obvykle spojen se špatnou životosprávou. Oproti tomu diabetes prvního typu vzniká velice často díky výrazné genetické predispozici a jeho zákeřnost spočívá ve skrytém a razantním nástupu v nízkém věku.

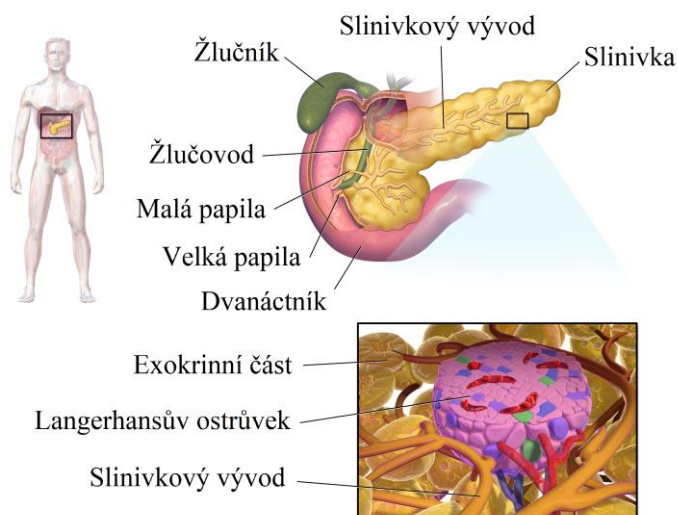
Právě kvůli nástupu diabetu mellitu 1. typu v nízkém věku je značně limitováno využití moderních prostředníků pro kompenzaci onemocnění (viz kapitola 2), a to z důvodu plně nerozvinutých verbálních schopností dětských pacientů. Proto je žádoucí zajistit ranou edukaci dětských pacientů ve zvládnání onemocnění prostřednictvím specifické hračky, která bude do jisté míry nahrazovat roli, pro dětské pacienty nesrozumitelných, moderních zařízení určených ke kompenzaci onemocnění.

Pro návrh edukativní hračky určené dětským pacientům je nezbytné vyšetřit celou řadu aspektů spojených s onemocněním diabetes mellitus 1. typu. V následujících pasážích proto bude snaha shrnout základní charakteristiky onemocnění, zjistit rozšíření onemocnění a popsat moderní prostředníky, které umožňují zvládnutí nemoci. Takto získané poznatky poté budou konfrontovány se specifickými potřebami dětských pacientů, na které řada pramenů bere ohled pouze okrajově, ale pro svou ucelenost a exaktnost jsou vhodným zdrojem základních informací.

Výsledkem aplikace všech získaných poznatků bude návrh edukativní hračky zohledňující potřeby dětských pacientů a aktuální trendy v léčbě onemocnění diabetes mellitus 1. typu. Tím se zajistí prvotní seznámení dětských pacientů s obtížemi spojenými s onemocněním, a zároveň získají i základní vhled do komerčně rozšířených systémů kontroly diabetu, s nimiž v případě správného přístupu, k jehož polidštění a upgradu směřuje tato práce, mohou prožít dlouhý a kvalitní život.

1.1 Charakteristika onemocnění diabetes mellitus 1. typu

Diabetes mellitus 1. typu je autoimunitní, geneticky podmíněné onemocnění, které spočívá v narušení schopnosti těla regulovat metabolismus glukózy. K narušení dochází skrze postupnou destrukci β buněk slinivky břišní, jejichž hlavním úkolem je endokrinní sekrece inzulínu. Za jejich zničení jsou odpovědné vlastní T-lymfocyty pacienta, kvůli nesprávné funkci histokompatibilního systému, kdy imunitní systém pravděpodobně reaguje na neakutní virovou infekci – inzulitidu chybným vyhodnocením β buněk jako buněk pro tělo cizorodých. [1]



Obrázek 1.1: Znárodnění umístění β buněk (růžově) uvnitř Langerhansových ostrůvků slinivky břišní. Fotografie: [2]

K progresi a manifestaci tohoto onemocnění dochází nejčastěji v již velmi raném věku pacienta. Postupem času dochází k nedostatku a následně i absenci inzulínu v krevním řečišti. Inzulín jako peptidický hormon zodpovídá za přísun glukózy do buněk pro další metabolické zpracování, případně za její anabolismus na glykogen. Absence glukózy v buňkách, a naopak její přebytek v krvi následně vede k všeobecnému narušení homeostázy organismu. Snahy těla vyrovnat se s touto dysbalancí jsou spojeny s následujícími příznaky:

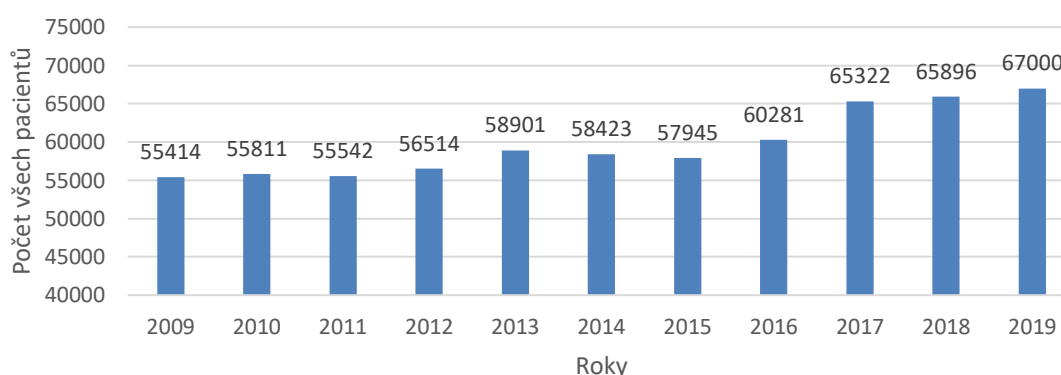
- Glykosurie: nadměrné množství glukózy v krvi vede k neschopnosti ledvin zabránit jejímu proniknutí do moči, kam s sebou glukóza strhává velký objem vody. To zapříčiňuje nadměrné vylučování a intenzivní pocit žízně.
- Ketoacidóza: hladovějící buňky bez přísunu glukózy, jakožto primárního zdroje energie, přechází na oxidaci látek tukové povahy. Tato reakce je spojena s nižším energetickým výtěžkem a je navíc doprovázena kyselými odpadními produkty, s jejichž vyloučením či dalším zpracováním má tělo velké problémy. Známým doprovodným dějem tohoto stavu je výskyt acetonu v tělních tekutinách a z nich se linoucí jeho charakteristický zápach.

Výskyt těchto příznaků ve svých důsledcích vede k razantnímu zhoršení kvality života pacientů a při svém dlouhodobém výskytu vedou tyto příznaky k sekundárním poškozením tělních tkání jako je například ateroskleróza, popřípadě neuropatie sítnice či distálních částí končetin. V nejvážnějších případech pak toto onemocnění může končit až předčasným úmrtím.

1.2 Rozšíření onemocnění diabetes mellitus 1. typu

Incidence onemocnění v populaci České republiky činí zhruba 22 až 25 případů na 100 000 obyvatel na rok. [7, 12] Toto rozmezí je po strmém nárůstu spojeným s pokroky v diagnostice v minulých desetiletích již několik let stabilní. [10] O něco nepřehlednější je situace okolo čísel celkového počtu pacientů s diabetem mellitus 1. typu.

Až do roku 2016 existovaly v rámci systému pravidelných Zdravotnických ročenek ÚZIS údaje o počtu pacientů založené na hlášení praktických lékařů a praktických pediatrických lékařů. Tato metodika ale nezohledňovala to, že většinu terapeutických služeb pro pacienty obstarávají diabetologické ordinace, a proto tato čísla bývala založena hlavně na přibližném odhadu praktiků. Od roku 2017 došlo ke změně metodiky, kdy je klíčovým ukazatelem počtu pacientů na jméno předepsaný léčebný inzulin. U těchto dat zdravotních pojišťoven ovšem zase vždy nedochází k oddělení diagnóz E10 pro DM 1. typu a E11 pro DM 2. typu, jelikož předepisovaný léčebný inzulin je pro obě diagnózy prakticky identický. [8]



Graf 1.1: Počet pacientů s DM 1. typu v letech 2009 až 2019. Zdroj [11, 12]

Vzhledem k tomu, že byla prokázána ustalující se incidence, lze přisoudit růst čísel z let 2013–2016 dalšímu zlepšování diagnostiky a většímu ohledu praktiků na rozdíly mezi DM 1. typu a DM 2. typu, díky kterému byli schopni zařadit DM 1. typu do příslušné skupiny. Narůst z let 2017–2019 lze přisoudit opět dalšímu zlepšování diagnostiky a neúplné distinkci předepisovaného léčebného inzulinu mezi pacienty s DM 1. typu a DM 2. typu.

Přihlédne-li se k nedostatkům obou těchto metodik je patrně nejpresnější prohlášení, že v současnosti v České republice osciluje celkový počet pacientů s diabetem mellitus 1. typu mezi 60 a 70 tisíci. [8]

2 Současné přístupy k terapii DM 1. typu

Přímé letální důsledky onemocnění diabetes mellitus jsou v současnosti již nemyslitelné. Díky objevu inzulínu ve dvacátých letech minulého století a rozvoji metod umožňujících určení hladiny glukózy v krvi je možné založit recentní metody kompenzace diabetu na snaze co možná nejčasněji zachytit onemocnění a následně nastavit monitoring hladiny glukózy v kombinaci s podáváním příslušného množství inzulínu včetně kontroly příjmu cukrů pro udržení množství glukózy v krvi v rámci fyziologických mezí. V tomto ideálním případě pak dochází k omezení nežádoucích příznaků onemocnění.

2.1 Měření glykémie

Koncentrace glukózy v krvi se nazývá glykémie. Udává se nejčastěji v jednotkách $\text{mmol}\cdot\text{l}^{-1}$, popřípadě v anglosaské literatuře i v západních přístrojích se lze setkat s jednotkami $\text{mg}\cdot\text{dl}^{-1}$. Převodní vztah je pak následující:

$$\text{Glykémie } (\text{mmol}\cdot\text{l}^{-1}) = \frac{\text{Glykémie } (\text{mg}\cdot\text{dl}^{-1})}{18}. \quad (2.1)$$

Fyziologické hodnoty glykémie v nejčastěji analyzované kapilární krvi se pohybují v rozmezí $3,3\text{--}5,5 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ respektive $59,4\text{--}99,0 \text{ mg}\cdot\text{dl}^{-1}$ [3]. Pro představu v jak citlivé oblasti se pohybujeme hodnota $3,3 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ odpovídá přibližně $0,59 \text{ g}$ glukózy na litr krve a hodnota $5,5 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ odpovídá $0,99 \text{ g}$ glukózy na litr krve.

Glykémie osciluje v průběhu celého dne jak u zdravých lidí, tak u pacientů s diabetem. Závisí totiž na celé řadě faktorů. Jmenovitě například na množství inzulínu v krvi, přijaté potravě, jejím glykemickém indexu či obsahu výměnných jednotek v ní, fyzické aktivitě a v neposlední řadě i na aktuálním psychickém rozpoložení. Proto může docházet k situacím, kdy se glykémie vyskytne mimo stanovené fyziologické hodnoty. Ačkoli jako u všech fyziologických rozmezí stanovených v medicíně může vzhledem jedinečnosti každého z nás docházet k určitým odchylkám díky odlišné senzitivitě, stav glykémie nad $5,5 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ se nazývá hyperglykémie a stav pod $3,3 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ se nazývá hypoglykémie [3].

- Hyperglykémie: vysoký obsah glukózy v krvi
 - Příčiny: požití velkého množství potravy bohaté na glukózu, nízké množství aplikovaného inzulínu, stres, nemoc, vynechání dávky inzulínu
 - Následky: viz kapitola 1.1
 - Nebezpečnost: nižší – hlavně dlouhodobé negativní účinky

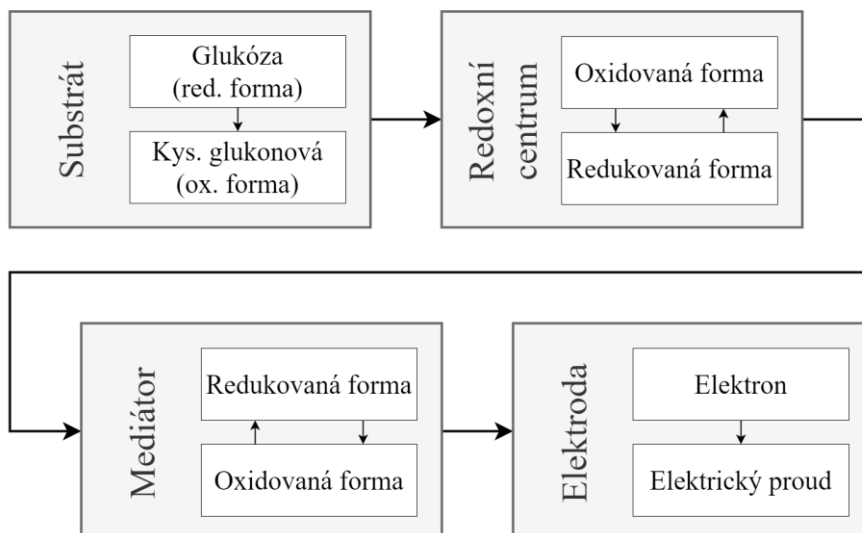
- Hypoglykémie: nízký obsah glukózy v krvi
 - Příčiny: hladovění, velké množství aplikovaného inzulínu, zvýšená fyzická aktivita, nasčítání dávek různých druhů inzulínů
 - Následky: neschopnost tkání s vysokými požadavky na přísun glukózy získat jí z krve dostatečné množství (takovou tkání je zejména mozková tkáň, z tohoto důvodu jsou hlavními příznaky hypoglykémie bolesti hlavy, úzkost a malátnost, která může vyústit až v trvalou ztrátu vědomí – diabetické koma)
 - Nebezpečnost: vyšší – okamžité život ohrožující účinky

Zaznamenání hyperglykémie a hypoglykémie není okamžitou indikací pro podání látek nežádoucí stav řešících, vždy se musí brát zřetel na aktuální situaci, čas od podání příslušných látek, typ podaných látek a vývoj glykémie v čase, který bude rozebrán v následující pasáži [4].

2.1.1 Glukometr

Rozvoj analytických metod využívajících enzymatické reakce ve druhé polovině minulého století umožnil postupný přesun testování tělních tekutin z biochemických laboratoří do domácností a zahájil tak trend postupného self-care testingu, tedy autodiagnostiky a samoléčby u neakutních případů určitých onemocnění. Jedním z těchto případů byl i diabetes. Postupem času byly vyvinuty a zdokonaleny řady postupů na stanovení glykémie.

V současnosti je vedle optických metod nejvyužívanější metodou měření u glukometrů ampérometrie za využití senzorů druhé generace. Metoda spočívá v odebrání kapilární krve z konečků prstů nebo ušních lalůčků prostřednictvím kovové lancety a její aplikaci na testovací proužek. Ten se posléze zasune vodivým koncem do glukometru. Na proužku mezitím začne probíhat enzymatická oxidace glukózy za současné redukce látek v redoxním centru senzoru a oxidace mediátoru v těsné blízkosti elektrody, což vede ke vzniku detekovatelného elektrického proudu. Z velikosti tohoto proudu pak lze stanovit výslednou hodnotu glykémie. Poté dochází k částečné regeneraci látek z redoxního centra a mediátoru. [16]



Obrázek 2.1: Schéma principu ampérometrie u glukometrů se senzory druhé generace.
Fotografie: [16]

Výše popsaná technologie je velmi ceněna pro svou jednoduchost, skýtá ale i svá úskalí. Jde především o to, že v případě intenzifikované léčby je potřeba denně odebírat řadu vzorků a pokud je při každém z nich potřeba perforovat kůži na prstech, je možné, že postupem času vymizí vhodná místa pro odběr, a navíc se sníží hmatová citlivost míst, ze kterých je odběr prováděn. Dalším problémem je, že je potřeba dbát na metodiku odebírání krve, protože nedodržení podmínek jako jsou třeba dostatečně čisté a osušené ruce či odebrání nedostatečného množství krve může markantně, až o $10 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$, zkreslit výslednou glykémii [3].



Obrázek 2.2: Ukázka glukometru Accu-Chek se vsunutým testovacím proužkem.
Fotografie: [5]

2.1.2 Kontinuální monitoring glykémie

Systém kontinuálního monitoringu glykémie je postaven na obdobném principu měření koncentrace glukózy v krvi jako glukometry. Úplně jiné je však uspořádání tohoto systému, který se skládá ze tří základních částí: senzoru, vysílače a přijímače.

Senzor: Jedná se o součást upořádanou velice podobně jako testovací proužek glukometru. Na senzoru opět dochází k enzymatickému rozkladu glukózy, který vyvolává další řetězové reakce, a následně vede ke vzniku elektrického proudu, jenž je nakonec detekován. Hlavní rozdíl oproti glukometru je v tom, že se senzor zavádí přímo do intersticiální tekutiny v podkoží pacienta, čemuž je i uzpůsobeno celkové konstrukční provedení senzoru. Jde tedy o tenkou ohebnou elektrodu, aplikovanou pomocí speciálního jehlového aplikátoru. Zde je nutné zdůraznit, že koncentrace glukózy v intersticiální tekutině má za hodnotou glykémie zpoždění zhruba 15 minut v případě rostoucí glykémie respektive 5 minut v případě klesající glykémie, a je nutné s tím při interpretaci dat vždy počítat. Další klíčovou odlišností oproti glukometru je schopnost senzoru měřit glykémii kontinuálně, vícekrát po sobě. S využíváním senzoru pro CGM se pojí řada pravidel, ať už to je požadavek na správné umístění senzoru, na pravidelné každodenní kalibrace pomocí osobního glukometru nebo na pravidelné výměny senzoru zhruba po šesti až sedmi dnech z důvodu postupné degradace v agresivním prostředí lidského těla, mající vliv na přesnost měření.



Obrázek 2.3: Aplikátor senzoru Dexcom G5 (vlevo) a Senzor Guardian™ Sensor 3 (vpravo). Fotografie: [22, 23]

Vysílač: Výstup ze senzoru v rozsahu zhruba 2–60 nA pokrývající přímo úměrně pásmo glykémie přibližně od 2,2 do 22,2 mmol·l⁻¹ je poté veden do vysílače. Úkolem vysílače je zaslat údaj o koncentraci glukózy v pravidelných desetivteřinových intervalech z místa na kůži přímo nad elektrodou do dalších, oproti senzoru a vysílači již variabilnějších, částí systému CGM. K přenosu do přijímače dochází nejčastěji prostřednictvím komunikačního rozhraní Bluetooth. Vysílač bývá opatřen baterií, která díky nízké energetické náročnosti vysílání může při nepřetržitém využívání vydržet zhruba jeden rok a po vyčerpání energie je ji možné dobít, případně vyměnit vysílač za nový. Samozřejmostí vysílače je jeho voděodolnost umožňující jeho nošení a zajištění přenosu dat o koncentraci glukózy v intersticiální tekutině 24 hodin denně. [3]



Obrázek 2.4: Vysílač GuardianTM 2 Link (vlevo) a Vysílač Dexcom G6 (vpravo).
Fotografie: [24, 21]

Přijímač: Obvykle terminální součástí bývá přijímač se zabudovaným mikropočítačem pro zpracování a uložení naměřených dat zaslaných vysílačem v pravidelných desetivteřinových intervalech. Tato data pak prezentuje prostřednictvím svých audiovizuálních výstupů, jejichž úkolem je předat pacientovi údaj o koncentraci glukózy v pravidelných pětiminutových intervalech, případně poskytnout náhled na průběh koncentrace glukózy v horizontu několika dní. Metody zpracování a prezentace obdržených dat se mezi výrobci liší. Základní parametry přijímače jsou však napříč výrobci stejné a jsou to kompaktní rozměry zařízení, formát zobrazovaných dat (hodnota glykémie s trendovou šipkou, nastavitelné alarmy či hlášení po pěti minutách) a snadné ovládání přijímače.



Obrázek 2.5: Přijímače Dexcom G5 Mobile (vlevo) a G6 (vpravo). Fotografie: [27, 26]

Existuje široké spektrum variant provedení nejobvyklejších, výše zmíněných, součástí systému CGM.

- U senzorů se využívá kromě invazivních elektrod také semiinvazivní mikrodialýza, při které dochází k vytvoření miniaturních otvorů v kožním krytu, z nichž je posléze nasávána intersticiální tekutina ke stanovení koncentrace glukózy. Tato metoda je primárně využívána především při sledování lokálního metabolismu, ale pro svou šetrnost nachází postupně využití i u diabetiků. [17]
- Typy přijímačů bývají uzpůsobovány konkrétním požadavkům pacientů. Vedle klasického přijímače, existují také systémy takzvaného Flash Glucose Monitoringu. FGM systémy jsou založeny na eliminaci takzvaného alarm fatigue neboli nadměrné frustrace pacienta z často se opakujících alarmů. Fungují tak, že

pokud uživatel potřebuje znát hodnotu koncentrace glukózy, přiloží přijímač k senzoru s vysílačem a vyžádá si tím data od posledního měření. Tento systém je účinný především u zkušených pacientů, jejichž základní kompenzace diabetu již byla zvládnuta a díky znalostem svého metabolismu jsou schopni sami předvídat denní vývoj své glykémie. [31] FGM systémy jim tak slouží ke kontrole průběhu jejich denního režimu a vyhodnocení nastalých neobvyklých situací. Pacientům je tak umožněno regulovat necitlivé, opakující se alarmy nezohledňující okamžitě poskytnutou intervenci a někdy i sugestivní hru čísel zobrazovaných na běžném přijímači.

- Oblíbenou moderní možností je úplné nahrazení přijímače chytrým mobilním zařízením opatřeným obdobným softwarem téhož výrobce, jakým by byl opatřen eliminovaný přijímač. Výhodou tohoto řešení je přesun od jednoho monofunkčního zařízení – přijímače k multifunkčnímu zařízení – chytrému mobilnímu, s tím, že chytré mobilní zařízení je stejně již takřka nezbytným vybavením každého z nás a je k němu v dnešní době upnuta pozornost v průběhu celého dne, což celkově zlepšuje přenos informací o koncentraci glukózy k pacientovi. Běh systému monitorování koncentrace glukózy na chytrých mobilních zařízeních navíc umožňuje propojení se spoustou telemedicínských platforem nebo dalšími chytrými mobilními zařízeními.



Obrázek 2.6: Modifikované systémy CGM. FGM Abbott FreeStyle Libre. (vlevo) a Smartphone jako přijímač CGM systému Medtronic Guardian Connect (vpravo).

Fotografie: [29, 30]

Systémy kontinuálního monitoringu glykémie posunuly kupředu možnosti self-care testingu. Díky nim je možné získat komplexní celodenní průběhy vývoje koncentrace glukózy. Navíc v poslední době o nich platí nejen to, že splňují Požadavky na systémy monitorování glykémie pro sebetestování pacientů s diabetes mellitus dle normy ČSN EN ISO 15197, ale i že jejich přesnost předstihla přesnost glukometrů. V řeči čísel to znamená, že průměrná absolutní relativní odchylka (parametr MARD) u systému CGM činí zhruba 10 %, pro koncentraci glukózy v rozmezí fyziologických hodnot, oproti zhruba až 20 % u glukometrů. [18, 19]

Otázkou nicméně zůstává přesnost systému CGM vzhledem tomu, že se jejich kalibrace denně provádí prostřednictvím méně přesných glukometrů. Odpovědí je to, že parametr MARD zohledňuje především stálost měření a stabilitu v čase. A tak vzhledem k tomu, že při monitoringu glykémie není klíčová absolutně přesná hodnota glykémie, ale jasně zřetelná intenzita změn tendencí v jejím vývoji v čase, lze spatřovat jednoznačnou výhodu na straně systémů CGM. [8, 20]

2.2 Terapie pacientů s diabetem mellitus 1. typu

Denní průběh hodnot glykémie je jak u pacientů s DM 1. typu, tak u zdravých jedinců, velice komplexním odrazem mnoha faktorů, které ať přímo nebo nepřímo ovlivňují lidské tělo. Pro zopakování tyto faktory jsou následující:

- Množství inzulínu a glukagonu (antagonista inzulínu) v krvi
- Přijatá potrava, její glykemický index či obsah výměnných jednotek v ní
- Fyzická aktivita a tělesná kondice
- Aktuální psychické rozpoložení [3]

Jak již bylo řečeno, u pacientů s DM 1. typu absentuje v krvi inzulín. Je tak kompletně narušena schopnost těla regulovat shora fyziologickou hodnotu glykémie v rozmezí 3,3 až 5,5 mmol·l⁻¹. Proto je nutné v těchto případech nastavit diabetickou dietu sestávající z pravidelně dávkované potravy se všemi potřebnými živinami, avšak s omezeným množstvím sacharidů. Spolu s tím je nezbytné také zahájit symptomatickou léčbu podáváním uměle vytvořeného inzulínu.

Diabetická dieta je založena na dodržení těchto tří základních pravidel ohledně příjmu potravy. Prvním je pravidelný přísun potravy v podobě především tří hlavních (snídaně, oběd, večeře) jídel během dne. Druhým je orientační znalost množství sacharidů v přijímané potravě, jde vlastně o redukující přepočítání konkrétní potraviny na množství sacharidů v ní obsažených, jelikož to je hlavní složka potravy mající vliv na glykémii. Řada pacientů počítá sacharidy v takzvaných výměnných jednotkách, které určují stejné množství sacharidů v různých potravinách a usnadňují tak pacientům skládat každodenní jídelníček dle doporučené dávky sacharidů ke konkrétnímu jídlu. Jedna výměnná jednotka v současnosti reprezentuje 10 g sacharidů a je snaha přiměřeně redukovat jejich příjem. Třetí je přibližná znalost glykemického indexu přijímané potravy, který ovlivňuje rychlost vstřebávání sacharidů do krve a tím i nástup a razanci zvyšování glykémie. [3]

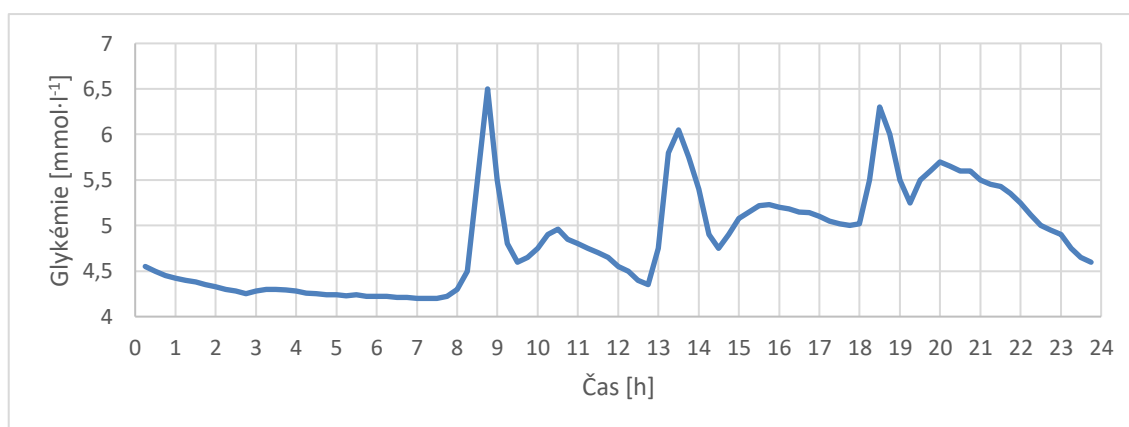
K účinkům přijímané potravy na glykémii je pro nastavení glykemického ekvilibria ve fyziologických hranicích žádoucí postavit do protikladu účinky inzulínu na glykémii. Principem aplikace inzulínu je zajištění přísunu v potravě získaných sacharidů z krve do buněk k příslušnému metabolickému zpracování. Prísun glukózy se však musí uskutečňovat v přiměřené míře, aby nedocházelo ke druhotným komplikacím. [1, 4]

Elementárním předpokladem pro správnou regulaci glykémie inzulínem je proto její frekventovaný monitoring. V předešlé kapitole byly popsány dva hlavní způsoby monitoringu glykémie, respektive koncentrace glukózy v intersticiální tekutině:

Glukometry: Zajištění přehledu o vývoji glykémie prostřednictvím osobních glukometrů se prakticky provádí tvorbou takzvaných glykemických profilů, kdy se před každým hlavním jídlem (snídaně, oběd, večeře) a před spaním, změří hodnota glykémie. Porovnáním s hodnotami získanými při nastavování režimu kompenzace DM 1. typu, je možné určit, zdali je v těchto časech nutné podávat zvýšené či snížené množství inzulínu či potravy. V případě zhoršené kompenzace onemocnění anebo nenadálé situace se doporučuje vytvářet i velké glykemické profily, kdy dochází od snídaně jednoho dne k měření glykémie před každým hlavním jídlem (snídaně, oběd, večeře), dvě hodiny po něm a případně i ve 3 hodiny v noci. Celkem se tak jedná o profil obsahující alespoň 7 měření v průběhu jednoho dne. [8]

CGM: Měření koncentrace glukózy v intersticiální tekutině pomocí CGM systémů je oproti osobním glukometrům o mnoho komfortnější. Po aplikaci senzoru, navaknutí vysílače, saturaci elektrody senzoru a případně i kalibraci prostřednictvím osobního glukometru přijímač CGM poskytuje a interpretuje autonomně data o glykémii. Tímto způsobem lze získat v průběhu každého dne velice přesný profil koncentrace glukózy v intersticiální tekutině, s vysokým rozlišením v čase. [20]

Při pohledu na následující modelovou reprezentaci denního průběhu glykémie, získaného s pomocí CGM, si lze povšimnout jejího výrazného nárůstu při každém přijetí potravy s obsahem sacharidů. Po každém tomto prudkém nárůstu následuje postupný, ale stále vcelku strmý pokles glykémie následovaný fakultativním opakovaným nárůstem, který odpovídá postupnému rozkladu polysacharidů na glukózu při procesu trávení. Během půstu lze sledovat oscilaci hladiny glykémie.



Graf 2.1: Modelový průběh glykémie u zdravého pacienta. Zdroj [32]

Na denním průběhu glykémie je možné demonstrovat dva základní procesy distribuce inzulínu ve zdravém lidském těle, kterou zprostředkovávají β buňky endokrinní části pankreatické žlázy (viz kapitola 1.1).

- Bazální sekrece neboli základní sekrece inzulínu, pokrývá potřeby organismu v období mezi jednotlivými jídly, kdy ustává hlavní přísun glukózy z trávicí soustavy. Během tohoto období není nutná vysoká intenzita sekrece vedoucí k vysoké koncentraci inzulínu v krvi, ale je nutné zajistit stálost koncentrace inzulínu v čase pro uskutečnění potřebných metabolických procesů v celém organismu spojených se zužitkováváním potravy a zásobních látek.
- Bolusová sekrece je taková sekrece, při které dochází k uvolnění velkého množství inzulínu ze zásobních vezikul β buněk v krátkém čase v návaznosti na velké množství glukózy prostupující do krve z trávicí soustavy v důsledku příjmu potravy obsahující sacharidy. Tato sekrece je nezbytná pro to, aby glykémie po jídle neúměrně nestoupla nad stanovené limity pro hyperglykémii, popřípadě aby nad limity zůstala po co možná nejkratší dobu.

Tyto dva fyziologické procesy se staly inspirací pro nastavení symptomatické léčby onemocnění diabetes mellitus.

2.2.1 Inzulínová pera

Základním jednoduchým systémem léčby je využívání inzulínových per. Prakticky se jedná o injekční stříkačky uzpůsobené pravidelnému či jednorázovému užívání se snahou o co možná nejšetrnější podání inzulínu s možností nastavení podávaného množství. Podávání inzulínu prostřednictvím inzulínových per je tedy systémem inspirovaným bolusovou sekrecí. Vzhledem k obecné farmakokinetice a jejímu exponenciálnímu průběhu s řadou proměnlivých faktorů je potřeba pečlivě provést doporučený způsob aplikace inzulínu pomocí inzulínových per. Rozhodujícími faktory jsou tyto základní parametry vpichu:

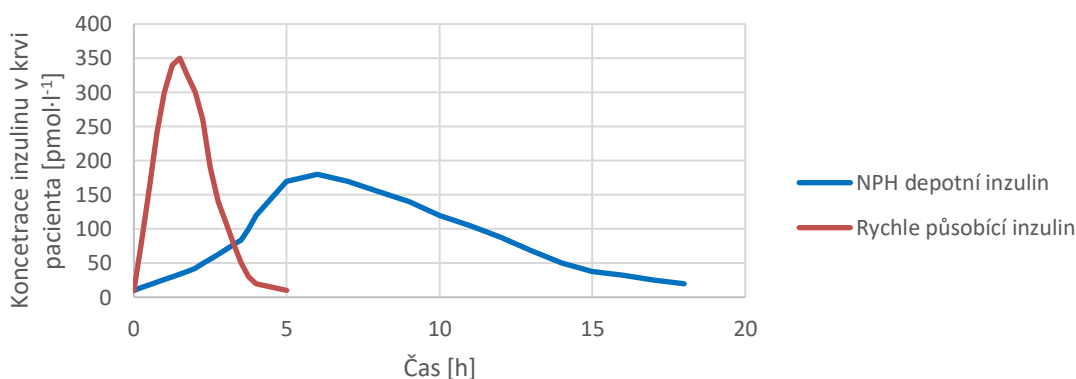
- Místo vpichu z hlediska perfúze dané části těla
- Samotné množství aplikovaného inzulínu
- Místo vpichu z hlediska typu tkáně, do které je bolus dopraven
- Typ aplikovaného inzulínu

Všechny tyto parametry lze variabilně nastavit pro zrychlení i zpomalení působení inzulínu. Pokud jde o typy inzulínu, platí, že po pokrocích v syntéze je možné dnes vedle lidského inzulínu získat také inzulíny umělé. Inzulín je totiž peptidický hormon skládající se ze zhruba 51 aminokyselin. Modifikací, delecí či inzercí některých jiných aminokyselin, popřípadě kondenzací inzulínových jednotek do oligomerů je možné upravovat dynamiku působení inzulínu. Existují tak lidské inzulíny pomalu a krátce působící a inzulínová analoga pomalu a rychle působící. Všechny tyto inzulíny jsou získávané metodou genového inženýrství s využitím prokaryotických organismů.



Obrázek 2.7: Ukázka inzulínového pera NovoPen ECHO s nastavitelným množstvím podávaného inzulínu a displejem s historií podaného inzulínu. Fotografie: [28]

Z popsaných parametrů bolusu je pro diverzifikaci léčby vhodné využívat vedle těch, které umožňují rychlé intervence i ty, které prodlužují působení inzulínu či jeho analogů. Jedná se o princip podobný v současnosti protěžovanému pojmu flattening the curve, kdy je možné prodlouženým působením bolusu inzulínu vytvořit křivku s vcelku stabilní hodnotou po delší časový úsek. Tímto způsobem se lze přiblížit i přes bolusové podávání inzulínu fyziologickému systému kombinace bolusových a bazálních dávek inzulínu.



Graf 2.2: Demonstrace působení v čase NPH depotního inzulínu (pomalu působící) a Rychle působícího inzulínu. Zdroj [3]

Základní možnosti týkající se dopravování inzulínu včetně jeho působení a základních charakteristik byly poslední částí nutnou pro sestavení komplexního terapeutického programu. Program bývá vždy značně individuální a komplikovaný. Sestává z několika vzájemně propojených částí. Zjednodušeně ho lze popsat následovně:

Každému podání potravy, korespondující se skladbou diabetické diety a obsahující sacharidy, předchází podání inzulínu, jehož množství (nejčastěji udávané v mezinárodních jednotkách UI), by mělo zhruba odpovídat předpokládanému přísunu sacharidů (nejčastěji udáván ve výměnných jednotkách VJ). Protože dochází vlivem dalších metabolických procesů v těle k pohybům glykémie i mezi jídly je nezbytné mít během dne i noci v oběhu přítomné určité množství bazálního inzulínu. Vzhledem k tomu, že do vývoje glykémie během dne zasahuje celá řada výše zmíněných aspektů, je důležité zajistit, že příjem potravy a aplikace inzulínu nezpůsobí posun glykémie mimo fyziologické hodnoty. Ohledně komplikací spojených s onemocněním diabetes mellitus 1. typu byly zmíněny především ty spojené s vysokou glykémií. S artificiálním podáváním inzulínu ale vyvstává další problém v podobě hrozby hypoglykémie, a to buď při přijetí inzulínu v množství, které nekoresponduje s množstvím přijaté potravy, anebo při kombinaci vlivů bazálního a bolusového inzulínu. Pokud glukometry či systémy CGM detekují určitou odchylku je nutné neodkladně intervenovat adekvátní léčbou, po odvrácení nebezpečí je žádoucí vyhodnotit nastalou situaci pomocí zintenzivněného monitoringu glykémie a eventuálně i upravit nastavený režim příjmu potravy a podávání inzulínu. Možností úprav je velká spousta a záleží na druhu kompilace, po které z nich se sáhne. Může se tak jednat o změny dávkování jak potravy, tak inzulínu v závislosti na například korekčních faktorech, dále pak o změny typů podávaných inzulínů, jiná schémata podávání inzulínu a v neposlední řadě třeba o úpravu denního režimu.

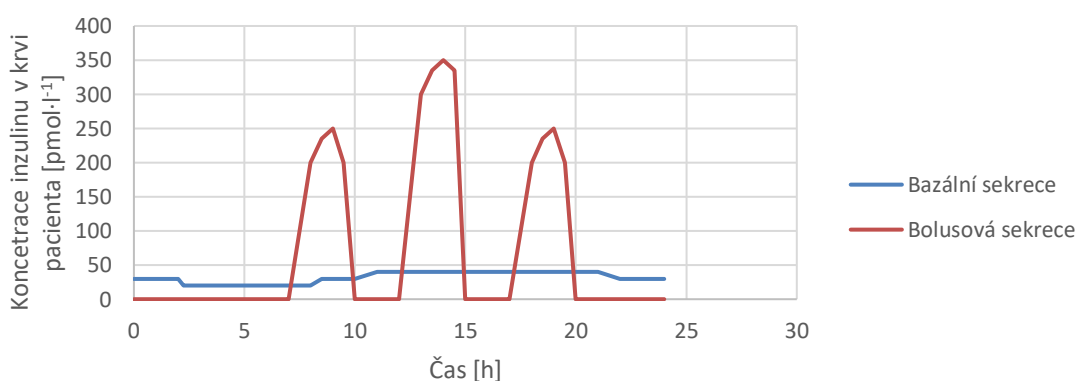
2.2.2 Inzulínová pumpa

Technologicky pokročilejším systémem pro podávání terapeutického inzulínu po inzulínových perech jsou inzulínové pumpy. Inzulínové pumpy jsou drobná zařízení, která sestávají ze zásobníku inzulínu, digitálně řízené pumpy a setu, jež je prostřednictvím jehly nebo kanyly zakončen v podkoží pacienta. Provedení takto sestaveného zařízení bylo uskutečnitelné jen díky pokroku na poli monitoringu glykémie, výpočetní techniky a modifikací inzulínu, čímž bylo umožněno terapeutické programy více přiblížit běžné fyziologické regulaci glykémie. [20]



Obrázek 2.8: Inzulínová pumpa MiniMed 670G Systém, signalizující aktuální koncentraci glukózy a množství aplikovaného inzulínu inzulínového pera v jednotkách inzulínu za hodinu. Fotografie: [33]

Pokud se mluví o přiblížení terapeutických programů inzulínové pumpy běžné fyziologické regulaci glykémie, je tím myšlen především systém dávkování inzulínu bazál – bolus. Zásobník inzulínové pumpy obsahuje nejčastěji rychlá analoga inzulínu, která po difundování z podkožního tuku do krevního oběhu začínají okamžitě snižovat glykémii. Během celého dne jsou nastaveny malé kontinuální dávky příslušného inzulínu pro udržení stabilní glykémie. V případě příjmu potravy obsahující sacharidy je na pumpě možné nastavit odpovídající množství bolusové dávky.



Graf 2.3: Příklad typologie sekrece u zdravých pacientů, k němuž je snaha přiblížit se u systémů inzulínových pump. Zdroj [3]

Všechny výše zmíněné metody podávání inzulínu jsou samozřejmě opět založeny na frekventovaném monitoringu pomocí CGM nebo glukometru, pro poskytnutí nezbytné zpětné vazby pro veškeré prováděné intervence. [3]

2.2.3 Hodnocení terapeutických technik

Při porovnávání terapie pomocí inzulínových per a inzulínových pump lze dospět k závěru, že vzhledem k rozšířeným možnostem spojeným s používáním inzulínové pumpy v kombinaci se systémem CGM je právě ona vhodnější pro terapii. Argumenty pro toto tvrzení mohou být například možnosti individuálního nastavení prediktivních alarmů a stabilizační prvek v podobě bazálního dávkování inzulínu. Argumenty proti využívání pump mohou být komplikace spojené s dlouhodobým zavedením kanyly či jehly do těla, tvorby zánětů a dalších sekundárních komplikací nebo v neposlední řadě nepříjemnosti spojené s nutností mít pumpu ideálně 24 hodin denně neustále při sobě.

Toto uvažování ohledně hodnocení inzulínových pump se však ukázalo jako liché. Rozsáhlá práce MUDr. Jana Šoupala, Ph.D prokázala, že nezáleží na způsobu dopravování inzulínu do oběhu, ať už prostřednictvím per nebo pump, ale že hlavním určujícím faktorem kvality kompenzace diabetu u pacientů je způsob monitoringu glykémie, kdy se ukázalo, že systémy CGM razantně zlepšují kompenzaci diabetu. Důkazy pro toto tvrzení jsou založeny na datech o snížení koncentrace glykovaného hemoglobinu v krvi (viz dále) a na údajích o redukci počtu závažných hypoglykemických epizod pacientů. Hlavní výhody využívání inzulínových pump tak pramení především z jejich propojení se systémy CGM. Proto jsou v současnosti dominantní snahy o integraci systémů CGM do inzulínových pump. Jedním z prvních v současnosti využívaných systémů na tomto principu je takzvaný SAP systém, který je schopen pozastavit dávkování inzulínu pumpou v případě zaznamenání výrazného poklesu glykémie. [25, 34]

2.3 Dětsí pacienti s diabetem mellitus 1. typu

Hlavním motivem této práce je vytvoření edukativní hračky pro děti s diabetem 1. typu. Pro hodnověrnou konstrukci této hračky bylo nutné pochopit veškeré aspekty, postupy a technologie, se kterými se diabetik může setkat, aby při návrhu hračky nejen že nedocházelo k dualistické invenci u všech výše zmíněných postupů a principů souvisejících s onemocněním, ale byly i respektovány základní zásady terapie (viz kapitola 2.2). Tato zásada bude využita i v následujících pasážích práce.

V této části je nutné zaměřit se na hlavní specifika a nuance u dětských pacientů s diabetem mellitus 1. typu, jelikož, jak bylo řečeno v úvodu, prozatím byla snaha především shrnout v první řadě globální poznatky o diabetu pro svou ucelenost a vyšší prozkoumanost. Dále pak bude nutné vysvětlit základní podklady, ze kterých se bude vycházet při faktickém návrhu hračky.

2.3.1 Přehled atributů skupiny dětských pacientů

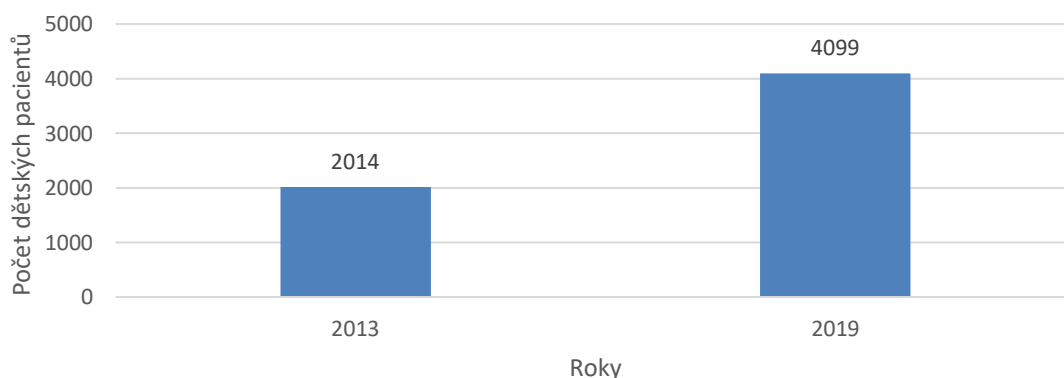
Důvodem pro zaměření se na dětské pacienty je hlavně fakt, že diabetes mellitus 1. typu se začíná projevovat především v předškolním dětském věku. Pro toto období je charakteristický bouřlivý psychomotorický a somatický vývoj a jakékoli nezládnuté onemocnění se značně promítá do budoucího života. Dalším hlediskem nepřímo také spojeným s bouřlivým psychomotorickým vývojem je zvyšující se úroveň intelektu dítěte, na kterém lze začít stavět jeho základní návyky, mezi něž by v případě odchylky metabolismu jménem diabetes mellitus 1. typu, měla patřit i správná správa této odchylky.

Stanovení věkového rozmezí skupiny dětí, pro kterou by měla být hračka především určena, vychází primárně z doby od získání schopnosti uceleně komunikovat s okolím po dobu, kdy je dítě způsobilé se alespoň částečně spoléhat na výstupy systému CGM. Spodní hranice je tak určena zhruba 4 roky včetně, a horní hranici lze limitovat dosažením věku 8 let. [3, 4, 13, 35]

Výsledkem působení této edukativní hračky by tak mimo jiné mělo být zamezení nežádoucímu vysokému nárůstu hodnot glykovaného hemoglobinu HbA_{1c} (viz dále), v období puberty, kdy se pacient ve své léčbě zdánlivě více osamostatňuje. Roli hraje především absence základních znalostí principů léčby způsobená nadměrnou vazbou na například rodiče zajišťující kompletní zaopatření léčby dětského pacienta. Edukativní hračka by tak měla částečně rozložit tuto silnou vazbu a zvýšit úroveň znalostí svého těla, diabetu mellitu 1. typu, autonomie dětského pacienta. [3, 51]

Počet dětských pacientů

Při snaze kvantifikovat počet dětských pacientů se naráží na podobný problém jako u dospělých pacientů (viz kapitola 1.2), a tím je absence jasně dané metodiky sběru a interpretace dat. Znovu se tak musí vycházet z nepřímo získaných dat, vycházejících z různých metodik. Syntézou dat je nicméně možné dojít k alespoň částečným závěrům.



Graf 2.4: Počet dětských pacientů v letech 2013 a 2019. Zdroj [9, 11]

Data za rok 2013 jsou získána metodikou ÚZIS a jedná se o poslední data takto získaná, oproti tomu data za rok 2019 jsou získána z národního registru dětského diabetu ČENDA a zahrnují dětské pacienty z 52 ordinací zaměřených na dětský diabetes, což činí 85 % všech takto zaměřených ordinací v České republice. Je tak pravděpodobné, že číslo bude o něco vyšší. Za validitu a korektnost těchto dat hovoří jednoznačně fakt, že registr ČENDA, projekt Dětského diabetologického centra Pediatrické kliniky 2. lékařské fakulty UK a Fakultní nemocnice v Motole ve spolupráci s Pracovní skupinou pro dětskou diabetologii České diabetologické společnosti ČLS JEP, již během prvních pěti let prostřednictvím své osvětové a výzkumné činnosti snížil hodnotu glykovaného hemoglobinu (viz dále) u dětských pacientů o 8 %. Zdánilivě velké zvýšení počtu pacientů mezi léty 2013 a 2019 jde tak díky prokázané stagnaci incidence již od roku 2009, především na vrub nekvalitě dat z roku 2013 a zvýšení úsilí v diagnostice diabetes mellitus 1. typu u dětí. [9, 10, 11]

Využije-li se získaných dat při odhadu počtu pacientů v cílové skupině 4 až 7 let, výsledek odráží vzhledem ke stabilní incidenci přímo úměrně čtyři dvacetiny z celkového počtu pacientů ve skupině 0 až 19 let, velikost cílové skupiny tak činí přibližně 800 až 900 dětí v České republice. [9, 10]

Specifika a komplikace terapie dětských pacientů

Obecně ve vztahu k dětským pacientům s diabetem mellitus 1. typu je vždy při terapii nutné počítat s tím, že bude probíhat ve své intenzifikované podobě. Nezastupitelnou a hlavní roli zde hrají rodiče malého pacienta, na kterých je dětský pacient velmi závislý a na nichž stojí kompletní zaopatření akurátního nastavení jejich terapeutického programu. Intenzifikovaná podoba terapie dětských pacientů je založena především na těchto, oproti terapii dospělých pacientů, modifikovaných faktorech ovlivňujících léčebný režim:

- Z hlediska přijaté stravy je snaha v zájmu pravidelného denního režimu rozprostřít denní příjem do tří hlavních (snídaně, oběd, večeře) a tří vedlejších (dopolední svačina, odpolední svačina, druhá večeře) jídel. Tomu odpovídá nutnost přesného vypočítání VJ obsažených ve stravě a IU inzulínu kompenzujících nárůst glykémie způsobený jídlem.
- I přes takto důkladně sestavený režim dochází u dětských pacientů k výraznějším fluktuacím glykémie v průběhu dne i noci. Proto je u dětí ještě více než u dospělých žádoucí monitorovat glykémii hlavně prostřednictvím CGM, a to z důvodu spjitějšího charakteru získaných dat a eliminace nepříjemných vpichů glukometru na dva denně zajišťující kalibraci CGM.
- Významnou roli zastává také aktuální fyzická a psychická kondice a rozpoložení, s nimiž je opět ještě více než u dospělých pacientů nutné počítat.

- Pro jistotu je také nutné zmínit absenci větší míry gramotnosti dětského pacienta. Dětský pacient tak může rozumět stavům hypoglykémie a podobně, není však schopný závazně vyčíst aktuální stav glykémie ze zařízení k tomu určených a už vůbec nemůže být sto ovládat prostředky dávkování inzulínu.

Při pohledu na vyjmenovaná specifika a jejich komplexnost je jasné, že navrhovaná edukativní hračka si nemůže klást ambice zasahovat do fází terapie, při kterých se stanovuje množství podané stravy či inzulínu, ať už z hlediska toho, že by se pak jednalo o zdravotnický prostředek dle zákona č. 268/2014 Sb, nebo i toho, že by takovýto systém byl nesmírně komplikovaný. Zacílení funkcí hračky by mělo směřovat na dobu mezi podáváním stravy či inzulínu, kdy je nezbytné monitorovat a signalizovat dopady těchto intervencí na glykémii dětského pacienta a v případě nesrovnalostí urychleně jednat ve prospěch stabilizace glykémie ve fyziologických mezích. Při návrhu hračky bude docházet k nevyhnutelnému zjednodušení při monitoringu a signalizaci stavů při onemocnění diabetes mellitus 1. typu. Toto zjednodušení je vzhledem ke komplikovanosti celé kompenzace diabetu popsané na předchozích stránkách nezbytné a odůvodnitelné, jelikož systému by mělo porozumět i dítě mezi 4 a 7 lety věku.

Pro doplnění je vhodné zmínit i další pohnutku za návrhem edukativní hračky určené pro děti s diabetem 1. typu, a to i přesto, že v poslední době dochází k procesu, kdy jsou velmi širokému spektru dětských pacientů v součinnosti se zdravotními pojišťovnami, předepisovány a hrazeny inzulínové pumpy. Právě kvůli tomuto by se mohla existence ostatních technologií jevit jako zbytečná a pacienti by se tak mohli nechat ležet ladem, nicméně jak již bylo částečně vyhodnoceno (viz kapitola 2.2.3), inzulínové pumpy rozhodně nejsou všespásné. Je si tak nutné uvědomit, že technologie stále ještě nejsou na takové úrovni, aby se na ně dalo stoprocentně spolehnout, že obstarají vše spojené se symptomatickou léčbou diabetu mellitus 1. typu. [3, 12]

Cílový stav kompenzace diabetu

Výsledkem srozumitelného monitoringu a signalizace zprostředkovaného edukativní hračkou by kromě rané edukace dětského pacienta mělo být i silné zafixování návyků spojených s onemocněním. Benefity spojené s raně získanými návyky by mohly být například:

- Vyšší autonomie dětského pacienta v čase mimo podávání stravy a inzulínu, a tím zpříjemnění léčby jak dětským pacientům, tak jejich okolí, doprovázené sníženou úzkostí ohledně dětského pacienta vedoucí například k plynulejší socializaci a celkovému zlepšení psychického zdraví

- Optimalizace komunikace mezi dětským pacientem a rodičem, ve spojení se zlepšením vnímání vlastního těla dětského pacienta, vedoucí k souladu dat získávaných prostředníky pro monitoring glykémie a aktuálním stavem dětského pacienta, protože naměřené hodnoty nemusí vždy věrně odrážet aktuální stav dětského pacienta
- Nižší labilita v kompenzaci diabetu během rizikového období puberty

Navíc především prostřednictvím signalizace nežádoucích stavů je možné dosáhnout následujících mezí parametrů kompenzace diabetu doporučených Českou diabetologickou společností: [3]

- Glykémie nalačno: $4\text{--}7\text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$
- Glykémie za 2 hodiny po jídle: $4\text{--}10\text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$
- Glykémie před spaním: $5\text{--}10\text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$
- Glykémie v noci: $4\text{--}8\text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$
- Glykovaný hemoglobin (HbA_{1c}): do $58\text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$

Parametr glykovaný hemoglobin je ukazatel reflektující zvládnání diabetu v horizontu 4 až 8 týdnů před vyšetřením, v krevním oběhu totiž postupem času dochází k vazbě glukózy na červené krevní barvivo hemoglobin. Čím vyšší je glykémie, tím více se glukóza váže na hemoglobin, což postupem času zhoršuje pozdní komplikace diabetu. Je tak vhodné udržovat glykémii setrvale co nejnižší ne však za cenu těžkých hypoglykemií.

2.3.2 Telemedicínské platformy

V současné době je určujícím trendem vývoje ve zdravotnictví především snaha o jeho digitalizaci. Děje se tak mimo jiné pomocí využívání moderních výpočetních technologií s úkolem zajistit těsnější kontakt lékaře a pacienta, který by měl být doprovázen i efektivnějším přenosem dat mezi nimi. Všeobecným pojmem pro tuto vědeckou disciplínu je telemedicína. Využívání telemedicínských platform v oboru diabetologie umožňuje výrazné zlepšení kompenzace diabetu mellitus 1. i 2. typu. [36]

Z tohoto důvodu je vhodné vyšetřit vývoj na tomto poli hlavně z hlediska ověření absence řešení, které by splňovalo kritéria deklarovaná v předcházející části jako ta, která by měla být určujícím pro navrhovanou edukativní hračku. Eventuálně zdali existující řešení obsahují modality, které by mohly obohatit navrhovanou edukativní hračku.

Princip většiny takto vystavěných platform se zakládá na simulaci terapie diabetu nebo kumulaci dat ze systémů CGM či glukometrů, která poté v rozlišných podobách interpretuje dětskému pacientovi. Jako nejpokročilejší se jeví tyto dvě diabetické hračky:

- Jerry the Bear je medvídek vytvořený neziskovou organizací BeyondType1. Medvídek má na svých končetinách symboly, které po načtení fotoaparátem k tomu určené mobilní aplikace, vyvolají například funkce zobrazující stav simulované glykémie medvídky, nebo rozhraní, ve kterém je možné medvídky virtuálně krmit příslušným množstvím výměnných jednotek. Dochází tak k simulaci úkonů spojených s léčbou diabetu, ale není zavedena vůbec žádná vazba na dětského pacienta a jeho rodiče.



Obrázek 2.9: Hračka Jerry the Bear. Fotografie: [37]

- Furby the Helper je vylepšení interaktivní hračky Furby z dílny Pietra Randina, která je schopna lidskou řečí sdělit dětskému pacientovi, co se děje se stavem jeho glykémie, popřípadě doporučit, co by měl pacient s nastalým stavem dělat. Vstupem tohoto systému je však pouze osobní glukometr nikoli CGM, a tak dětským pacientům neodpadá nutnost častých odběrů krve pro kontrolu glykémie a data nepokrývají denní průběh glykémie s dostatečnou četností.



Obrázek 2.10: Hračka Furby the Helper. Fotografie: [38]

Vzhledem ke zjištěným charakteristikám obou zmíněných hraček nebylo nalezeno uspokojivé řešení telemedicínské hračky, které by bylo schopné srozumitelně dětskému pacientovi signalizovat stav jeho glykémie, ani které by tak bylo schopné činit bez přímého povelu pacienta k signalizaci.

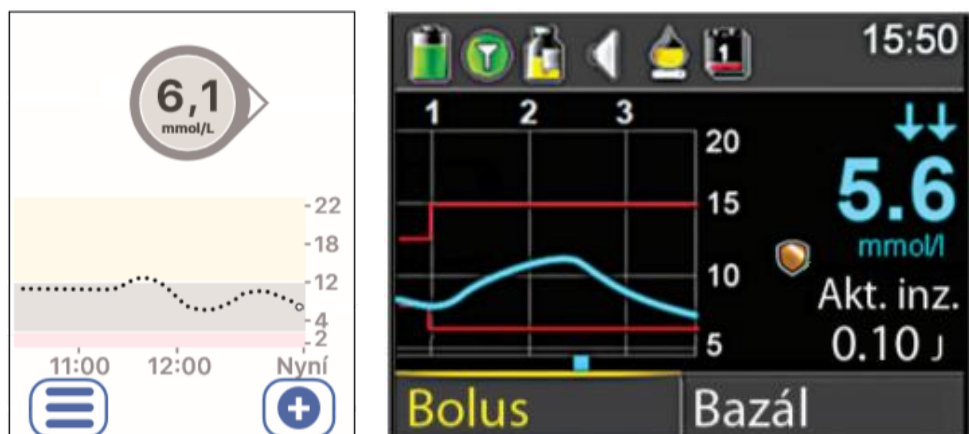
2.3.3 Signalizace systémů CGM

S ohledem na neuspokojivý způsob signalizace glykémie existujících telemedicínských a podpůrných hraček pro dětské pacienty s DM 1. typu je nutné přijít s jiným zdrojem pro návrh signalizace edukativní hračky. Jako nejpraktičtější zdroj se jeví již existující způsoby signalizace systémů CGM. Zavedení výrobci systémů CGM nabízejí totiž již několikátou generaci přijímačů se zabudovanými signalizačními výstupy. Tyto jednotlivé, napříč výrobci si vzájemně velmi podobné, výstupy signalizace tak lze považovat za určitý osvědčený standard, a proto není nutné přicházet s jinými způsoby signalizace. Navíc díky navrhované analogii výstupů edukativní hračky s výstupy CGM ji bude možné využít nejen jako platformu pro seznámení se s diabetem, ale i pro seznámení se se systémy CGM, nezbytnými pro kompenzaci DM 1. typu.

Na českém trhu se vyskytují dva hlavní výrobci systémů CGM respektive systémů inzulinových pump doplněných o systémy CGM: Dexcom a Medtronic. Jejich nejnovějšími a nejpokročilejšími tuzemskými produkty jsou Medtronic MiniMed 640G a Dexcom G6. Co se týče uspořádání uživatelského rozhraní, jsou si oba systémy velmi podobné. Hlavní obrazovky přijímačů obsahují vedle ústřední informace o stavu koncentrace glukózy v intersticiální tekutině, i její průběh v čase a vstup do uživatelského menu. Menu obsahuje náhled řady uzpůsobení a přidružených funkcionalit:

- Uzpůsobení spočívají především v nastavování jednotlivých alarmů a výstrah pro hodnoty koncentrace glukózy mimo fyziologické rozmezí. U výstrah lze nastavit individuální rozmezí pro jejich aktivaci pro určitou denní dobu, způsob signalizace, režim opakování a v neposlední řadě i jejich intenzitu.
- Přidružené funkcionality pak umožňují například záznam veškerých událostí mající vliv na glykémii do jejího průběhu v čase, kontrolu stavu senzoru a doporučení času jeho výměny, nahlížení do historie záznamů glykémie a nastavování přídatných notifikací. Zajímavým doplňkem je i řada implementovaných adaptivních alarmů a výstrah, které umožňují následné škálování signalizace hypoglykémie a hyperglykémie s dostatečným předstihem pro zajištění včasné intervence omezující výrazné výkyvy glykémie.

Přijímač zařízení MiniMed 640G je navíc obohacen o nastavení a zobrazování řady parametrů týkajících se podávání inzulínu přidružené inzulinové pumpy.



Obrázek 2.9: Zobrazení denního průběhu glykémie na hlavních obrazovkách přijímačů značek Dexcom (vlevo) a Medtronic (vpravo). Fotografie: [39, 40]

Zdaleka nejdůležitějším úkolem systému CGM je signalizace okamžité hodnoty koncentrace glukózy v intersticiální tekutině. Toho je docíleno prostřednictvím jednotlivých alarmů a výstrah. Alarmy hlásí výhradně stav akutní hypoglykémie a výstrahy hlásí stav hyperglykémie, neakutní hypoglykémie a rychlé výkyvy ve vývoji glykémie. Využívají se k tomu hlavně audiovizuální podněty, které se už ale mezi oběma produkty liší, proto je vhodné zaměřit se na výstupy přijímače každého zařízení zvlášť:

Medtronic MiniMed 640G: Tento systém má signalizaci založenou především na hlášení komplikací spojených s inzulínovou pumpou a na problémech s nízkou hodnotou glykémie.

- V případě hlášení alarmu se na obrazovce objeví červeně podbarvené vyskakovací okno s instrukcemi k nastalé události doprovázené zdvojeným blikáním červené diody, přehráváním výstražného tónu a třemi vibračními pulzy. Signalizace alarmu se v případě jeho potvrzení opakuje každých 10 minut, v případě nepotvrzení a neuspokojivého zlepšení stavu se spustí hlasitá siréna.
- Pokud je hlášena výstraha, vyskakovací okno bude podbarveno žlutě, blikání červené diody bude jednoduché a též proběhnou tři vibrační pulzy. Signalizační schéma výstrahy se opakuje každých 5 nebo 15 minut v závislosti na závažnosti výstrahy a individuálním nastavení.
- Důležitým faktorem hodným důsledné signalizace jsou taktéž rychlé změny glykémie, které ve svém důsledku mohou vést k závažným hypoglykemiím a hyperglykemiím. Výstrahy spojené s rychlými změnami glykémie mají své klasické schéma a jako grafickou reprezentaci mají vzestupné či sestupné šipky v počtu jedné až tří, pokud glykémie v posledních 20 minutách stoupla či klesla o jeden až tři $\text{mmol}\cdot\text{l}^{-1}$. [40]

Dexcom G6: Systém Dexcom G6 má oproti výše zmíněnému Medtronic MiniMed 640G mnohem rozličnější a diverzifikovanější systémy signalizace alarmů a výstrah. Každá z nich je totiž vyjádřena různými kombinacemi audiovizuálních výstupů.

- Pro základní signalizaci přijímače je opět využito vyskakovací okno na jeho hlavní obrazovce. Signalizovány jsou především:
 - Alarm urgentně nízké glykémie
 - Při poklesu pod $3,1 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$
 - Vyskakovací okno či notifikace, čtyři vibrace a čtyři pípnutí
 - Výstraha urgentního rizika nízké glykémie
 - Při detekci poklesu pod $3,1 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ do méně jak 20 minut
 - Vyskakovací okno či notifikace, šest vibrací a šest pípnutí
 - Výstraha nízké glykémie
 - Při detekci poklesu pod $3,1 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ do více jak 20 minut
 - Vyskakovací okno či notifikace, tři vibrace a tři pípnutí
 - Výstraha vysoké glykémie
 - Při detekci nárůstu nad nastavenou hodnotu glykémie
 - Vyskakovací okno či notifikace, dvě vibrace a dvě pípnutí



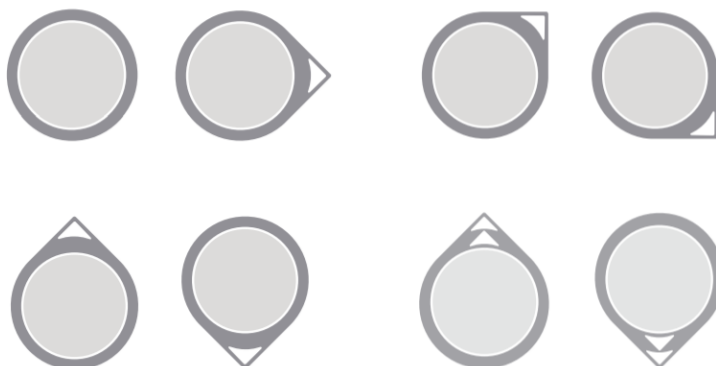
Obrázek 2.10: Přehled základní signalizace vyskakovacím oknem. Fotografie: [39]

- V mezidobí, pokud nejsou aktivní alarmy a výstrahy, vyskytuje se na obrazovce hodnota glykémie v kruhu s barvou navázanou na rozmezí glykémie pacienta. Pro hypoglykémii je vyhrazena červená barva, pro hyperglykémii žlutá a pro normoglykémii neutrální šedá



Obrázek 2.10: Barevné rozlišení hodnot glykémie. Fotografie: [39]

- Okolo barevného kruhu s hodnotou glykémie se většinou objevuje i kroužek se šipkou indikující tendenci predikovaného vývoje glykémie. Podle rychlosti změny existují až čtyři stupně zobrazení rychlosti změn glykémie. Signalizace je však vázána pouze na to, zdali se jedná o pokles, v tom případě se ozvou tři vibrace a tři pípnutí, nebo o nárůst a v tom případě se ozvou dvě vibrace a dvě pípnutí. Pokud ale hrozí přiblížení se meze hypoglykémie do 30 minut, jsou primárně spuštěny výstrahy tohoto stavu.
 - Nelze určit trend / Stabilní
 - Změna do $1,8 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ za 30 minut
 - Pomalu stoupá nebo pomalu klesá
 - Změna do $3,4 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ za 30 minut
 - Stoupá nebo klesá
 - Změna do $5 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ za 30 minut
 - Rychle stoupá nebo rychle klesá
 - Změna nad $5 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ za 30 minut



Obrázek 2.10: Zobrazení trendu vývoje glykémie. Fotografie: [39]

- Každou výstrahu přijímače si lze částečně nastavit v uživatelském menu, a to především z hlediska hodnoty, při které se spouští a způsobu, kterým detekuje překročení nastavené hodnoty. Možností je i úplné vypnutí některých výstrah. V základním nastavení mají výstrahy zabudované i své opakování se v případě, pokud je zaznamenán pokračující výkyv glykémie, nebo pokud není obdržení výstrahy potvrzeno na přijímači. Velká část opakování výstrah v základním nastavení probíhá v intervalu 5 minut, což odpovídá době do přisunu čerstvých dat ze senzoru CGM.
- Stejně důležité jako výstrahy na změny glykémie jsou také výstrahy provozního charakteru. Klade se důraz hlavně na oznámení ztráty signálu z vysílače a zajištění tak kontinuálního monitoringu. [39]

3 Cíle práce

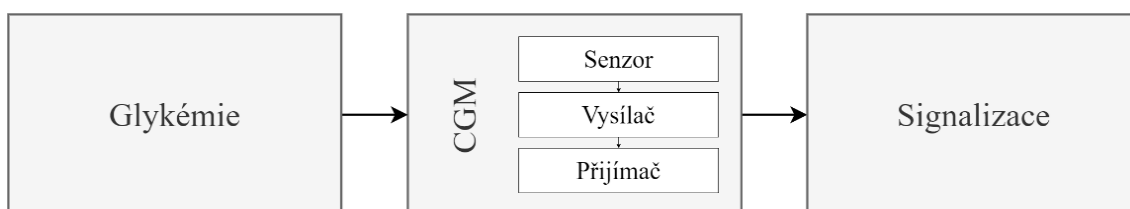
Cílem této práce je v závislosti na vyšetřených parametrech onemocnění diabetes mellitus 1. typu a současných přístupech k terapii dětských pacientů s tímto onemocněním, navrhnout edukativní dětskou hračku zajišťující signalizaci kritických hodnot glykémie. Podoba signalizace bude, vzhledem k absenci existence hraček autonomně hlásící stav glykémie, vycházet z moderních prostředků pro léčbu jako jsou například CGM a podobně.

Požadavky na další vlastnosti edukativní hračky, které zajistí optimalizované praktické používání dětskými pacienty, a které nabídnou rozšíření absentující u běžných systémů CGM a současných telemedicínských platforem, jsou následující:

- Zajištění mobility hračky prostřednictvím kompaktních rozměrů a bezdrátového nabíjení.
- Zasílání příkazů pro řízení hračky z externího chytrého mobilního zařízení, spojené se zajištěním správného příjmu a zpracování vstupních dat.
- Řízení automatické signalizace kritických hodnot glykémie s využitím platformy pro vývoj výpočetních modulů Arduino.
- Signalizování stavů glykémie s částečným ohledem na standardy již existujících systémů určených pro diabetických pacientů.
- Nastavitelnost intenzity jednotlivých signalizačních výstupů.
- Přidání přidružený funkcionalit jako je například vyvolání poslední signalizované události spojené s vývojem glykémie stiskem tlačítka nebo schopnost spuštění alarmu ve stanovenou denní dobu.

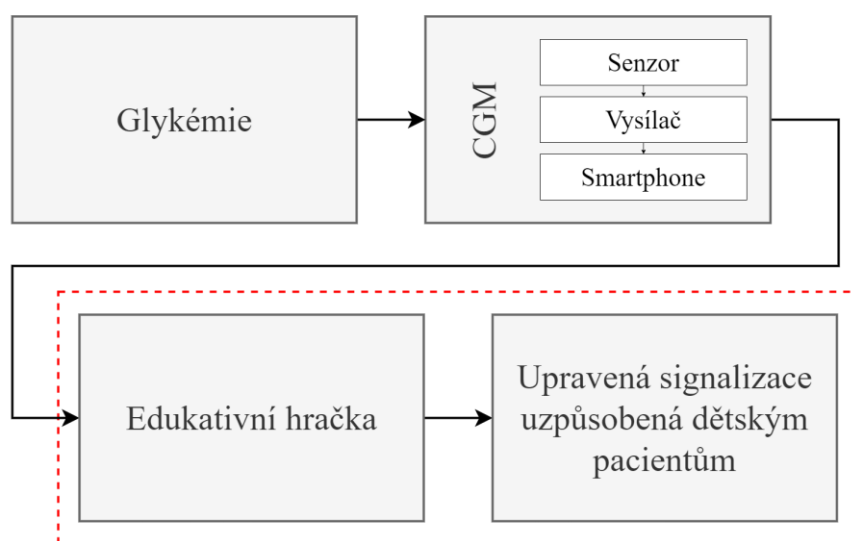
4 Návrh hračky

Hlavním úkolem navrhované edukativní hračky je přiblížit dětem s DM 1. typu signalizaci událostí spojených s vývojem glykémie v průběhu dne, tak aby jí byly schopny porozumět. K tomu totiž nelze plně využít stávající systémy signalizace CGM. Nicméně je vhodné využít je jako základní platformu pro příjem dat o glykémii a inspirovat se jejich systémy signalizace, které však musí mít redukované či modifikované výstupy, jímž by dětské pacienti jen těžko porozuměli. Takovými výstupy mohou být ty jakkoli spojené s numerickými a textovými údaji.



Obrázek 4.1: Blokové schéma stávajícího uspořádání systému signalizace

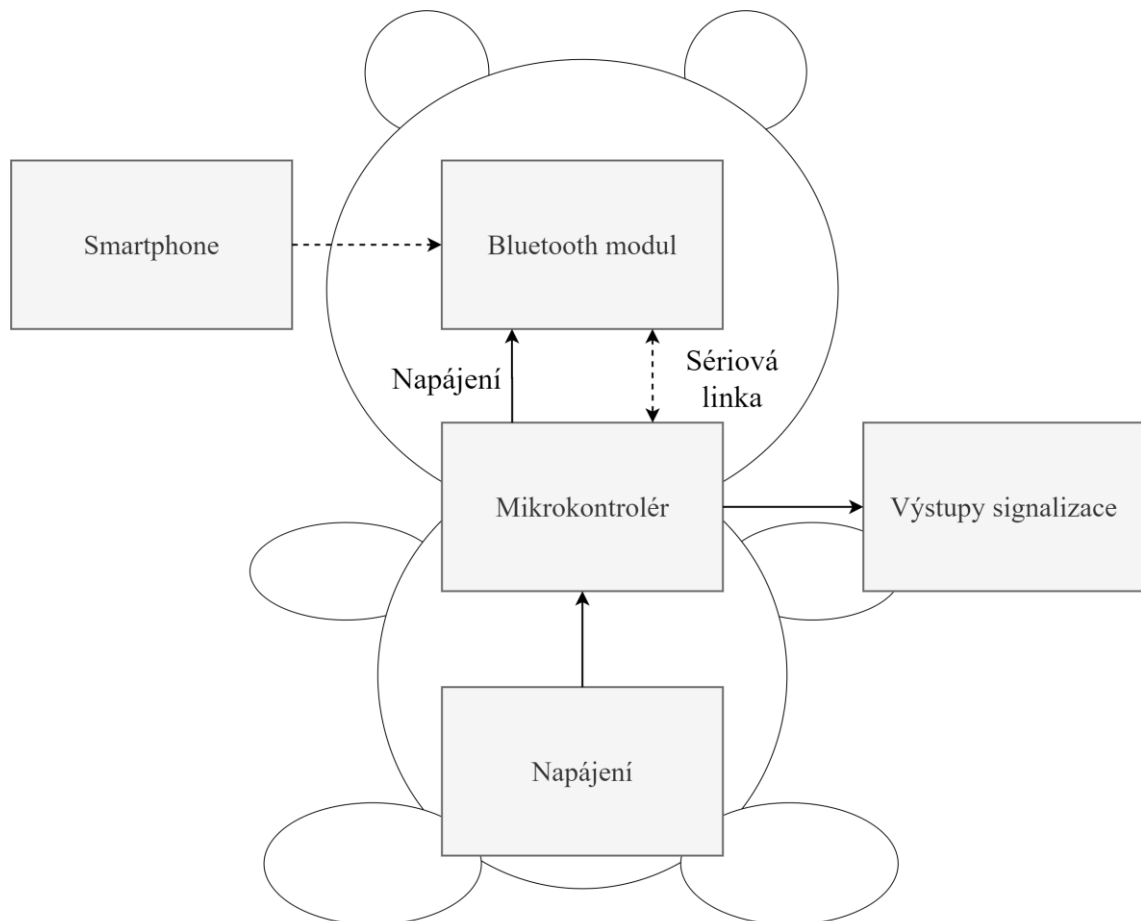
Jako nejelegantnější řešení se jeví modifikace systému CGM zařazením chytrého mobilního zařízení na pozici přijímače. Tuto modifikaci umožňují oba hlavní výrobci systémů CGM Medtronic a Dexcom. [39, 40] Údaje o glykémii tak budou vysílány přímo z vysílače do chytrého mobilního zařízení. Díky tomu je možné zařadit za chytré mobilní zařízení s proprietární aplikací edukativní hračku, která bude patřičně reagovat na příkazy zaslané z chytrého mobilního zařízení, a která podle nich bude signalizovat nastalou situaci ve vývoji glykémie, případně alarmy, v podobě srozumitelné dětskému pacientovi.



Obrázek 4.2: Blokové schéma nového upraveného uspořádání systému signalizace

4.1 Návrh hardwaru

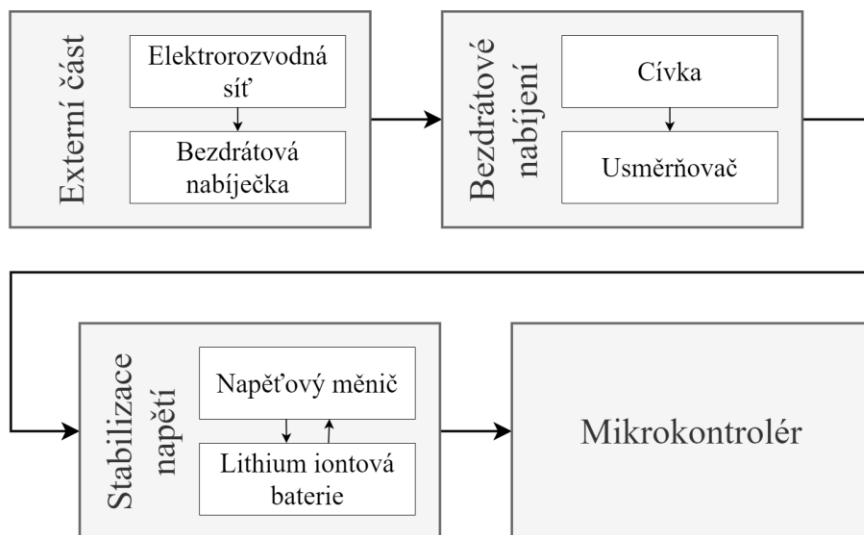
Vzhledem k požadavkům specifikovaných v cílech práce lze návrh hardwaru rozčlenit do tří částí. Jedná se o návrh napájení, které je z důvodu zajištění bezpečnosti a mobility vhodné realizovat v bezdrátové podobě. Dále pak jde o návrh komunikačního rozhraní, skrze moderní, energeticky nenáročný, komunikační protokol BLE 4.0, pro příjem instrukcí z chytrého mobilního zařízení. A nakonec návrh uspořádání a ovládání signalizačních výstupů hračky.



Obrázek 4.3: Detailní blokové schéma hardwaru hračky

4.1.1 Návrh napájení

Napájení hračky je řešeno bezdrátově. Benefitem bezdrátového nabíjení je především vyhnutí se konektorům na hračce, jež jsou velice náchylné k mechanickému poškození při běžném používání anebo mohou skýtat nebezpečí úrazu elektrickým proudem. Drobnými nevýhodami jsou nižší přenosy energie a drobné fluktuace dodávaného napětí a proudu, což ale vyřeší naddimenzování baterie a zařazení měniče napětí. Schéma napájení pak vypadá následovně.



Obrázek 4.4: Blokové schéma napájení hračky

Usměrněné napětí elektrorozvodné sítě je vedeno do bezdrátové nabíječky. V čase proměnný indukční tok generovaný nabíječkou je na cívce v případě jejího těsného přiložení transformován na střídavé elektrické napětí a proud. Následně usměrněná elektrická energie je vedena dále do napět'ového měniče. To proto aby bylo možné přepínat mezi zdroji, to jest cívkou a baterií, zajišťující elektrickou energii i mimo dosah bezdrátové nabíječky, a navíc z důvodu toho, že standardní malé lithium iontové baterie poskytují napětí 3,7 V ačkoli další části hračky vyžadují napájení napětím o 5 V.



Obrázek 4.5: Přehled komponent vybraných pro sestavení bezdrátového nabíjení. Shora zleva: platforma bezdrátového nabíjení, cívka pro bezdrátové nabíjení, napět'ový měnič a lithium iontová baterie. Fotografie: [41, 42, 43, 44]

Konkrétními vybranými komponenty napájení a jejich základními parametry jsou:

- Trust PRIMO platforma bezdrátového nabíjení [41]
 - Výstupní výkon až 5 W
 - Qi kompatibilita
- Universal VCAR cívka pro bezdrátové nabíjení [42]
 - Výstup 5 V a až 1 A
 - Qi kompatibilita
- Adafruit POWERBOOST 500 napěťový měnič [43]
 - Výstup 5 V
 - USB mini a USB konektory
 - Dobíjecí proud až 500 mA
- RsPro LPRBP lithium iontová baterie [44]
 - Kapacita 1800 mAh
 - Při porušení obalu se nevznítí

4.1.2 Návrh komunikačního rozhraní

Před samotným návrhem signalizace je nezbytné zajistit příjem dat o způsobu a druhu signalizace z chytrého mobilního zařízení do napájeného výpočetního modulu. Pro tento druh činnosti jsou využívány Bluetooth moduly.

Bluetooth modul

Veškerá komunikace mezi chytrým mobilním zařízením a modulem Arduino probíhá prostřednictvím komunikačního rozhraní Bluetooth 4.0 BLE. Toto rozhraní bylo zvoleno díky své kompatibilitě s mobilními zařízeními, nízké energetické a výpočetní náročnosti na zpracování posílaných dat a nízkým požadavkům na velikost přeposílaných dat mezi hračkou a chytrým mobilním zařízením.

Hardwarové provedení Bluetooth přenosu je vhodné uskutečnit pomocí modulu HM-11. Výhodami tohoto modulu jsou kompatibilita s AT příkazy jako komunikačním standardem, autonomní práce s formátováním zasílaných dat ve formě samotných bytů a možnost jednoduchého zapojení pomocí 5 pinů.



Obrázek 4.6: Vybraný Bluetooth modul HM – 11. Fotografie: [45]

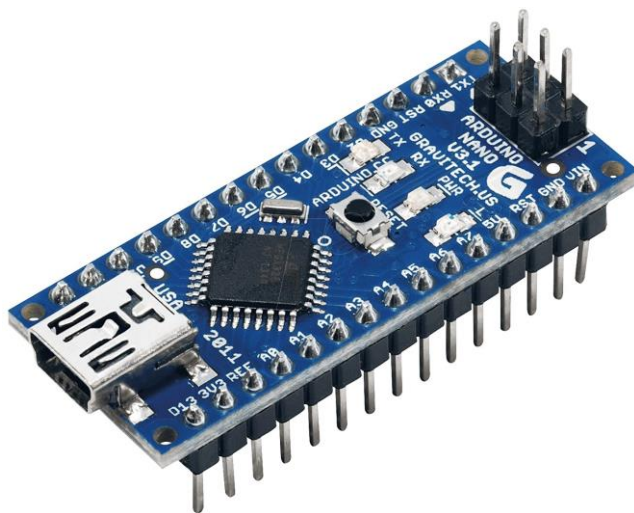
V následujících bodech jsou vybrány další technické specifikace z datasheetu, o kterých je nutné vědět při návrhu zapojení modulu HM-11. [46]

- Napájecí napětí: stejnosměrné 3,3 V
- Spotřeba ve standby režimu: maximálně 400 μ A
- Dosah signálu: až 60 m

Výpočetní modul

Data obdržená Bluetooth modulem jsou ihned zasílána po sériové lince do výpočetního modulu k dalšímu zpracování

Jedním z trendů v návrzích firmwaru je použití mikropočítačů z rodiny AVR. U této rodiny je aplikována odnož harvardské architektury počítačů a sice RISK. To znamená, že je redukována instrukční sada mikropočítače pro specifické úkony, může tak dojít k výrazné miniaturizaci a zjednodušení ovládání. Jednou z platforem využívající této konstrukce mikropočítačů je open-source platforma Arduino. Platforma Arduino nabízí nejen celou řadu kompatibilních součástek potřebných pro konstrukci firmwaru, ale i přívětivé, volně dostupné programovací prostředí Arduino IDE založené na programovacím jazyce C a doplněno řadou návodů na orientaci v něm. Všechny výše zmíněné atributy indikují, že pro řízení signalizačních výstupů, je vhodné použít právě výpočetní modul a programovací prostředí z rodiny Arduino.

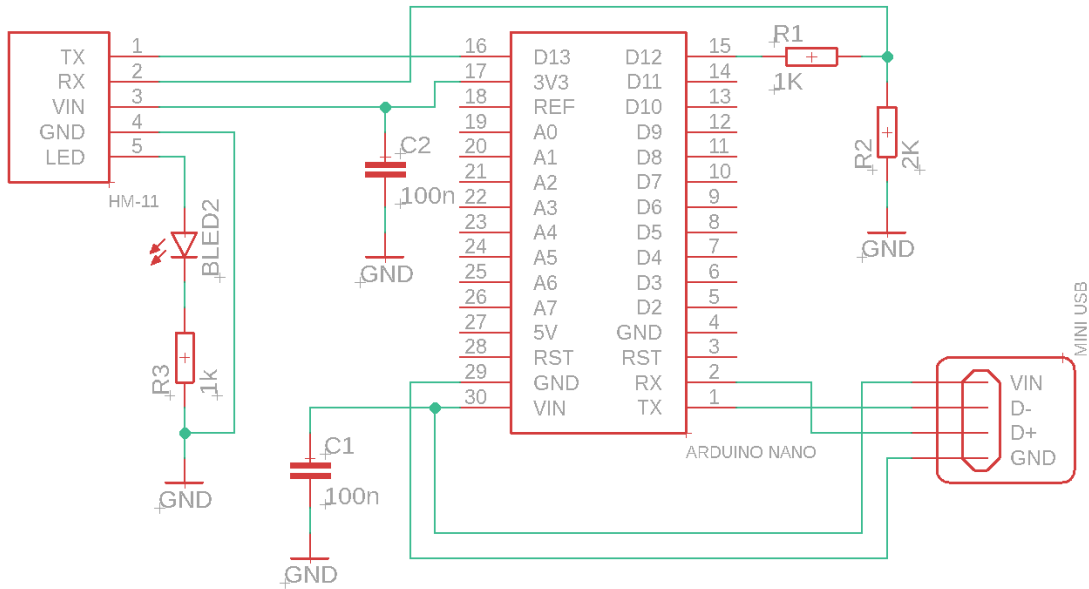


Obrázek 4.7: Vybraný modul Arduino NANO. Fotografie: [47]

Jako centrální součástka hračky je vybrán modul Arduino NANO. Jedná se o druhý nejmenší modul z rodiny Arduino, ale obsahuje všechny nezbytné periferie a podpůrnou elektroniku jako například tu pro generování PWM, stabilizaci vstupní a výstupního napětí, analogově digitální převod, sériovou komunikaci a podobně. Dostatečný je také počet digitálních a analogových pinů.

V následujících bodech jsou vybrány další technické specifikace z datasheetu, o kterých je nutné vědět při návrhu zapojení modulu Arduino NANO. [48, 49]

- Napájecí napětí: stejnosměrné 5–12 V
- Maximální odebíraný proud: 50 mA
- Řídící čip: ATmega 328P
- Taktovací frekvence: 16 MHz
- Flash paměť: 32 kB



Obrázek 4.8: Dílčí zapojení komunikačního rozhraní, celkové schéma viz Příloha A

Zapojení komunikačního rozhraní obsahuje kromě propojení Bluetooth modulu a modulu Arduino i sériovou linku přes mini USB pro komunikaci s programovacím prostředkem v osobním počítači, napěťový dělič, LED diodu s předřadným odporem jako kontrolku spárování chytrého mobilního zařízení k Bluetooth modulu a kondenzátory pro zajištění konstantního a nerušeného napájení.

Pro doplnění souvislostí mezi zapojením a kódem (viz kapitola 4.2) je nutné zmínit následující.

- Piny RX a TX modulu Arduino jsou ty pro, které byl v kódu inicializovaný UART. V zapojení je ještě nutné uzpůsobit hodnotu napětí mezi piny TX modulu Arduino a RX Bluetooth modulu, jelikož je pro RX Bluetooth modulu moc vysoká. Uzpůsobení z 5 volt na 3,3 voltu je provedeno napěťovým děličem s odpory se zvoleným parametrem $R_1 = 1 \text{ k}\Omega$ a dopočteným parametrem $R_2 = 2 \text{ k}\Omega$, jelikož platí tento vztah:

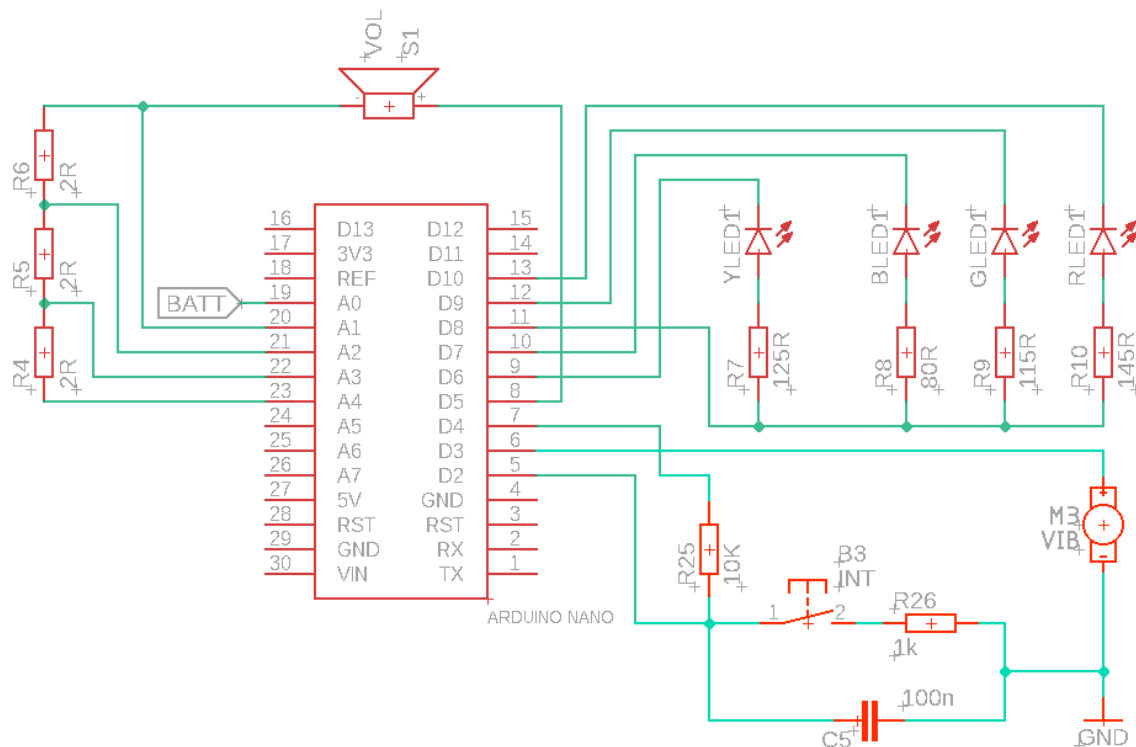
$$U_{RX} = U_{TX} \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} \rightarrow \frac{U_{RX}}{U_{TX}} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \rightarrow \frac{3,3}{5} = \frac{R_2}{1000 + R_2} \rightarrow R_2 = 2000 \Omega, \quad (4.1)$$

kde $R_{1,2}$ jsou odpory zapojené v děliči napětí, U_{RX} je redukováno napětí pro pin RX Bluetooth modulu a U_{TX} je napětí na pinu TX modulu Arduino.

- Skrze tuto sériovou linku mohou proudit data oběma směry. Při funkci load() z Bluetooth modulu do modulu Arduino, při funkci response() opačně. Parametry sériového přenosu jsou pro vysílání i přijímání stejné a deklarované v setup(), jediný rozdíl je ve zpracování dat. Po přijímání se je nutné provést parsování a před vysílání je nutné zase poskládat všechny vysílané hodnoty ve správném pořadí a se správnými hodnotami do pole příslušného rozměru.

4.1.3 Návrh signalizace

Signalizace kritických hodnot glykémie je v souladu s cíli práce založena na vzájemné kombinaci světelných, vibračních a zvukových výstupů (viz tabulka 4.4). Řízení těchto výstupů se uskutečňuje prostřednictvím modulu Arduino NANO.



Obrázek 4.9: Dílčí zapojení signalizačních výstupů, celkové schéma viz Příloha A

Zapojení signalizačních výstupů obsahuje mimo LED diody, vibrační motorek a pískací čip i páčkové tlačítko s uzemněním přes RC konstantu.

Pro doplnění souvislostí mezi zapojením a kódem (viz kapitola 4.2) je nutné zmínit následující.

- Páčkové tlačítko propojuje piny D2 a D4 čímž fyzicky vykonává funkci button(). Na pin D4 je přivedeno napětí 5 V neboli logické HIGH. Stiskem tlačítka se mění hodnota napětí na pinu D2 mezi 5 a 0 V. Na pin D2 je vyveden interrupt, který při detekci takovéto změny přeruší probíhající program a přednostně vyvolá poslední funkci signalizace. Připojené rezistory

a kondenzátor společně zabraňují tzv. reboundu neboli generování nežádoucích signálů při stisknutí tlačítka.

- Funkce `battery()` z kódu je fyzicky vykonána propojením a načtením hodnoty napětí z pinu stabilizátoru BATT, které odpovídá hodnotě napětí na lithium iontové baterii, na analogovém pinu modulu Arduino A0. Analogově digitální převodník umístěný na tomto analogovém pinu má pro napětí 0 až 5 V celkem 1024 kvantizačních úrovní, jejichž číselná hodnota je zároveň i výstupem funkce `analogRead(A0)`. Zpracováním načtené hodnoty podle následujícího vzorce je vzhledem ke způsobu úbytku napětí na baterii v rozmezí 3,7 až 3,0 V možno přibližně v procentech určit kapacitu baterie:

$$0 \leq \left[\frac{\left(\frac{U_B}{1024} \cdot U_{AD\ max} \right) - U_{B\ min}}{U_{B\ max} - U_{B\ min}} \right] \cdot 100 \leq 100, \quad (4.2)$$

kde U_B je počet kvantizačních úrovní, kterých právě dosahuje napětí na baterii, $U_{AD\ max}$ je maximální hodnota na AD převodní, v tomto případě 5 V, $U_{B\ min}$ je hodnota napětí, kterého může dosáhnout vybitá baterie a $U_{B\ max}$ je hodnota napětí plně nabitě baterie.

- Funkce pro signalizaci `output()` je rozdělena na dalších pět podřazených funkcí `hypoG()`, `hyperG()`, `normoG()`, `alarm()` a `error()`. O tom, která z nich bude sepnuta rozhoduje hodnota bytu CMD. Intenzitu výstupu funkce určují hodnoty načtené z příslušných bytů příkazu hračky. Každá funkce poté spíná a ovládá jí přiřazené výstupy na pinech D5, D6, D7, D9 a D10.

Světelné výstupy

Světelné výstupy jsou uskutečněny pomocí LED diod. Ve schématu na obrázku 4.3. jsou vyznačeny červená (R), zelená (G), modrá (B) a žlutá (Y) LED dioda. Tyto jejich barvy by měly obsáhnout všechny požadavky na signalizaci deklarované v předcházejících částech práce. Schéma na obrázku 4.9 je částečně zjednodušené, obsahuje pouze jednu LED diodu od každé barvy. Ve skutečnosti tvoří světelné výstupy vždy pětice sériově spojených LED diod příslušné barvy. Pro úsporu počtu vodičů byly zvoleny LED diody RGB se společnou katodou a LED diody Y běžné konstrukce. LED diody jsou napájeny z pinu D8, odpovídající uzlu na anodě. Každá větev obvodu s LED diodami příslušné barvy obsahuje předřadný odpor regulující proud ve větvi, každá z barev vzhledem k svým odlišným voltampérovým charakteristikám vyžaduje jinou velikost předřadného odporu. Z parametrů maximálního dovoleného proudu diodou a úbytku napětí na diodě z datasheetu LED diod lze vypočítat velikost předřadného odporu dle následujícího vztahu odvozeného z Ohmova zákona:

$$R_{LED\ R} = \frac{U_P - U_D}{I_{max}} = \frac{5 - 2,1}{0,02} = 145\ \Omega, \quad (4.3)$$

$$R_{LED\ G} = \frac{U_P - U_D}{I_{max}} = \frac{5 - 2,7}{0,02} = 115\ \Omega, \quad (4.4)$$

$$R_{LED\ B} = \frac{U_P - U_D}{I_{max}} = \frac{5 - 3,4}{0,02} = 80\ \Omega, \quad (4.5)$$

$$R_{LED\ Y} = \frac{U_P - U_D}{I_{max}} = \frac{5 - 2,5}{0,02} = 125\ \Omega, \quad (4.6)$$

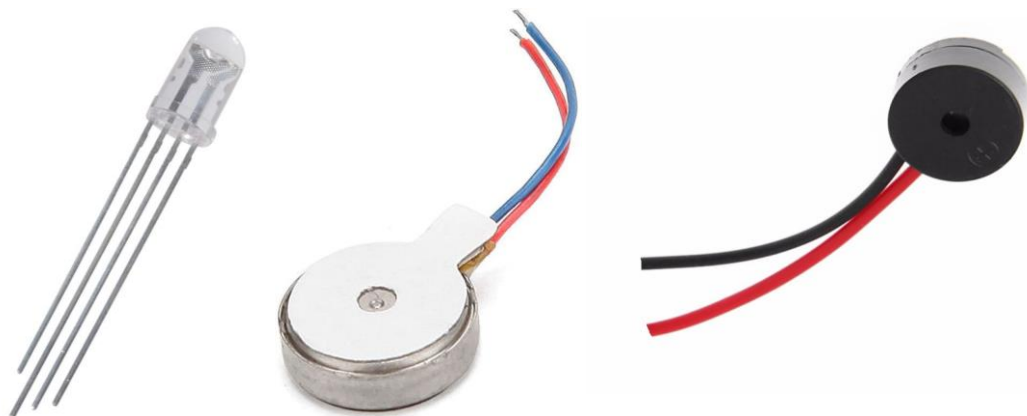
kde $R_{LED\ R,G,B}$ jsou hodnoty odporů zařazených do větve obvodu spolu s LED diodami, U_P je napětí napájecího zdroje větve obvodu, U_D je úbytek napětí na LED diodě a I_{max} je maximální přípustná hodnota proudu protékající diodou.

Optimalizované hodnoty pro řadu rezistorů E24 jsou pro červené LED diody $150\ \Omega$, zelené $120\ \Omega$, modré $82\ \Omega$ a žluté $130\ \Omega$.

Spouštění LED diod a s tím spojená regulace jejich intenzity je provedena přivedením PWM napětí s definovanou střídou a zápornou polaritou na piny uzlu katody právě spínané LED diody.

Vibrační a zvukové výstupy

Vibrační a zvukové výstupy již plně odpovídají schématu 4.3. Jsou provedeny jednoduchými dvoupólovými zařízeními. Regulace intenzity výstupů vibračního motoru M1 je opět prováděna pomocí PWM. Toto není možné provést u pískacího čipu S1 zodpovědného za zvukové výstupy. Kvůli modulaci přiváděného zvukového signálu, je nutné provést regulaci intenzity nikoli pomocí PWM, ale pomocí napěťového děliče, kdy je, vzhledem k osmi ohmové zátěži čipu, možné, třemi dvou ohmovými sériově zapojenými rezistory, individuálně spínanými z pinů A1 – A4, zajistit úrovně intenzity zvuku 100, 75, 50, 25 a 0 % maximální intenzity.

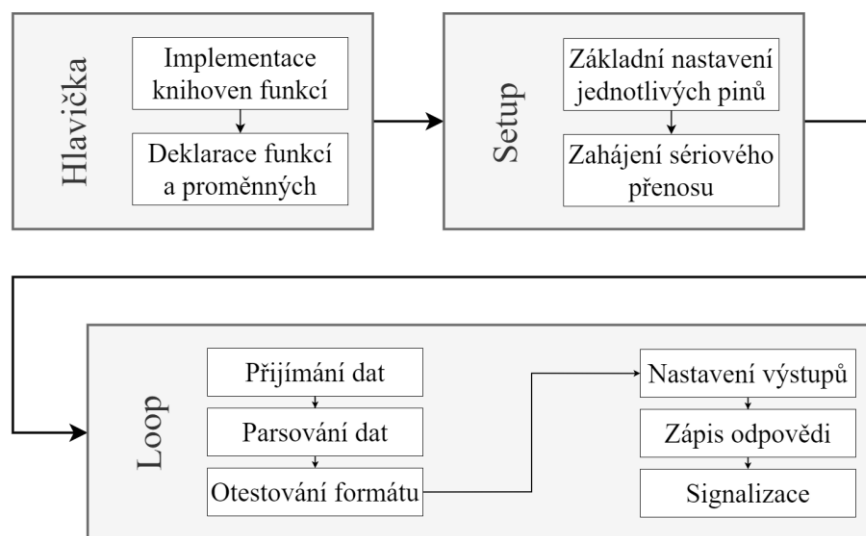


Obrázek 4.10: Příklady světelných, vibračních a zvukových výstupů edukativní hračky.

Fotografie: [51, 52, 53]

4.2 Návrh softwaru

Ovládání periférií, jednotlivých pinů, modulu Arduino je prováděno programem založeným na programovacím jazyce C, s využitím knihoven a funkcí Arduino. Před samotným provedením instrukcí, které hračka obdrží z mobilního zařízení je třeba nastavit v programovacím prostředí Arduino IDE základní parametry jednotlivých funkcí či proměnných jakými jsou například sériový přenos či určité napěťové úrovně. Poté je teprve možné deklarovat a naprogramovat konkrétní funkce založené na stanovených základních parametrech. Vzhledem k tomuto úzu lze rozdělit navrhovaný program na části jménem hlavička, setup a loop.



Obrázek 4.5: Blokové schéma uspořádání kódu ovládajícího modul Arduino

4.2.1 Hlavička

První část kódu obsahuje implementaci knihoven a deklarace funkcí a proměnných. V případě hračky se jedná o implementaci knihoven pro založení sériové komunikace na individuálních pinech pro zprostředkování komunikace mezi řídicím modulem Arduino a Bluetooth modulem. Deklarovány tam pak jsou funkce využívané v loopu a globální proměnné, do kterých se následně načítají zasílané hodnoty a typy signalizačních výstupů.

4.2.2 Setup

Spolu s hlavičkou je setup částí programu proběhnuvší pouze jedinkrát při zapnutí modulu Arduino. Obsahuje nastavení vlastností pinů a sice jestli se jedná o vstup či výstup eventuelně jaká hodnota napětí na nich má být při prvním zapnutí. Vedle tohoto obsahuje i prvotní nastavení sériového přenosu a interruptu. U sériové přenosu je zde určena rychlost přenosu jak pro komunikaci s programovacím prostředkem – osobním počítačem tak s Bluetooth modulem. V obou případech je stanovena na 9600 baudů neboli bitů za sekundu. Poslední částí je připojení interruptu. Tato rutina umožňuje při splnění určitých podmínek, konkrétně stisku páčkového tlačítka, přednostní vykonání na interrupt navázané rutiny bez ohledu na právě vykonávané funkce v loopu.

4.2.3 Loop

Nekonečná smyčka probíhající v modulu Arduino neboli loop, zabezpečuje vykonání signalizačních funkcí dle zasláných instrukcí. Celý průběh smyčky je navázán na příchod dat ze sériového přenosu z Bluetooth modulu. V okamžiku příchodu dat dojde k jejich nahrání do pole hodnot. Vzhledem ke zvolenému formátu dat je nutné provést nejdříve parsování, jelikož délka i pořadí zasláného příkazu je proměnná. Na prvním místě tohoto pole je totiž vždy takzvaný flagbyte, tedy byte, který dle zapsaných jedniček v něm indikuje, na kterém z následujících bytů je oproti předchozímu stavu změna hodnoty, jež má být například přepsána u proměnných hodnot nastavení výstupů a intenzit prostřednictvím například PWM. Při parsování je nutné ověřit, zda daná přijatá data odpovídají předpokládaným rozsahům hodnot. Pokud ano, dojde k odeslání zprávy o potvrzení platnosti zasláných dat spolu s informací o stavu baterie zpět do mobilního zařízení. Až poté lze provést signalizaci s příslušnými parametry. Pokud některé údaje nesouhlasí, je nutné odeslat zpět do mobilního zařízení hlášení o chybě.

Tabulka 4.1: Formát jednotlivých bytů příchozích dat ve dvojkové soustavě

Byte	7	6	5	4	3	2	1	0
FLAG					CMD	VIB	VOL	LED
LED	LED [7:0]							
VOL	VOL [7:0]							
VIB	VIB [7:0]							
CMD					CMD [3:0]			

Tabulka 4.2: Formát jednotlivých bytů odchozích dat ve dvojkové soustavě

Byte	7	6	5	4	3	2	1	0
STATE								STATE
BATT	BATT [7:0]							
LED	LED [7:0]							
VOL	VOL [7:0]							
VIB	VIB [7:0]							

Údaje v závorkách značí pozice bitů v bytu, na kterých lze očekávat zasílaná či přijímaná data. Byty LED [7:0], VOL [7:0], VIB [7:0], obsahují hodnoty, v desítkové soustavě, nula až dvě stě padesát pět, jež slouží jako argumenty pro pulzně šířkovou modulaci v signalizačních funkcích, umožňující změnu intenzity jejich výstupů. Byte BAT [7:0] obsahuje hodnoty, v desítkové soustavě, nula až sto, které indikují stav nabití baterie. V bytu STATE [1:0] se vyskytuje buď zapsaná 0 v případě, že nahrání vstupních dat proběhlo bez problému, anebo zapsaná 1 v případě, že se vyskytla chyba při nahrávání vstupních dat. Byte CMD [3:0], pak obsahuje hodnoty od nuly do osmi, spouštějící jednotlivé signalizační funkce.

Tabulka 4.3: Přehled hodnot bytu CMD [3:0] spouštějících signalizační funkce

Hodnota bytu			Funkce
BIN	HEX	DEC	
00000001	01	1	hypoG();
00000010	02	2	normoG();
00000100	04	4	hyperG();
00001000	08	8	alarm();

Mimo loop jsou pak nastaveny funkce vlastní signalizace a funkce, jež vyčítá poslední signalizovanou hodnotu, proběhnuvší po aktivaci výše zmíněného interruptu.

4.3 Návrh provedení signalizace hračky

Jak již bylo předznamenáno signalizace probíhá podle instrukcí v pěti deklarovaných a podle příkazů spínaných funkcích. Signalizace spojená s vývojem glykémie u funkcí hypoG(), normoG() a hyperG() je navržena tak, aby existovala určitá korelace mezi signalizací hračky a systémy CGM rozebranými v části 2.3.3, avšak je především uzpůsobená dětskému pacientovi. Každá z těchto funkcí trvá 6 sekund, čímž se zajistí jejich zachytitelnost dětskými pacienty. Průběh je bez jakýchkoli náročných číselných a textových výstupu, důraz je kladen především na asociaci stavu glykémie s emitovanými barvami. Podoba výstupu tedy vypadá tak, že celých 6 sekund září jedna z barev LED diod a do toho probíhají 1 až 4 vibrace a pípnutí v závislosti na stavu signalizované glykémie. Pro signalizaci fyziologické hodnoty glykémie je na displejích přijímačů vyšetřovaných systémů CGM vyhrazena šedá barva, která však nemůže být vyjádřena LED diodami, proto pro hračku byla namísto ní zvolena zelená barva LED diod. Poslední z funkcí, která byla signalizována hračkou, je možné kdykoli vyvolat stisknutím páčkového tlačítka.

U funkcí alarm() a error() není umožněno přenastavení hodnot intenzit signalizačních výstupů. Jejich odezva bude podobná odezvě funkce hypoG(), jde totiž o podobně závažné situace.

Tabulka 4.4: Přehled signalizačních funkcí hračky

Funkce	Glykémie	Signalizace		
		LED diody	Zvuk	Vibrace
hypoG()	Hypo	Červená	Pípnutí 4krát	Vibrace 4krát
normoG()	Fyziologická	Zelená	Pípnutí 1krát	Vibrace 1krát
hyperG()	Hyper	Žlutá	Pípnutí 2krát	Vibrace 2krát
error()	---	Červená	Pípnutí 3krát	Vibrace 3krát
alarm()	---	Modrá	Pípnutí 12krát	Vibrace 12krát

Bluetooth modul bude navíc zapojen s kontrolní modrou LED diodou, která kontinuálně září, pokud je k modulu připojeno chytré mobilní zařízení. V případě odpojení zařízení začne LED dioda blikat a lze ji tak považovat za další signalizační výstup.

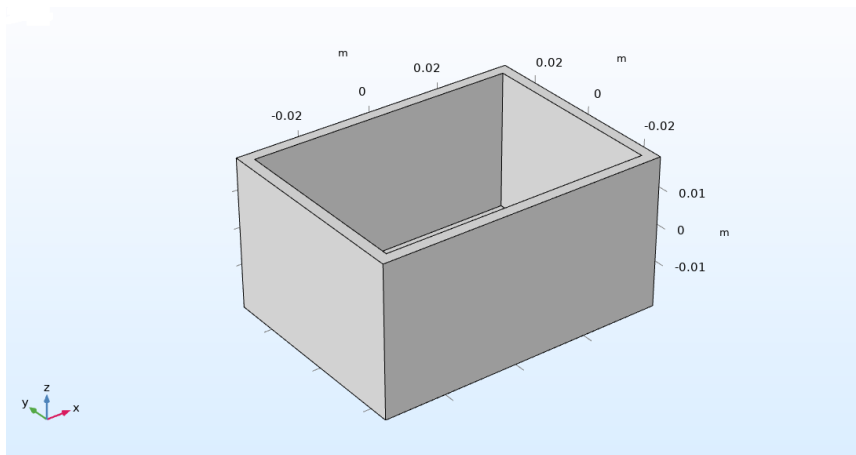
4.4 Návrh provedení a doplňků hračky

Jelikož je edukativní hračka určená pro dětské pacienty, je elektronická část hračky integrována do podoby plyšového medvídky. Komponenty jako modul Arduino a Bluetooth modul jsou umístěny v hlavové části medvídky, součástky napájení jsou vloženy do těla medvídky. Vibrační a zvukový výstup se nacházejí v hlavové části medvídky. LED diody každé barvy jsou rozmístěny rovnoměrně po celé hračce. Tlačítko pro vyvolání posledního stavu glykémie je umístěno v pravé pacičce medvídky. Okolí je vystláno plyšem. Díky svým drobným rozměrům a nízké váze je zachována mobilita hračky. Na hračce také z důvodu využití bezdrátového nabíjení absentují jakékoli konektory.



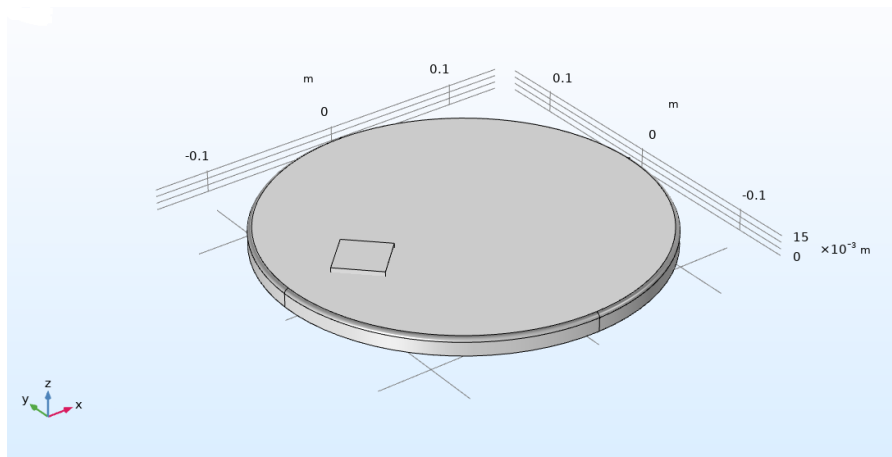
Obrázek 4.6: Návrh fyzické realizace hračky. Fotografie: [50]

Aby nedocházelo k namáhání jednotlivých spojení, bude jádro zapojení vloženo do plastového ochranného krytu vytvořeného v programovacím prostředí COMSOL a PrusaSlicer a vytištěného na 3D tiskárně.



Obrázek 4.7: Návrh ochranného krytu zapojení hračky

Pro zajištění stabilního přísunu elektrické energie je vhodné zajistit co možná nejtěsnější kontakt mezi platformou a cívkou pro bezdrátové nabíjení a co možná nejvíc kolmé nastavení cívkou na směr siločar emitovaných platformou. Právě proto bude vytvořena sekundární platforma, též v programovacím prostředí COMSOL a PrusaSlicer a vytištěná na 3D tiskárně, která obstará tyto dva požadavky jasně definovaným místem pro položení medvídka.

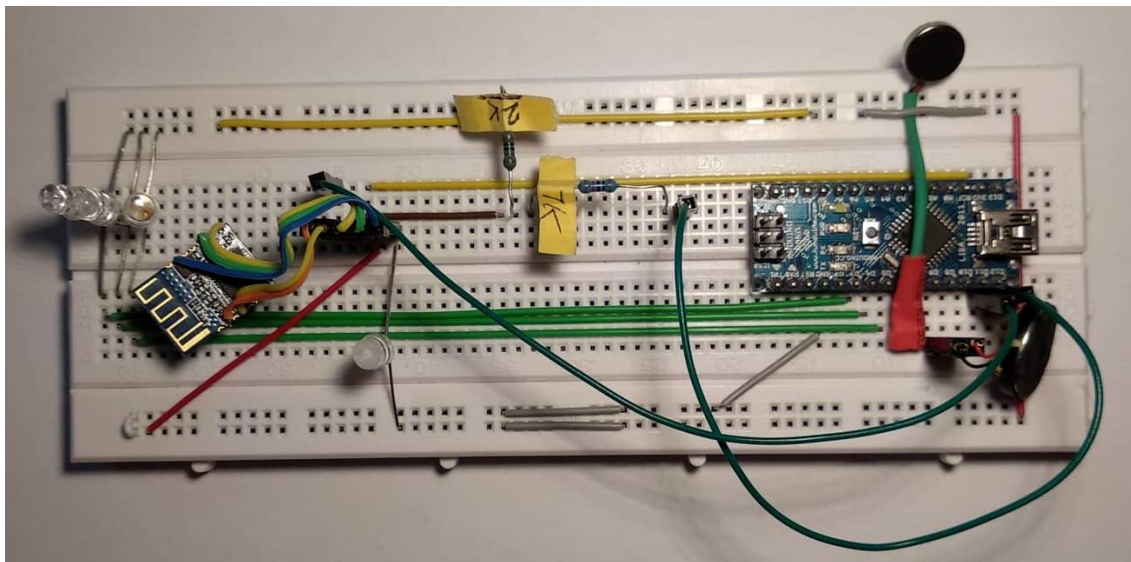


Obrázek 4.7: Sekundární nabíjecí platforma hračky

5 Výsledky

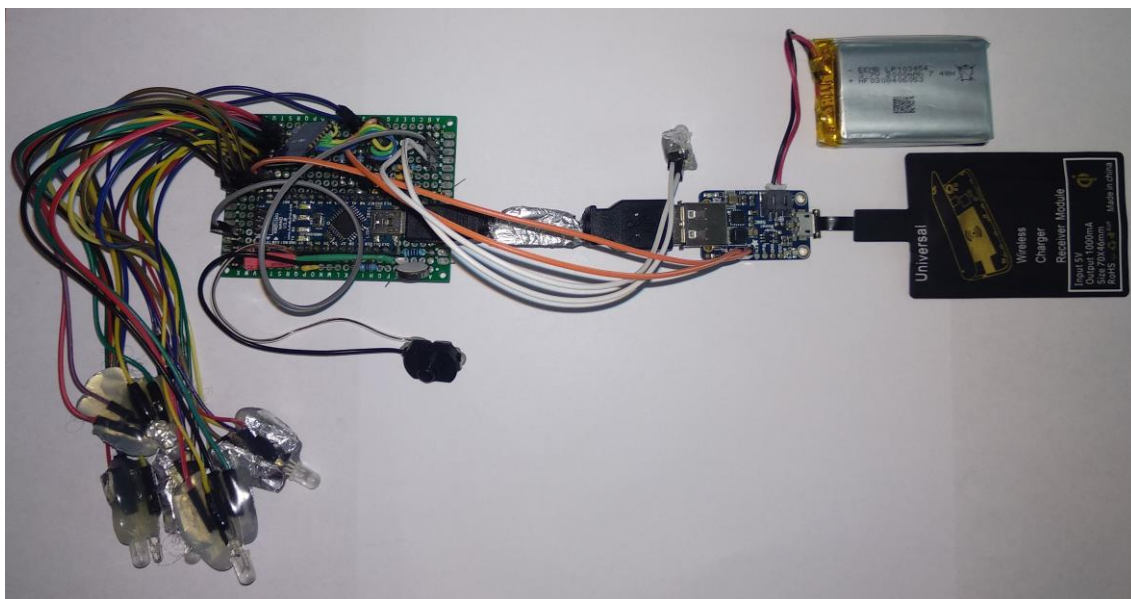
5.1 Výroba prototypu

Předtím než byly vybrané komponenty připájeny k univerzální desce plošných spojů a než obsahoval řídicí software všechny požadované funkce, proběhlo zjednodušené ověření jejich funkcí na nepájitvém poli.



Obrázek 5.1: Testovací zapojení komponent na nepájitvém poli

Následně byly již všechny komponenty připájeny na univerzální desku plošných spojů, došlo k připojení napájecích periferií a byl nahrán kompletní software.



Obrázek 5.2: Finální zapojení komponent na univerzální desce plošných spojů

Posledním krokem bylo vložení zapojení a napájecích periferií do plyšového medvídka, rozmístění LED diod a spárování s chytrým mobilním zařízením.



Obrázek 5.3: Finální integrace zapojení do plyšového medvídka

5.2 Otestování součástek prototypu

V části 4.1 byly představeny jednotlivé komponenty tvořící edukativní hračku pro děti s diabetem mellitus 1. typu. Společně s odůvodněním jejich použití bylo uvedeno i několik základních parametrů těchto komponent získaných z katalogových listů jejich výrobců. S ohledem na jejich využití v ne vždy úplně ideálních podmínkách je nasnadě ověřit chování těchto součástek a jejich základních parametrů v uspořádání a specifikách edukativní hračky. K orientačnímu měření zmíněných parametrů byl využit Digitální Bluetooth multimetr RC OWON B35T+.



Obrázek 5.4: Digitální Bluetooth multimetr RC OWON B35T+. Fotografie: [54]

5.2.1 Testování vlastností baterie

Použitá lithium iontová baterie má kapacitu 1800 mAh. To při maximálním možném odběru modulu Arduino 50 mA dle vztahu 5.1 znamená, že baterie může fungovat jako bezpečný zdroj elektrické energie po dobu 36 hodin

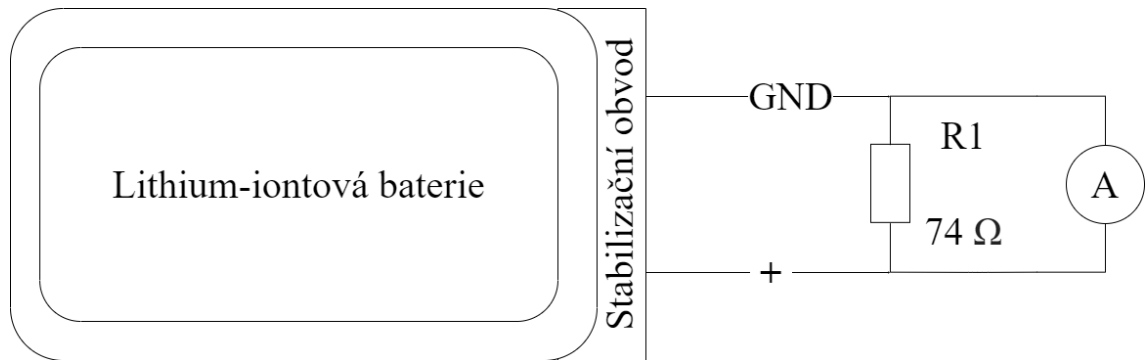
$$t_B = \frac{Q}{I_{max}} = \frac{1800}{50} = 36 \text{ h}, \quad (5.1)$$

kde t_B je výdrž baterie, Q kapacita baterie a I_{max} je maximální hodnota odebíraného proudu z baterie.

Otestování vypočtené hodnoty proběhlo v zapojení na obrázku 5.5. Pro napodobení běžného provozu byla plně nabitá baterie napojena na zátěž, v podobě rezistoru o hodnotě 74 Ω , vypočtenou dle vztahu 5.2.

$$R = \frac{U_{out}}{I_{max}} = \frac{3,7}{0,05} = 74 \Omega, \quad (5.2)$$

kde R je odpor zátěže, U_{out} je výstupní napětí baterie a I_{max} je maximální hodnota odebíraného proudu z baterie.



Obrázek 5.5: Schéma zapojení testované baterie

Při zahájení testování bylo napětí na zátěži 3,63 V a po jedné hodině bylo napětí na zátěži 3,60 V. Rozmezí, ve kterém je baterie schopna dodávat elektrickou energii je 3 – 3,7 V. Z vzorce 5.3 tak lze vyvodit, že baterie by za zjednodušujícího předpokladu lineárního průběhu vybíjecí charakteristiky měla poskytovat elektrickou energii minimálně 23 hodin.

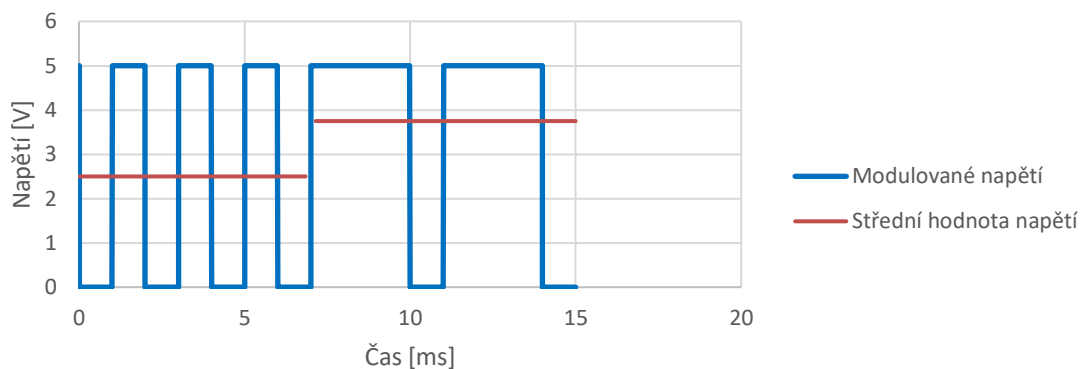
$$t_B = \frac{U_{max} - U_{min}}{U_{t0} - U_{t1}} = \frac{0,7}{0,03} = 23,3 \text{ h}, \quad (5.3)$$

kde t_B je výdrž baterie, U_{max} je maximální napětí na baterii, U_{min} je minimální napětí na baterii, U_{t0} je napětí na začátku testování a U_{t1} je napětí na konci testování.

5.2.2 Testování vlastností signalizačních výstupů

Upravování intenzity světla LED diod a vibrační DC motorku na výstupu modulu Arduino je uskutečněno napájením s pulzně šířkovou modulací. To znamená, že pomocí určité střídy – stacionárního poměru časů, kdy je na výstupu napájení přesně 0 V nebo 5 V – lze nastavit libovolnou střední hodnotu napětí ve zmíněném rozmezí.

. U LED diod se navíc využívá toho, že jejich spínání lze provádět prostřednictvím PWM velmi rychle, a sice až tak, že lidské oko není schopno vnímat blikání a vnímá až „obálku“ tohoto signálu v podobě snížení jasu v závislosti na střídě.



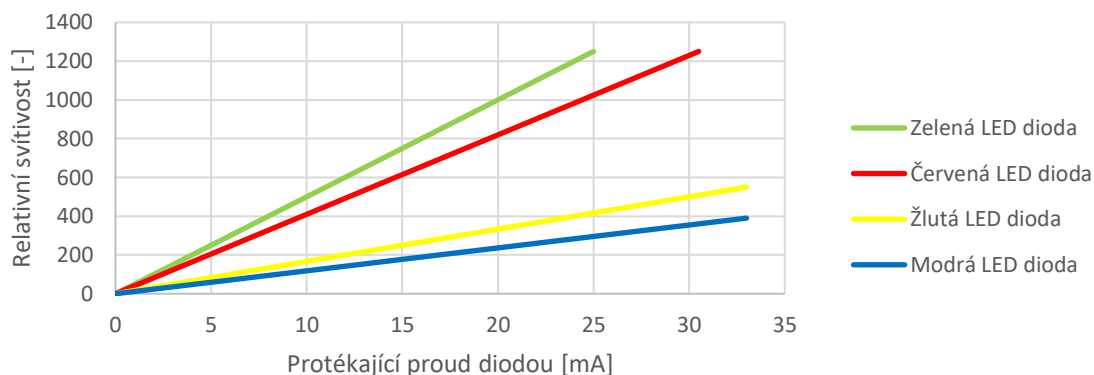
Graf 5.1: Reprezentace PWM v čase se změnou střídou z 1:1 na 3:1

S proměňující se střídou se mění i svítivost LED diod, a to úměrně ke střední hodnotě napětí vztaženého k maximální hodnotě napětí. Tedy střída 1:1 odpovídá střední hodnotě napětí na úrovni 50 % maximální hodnoty napětí a zároveň i 50 % intenzitě světelného výstupu. Pro digitální PWM řízené piny modulu Arduino pak například platí, je-li na ně přivedena logická úroveň HIGH, tedy 5 V, že při střídě 1:1, je na nich napětí 2,5 V.

Tabulka 5.1: Ověření hodnot napěťových úrovní řízených PWM

Pin	Nastavená střída	Očekávané napětí [V]	Naměřené napětí [V]
D3	1:10	0,50	0,52
	1:1	2,50	2,51
	9:10	4,50	4,50
D5	1:10	0,50	0,52
	1:1	2,50	2,50
	9:10	4,50	4,50
D6	1:10	0,50	0,51
	1:1	2,50	2,50
	9:10	4,50	4,51
D9	1:10	0,50	0,52
	1:1	2,50	2,51
	9:10	4,50	4,51
D10	1:10	0,50	0,48
	1:1	2,50	2,52
	9:10	4,50	4,50
D11	1:10	0,50	0,52
	1:1	2,50	2,51
	9:10	4,50	4,50

Jedna z charakteristik LED diod uvedených v katalogovém listu je závislost relativní svítivosti na procházejícím proudu LED diodou. Z této charakteristiky lze vyčíst maximální možnou relativní svítivost pro určitý procházející proud. V případě LED diod doplněných o předřadné odpory (viz kapitola 4.1.3) byla hodnota procházejícího proudu určena dle ideálních provozních podmínek na 20 mA.



Graf 5.2: Závislost relativní svítivosti na procházejícím proudu diodou

Tabulka 5.2: Charakteristiky relativní svítivosti jednotlivých LED diod

Barva LED diody	Rovnice char. přímky	Výsledná rel. svítivost
Červená	$I_{rel} = 40,98 \cdot I$	819,6
Zelená	$I_{rel} = 50,00 \cdot I$	1000
Modrá	$I_{rel} = 11,82 \cdot I$	236,4
Žlutá	$I_{rel} = 16,67 \cdot I$	333,4

5.3 Ověření funkčnosti prototypu

Hlavním indikátorem správné funkce prototypu je soulad mezi zaslánými příkazy z chytrého mobilního zařízení hračky a odeslanými odpověďmi hračkou zpět. Navíc musí proběhnout signalizace dle bytu CMD v plné a správné formě. Obsahem následujících dvou tabulek je souhrnu načtených a zpracovaných hodnot v závislosti na dvou postupně obdržených příkazech.

Tabulka 5.1: První obsah bytů příkazu a odpovědi

Průběh	Byte	Hodnota			Vysvětlivky
		BIN	HEX	DEC	
Příkaz	FLAG	00001111	0F	15	Data na 4 následujících bytech
	LED	01100100	64	100	Intenzita LED diod 100 %
	VOL	01100100	64	100	Intenzita zvuku 100 %
	VIB	01100100	64	100	Intenzita vibrací 100 %
	CMD	00001000	00	0	Výběr signalizace alarm();
Odpověď	STATE	00000000	00	0	Stav bez chyby
	BAT	01000101	45	68	Stav baterie 69 %
	LED	01100100	64	100	Intenzita LED 100 %
	VOL	01100100	64	100	Intenzita zvuku 100 %
	VIB	01100100	64	100	Intenzita vibrací 100 %

V tomto případě proběhlo bezchybné nastavení všech hodnot intenzit výstupů a signalizace funkce alarm();.

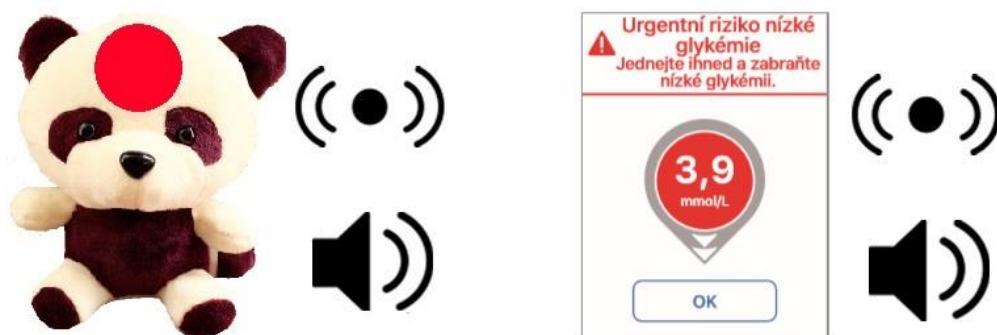
Tabulka 5.2: Druhý obsah bytů příkazu a odpovědi

Průběh	Byte	Hodnota			Vysvětlivky
		BIN	HEX	DEC	
Příkaz	FLAG	00001010	0A	10	Data na 2 následujících bytech
	LED	---	---	---	Intenzita LED diod stále 100 %
	VOL	00110010	32	50	Intenzita zvuku 50 %
	VIB	---	---	---	Intenzita vibrací stále 100 %
	CMD	00000100	04	4	Výběr signalizace hyperG()
Odpověď	STATE	00000000	00	0	Stav bez chyby
	BAT	01000100	44	68	Stav baterie 68 %
	LED	01100100	64	100	Intenzita LED 100 %
	VOL	00110010	32	50	Intenzita zvuku 50 %
	VIB	01100100	64	100	Intenzita vibrací 100 %

V tomto případě proběhlo bezchybné přenastavení příslušných hodnot intenzit výstupů a signalizace funkce hyperG(). Výstupy jejichž intenzity nebyly přenastaveny v chytrém mobilním zařízení mají stále stejnou hodnotu odpovídající prvnímu příkazu. Pokud je před zasláním dalšího příkazu stlačeno tlačítko, proběhne signalizace funkce hyperG().

5.4 Porovnání hračky se stávajícími systémy CGM

Ačkoli byl u hračky kladen důraz na zachování způsobů signalizace jako u systémů CGM, došlo, i vzhledem k uzpůsobení hračky dětským pacientům s DM 1. typu a snahám o vyšší úroveň nastavitelnosti jednotlivých výstupů k několika změnám.



Obrázek 5.3: Příklad signalizace hypoglykémie na edukativní hračce (vlevo) a na systému CGM Dexcom G6 (vpravo) [39, 50]

Ústřední rozdíly signalizace hračky oproti signalizaci přijímače systému CGM jsou shrnuty v následujících bodech:

- Přítomnost světelného výstupu a možnost nastavení jeho intenzity
- Možnost vyvolání posledního stavu glykémie
- Nastavitelný alarm a jeho signalizace
- Větší přívětivost pro dětské pacienty
- Absence indikace okamžité hodnoty glykémie
- Absence zobrazení trendu glykémie v předcházejícím časovém úseku
- Absence informací o stavu senzoru a vysílače

Zůstala však zachována barva spojená s hypoglykemií a počet vibrací a pípnutí pro usnadnění přechodu dětských pacientů na tento, nebo podobný systém CGM ve školním věku.

6 Diskuse

Edukativní hračka prokázala v předchozí části, že je schopna reagovat na simulované zasílané příkazy správně provedenými signalizačními výstupy. Hračka obsahuje také všechny další modalitty požadované v zadání práce.

Jednotlivými kroky při vytváření edukativní hračky bylo její zasazení do recentního přístupu k léčbě onemocnění DM 1. typu, dále pak to byl návrh hardwaru, softwaru, zapojení a signalizace.

První krok byl důležitý především k potvrzení důležitosti signalizace glykémie jako středobodu léčby onemocnění DM 1. typu. Detailněji to je rozebráno v části 2.1, kde je kladen důraz na popis systému CGM jako pokročilého systému signalizace koncentrace glukózy v intersticiální tekutině, markantně zlepšující kompenzaci onemocnění. V ostatních částech kapitol 1 a 2 jsou rozebrány další aspekty onemocnění, a to hlavně pro pochopení potřeb pacientů a dětských pacientů s onemocněním DM 1. typu a z hlediska určení toho, zdali hračka může svými dalšími funkcemi přispět ke zlepšení stávajícího stavu kompenzace onemocnění. Zmíněny jsou v těchto dvou kapitolách také počty pacientů a dětských pacientů pro stanovení samotného rozsahu problematiky onemocnění DM 1. typu. Nakonec zde byla snaha shrnout signalizační výstupy systémů CGM, jelikož se ukázalo, že jsou nejlepším a nejkompententnějším zdrojem pro sestavení signalizace pro dětské pacienty.

Druhý krok spočíval v návrhu hardwaru, softwaru, zapojení a fyzické realizace hračky. Vzhledem k obsahu zadání byl zvolen přímo modul typu Arduino, konkrétně Arduino NANO. Aby nenastaly potíže s kompatibilitou s modulem, byly zvoleny tyto další komponenty: Bluetooth modul využívající stejné komunikační rozhraní s AT příkazy, bezdrátové napájení a periferie poskytující nebo operující na shodné napěťové úrovni jako modul Arduino. Instrukce pro chod vybraného modulu bylo žádoucí vytvářet v programovacím prostředí Arduino IDE, určeného přímo pro tento typ modulů. Hlavní vykonávanou funkcí kódu je funkce signalizace kritických hodnot glykémie podle řídicích dat z chytrého mobilního zařízení. Pro správný průběh signalizace je však nezbytná celá řada dalších funkcí detailněji rozebraných v částech 4.2 a 4.3. Následný návrh zapojení z Přílohy A byl vytvářen s ohledem na jednotlivé upořádání a charakteristiky elektronických vstupů a výstupů komponent deklarovaných v kódu a části 4.1. Fyzická realizace hračky byla provedena vložením navrženého zapojení připájeného k univerzální desce plošných spojů do těla plyšového medvídka.

Třetím a závěrečným krokem bylo nastavení samotné signalizace kritických hodnot glykémie určené dětským pacientům. Primárním zdrojem k tomu, jak již bylo řečeno, byly dostupné přijímače systémů CGM s drobnými úpravami shrnutými v tabulce 4.4 a

kapitole 5.3. Takto modifikovaná signalizace se nakonec promítla do signalizačních funkcí kódu.

Syntézou těchto tří kroků návrhu vznikla edukativní hračka pro děti s DM 1. typu signalizující kritické hodnoty glykémie a vybavena dalšími funkcemi jako je alarm ve stanovenou denní dobu a možnost vyvolání posledního signalizovaného stavu glykémie.

Devizou hračky oproti ostatním telemedicínským platformám určených pro edukaci dětských pacientů s DM 1. typu je to, že v případě automatického odesílání příkazů z externího chytrého mobilního zařízení je hračka schopna plně automaticky signalizovat kritické hodnoty glykémie. Toho jsou schopny i systémy CGM ty ovšem nemají výstupy svých přijímačů uzpůsobené dětským pacientům.

Možnosti jiného přístupu při řešení zadání práce lze spatřit hlavně v částech návrhu týkajících se hardwaru, softwaru, zapojení a signalizace hračky. V případě hardwaru a potažmo i softwaru se zapojením bylo možné založit návrh na vlastním mikročipu a nikoli na mikročipu integrovaném do platformy Arduino. To by umožnilo individuální nastavování registrů a periférií a poté i integraci do vlastní desky plošných spojů. Pokud jde o signalizaci tak z hlediska vyšetření signalizace u CGM nešlo použít nějaké jiné či rozvernější výstupy, avšak bylo by možné je zintenzivnit, popřípadě modifikovat audio výstup z pouhého pípání na přehrávání složitějších zvukových stop.

Z ostatních atributů hračky hodných dalšího upgradu v budoucnu lze mluvit o fyzické realizaci hračky, kde by ji šlo uzpůsobit náročnému používání dětským pacientem zvýšením odolnosti, popřípadě voděodolností a podobně. V budoucnu by také bylo vhodné úplně eliminovat chytré mobilní zařízení a zajistit přímý přesun dat mezi senzorem s vysílačem systému CGM a edukativní hračkou, to však bude možné až poté, co výrobci systémů CGM umožní volný příjem a zpracování dat o koncentraci glukózy v intersticiální tekutině.

7 Závěr

Cílem této práce bylo navrhnout a realizovat edukativní dětskou hračku pro signalizaci kritických hodnot glykémie při DM 1. typu.

Předtím než byl fyzicky proveden návrh hračky bylo nutné zaměřit se na stávající trendy v terapii DM 1. typu nejen u dětských pacientů. Klíčovým trendem se ukázalo využívání systému CGM pro měření, přenos a signalizaci hodnot glykémie. Vzhledem k neutěšenému stavu platform uzpůsobujících signalizaci dětským pacientům bylo nezbytné zaměřit se při návrhu signalizace hračky na signalizaci systémů CGM, vyhledat v ní určité společné rysy a přizpůsobit ji dětským pacientům. Výsledkem byl návrh uzpůsobené signalizace shrnutý v tabulce 4.4.

Návrh hračky byl založen na požadavku na její externí řízení prostřednictvím chytrého mobilního zařízení. Z tohoto důvodu byl vytvořen základ hračky z Bluetooth modul HM-11 pro příjem instrukcí a z modulu Arduino NANO pro jejich zpracování a provedení. Obdržené instrukce se pak promítly do signalizace mechanických a audiovizuálních modulů, mezi které byly zařazeny: vibrační motorek, pískací čip a LED diody. Těmito výstupy bylo možné spolehlivě signalizovat: hypoglykémii, fyziologickou hodnotu glykémie, hyperglykémii a alarm ve stanovenou denní dobu viz kapitola 5.3.

Realizace hračky byla provedena ve formě dětským pacientům přívětivého plyšového medvídky. Ten ve svém těle kompaktních rozměrů obsahoval všechny potřebné moduly a napájení prostřednictvím lithium iontových baterií nabíjitelných bezdrátově, což zajistilo absenci jakýchkoli konektorů na těle hračky, a ještě více ji tak uzpůsobilo pro dětské pacienty.

Seznam použité literatury

- [1] BUREŠ, Jan, Jiří HORÁČEK a Jaroslav MALÝ. *Vnitřní lékařství. 2.*, přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-80-7492-145-2.
- [2] BLAUSEN. *wikipedia.org* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Pancreatic_islets#/media/File:Blausen_0701_PancreaticTissue.png
- [3] LEBL, Jan, Štěpánka PRŮHOVÁ a Zdeněk ŠUMNÍK. *Abeceda diabetu. 5.* rozšířené a přepracované vydání. Praha: Maxdorf, 2018. ISBN 978-80-7345-582-8.
- [4] RYBKA, Jaroslav. *Diabetes mellitus - komplikace a přidružená onemocnění: diagnostické a léčebné postupy.* Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1671-8.
- [5] MIXXERMEDICAL. *mixxer-medical.cz* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.mixxer-medical.cz/Accu-Chek-Performa-Kit-d9172.htm?tab=description>
- [6] JIRKOVSKÁ, Alexandra. *Léčba diabetu inzulinovou pumpou a monitorace glykémie: praktická doporučení pro edukaci. 6.* rozšířené vydání. Praha: Maxdorf, [2019]. ISBN 978-80-7345-601-6.
- [7] CINEK, Ondřej; ŠUMNÍK, Zdeněk. *Diabetes mellitus 1. typu: etiologie a epidemiologie* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/vnitri-lekarstvi/2019-4/diabetes-mellitus-1-typu-etiologie-a-epidemiologie-109688>
- [8] ŠKRHA, Jan. *Diabetologie.* Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-607-6.
- [9] ŠUMNÍK, Zdeněk a kol. *Five years of improving diabetes control in Czech children after the establishment of the population-based childhood diabetes register ČENDA* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/pedi.12929>
- [10] CINEK, Ondřej; KULICH, Michal; ŠUMNÍK, Zdeněk. *The incidence of type 1 diabetes in young Czech children stopped rising* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1399-5448.2012.00858.x>
- [11] AUTOR NEUVEDEN. *Data o diabetu v ČR* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <http://diabetickaasociace.cz/co-je-diabetes/data-o-diabetu-v-cr/>
- [12] MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ ČR. *Věstník č. 8/2019* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: https://www.mzcr.cz/legislativa/dokumenty/vestnik-c8/2019_17742_11.html

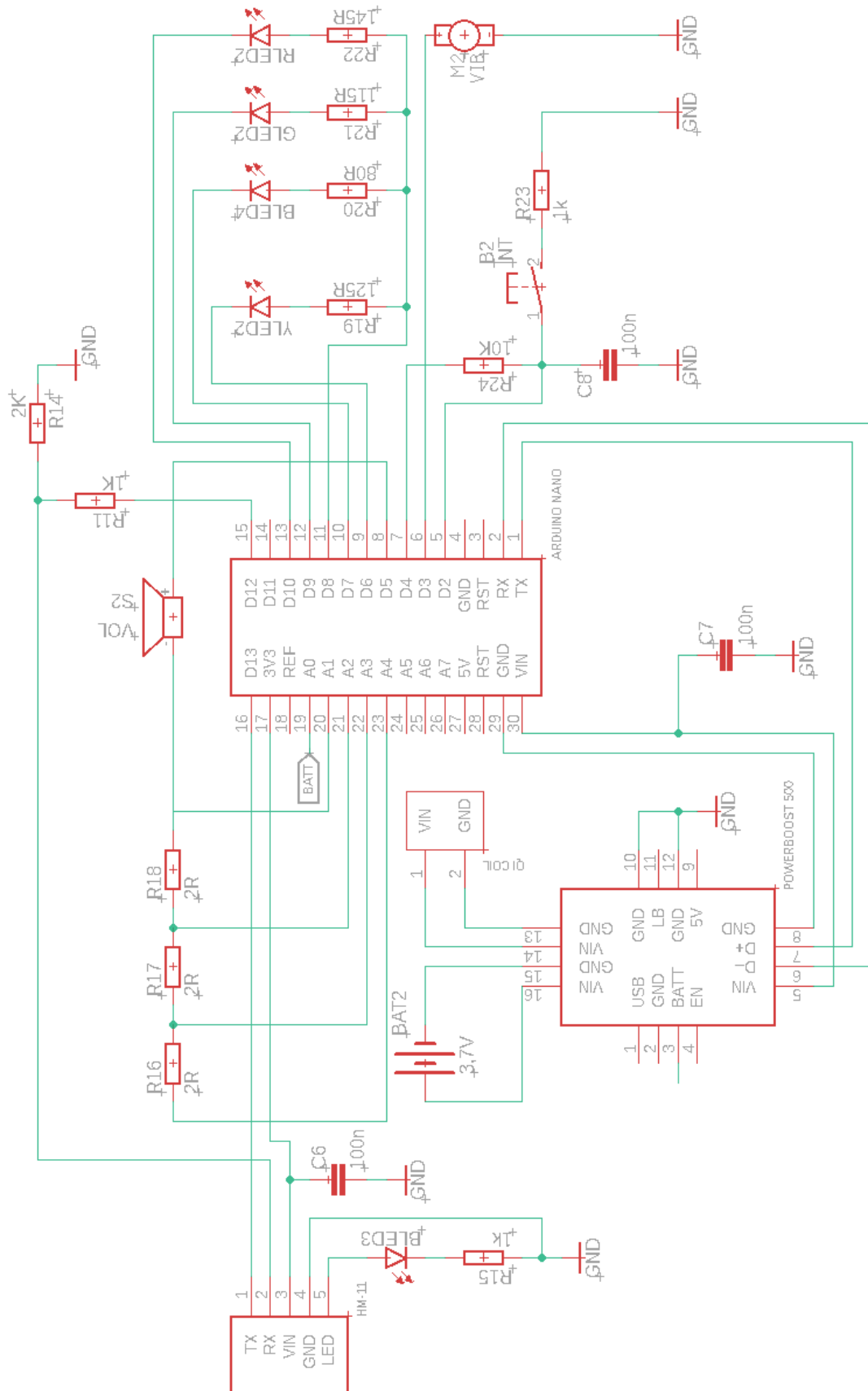
- [13] MILLER, Rachel a kol. *Improvements in the Life Expectancy of Type 1 Diabetes* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://diabetes.diabetesjournals.org/content/61/11/2987>
- [14] Michaela Nevtípilová. *Selfmonitoring u osob s diabetem*. Olomouc, 2011. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Pavla Kudlová.
- [15] Martina Trojková. *Analýza přesnosti monitorování glykemie kontinuálním senzorem Enlite™*. Ostrava, 2017. Diplomová práce. Technická univerzita Ostrava. Iveta Bryjová.
- [16] GABOR, Kovacs. *researchgate.net* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/figure/Detection-principle-for-the-second-generation-biosensors-with-mediated-electron-transfer_fig10_331406805
- [17] KUDLOVÁ, Pavla. *Ošetrovatelská péče v diabetologii*. Praha: Grada Publishing, 2015. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-5367-6.
- [18] CAPPON, Giacomo a kol. *Continuous Glucose Monitoring Sensors for Diabetes Management: A Review of Technologies and Applications* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://e-dmj.org/search.php?where=aview&id=10.4093/dmj.2019.0121&code=2004DMJ&vmode=PUBREADER#!po=1.72414>
- [19] KLONOFF, David. *Point-of-Care Blood Glucose Meter Accuracy in the Hospital Setting* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://spectrum.diabetesjournals.org/content/27/3/174>
- [20] ŠTECHOVÁ, Kateřina. *Technologie v diabetologii*. Praha: Maxdorf, [2016]. Jessenius. ISBN 978-80-7345-479-1.
- [21] DEXCOM CANADA, CO. *store.ca.dexcom.com* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://store.ca.dexcom.com/en-CA/dexcom-g6/g6-transmitter/STT-GS-006.html>
- [22] MEDTRONIC. *diabetes.shop* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.diabetes.shop/sensors/g3/mmt-7020a>
- [23] ДОМ МЕДТЕХНИКИ. *dommedtehniki.com.ua* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://dommedtehniki.com.ua/sensor-dexcom-g4-platinum-g5-mobile.html>
- [24] BY, Jen. <https://www.connectedinmotion.ca> [online]. [cit. 16.5.2020]. Dostupné z: <https://www.connectedinmotion.ca/blog/review-the-medtronic-670g-insulin-pump/>

- [25] ŠOUPAL, Jan; PETRUŽELKOVÁ, Lenka; GRUNBERGER, George a kol. *Glycemic Outcomes in Adults With T1D Are Impacted More by Continuous Glucose Monitoring Than by Insulin Delivery Method: 3 Years of Follow-Up From the COMISAIR Study* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://care.diabetesjournals.org/content/early/2019/09/10/dc19-0888>
- [26] DEXCOM CANADA, CO. *store.ca.dexcom.com* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://store.ca.dexcom.com/en-CA/dexcom-g6/g6-receiver/STK-GS-113.html>
- [27] ZKOPE HEALTHCARE. *myglucosemonitor.nl* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.myglucosemonitor.nl/product/dexcom-g5-mobile-ontvanger-reciever-2/>
- [28] AMAZON. *amazon.co.uk* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.amazon.co.uk/NovoPen-Echo-Blue-or-Red/dp/B07JL7RDHY?th=1>
- [29] ABBOTT. *freestylelibre.com.sg* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://freestylelibre.com.sg/>
- [30] MEDTRONIC. *guardianconnect.medtronic-diabetes.cz* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://guardianconnect.medtronic-diabetes.cz/domu>
- [31] ŠUMNÍK, Zdeněk. *Moderní technologie v léčbě diabetu* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.tribune.cz/clanek/44643-moderni-technologie-v-lecbe-diabetu>
- [32] FRECKMANN, Guido a kol. *Continuous Glucose Profiles in Healthy Subjects under Everyday Life Conditions and after Different Meals* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2769652/>
- [33] MODERN RISE MEDIA. *boulderendo.com* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.boulderendo.com/the-minimed/>
- [34] BARNÁŠKOVÁ, Dagmar. *Technologie v diabetologii. Technologie a gravidita u diabetičky* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupný z: <https://www.tevapoint.cz/technologie-v-diabetologii-technologie-a-gravidita-u-diabeticky-6-2-2017/#>
- [35] DVOŘÁK, Jan, František EMMERT, Alena FABIČOVICOVÁ, et al. *Odmaturuj! ze společenských věd. Druhé, přepracované vydání. Brno: Didaktis, [2015]. Odmaturuj! ISBN 978-80-7358-243-2.*
- [36] ANDRÈS, Emmanuel a kol. *Telemonitoring in diabetes: evolution of concepts and technologies, with a focus on results of the more recent studies* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6814890/>

- [37] BEYOND TYPE 1. *shopthedrop.org* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://shopthedrop.org/collections/kids/products/jerry-the-bear>
- [38] FANDOM LIFESTYLE COMMUNITY. *official-furby.fandom.com* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: https://official-furby.fandom.com/wiki/Metallic_Blue_Furby_Boom
- [39] DEXCOM. *DEXCOM G6 Continuous Glucose Monitoring System User Guide*. [online]. San Diego [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://s3-us-west-2.amazonaws.com/dexcompdf/G6-CGM-Users-Guide.pdf>
- [40] MEDTRONIC MINIMED. *MiniMed 640G Používateľská príručka pre systém*. [online]. Northridge [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.medtronic-diabetes.sk/podpora/prirucky-a-manualy>
- [41] DATART. *datart.cz* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.datart.cz/nabijeci-podlozka-trust-primo-cerna-22816.html>
- [42] BANGGOOD. *banggood.com* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.banggood.com/cs/Universal-Qi-Wireless-Charger-Receiver-Adapter-Receptor-Receiver-Pad-Coil-for-Mobile-Phone-p-1233929>
- [43] RS COMPONENTS. *cz.rs-online.com* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://cz.rs-online.com/web/p/dobijitelne-baterie-specialnich-velikosti/1449405/>
- [44] TANDY. *tandyonline.com* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.tandyonline.com/adafruit-powerboost-1000c-rechargeable-5v-lipo-usb-boost-charger.html>
- [45] BANGGOOD. *banggood.com* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: https://www.banggood.com/HM-11-bluetooth-4_0-BLE-Serial-Module-Board-CC2541-p-982665
- [46] ITEAD. *HM-11: TI CC2540 CC2541 Bluetooth V4.0 BLE Module* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.itead.cc/hm-11.html>
- [47] AMAZON. *amazon.in* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.amazon.in/ARDUINO-Microcontroller-ATMEGA-mini-USB-REES52-COM/dp/B01517CMHK>
- [48] COMPONENTS101. *Arduino Nano* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://components101.com/microcontrollers/arduino-nano>
- [49] ATMEL. *ATmega328P DATASHEET* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf

- [50] 5YOH0. *b.5yoho.cn* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z:
<https://b.5yoho.cn/%E6%96%/25742/detail.html>
- [51] HADEx. *hadex.cz* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z:
https://www.hadex.cz/1762-vibracni-motorek-1027-30vdc/?gclid=Cj0KCQjw8n5BRCdARIsALxKb94FMCXjng3RgLUQkC0397rIb7eD0ieXSuC2ppnBriYhVwWmsyI4uPEaApxFEALw_wcB
- [52] ALIEXPRESS. *aliexpress.ru* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z:
<https://aliexpress.ru/item/32822936915.html>
- [53] GME. *gme.cz* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/led-5mm-rgb-cc-350-850-300-100>
- [54] MCKUKITS. *mcukits.com* [online]. [cit. 04.05.2020]. Dostupné z:
<http://mcukits.com/2016/05/23/b35t/>

Příloha A: Schéma zapojení z prostředí EAGLE



Příloha B: Obsah přiloženého DVD

- Zadání bakalářské práce (Zadání_BP.pdf)
- Abstrakt v českém jazyce (Abstrakt.pdf)
- Abstrakt v anglickém jazyce (Abstract.pdf)
- Klíčová slova v českém jazyce (Klíčová_slova.pdf)
- Klíčová slova v anglickém jazyce (Keywords.pdf)
- Bakalářská práce (17PBBBP_474322_Michal_Verbovsky.pdf)
- Schéma zapojení (EAGLE_schema.sch)
- Kód pro řízení mikrokontroleru Arduino (ArduinoIDE_kod.txt)