

Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Katedra Fyzioterapie

Biomechanická odezva placenty na mechanickou zátěž

Diplomová práce

Vedoucí práce:

Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Vypracovala:

Bc. Tereza Černochová

Odborný poradce:

Ing. František Lopot

Praha, duben 2007

Abstrakt:

Název práce: Biomechanická odezva placenty na mechanickou zátěž

Title: Biomechanical response of placenta dutiny mechanical loading

Cíl práce:

Cílem diplomové práce bylo změřit a definovat základní materiálové vlastnosti biologického materiálu - zralé placenty a jejich chorioamniotických blan při impaktním zatížení.

Metoda:

Praktická část proběhla ve třech fázích. V první fázi byly zajištěny vzorky lidské zralé placenty. Bylo nutné schválení experimentu etickou komisí a zajistit odběr vzorků. Vzorky byly odebrány po porodu fyziologickou cestou ve spolupráci s gynekologicko – porodnickými klinikami FN – Královské vinohrady. Následně byly vzorky uloženy ve fyziologickém roztoku a uchovány 1 den v chladu. (Yamada – uchování amnionu, 1970). Nebylo použito fixačních materiálů, aby nedošlo ke zkreslení měřených vlastností. Bylo potřeba zjistit způsob uchycení měřeného vzorku, potřebnou velikost vzorku a místo z jaké části placenty bude vzorek odebrán.

V druhé fázi probíhalo měření biomechanických vlastností. Biomechanické vlastnosti byly měřeny na speciálním trhacím zařízení, které umožňuje prostý tah, prostý krut, kombinaci tah – krut. V tomto případě byly vzorky placenty zatěžovány prostým tahem. Byla prováděna trhací zkouška s plynulým zatížením až do destrukce vzorku zralé placenty a jejich zárodečných blan.

Ve třetí fázi byly vyhodnoceny naměřené hodnoty. V závěru byly dále analyzovány a interpretovány biomechanické vlastnosti testovaného materiálu.

Výsledky:

Zpracování výsledků proběhlo ve dvou variantách výpočtu – pro smluvní a reálné napětí. Rozdíly dosahovaného reálného a smluvního napětí jsou způsobeny různými příčnými průřezy vzorků, které jsou uvažovány pro výpočet (viz kapitola 7.4.4.2.).

Během měření s rostoucí deformací tkáně došlo k mírným zakolísáním v průběhu odezvy. Možná vysvětlení jsou navržena v kapitole 7.4.4.3. Na průběh lze tak pohlížet

jako na sekvenci dílčích lineárních úseků. Z tohoto průběhu lze usoudit, že neporušená placenta s rostoucí deformací tuhne. Pokles tuhosti je patrný ve fázi těsně před rupturou (cca o 15 – 40% z maximální hodnoty). Modul pružnosti dosahuje maxima v 90 – 98% přípustné deformace (do poškození) bez ohledu na to, jak je ve skutečnosti deformace velká.

Odchylka hodnot modulu pružnosti popsaných mocninnou funkcí od hodnot vypočítaných z naměřených dat nepřesahuje 10% (z hodnot vypočítaných z naměřených dat). Mocninnou funkci lze proto pro popis průběhu modulu pružnosti v tahu v závislosti na deformaci považovat za vhodnou s omezením pro případ porušení, kdy tuhost vzorků vždy znatelně poklesla (viz odstavec výše).

Klíčová slova:

Youngův modul pružnosti, placenta, biologický materiál, elastické vlastnosti.

Key data:

Young 's modulus of elasticity, placenta, biological material, elastic characteristics.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jsem pouze literaturu uvedenou v příloženém seznamu.

V Praze dne 21. března 2007



Bc. Tereza Černochová

Obsah

1. Úvod

Obsah

2. Úvod

2.1. Úvod

2.2.

2.3.

2.4.

2.5.

2.6.

2.7.

2.8.

2.9.

2.10.

2.11.

2.12.

2.13.

2.14.

2.15.

2.16.

2.17.

2.18.

2.19.

2.20.

2.21.

2.22.

2.23.

2.24.

2.25.

2.26.

2.27.

2.28.

Ráda bych poděkovala Doc. PaedDr. Karlovi Jelenovi, CSc. za odborné vedení. Dále velice děkuji Ing. Františkovi Lopotovi za odborné rady a pomoc při uskutečnění experimentu, za praktické rady a podnětné připomínky a za jeho ochotu a vstřícnost.

Obsah:

1. Úvod	5
Obecná část.....	7
2. Anatomie.....	8
2.1. Makroskopický vzhled placenty	8
2.2. Vývoj lidské placenty	8
2.2.1. Ranný vývoj placenty	9
2.2.1.1. Preimplantační stádium.....	9
2.2.1.2. Implantační stádium – trvá od 7. – 12. dne po oplodnění.....	9
2.2.1.3. Stádium tvorby klků.....	9
2.2.2. Vývoj v 2. a 3. trimestru těhotenství.....	10
2.3. Funkce placenty	13
2.4. Typ placenty	13
2.5. Plodové obaly	14
2.6. Plodová voda.....	15
2.7. Pupečník.....	16
3. Zralá placenta	17
3.1. Samovolný porod.....	17
3.2. III. doba porodní, doba k lůžku.....	17
3.2.1. Fáze odlučovací	17
3.2.2. Fáze vypuzovací	18
3.2.3. Fáze hemostatická.....	18
3.3. Mechanizmy odloučení lůžka	18
3.3.1. Mechanismus Baudelocqueův – Schultzův	18
3.3.2. Duncanův mechanismus.....	19
3.3.3. Gessnerův mechanismus.....	19
3.4. Vedení III. doby porodní	19
3.4.1. Znamky odloučení lůžka.....	19
3.4.1.1. Schrodovo znamení	20

3.4.1.2. Kustnerovo znamení	20
3.4.1.3. Ahlfeldovo znamení.....	20
3.4.1.4. Strassmannovo znamení	20
3.4.2. Porod placenty	20
3.5. Nepravidelnosti placenty	21
3.5.1. Morfologické nepravidelnosti.....	21
3.5.2. Poruchy inzerce placenty	21
3.5.2.1. Placenta pravia (vcestné lůžko)	21
3.5.2.2. Abruptio placentae (abrupce placenty).....	23
3.5.3. Funkční poruchy placenty.....	25
3.5.3.1. Změny barvy a vzhledu placenty	26
3.5.3.2. Mikroskopické změny.....	26
3.6. Nepravidelnosti pupečníku	28
3.7. Nepravidelnosti III. doby porodní	29
3.7.1. Poruchy odlučování placenty.....	29
3.7.2. Poruchy vypuzování placenty	30
3.7.3. Zadržení části placenty (retentio placentae)	30
3.7.4. Hypotonie a atonie děložní	31
3.7.5. Děložní inverze	31
3.8. Poporodnické operace ve III. době porodní a v období poporodním	31
3.8.1. Operace prováděné pro placentu adherens a pro uskřínutí, inkarceraci placenty	31
3.8.2. Operace prováděné pro rezidua post partum	32
3.9. Šokové stavy v porodnictví.....	32
3.10. Diseminovaná intravaskulární koagulace (DIC).....	33
3.11.1. Krvácení během gravidity.....	35
4. Faktory ovlivňující předčasné odloučení lůžka.....	36
Rešeršní část	39
5. Problematika biologických materiálů	40
5.1. Základní mechanické vlastnosti.....	40
5.2. Vlastnosti biologických materiálů:	41

6. Studie.....	44
6.1. Studie zabývající se biomechanickými vlastnostmi biologických materiálů	44
6.1.1. Biomechanické modely těhotných žen při autonehodách.....	44
6.1.2. Japonská studie	45
6.1.3. Youngův modul lidských nezralých a zralých amniotických membrán.....	47
6.1.4. Mechanické vlastnosti prasknutí zralé a nezralé membrány	50
6.1.5. Biomechanická analýza lidských chorioamniotických membrán.....	52
6.1.6. Japonská studie biomechanických vlastností lidského amnia	52
6.2. Výzkumy dokládající přítomnost elastinu v placentě.....	53
6.2.1. Elastické vlákna jsou základní komponentou lidské placenty a částí perivaskulárního kontraktálního pouzdra PVCS - perivascular contractile sheath.....	53
6.2.2. Elastické vlákna v lidské placentě	53
6.2.3. Odhalení elastických vláken v lidských zárodečných membránách: předpoklad molekulárního základu elasticity	54
6.2.4. Distribuce fibrilinu a elastinu v lidských fetálních membránách: molekulární základ pro elasticitu membrány	55
6.3. Závěrečná úvaha	55
Experiment	56
7. Výzkum elastických vlastností placenty	57
7.1. Cíle výzkumu.....	57
7.2. Hypotézy.....	57
7.3. Metodologie výzkumu	57
7.4. Experiment.....	57
7.4.1. Metodologie	57
7.4.2. Měřicí zařízení	58
7.4.3. Trhací tahová zkouška	58
7.4.4. Průběh měření	59
7.4.4.1. Záznam dat.....	60
7.4.4.2. Zpracování dat	61
7.4.4.3. Postup práce při zpracování dat	64

7.4.5. Vyhodnocení dat	66
8. Diskuze	73
8.1. Potvrzení/vyvrácení hypotéz.....	74
9. Závěr	75
10. Literatura	76

1. Úvod

Z hlediska složitosti a komplexnosti je placenta fascinujícím orgánem, který vykonává množství úloh po dobu svého krátkého intrauterinního života. Je to orgán, který člověk ztrácí během svého života jako první, bezprostředně po narození. Už odedávna vzbuzovala placenta pozornost pro svou lehkou dostupnost, ale i pro svoji dlouho nepoznanou stavbu a strukturu.

Za prvé, vědecky dokázané vyobrazení placenty se považuje část plastiky na staroegyptské ceremoniální tabulce z Hierakonopolisu z roku 3400 př. n.l. Označení placenta v dnešním slova smyslu zavedl až v roce 1559 Realdus Columbus. Placenta je latinské slovo odvozené z řečtiny. Řecké slovo „plakous“ znamená plochou desku, koláč.

Podobně jako v jiných oblastech medicíny k většímu pokroku v poznání struktury a funkce placenty došlo až v renesanci. Zasloužili se o to William Harvey (1578 – 1657), Leonardo da Vinci (1452 – 1519), Andreas Vesalius (1514 – 1564) a další.

Jako poslední období historie poznávání placenty se označuje období od druhé poloviny 19. století po současnost. Práce Heinricha Waldeyer (1836 – 1921) se týkají především cirkulace a intervilózního prostoru. Poznání histologie fetálních klků významně přispěl T. Langhans (1839 – 1915). E. W. Dempsey a G. B. Wislocki zavedli histochemii a elektronovou mikroskopii a tím umožnili podrobně prozkoumat mikroskopickou strukturu a funkci placenty.

Je samozřejmé, že uvedený počet autorů je jen krátkým pohledem na nejdůležitější etapy výzkumu placenty. Výzkum placenty pokračuje i v současnosti. Od roku 1961 se pravidelně uskutečňuje „Orchester Trofoblast Conference“, od roku 1985 se pravidelně konají setkání Evropské placentární skupiny. V roce 1994 byla na konferenci v Sydney založena Mezinárodní federace placentárních společností, která sdružuje placentární skupiny.

Také tato diplomová práce se snažila přispět k rozšíření poznání mechanických vlastností placenty. Mnohoměsíční studium odborných materiálů mně umožnilo porozumět složité problematice a následně si stanovit hypotézy své diplomové práce:

- 1) Předpokládáme, že placenta je díky své struktuře anizotropní, tudíž nemá ve všech směrech stejné vlastnosti.
- 2) Předpokládáme, že při nízkých rychlostech zatěžování se bude vzorek zralé placenty a jejích blan chovat elasticky. Vliv viskozity bude díky nízké rychlosti zatěžování minimalizován.
- 3) Očekáváme, že s rostoucí deformací poroste tuhost tkáně.

1. Úvod
2. Místní akční skupina
3. Účelové území
4. Místní akční skupina
5. Účelové území
6. Místní akční skupina
7. Účelové území
8. Místní akční skupina
9. Účelové území
10. Místní akční skupina
11. Účelové území
12. Místní akční skupina
13. Účelové území
14. Místní akční skupina
15. Účelové území

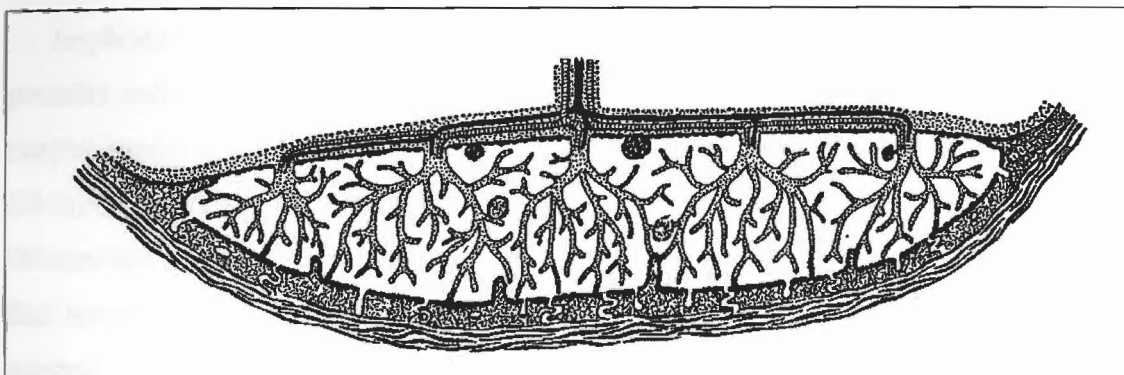
Obecná část

2. Anatomie

2.1. Makroskopický vzhled placenty

Většina placent má kruhový nebo oválný tvar – placenta diskoidalis (obrázek 1). V průměru měří asi 20cm a je asi 2 – 3cm tlustá. Bez blan a pupečníku váží průměrně 500g. Váhový rozptyl považující za fyziologický je v rozmezí 300 – 700g. Hmotnost placenty se zvětšuje během těhotenství. Mateřský povrch placenty má růžovočervenou barvu, ke konci těhotenství jsou na ní patrné depozity fibrinoidu a kalcifikace – mají souvislost s tzv. stárnutím placenty. Fetální povrch je jemný. Lesklý a hladký. Prosvítají jím pupečnickové cévy. Kolem nich jsou bělavé ložiska Langhansova fibrinoidu. Jinak je barva z této strany placenty tmavěfialovočervená. (Šuška, 1995)

Anatomické a funkční spojení materiální, placentární a fetální cirkulace tvoří jeden z nejdokonalejších příkladů adaptivního biologického systému (Štand, 1996)



Obrázek 1: Schématický řez zralou placentou (dle Vogela, 1992)

2.2. Vývoj lidské placenty

Placenta je orgán, který v průběhu těhotenství zprostředkuje kontakt mezi organizmem matky a plodu. Zásobuje plod kyslíkem a živinami a odvádí zplodiny jeho metabolismu. Je dočasnou endokrinní žlázou. (Šuška, 1995)

Zásadními faktory, které do značné míry ovlivňují průchod endogenních i exogenních látek placentou jsou především průtok krve placentou, uspořádání placentární perfúze z materiální i fetální strany a samozřejmě fyzikálně – chemické vlastnosti látky. Průchod látek placentou může být rovněž ovlivněn morfoloickými změnami, kterými prochází placenta v průběhu těhotenství. (Štand, 1996)

2.2.1. Ranný vývoj placenty

Ranný vývoj placenty je možné rozdělit do tří stádií:

2.2.1.1. Preimplantační stádium

Preimplantační stádium trvá do 6.dne po oplodnění. Lidské vajíčko se po oplodnění asi ve 4. den ve stádiu moruly dostává do dělohy, kde pokračuje ve svém vývoji. V průběhu dalších 2 – 3 dní se mění na blastocytu. Povrchová vrstva blastocytu se nazývá trofoblast, uvnitř blastocytu je dutina s tekutinou a vnitřní buňky blastocytu – embryoblast. Trofoblast je předchůdce fetálních membrán placenty, plod, pupečník a amnion se vyvíjejí jen z embryoblastu. Endometrium má v tomto stádiu se skládá z dvou vrstev – pars spongiosa (s mnohými rozšířenými žlázami) a pars compacta (bohatá na pojivové buňky- postupně se deciduálně mění).

2.2.1.2. Implantační stádium – trvá od 7. – 12. dne po oplodnění

Implantace blastocytu do deciduálně změněného endometria se začíná rozrušováním povrchu endometria tou částí blastocytu, v které se nachází embryoblast. Tato část se nazývá implantační pól. Implantace se nejčastěji uskutečňuje v horní části zadní stěny dělohy. Trofoblast se na implantační zóně rychle rozrůstá a stává se vícevrstevným. Diferencuje se na dva buňkové typy – zevnější vrstvu tvořící syncytiotrofoblast (vzniká fúzí sousedících trofoblastických buněk, tvoří kontinuální systém bez mezibuněčných prostor), který je přímo v kontaktu s tkání matky a vnitřní vrstvu – cytotrofoblast (skládá se z dočasně nesplynutých buňkových komponent, působí jako kmenová buňka, která zabezpečuje růst trofoblastu. Během implantace dochází k rozrušování endometria a jeho malých krevních cév. Implantace většinou skončí asi ve 12. dni po oplození, poté se deciduálně změněné endometrium opět uzavře. Decidua se poté rozděluje dle umístění na decidua basalis – část pod implantací, decidua marginális– po stranách implantace, decidua capsularis - nad implantací a decidua parietalis – vystýlá celou dělohu kromě zóny implantace. (Šuška,1995), (Benirschke,1995)

2.2.1.3. Stádium tvorby klků – v průběhu 13. – 21. dne po oplození

Mezi 9. a 23. dnem těhotenství začínají vyrůstat z choria (část trofoblastu přivrácená k decidui) výrůstky nazývané choriové klky. Tyto rostou radiálně kolem embrya,

vytvářejí intervilózní prostory vyplněné mateřskou krví. V klcích se větví kapilární síť, která zprostředkuje výměnu látek mezi mateřským a plodovým oběhem krví a umožňuje kontakt mezi mateřskou krevní cirkulací a embryem. Podle stavby a časové posloupnosti se rozeznávají primární, sekundární a terciální klky. Primární se vytvářejí mezi 13. – 15. dnem po oplodnění. Vznikají důsledkem zvýšené proliferace cytotrofoblastu. V oblasti decidua basalis se klky rozvětvují a prodlužují, což je začátek tvorby klkového stromu. Růstem klků se mění lakunový systém mění na intervilózní prostor. Asi o dva dny později dochází k přeměně primárních klků na sekundární, kdy mezenchymatické buňky začnou vrůstat do osy primárních klků. Terciální klky vznikají mezi 18. – 20. dnem po oplození. Charakterizuje je přítomnost fetálních kapilár. Spojením klkových kapilár z allantoisovými cévami probíhajícími v zárodečném stole nastává kompletace fetu – placentární cirkulace. Stěny cév se zpočátku skládají z jedné vrstvy endotelových buněk, poté jsou obklopeny kolagenními vlákny. Rozlišuje se husté a řídké stroma. Hustější pojivové tkanivo obsahující kolagenní vlákna a nevelké množství buněk obklopuje velké cévy a tvoří podklad oporného aparátu placenty. Řídké se rozprostírá na periferii velkých a středních klků, obsahuje agrofílní vlákna, fibroblasty, Hofbauerovy buňky.

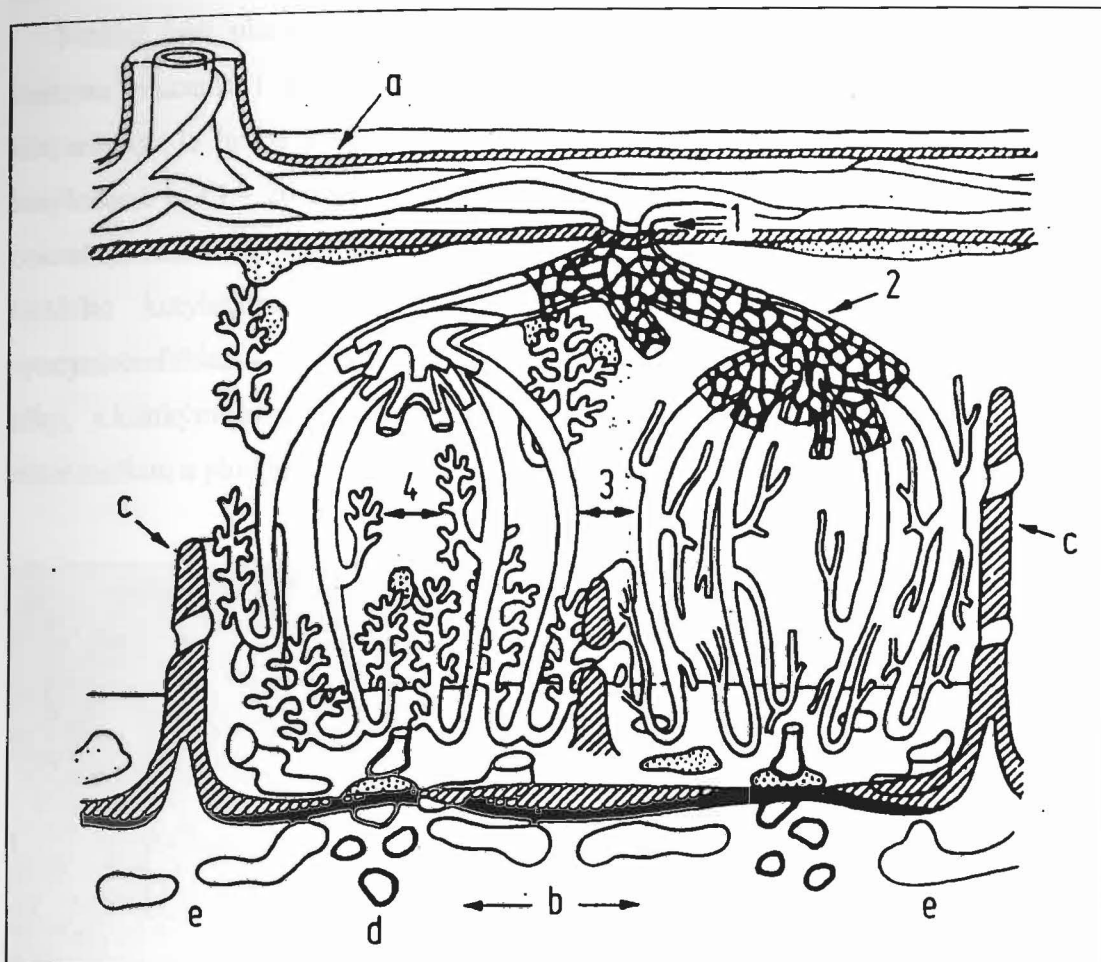
Dále se popisují úponové klky, které upevňují chorion ke stěně děložní a klky rezorpční, které zprostředkují vlastní kontakt mezi krví matky a embryem. V této oblasti vzniká chorium frondosum, ze kterého se vyvíjí placenta. V ostatní části klky postupně zanikají a vzniká plodový obal chorion leve. K růstu nových klků dochází do 12. týdne těhotenství. Permeabilita placenty narůstá s jejím vývojem. (Šuška, 1995)

2.2.2. Vývoj v 2. a 3. trimestru těhotenství

Druhý trimestr je přechodnou fází od rozvíjení se klků rozvětveného choria frondosum k zralé placentě. Stroma klků se zakládá z fixovaných buněk pojivového tkaniva, které jsou navzájem propojené svými výběžky tak, že vytvářejí síť. V jejích okách se nacházejí vlákna pojivového tkaniva. Klkový strom postupně nabývá charakteristickou stavbu a tvoří ho 5 typů klků:

- kmenové klky – obsahují stroma, artérie a vény,
- zralé intermediární klky – dlouhé, štíhlé periferní větve,
- terminální klky - koncové větveintermediálních klků,

- nezralé intermediální klky – pokračování kmenových klků,
- mezenchymové klky – nepřimitivnější stavba.



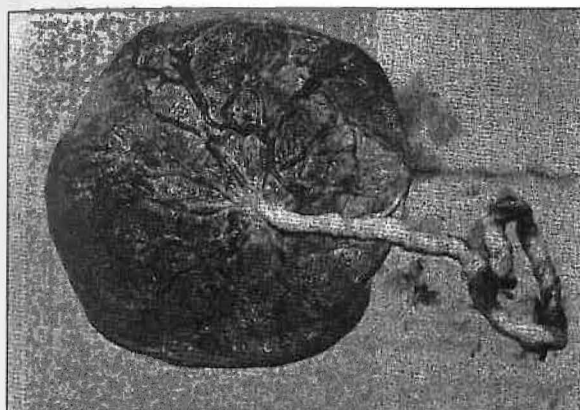
Obrázek 2: Schéma kotyledonů s dvěma subkotyledony, a – choriová destička, b – bazální destička, c – septa, d – artérie, e – mateřské vény, 1-3 různé typy kmenových klků, 4 termální klky (podle Wilkina, 1965).

Cytotrofoblast nebo Langhansovy buňky tvoří další vrstvu klků. Placentě v druhém a třetím semestru těhotenství se počet Langhansových buněk snižuje, ale přítomné jsou do konce těhotenství. Z funkčního hlediska je cytotrofoblast potřebný na přežívání syncytiotrofoblastu. Jsou zdrojem thoriového gonadotropinu (hCG) s placentárního laktogenu (hPL).

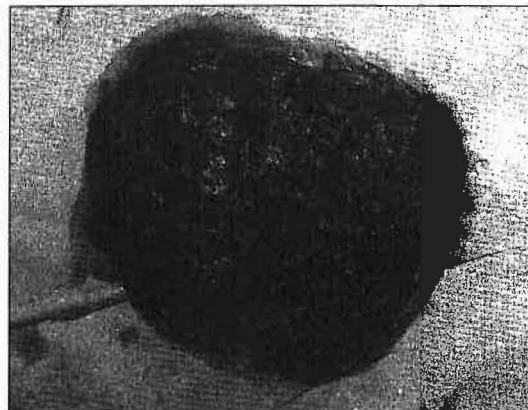
Ve 20. týdnu těhotenství pokrývá placenta polovinu plochy dutiny děložní. Ve 40. týdnu je placenta oválný orgán o průměru asi 20cm a vysoký asi 3cm. Jeho průměrná hmotnost je asi 500g. Krevní průtok v intervilózních prostorech je asi 70 ml/min. Část

obrácená do dutiny plodového vejce (pars foetalis placentae) je kryta amniem, kterou prosvítají radiálně probíhající cévy od pupečníku, který se zpravidla upíná k placentě v jejím středu, k jednotlivým kotyledonům.

Fetální část placenty je lesklá a šedivá. Část přivrácená k děložní stěně (pars materna placentae) je rozbrázděna hlubokými rýhami, které oddělují jednotlivé kotyledony. Je hrubá a červená. Kotyledony jsou tvořeny placentárními klky. Počet kotyledonů je 15 – 20 a každý tvoří samostatnou oběhovou jednotku. V kotyledonech pokračuje růst klků, obzvláště koncové – resorpční klky. Do konce těhotenství se objem každého kotyledonu zvětší až 500krát. Na povrchu kotyledonů se nachází syncytiotrofoblast – zde jsou oblasti s různou mikrostrukturou – s dlouhými početnými klky, s krátkými klky či oblasti bez klků. Má velký význam při výměně plynů a živin mezi matkou a plodem.



Obrázek 3: Fetální strana zralé placenty



Obrázek 4: Mateřská strana zralé placenty

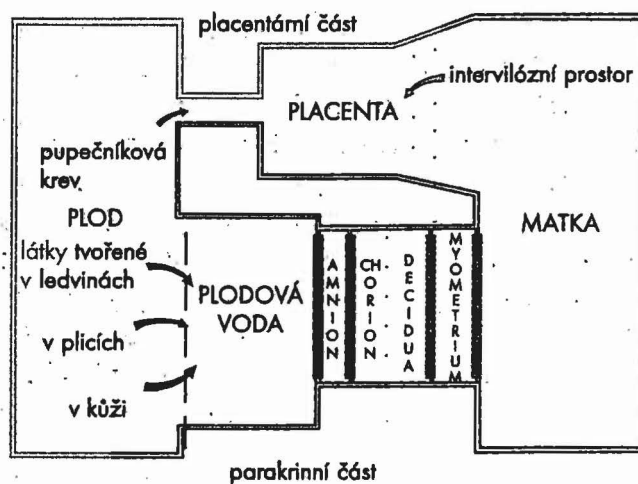
Od 20. týdne těhotenství dochází k projevům stárnutí placenty, které jsou vyjádřeny degenerativními změnami. Projevují se dilatací cévního systému v klcích a zpomaleným průtokem mateřské krve a ukládáním fibrinu. Při jeho větším nahromadění se v intervilózních prostorech zastavuje oběh v vznikají tzv. bílé placentární infarkty.

Od třetího měsíce těhotenství pracuje placenta jako dočasná endokrinní žláza a přebírá odpovědnost za hormonální zabezpečení těhotenství. Placenta syntetizuje a secernuje steroidní hormony (estrogeny, progesteron), hCG, lidský placentární laktogen. (Šuška, 1995, Roztočil, 1998, Benirschke, 1995)

2.3. Funkce placenty

Během těhotenství se vytváří systém membrán (plodový vak), který obklopuje plod. Plodový vak je uložen v děloze, kde má kontakt téměř s celým endometriem. Plod je k plodovému obalu připojen pupečnickem. Materno – fetální kontaktní zóna, zabezpečená choriem a endometriem, tvoří placentu. Placenta během intrauterinního vývoje plodu zabezpečuje mnoho funkcí. Jsou to :

1. Respirační – výměna plynů na místo plic,
2. Exkreační – zajištění vodní rovnováhy a regulace pH na místo ledvin,
3. Katabolická a resorpční – na místo střev,
4. Syntetická a sekreční – na místo funkce většiny endokrinních žláz,
5. Metabolické a sekreční – na místo jater,
6. Hematopoéza kostní dřeně (ranní stádia těhotenství),
7. Přenos tepla kůží,
8. Imunologická.



Obrázek 5: Fetomaternální komunikační systém

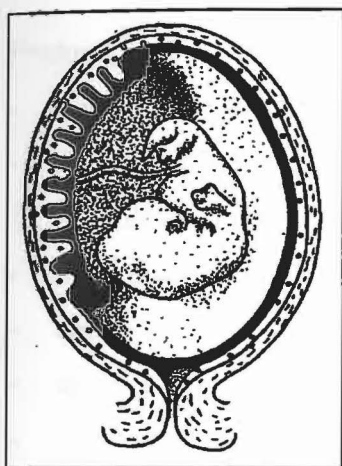
2.4. Typ placenty

Lidská placenta se řadí mezi typ placenty discoidalis – skládá se pouze z jedné části materno – fetální interdigitace která je podobná disku. (obrázek 6).

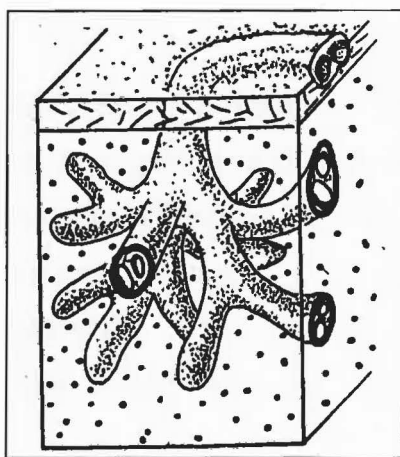
Podle typu interdigitace je lidská placenta klkovým typem, tento typ je charakterizován rozvětvením choria, které se podobá stromu. Klkový strom je buď obtékán krví nebo zapadá do korespondujících endometriálních krypt. (obrázek 8).

Podle počtu druhu a struktury tkaninových vrstev oddělující mateřskou a fetální krev, tzv. placentární bariéry se lidská placenta řadí k hemochoriovému typu. V důsledku úplné destrukce mateřského kapilárního endotelu trofoblastem je jeho povrch v přímém kontaktu s mateřskou krví. Podle počtu epitelových vrstev se rozeznává hemotri, di či monochoriový typ placenty. V prvním trimestru těhotenství je hemodichoriová a ke konci hemomonochoriová.

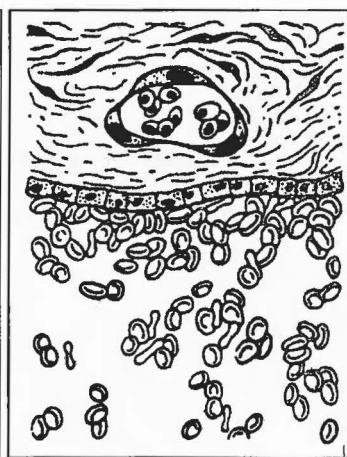
Podle prostorového uspořádání a směru mateřských a fetálních cév se lidská placenta řadí mezi typy s multivilózním průběhem toků. (Šuška, 1995, Benirschke, 1995)



Obrázek 6: placenta diskoidalis



Obrázek 7: klkový typ placenty



Obrázek 8: hemochoriový typ placenty

2.5. Plodové obaly

Plodové obaly – (blány, membrány) slouží jako ochrana před mechanickým poškozením, ke spojení s dělohou matky. (Ellenberger, 1921)

1. Decidua – vytváří zevní obal plodového vejce a je mateřského původu. Zabezpečuje nidaci plodového vejce a jeho první výživu.
2. Chorion – vzniká z diferencovaného trofoblastu. V rozsahu odpovídajícím decidua basalis vytváří placentu. Na zbylém obvodu plodového vejce choriové klky atrofují a vytváří se střední plodový obal – chorion. Tvoří vazivovou blánu mezodermálního původu, která v místech mimo oblast placenty splývá s amniálním obalem.
3. Amnion – je vnitřním obalem plodového vejce. Je to bezcévná průsvitná blána, která překrývá plodovou část placenty a přechází na pupečník. Je kryta

jednovrstevným kubickým epitelem z extraembryonálního ektodermu. (Zwinger, 2004)

2.6. Plodová voda

Liquor amnii je tekutina, která vyplňuje amniální dutinu a tím zabezpečuje ideální podmínky pro růst a vývoj embrya a plodu. Větší část plodové vody je secernována amniálním epitelem. Další část je tvořena močí plodu. Relativně nejvíce plodové vody je přítomno ve IV. měsíci gravidity, kdy se hovoří o fyziologickém hydramiu. Na konci těhotenství je 600 – 1000 ml plodové vody.

Funkce plodové vody:

- graduálně radiálně roztlačuje děložní svalovinu,
- chrání placentu před tlakem plodu a tím usnadňuje placentární cirkulaci,
- je součástí vnitřního prostředí plodu a aktivně se podílí na jeho metabolismu,
- do plodové vody plod močí a opět ji polyká,
- chrání plod před traumatem zvenčí,
- chrání matku před bolestivými pohyby plodu,
- umožňuje pohyby plodu,
- za porodu slouží jako dilatátor dolního děložního segmentu,
- diagnosticky lze plodové vody využít ke stanovení stavu plodu.

2.7. Pupečník

Funiculus umbilicum spojuje placentu s plodem. Vytváří se ze spojení žloutkového váčku, allantois a jeho cév. Upíná se většinou centrálně, paracentrálně či marginálně na placentu a na přední stěně břicha plodu kožním pupkem. Výjimečně končí pupečník v blanách (insertio velamentosa). Na konci těhotenství je 50cm dlouhý a 2cm tlustý. Skládá se z jedné žíly (vena umbilicalis), která vede okysličenou krev k plodu a dvou arterií (arterie umbilicales), které odvádějí odkysličenou krev od plodu k matce.



Obrázek 9: Řez embryonálním pupečníkem

Cévy jsou nepravidelně vinuté a mohou vytvářet konvulty, které připomínají uzly. Na jeho povrchu je amniový jednovrstevný epitel. Uvnitř obsahuje Whartonův rosol, Jeho hlavní funkcí je vytvořit cestu pro fyziologickou výměnu mezi plodem a placentou. (Zwinger, 2004)

3. Zralá placenta

3.1. Samovolný porod

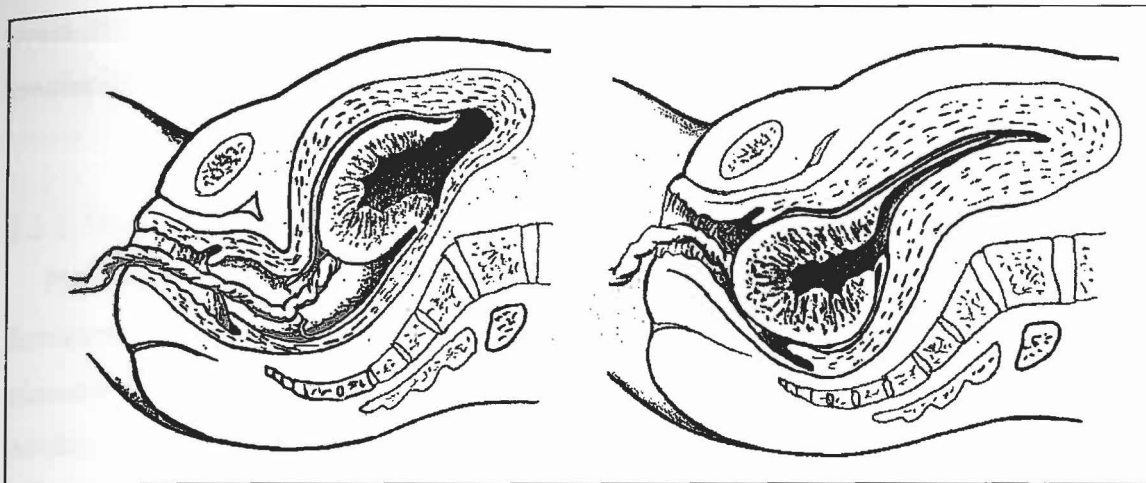
První fáze trvá 3-12h (u prvorodiček je delší než u žen, které rodí opakovaně, 2. fáze trvá 1h u vícerodiček 10-30minut. Po ukončení druhé fáze následuje krátká přestávka (15-20minut) kdy převážně ustávají děložní stahy. V závěru tohoto období se děložní svalovina opět smrští a dojde k úplnému odloučení a porodu placenty. (Dylevský, 1996)

3.2. III. doba porodní, doba k lůžku

Je obdobím v jehož průběhu dochází k porodu placenty, pupečníku, plodových obalů a retroplacentárního hematomu a dochází k poporodní retrakci myometria. Dělí se na tři období.

3.2.1. Fáze odlučovací

Děloha se po porodu nápadně zmenší (retrahuje), získá kulovitý tvar a její fundus sahá zhruba k pupku. Po uplynutí cca 5 minut dochází opět k děložním kontrakcím, které jsou ale mnohem slabší než ve II. době porodní a rodička je často ani nepocítuje. Nazývají se kontrakce k lůžku (contraction ad secundinas). Objem dutiny děložní se zmenšuje a placenta, která se zmenšit nemůže je postupně odlupována od děložní stěny. K oddělení placenty od děložní stěny dochází ve spongiózní vrstvě deciduy. Při odlučování placenty dochází rupturám uteroplacentárních cév, což vede ke krvácení mezi placentu a děložní stěnu. Tak se vytváří retroplacentární hematom, který se postupně zvětšuje a dále mechanicky napomáhá dalšímu odlučování placenty. K odloučení placenty stačí většinou jen několik děložních kontrakcí. Při odlučování placenty vystupuje děložní fundus asi 2 – 3 prsty nad pupek a stěna děložní prominuje nad niveau břicha (obrázek 10 a obrázek 11).



Obrázek 10: Odlučování placenty středem

Obrázek 11: Vypuzování placenty středem

3.2.2. Fáze vypuzovací

Po odloučení lůžka děložní kontrakce neustávají a u rodičky se připojují pocity nucení na tlačení. Žena pak sama nebo s pomocí porodníka placentu i blány vytlačí a porodí.

3.2.3. Fáze hemostatická

Po odloučení placenty zejí v místě její inzerce ke stěně děložní otevřená ústí uteroplacentárních cév, která krvácejí. Na zástavě krvácení se podílí výrazná hemokoagulační aktivita s následnou trombózou cév a fyziologická ligatura cév kompresí jejich stěn kontrakcí hladkého svalstva myometria. (Roztočil, 1998)

3.3. Mechanizmy odloučení lůžka

3.3.1. Mechanismus Baudelocqueův – Schultzův

Je nejvýhodnější. Odlučování začíná uprostřed mateřské plochy placenty a pokračuje od středu k obvodu. Hematom zůstává uzavřen mezi placentou a děložní stěnou. Žena z rodidel nekrvácí. Střed placenty s úponem pupečníku se postupně snižuje k formujícímu se hrdlu. Placenta se postupně sbaluje a po odloučení se rodí tak, že z rodidel vystupuje nejdříve úpon pupečníku a za ním kulovitě sbalené lůžko, které ve

svém středu obsahuje retroplacentární hematom. jako poslední se rodí blány. Při tomto mechanismu je krevní ztráta nejmenší.

3.3.2. Duncanův mechanismus

Placenta se odlučuje okrajem a krev vytéká z rodidel. Nevytváří se retroplacentární hematom, odlučování placenty trvá déle a průměrná krevní ztráta je větší. Odloučená placenta se rodí z rodidel svou hranou tak, jak se odlučovala. Úpon pupečníku se rodí později. Blány se zčásti rodí s hranou placenty, zčásti se rodí za ní. Často se trhají a vzniká nebezpečí, že jejich část zůstane zadržena v dutině děložní.

3.3.3. Gessnerův mechanismus

Je kombinací obou předchozích. Placenta se odlučuje jako při Duncanově mechanismu, tj. hranou, ale po té se v dutině děložní sbaluje a z rodidel se rodí jako při mechanismu Baudelocque – Schultzové. Žena krvácí od začátku odlučování lůžka, ale placenta se rodí sbalena do koule. Tento způsob odlučování lůžka je nejčastější. (Roztočil, 1998)

3.4. Vedení III. doby porodní

Tato doba se zpravidla vede aktivně aplikací uterotonik intravenózně po porodu hlavičky plodu. Tím se jednak urychluje odloučení a vypuzení placenty, jednak se zintenzivní fyziologická ligatura uterinních cév a tím se sníží krevní ztráta.

3.4.1. Znamky odloučení lůžka

V průběhu III. doby porodní je nutné rozpoznat, zda – li je celá placenta od stěny děložní odloučena. K tomu slouží několik znamení.

3.4.1.1. Schrödovo znamení

Po porodu plodu je fundus děložní v niveau pupku. Po úplném odloučení lůžka vystupuje fundus 2 – 3 prsty nad pupek, děloha se ukládá do dextroverze, je tuhá a štíhlá.

3.4.1.2. Küstnerovo znamení

Nataženými prsty levé ruky z malíkové hrany se zatlačí na stěnu břišní za symfýzou směrem k promontoriu. Pokud není placenta odloučená, vtahuje se pahýl pupečníku do pochvy. Pokud naopak vystupuje z pochvy ven, je placenta odloučená celým svým povrchem.

3.4.1.3. Ahlfeldovo znamení

Po přerušení pupečníku se zaklesne za něj těsně u vulvy pean. Po odloučení se nástroj vzdálí od rodidel asi o 10cm.

3.4.1.4. Strassmannovo znamení

Poklep na děložní fundus se přenáší při odloučeném lůžku na pupečník. Pro stanovení diagnózy odloučeného lůžka je vhodné použít několik znamení. (Zwinger, 2004)

3.4.2. Porod placenty

Známky celistvosti placenty se zjišťují ihned po jejím porodu. Při průkazu reziduí je indikována revize dutiny děložní. Pozoruje se jak fetální plocha s úponem pupečníku, tak i mateřská plocha. Krevní sraženiny se odstraní tampónem a sleduje se povrch jednotlivých kotyledonů, jejichž povrch je hrubě zrnitý, sytě červené barvy. Pokud je povrch kotyledonů sedě růžový, je jeho povrch pokryt vrstvou deciduy. Defekt může spočívat v chybění části nebo celého kotyledonu, který je většinou lokalizován v okrajových částech placenty. Pokud si lékař není jist celistvostí placenty a pacientka krvácí je nutné provést první poporodní den ultrazvukové vyšetření na průkaz reziduí.

Známky celistvosti blan se zjišťují následně po prohlídce placenty. Celá placenta se vyzdvihne za pupečník do výše tak, že blány visí přes placentu a je patrný otvor po průchodu plodu. Někdy jsou blány natolik potrhané, že o jejich celistvosti není lékař přesvědčen a odhaduje pouze, zda-li je množství blan dostatečné. Pokud je na krajích blan vidět konec přetržených cév, je možno se domnívat, že v dutině děložní zůstalo přídatné lůžko (placentae succenturiata). V takovém případě je nutné provést revizi dutiny děložní. (Roztočil, 1998)

3.5. Nepravidelnosti placenty

Nepravidelnosti placenty mohou být morfologické, v inzerci a funkční.

3.5.1. Morfologické nepravidelnosti

Za normálních okolností váží placenta průměrně 500g. Má – li placenta menší váhu než 300g jedná se o mikroplacentu.

Placenta succenturiata je přídatná placenta, spojená s hlavní placentou malými cévami. Tato nepravidelnost může po porodu skončit přehlédnutím menší placenty a následným silným krvácením po porodu.

Vasa aberancia placetae jsou abnormálně uložené cévy, které odstupují od placenty. V průběhu porodu může dojít k jejich ruptuře a k silnému krvácení, ohrožujícímu jak plod, tak matku. Většinou se projevuje krvácením během porodu. (Šuška, 1995)

3.5.2. Poruchy inzerce placenty

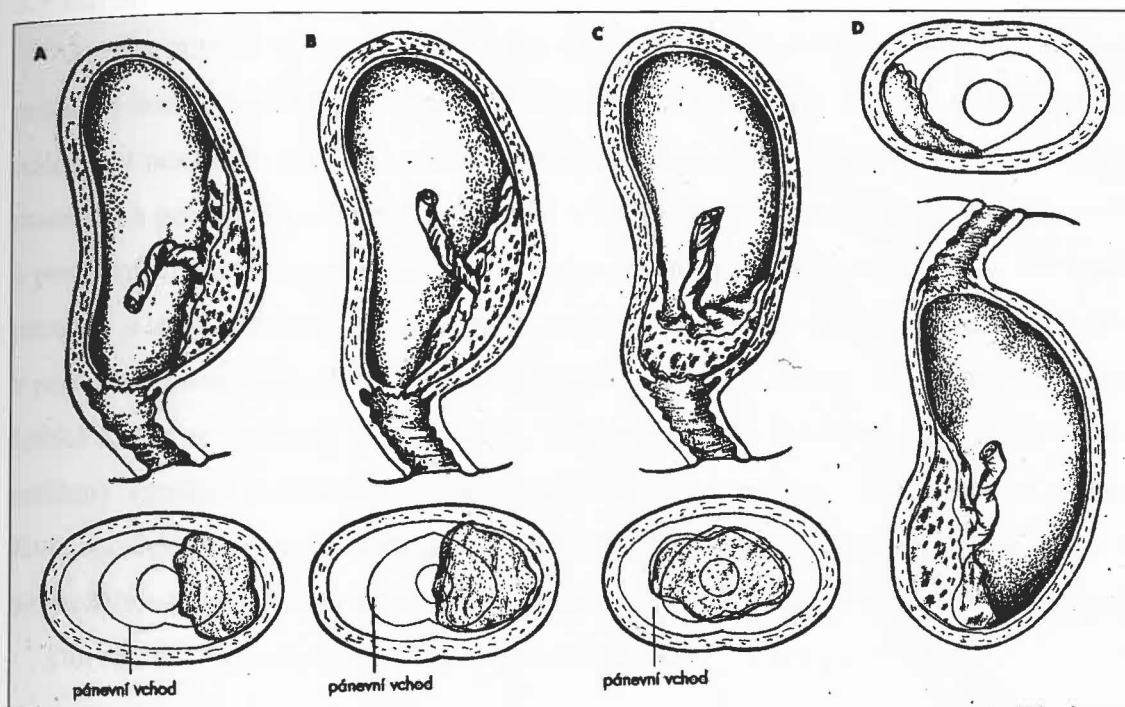
3.5.2.1. Placenta pravia (vcestné lůžko)

Placenta je za normálních okolností umístěna mimo dolní segment děložní.

Vcestná placenta se dělí na:

- insertio placentae profunda - hluboko nasedající lůžko (inzerce placenty je v dolním segmentu, ale placenta nedosahuje vnitřní branky),

- placenta praevia marginalis (zasahuje okrajem po okraj vnitřní branky),
- placenta praevia partialis (zasahuje již okrajem do vnitřní branky),
- placenta praevia centralis - totalis (překrývá celou vnitřní branku).



Obrázek 12: Inzertio placentae profunda (A), placenta praevia marginalis (B), placenta praevia partialis (C), placenta praevia totalis (D)

Placenta praevia se projevuje hlavně ve III. trimestru, kdy rodička krvácí z rodidel. Diagnóza je jasná na ultrazvukovém vyšetření. Diferenciálně je nutno odlišit abrupci placenty. Příčiny vzniku včestné placenty nejsou přesně známy. Za abnormální lokalizaci placenty se může podílet odchylná nadační schopnost embrya a vytváření trofoblastu. Některé teorie uvádějí jako možnou příčinu nepravidelnost endometria, které neumožní růst placenty v obvyklé lokalizaci. (Zwinger, 2004)

Ohrožuje – li krvácení rodičku i plod, musí být těhotenství ukončeno v jakémkoliv stádiu s ohledem na život ženy. Parciálně a centrálně včestná placenta je indikací k primárnímu císařskému řezu. Pouze marginálně včestná placenta může být za příznivých okolností komprimována vstupující hlavičkou a krvácení tímto

„zatemponováno“. Je tedy možno pokusit se v tomto případě ukončit těhotenství per vias naturales. (Roztočil, 1998)

3.5.2.2. *Abruptio placentae (abrupce placenty)*

Akutním stavem v porodnictví je i předčasné odloučení placenty (*abruptio placentae praecox*) buď to částečné či úplné. Jde o patologický stav, kdy dochází k předčasnému odloučení normálně inzerující placenty před porodem plodu je jednou z hlavních příčin mateřské a perinatální morbidity a mortality. Odloučení placenty je spojeno s krvácením z porušených uteroplacentárních cév. K abrupci placenty dochází v 0,5 – 1% všech porodů, z toho přibližně 80% případů jsou multipary. Nejčastěji k němu dochází v posledních třech měsících těhotenství, rovněž za porodu během I. a II. doby porodní. Lehké formy se vyskytují v 0,5 – 1,8 %. Závažné formy s frekvencí 2 – 5 promile, jsou zatíženy vysokou perinatální mortalitou (20 -30 %) a mohou i bezprostředně ohrozit život rodiček. Při kompletní abrupci dochází až v 87% k úmrtí plodu. Abrupce placenty se rozděluje dle původu krvácení na arteriální a venózní (krvácení z marginálního sinu).

Dle rozsahu odloučení placenty se abrupce dělí na:

- *abruptio placentae partialis* (odloučená je jen část placenty),
- *abruptio placentae totalis* (odlučuje se celá placenta),
- *apoplexia uteri* - Couvelairova děloha (krev může pronikat mezi svalová vlákna děložní, u závažných forem placentárního odloučení proniká celou děložní stěnou až pod perimetrium).

Abrupce placenty začíná krvácením do decidua basalis, která je odtržena od tenké vrstvy adherující k myometriu.. Postupně se vytváří hematoma, který může vést k odloučení, ke kompresi a ztrátě funkce přilehlé části placenty. V počátečních stádiích mohou chybět jakékoli klinické příznaky. Takové ložisko může být patrné po porodu placenty na její materiální ploše jako ohraničená deprese s tmavým organizovaným koagulem. V některých případech porušené deciduální spirální artérie vytváří retroplacentární hematoma, který dále expanduje, poškozují další cévy a zvětšuje rozsah

odloučení placenty. Krev obvykle proniká prostorem mezi plodovými obaly a dělohou až do děložního hrdla a do pochvy – jde o **abrupci placenty se zevním krvácením**.

Intenzita zevního krvácení nemusí být úměrná skutečnému rozsahu retroplacentárního hematomu a klinické závažnosti abrupce. V některých případech může zůstat krvácení dokonce zcela ukryto jen v děloze – **abrupce placenty se skrytým krvácením**. Skryté krvácení vzniká v případech kdy:

- placenta se odloučí, ale její okraj nebo blány pevně adherují k myometriu,
- krev se přes blány dostává do amniální dutiny,
- hlavička tlakem komprimuje dolní segment a brání odtoku krve navenek.

Dále se abrupce placenty rozděluje dle klinické závažnosti.

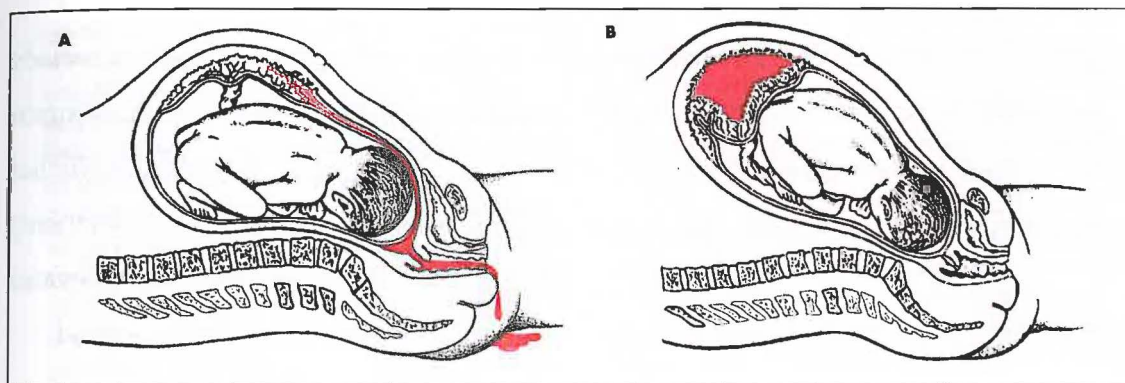
Stupně abrupce placenty dle klinické závažnosti dle Jamese:

- 0 Asymptomatický průběh – malý retroplacentární hematom
- 1 Slabé krvácení do pochvy, děložní hypertonus a bolestivost při tlaku na děložní stěnu. Nejsou známky šoku matky nebo fetálního distresu.
- 2 Zevní krvácení z pochvy, děložní hypertonus. Známky fetálního distresu. Nejsou známky šoku matky.
- 3 Zevní krvácení z pochvy, děložní tetanie, prknovitá konzistence děložní stěny, vystupňované bolesti břicha, šok matky a úmrtí plodu. Koagulopatie je přítomna ve 30% případů.

Příčinou krvácení je narušení arteriovenózních spojek v decidua basalis. Vznikající hematom mezi stěnou děložní a placentou vede k napínání stěn a dalšímu odlučování placenty. Při masivním krvácení je děložní stěna prostoupena hematodem a děloha má tmavě fialovou barvu. Při pronikání krve do děložní stěny se uvolňuje velké množství tkáňového tromboplastinu s následným rozvojem diseminované intravaskulární koagulopatie (DIC).

Etiologie abrupce placenty je ve většině případů neznámá. Jen výjimečně předchází přímé trauma dělohy. Při hledání příčin předčasného odloučení lůžka je nutno se v první řadě zaměřit na morfologické abnormality placenty, cévní odchylky ve smyslu zvýšené

fragility. V případě fyziologicky probíhajícího těhotenství dochází v období mezi 10. – 16. týdnem k transformaci děložních spirálních arterií z muskulárních arterií na nízkoodporové dilatované cévy. Tyto změny probíhají jako následek trofoblastické invaze. Při nedostatečném vývoji těchto změn, např. u hypertenze, dochází k dysfunkci endotelu plodového lůžka a ke snížení placentárního průtoku s následným vyplavováním vazoaktivních substancí. Tyto abnormálně utvářené cévy bývají citlivější k nejrůznějším inzultům, včetně ischemie. Následkem ruptur a krvácení predisponují takto postiženou placentu k předčasnému odloučení.



Obrázek 13: Abrupce placenty se zevním krvácením (A), se skrytým krvácením (B)

Primární příčina abrupce placenty není přesně známa. Existuje však řada faktorů, které mohou riziko předčasného odloučení placenty zvyšovat. K nejzávažnějším patří preeklampsie, hypertenze, placentární insuficience, trauma, krátký pupečník, děložní anomálie, nadměrná extenze děložní stěny, diabetes mellitus. O těchto rizikových faktorech bude více řečeno v následující kapitole č. 4. (Zwinger, 2004)

3.5.3. Funkční poruchy placenty

Během těhotenství doznává placenta četných změn. Velmi často dochází k usazování fibrinu, k malým nekrotickým, k hemoragickým infarzám. Vznikají placentární infarkty, které bývají nejčastěji spjaty s vývojem placentární insuficience.

Jedná se o stav, kdy placenta není v dostatečné míře schopna zásobovat plod živinami a kyslíkem. Příčinou mohou být i stavy vedoucí k odlučování placenty.

Diagnóza je poměrně obtížná, jedná – li se o chronický stav. Využívá se metod k diagnostice placentární insuficience (Dopplerovské spektrum, ultrazvuk, estriol).

Vyvíjí se nitroděložní retardace růstu (IUGR). Při akutní insuficienci se diagnostikují projevy akutní hypoxie plodu kardiografickém záznamu, tedy akutní stav, který musí být porodníkem ihned řešen předčasným ukončením těhotenství.

3.5.3.1. Změny barvy a vzhledu placenty

U matek s diabetem mellitus či při rh – inkompatibilitě bývá mateřská část placenty zbarvená bledočerveně. Když je plod přenášen často se na placentě objeví difúzně rozmístěné drobnozrnité tužší ložiska bílé barvy. Vznikají z deposit fibrinoidu a kalcifikátů. Infarkty se projevují jako solitární, ale i početnější ložiska, jejichž barva (tmavočervená, žlutá až bílá) a konzistence záleží na jejich věku. Nádory mají tmavočervenou barvu a tuhou konzistenci.

Fetální povrch a blány mohou být zbarveny do zelena, způsobí to zkalení plodové vody mekoniom, hnědá barva se objeví při intrauterinním odumření plodu. Při intrauterinní infekci jsou blány matné, trhavé a zapáchají. Cévní anomálie fetálního povrchu placenty (varixy, aneuryzma), cysty choriové destičky, hematómy pod chorionem velký význam nemají. Patologicky se mohou uplatnit vasa aberrans, které zabíhají do blan. V průběhu porodu může nastat jejich ruptura.

3.5.3.2. Mikroskopické změny

Patří sem poruchy placentace, poruchy prokrvení, infekční změny a nádory placenty.

1) Poruchy placentace neboli poruchy dozrávání placenty

Patří mezi nejvíc rozporuplné a diskutované téma z placentární patologie. Hodně autorů tvrdí, že poruchy placentace jsou často podkladem k placentární insuficienci. Poruchy dozrávání placenty se projevují v defektech vaskularizace a v komplexu změn vznikajících přitom v pojivovém tkanivě a v trofoblastě klků, které vedou k funkční a morfologické méněcennosti orgánu.

Jsou dva krajní typy poruch dozrávání placenty předčasné a opožděné dozrávání placenty. Předčasné dozrávání placenty (*maturitas placentae praecox*) nemá objasněnou etiopatogenezi. Více autorů udává, že část spontánních předčasných porodů nastane z důvodu předčasného dozrávání placenty. Opožděné dozrávání placenty se vyskytuje častěji. Jeho výsledkem je, že placenta se skládá z klků různorodé struktury a různého stupně jejich zralosti.

Maturitas placentae retardata – stupeň poruchy dozrávání je nejvýraznější. Makroskopicky jde o velké placenty s výrazně laločnatou stavbou, bleďočervenou barvou a silně edematózní tkánivo. Mikroskopicky jsou přítomné výhradně klky charakteristické pro první a druhý trimestr těhotenství. Tato placenty se vyskytuje u rh-inkompatibilitě, diabetu mellitus, syfilitidě a toxoplazmóze.

Disociovaná porucha dozrávání klků, tyto placenty jsou charakteristické tím, že spolu se zralými klky se v nich nacházejí i nezralé klky. Častěji se vyskytuje u preeklampsii a při přenášení plodu.

Do skupiny poruch placentace je také možné zařadit změny mikroklkového lemu syncytiotrofoblastu a změny bazálních membrán trofoblastu a fetálních cév.

2) Poruchy prokrvení placenty

Poruchy krevního oběhu v placentě může vzniknout buď v mateřském nebo ve fetálním cévním systému. V důsledku poruchy v jednom z těchto systémů, v závislosti na jejich rozsahu, mohou nastat dystrofické až nekrotické změny v tkánivech klků s následující hypofunkcí až afunkcí těchto částí. Tyto změny mohou mít nepříznivý vliv na plod.

Rozeznávají se dva typy poruch prokrvení. Materno – placentární (placentární infarkt, mřížkový infarkt, pseudoinfarkt, intervilózní trombus, placentární hematóm), fetó – placentární (krvácení do klkové strómy, fibróza klkové strómy, fetální trombus).

3) Infekční změny

Infekční změny se v placentě nacházejí poměrně často, mohou vzniknout v každém období těhotenství, mohou mít i závažný význam s předčasným porodem a intrauterinní

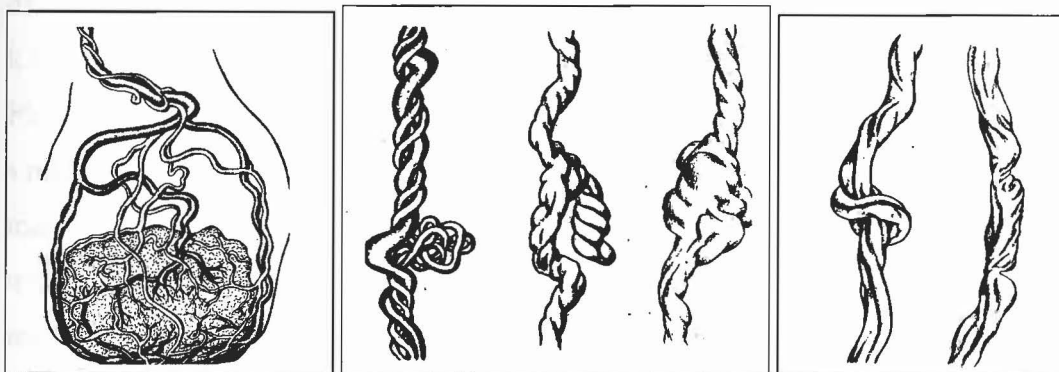
smrtí plodu. Škodlivý účinek infekčního agensu na placentu spočívá v tvorbě destruktivních změn a poruše krevního oběhu. Insuficience placenty, která přitom vzniká ještě více zhoršuje podmínky pro plod. Makroskopicky bývá placenta zvětšená, velkolaločnatá, bledá a edematózní.

4) Nádory placenty

Gestační trofoblastické onemocnění je všeobecný název pro tři nádory vznikajících z fetálního tkániva, obsahující syncytiotrofoblastické a cytotrofoblastické buňky. Patří sem mola hydatidóza, chorioadenoma destruens (invazivní mola) a choriokarcinom. (Šuška, 1995)

3.6. Nepravidelnosti pupečníku

- absolutně a relativně krátký pupečník (může způsobit problémy při vstupu hlavičky do porodních cest eventuálně i předčasně odloučit placentu),
- pravý uzel na pupečníku (může vyvolat hypoxii plodu),
- nepravý uzel na pupečníku (nemá klinický význam),
- patologická inzerce pupečníku do placenty (inzeruje na okraji placenty či v blanách),
- naléhání a prolaps pupečníku. (Roztočil, 1998)



Obrázek 14: Úpon pupečníku v blanách Obrázek 15: Nepravé uzly na pupečníku Obrázek 16: Pravé uzly na pupečníku

3.7. Nepravidelnosti III. doby porodní

Nepravidelnosti III. doby porodní jsou spojeny s nadměrným krvácením. Těmto stavům se předchází medikamentózním vedením III. doby porodní, která spočívá v i. v. nebo i. m. aplikací uterotonik v závěru doby porodní. Ve většině případů se pak porodí placenta do 5 minut.

3.7.1. Poruchy odlučování placenty

Pokud se placenta neodloučí i přes aplikaci uterotonik do 1 hodiny po porodu plodu, jde o poruchu odlučovacího mechanismu placenty. Tento může být způsoben buď nedostatečnou činností děložní svaloviny nebo poruchou inzerce placenty.

Nedostatečná činnost myometria v III. době porodní je vyvolána buď vyčerpáním svaloviny dlouhotrvajícím porodem, děložní hypoplazií, nadměrnou distenzí stěny děložní nebo nízko uloženou placentou. Pokud nedojde po aplikaci uterotonik k porodu placenty do 1 hodiny po porodu plodu, je nutné provést její manuální vybavení.

Poruchy inzerce placenty jsou způsobeny hlubším prorůstáním choriových klků. Za normálních okolností prorůstá placenta do funkční vrstvy deciduy. Pokud dojde k prorůstání klků do deciduy basalis mluví se o placenta adherens. Když klky prorůstají až k myometriu, jde o placenta increta, a pokud prorůstají i svalovinou jde o placenta percreta. V těchto případech se placenta spontánně neodloučí ani po aplikaci uterotonik. Crédeho hmat, který spočívá v manuální expresi placenty z dutiny děložní, dříve hojně používaný, nyní se již od něho upouští. Po jeho provedení může dojít k zhmoždění placenty s následným rozvojem diseminované embolie plodovou vodou. Placenta adherens se řeší manuálním vybavením placenty v celkové anestézii s následnou instrumentální revizí dutiny děložní tupou kyretou. Pokud nelze placenta manuálně vybavit, jde o vyšší stupeň inzerce choriových klků do stěny děložní. Snahy o manuální vybavení placenty jsou v těchto případech neúspěšné. Zhmožděním placenty může dojít k průniku tkáňových tromboplastinů do oběhu ženy s následným rozvojem DIC. Jedinou možnou terapií při placenta accreta, increta a percreta je provedení hysterektomie. Rozhodnutí porodníka zbavit definitivně plodnosti často mladou ženu je velmi zodpovědné. Nicméně je nutné vzít v potaz skutečnost, že je rodička ohrožena na životě a bez včasného chirurgického řešení těchto stavů by mohlo dojít k rozvoji

ireverzibilního hemoragického šoku s následnou smrtí. Současná protišoková léčba (náhradní roztoky, kortikoidy) je samozřejmostí. Naštěstí bývají tyto případy velmi vzácné.

3.7.2. Poruchy vypuzování placenty

Pokud dojde k odloučení placenty a tato se nemůže spontánně porodit, jde nejčastěji o její uskřinutí – *incaeratio placentae*. Příčinou tohoto stavu je spasmus v oblasti vnitřní branky. V některých případech se část placenty porodí do pochvy, ale část zůstává uskřinutá za vnitřní brankou. Aplikace uterotonik sice zvýší vypuzovací schopnost těla děložního, ale také zvýší spasmus vnitřní branky. Někdy se stav podaří vyřešit aplikací spazmoanalgetik. Vymáčknutí placenty tlakem na dělohu (*Crédeho hmat*) je pro výše uvedené komplikace indikován, Často je nutné provést digitální divulzi děložního hrdla v celkové anestézii a manuálně placentu odstranit.

3.7.3. Zadržení části placenty (*retentio placentae*)

Pokud dojde po porodu placenty k roztržení její části nebo plodových blan v dutině děložní může zůstat tento stav klinicky němý nebo se projeví v období poporodním nebo včasném šestinedělí krvácením. Pokud nedojde k časnému odstranění zbytků zadržených v dutině děložní, dochází ascendentně k jejich kolonizaci s následným rozvojem puerperální infekce. Proto je nutné ihned po porodu placenty provést kontrolu její celistvosti a v případě chybění její části provést digitální nebo instrumentální revizi dutiny děložní. Současně se podávají uterotonika a podle stavu pacientky antibiotika, antianemika, eventuálně krevní deriváty. Pokud při kontrole placenty není zjištěno chybění části a pacientky přesto v raném šestinedělí zvýšeně krvácí a nedochází k normální involuci dělohy, je nutné provést ultrazvukové vyšetření. Při průkazu reziduí se postupuje, jak je popsáno výše. Často může dojít k přehlédnutí přídatné placenty. Její včasná diagnóza je možná pouze tehdy, pokud si při kontrole placenty povšimneme, že od hlavní placenty vedou v blanách cévy, které jsou přetrženy. Tento nález je důkazem toho, že se v děloze nachází ještě přídatná placenta. Léčba spočívá v jejím odstranění,

instrumentální revizí dutiny děložní. Prolabující zbytky blan se odstraní jejich uchopením a vytažením peanovými kleštěmi.

3.7.4. Hypotonie a atonie děložní

Pokud dojde ve III. době porodní ke kompletnímu vypuzení placenty a plodových blan, nastupuje rychle retrakce s následnou fyziologickou ligaturou uteroplacentárních cév. V takovém případě je fyziologické krvácení minimální. Pokud je retrakce myometria nedostatečná, dochází ke zvýšenému krvácení z otevřených cév, zejména v místě inserce placenty. Tyto cévy jsou jen nedokonale uzavřeny krevními tromby. Pokud je ztráta větší než 300 ml, ale nedosáhne 500 ml, hovoří se o děložní hypotonii. Při vyšší ztrátě než 500 ml se stav nazývá děložní atonie.

3.7.5. Děložní inverze

Děložní inverze je akutní stav spojený s krvácením a atonií, kdy po porodu placenty dochází k vchlípení stěny děložní do dutiny děložní a může dojít k výhřezu dělohy před rodidla. Příčiny jsou buď tlak shora na děložní fundus nebo tah za pupečník. Může tedy vzniknout při Crédeho hmatu, či při nešetrném tahu za pupečník při hlubší implantaci choriových klků do stěny děložní. (Roztočil, 1998)

3.8. Poporodnické operace ve III. době porodní a v období poporodním

Třetí doba porodní se skládá z doby odlučovací, kdy dojde k odloučení placenty od stěny děložní, doby vypuzovací, kdy je placenta vypuzena z rodidel a z doby homeostatické, kdy dochází k uzávěru deciduálních myometrálních cév jak jejich trombotizací, tak fyziologickou ligaturou kontrakcí myometria.

3.8.1. Operace prováděné pro placentu adherens a pro uskřínutí, inkarceraci placenty

Crédeho hmat. Porodník se postaví na levý bok rodičky a rukou nejprve masíruje rohy děložní a přivede myometrium ke kontrakci. Poté uchopí fundus děložní tak, že palec je uložen na přední a ostatní prsty na zadní stěně děložní a během retrakce je pevně stiskne a současně tlačí dělohu směrem do malé pánve. Za současného tahu za

pupeční se snaží placentu exprimovat, pokud je hmat úspěšný, je placenty vypuzena. Pokud dojde k ruptuře pupečníku či se hmat nezdaří musí dojít k manuálnímu vybavení placenty. Crédeho hmat je velmi hrubý výkon, může dojít ke zhmoždění dělohy a průniku tromboplastinů do krevního oběhu s následným rozvojem DIC. Proto se tento výkon nedoporučuje a dává se přednost manuálnímu vybavení placenty.

Manuální vybavení placenty (lysis manualis placentae). Indikací k této operaci je třetí doba poporodní delší než 1 hodinu nebo krevní ztráta přesahující 300 ml při neporozené placentě. Výkon se provádí v celkové anestezii vzhledem k velké bolestivosti výkonu. Po manuální lokalizaci placenty se proniká ulnární stranou ruky mezi placentu a deciduu a pilovitými pohyby se postupně placenta odlučuje od stěny dělohy. Odloučená placenta se poté z dělohy extrahuje.

Pokud se výkon i při zvýšeném úsilí nedaří, jde pravděpodobně o placentu accretu. V takovém případě pro vznik hemoragických komplikací (DIC) je výkon kontraindikován a v zájmu záchrany života matky je nutno provést hysterektomii. Po extrakci placenty je nutné provést šetrnou revizi dutiny děložní a intravenózně aplikovat uterotonika.

3.8.2. Operace prováděné pro rezidua post partum

Pokud se zjistí, že se placenta neporodila celá a chybí část kotyledonů, větší část blan nebo pacientka krvácí a není možno vyloučit zbytky plodového vejce zadržného v dutině děložní provádí se:

- digitální revize dutiny děložní,
- revize dutiny děložní kyretou.

3.9. Šokové stavy v porodnictví

- poporodní krvácení,
- embolie,
- anafylaktický šok.

Pod pojmem poporodní krvácení se rozumí krevní ztráta, která je vyšší než 500 ml krve za 24 hodin po porodu plodu ve III. a IV. době porodní. Podle svého původu lze poporodní krvácení rozdělit na:

- na základě poruchy stahování placenty v 90%,
- z poranění porodních cest v 5 – 6 %,
- při patologiích lůžka v 3 – 4 %,
- z poruchy koagulace (DIC) v 0,02 – 0,04 %.

3.10. Diseminovaná intravaskulární koagulace (DIC)

Příznaky:

- na počátku spíše krvácení se zvýšenou srážlivostí,
- hematurie, petechie na kůži, krvácení z operační rány, hematomy, krvácení z dělohy,
- v pokročilém stavu silné krvácení, počínající šokový stav, anurie.

Příčina:

Vlastní příčinou je porucha koagulace podmíněná vysrážením fibrinu v kapilárách s následnou aktivací fibrinolytického systému. Ten způsobuje v cévách rozpouštění fibrinogenu a fibrinu. Tím se uvolňují některé degradační produkty, které následně vyvolají poruchu srážlivosti na základě fibrinolýzy.

Stavy podmiňující DIC

Zmlklý potrat, febrilní potrat, amnionitis, mrtvý plod, placenta praevia, retence kotyledonu, placenta accreta, reptura děložní, atonie děložní, gestóza, jaterní poruchy.

Iatrogeně vyvolané – manuální lýza placenty, Crédeho hmat, císařský řez, ruptura dělohy, instrumentální revize, Kristelerova exprese, kriminální abort. (Roztočil, 1998)

3.11. Potrat (abortus)

Definice: v současnosti se potratem podle dosud platné vyhlášky MZ ČR č. 11/1988 Sb. rozumí ukončení těhotenství ženy, při němž:

- a) Plod neprojevuje ani jednu ze známek života (dech, srdeční akce, pulzace pupečníku, aktivní pohyb svalstva) a jeho porodní hmotnost je nižší než 1000g, a pokud ji nelze zjistit, jestliže je těhotenství kratší než 28 týdnů.
- b) Plod projevuje alespoň jednu ze známek života a jeho hmotnost je nižší než 500g, avšak nepřežije 24h.
- c) Jde o afetální vejce nebo z děložní dutiny bylo získáno těhotensky změnéné endometrium.

Potrat může nastat z různých příčin samovolně (abortus spontaneus) nebo může být těhotenství ukončeno uměle (abortus artificialis), ten může být legální (umělé přerušení těhotenství) nebo nelegální (abortus criminalis).

Hrozící potrat (abortus imminens) se projevuje většinou nepříliš silným krvácením z uzavřeného, formovaného děložního hrdla a s nevýraznými bolestmi v podbříšku. Krvácení z děložního hrdla se obvykle zesiluje, hrdlo se zkracuje a pootevřívá, zesiluje děložní stahy. Mluvíme o **začínajícím potratu (abortus incipiens)**. Těhotenství v tomto stavu lze zachránit jen zcela výjimečně. Děložní stahy plodového vejce vypudí do děložního hrdla, které je dilatováno, zevní branka je však ještě uzavřena – abortus cervicalis. Je – li plodové vejce vypuzeno celé jde o úplný potrat (abortus completus), zůstanou –li jeho části, hlavně placenta a plodové blány, v děloze retinovány, je potraat neúplná (abortus incompletus). Za infikovaný považujeme potrat, postihuje – li infekce pouze vnitřní rodidla. Rozšíří – li se infekce do celého organismu, jde o septický potrat (abortus septicus). Pokud se vývoj plodu zastaví, plod odumře, avšak zůstává retinován v děloze bez klinických příznaků potratu (krvácení, bolesti) jde o potrat zamlklý (abortus retentus). (Zwinger, 2004)

Obrázek 17: Abortus incipiens (A), abortus cervicalis (B), abortus inkompletus (C)

3.11.1. Krvácení během gravidity

S nástupem těhotenství dochází k amenorey, tudíž žádné krvácení v průběhu gravidity není fyziologické. Hodnotí se několik aspektů krvácení. Jsou to: stadium gravidity (trimestr), stupeň krvácení, celkový stav organismu.

V prvním trimestru příčinami krvácení může být:

- samovolný potrat,
- lokální příčiny:
 - o poranění pochvy a čípku,
 - o post coitum, manipulace (vyšetření ...),
 - o kolpitis, varikozita pochvy, myoma nascens, ca hrdla, cervikální polyp,
- otřesy,
- infekce (hypertermie),
- nevysvětlené.

V druhém trimestru:

- samovolný potrat,
- lokální příčiny,
- mola,
- předčasný porod (0.5%),
- placenta praevia,
- abrupce placenty,
- invazivní dg. Zákroky.

V třetím trimestru:

- 4% gravidit,
- předčasný porod,
- placenta praevia,
- abrupce placenty,
- lokální příčiny.

4. Faktory ovlivňující předčasné odloučení lůžka

Jsou z klinického hlediska rozděleny do dvou skupin. První tvoří stavy, které nelze preventivními opatřeními odstranit (věk, parita, vícečetné těhotenství, etnický původ, hypertenze). Menší skupinu odvrátitelných rizikových faktorů tvoří zejména kouření, abúzus drog a trauma.

- 1) Věk matky – abrupce placenty se vyskytuje častěji u starších rodiček, ale závisí více na paritě (různé riziko je u prvorodiček a u vícero diček) než na samotném věku, riziko recidivy je u žen, které již v minulosti abrupci placenty prodělaly. Na základě dřívějších studií byly vyšší parita a věk matky vždy spojeno s vyšším rizikem předčasného odlučování placenty. (Procházka, 2005)
Uvádí se mírně zvýšené riziko abrupce u věkové skupiny do 25 let v porovnání se skupinou 25 – 29 let. S rostoucím věkem se dále již riziko předčasného odlučování nezvyšuje. (Annath, 2001)
Jiné studie poukazují na rostoucí riziko placentární abrupce i u žen po 35 letech. (Kramer, 1997)
- 2) Vícečetná těhotenství – výzkumy jsou v tomto hledisku nejednotné. Jedny zdroje uvádějí, že je riziko abrupce placenty zhruba dvojnásobné u dvojčat s porovnáním s jednočetným těhotenstvím (Annath, 2001), druhé zdroje za riziko vícečetné těhotenství nepovažují. (Kramer, 1997)
- 3) Etnický původ – ženy bílé rasy jsou postiženy abrupcí placenty častěji než černošky. (Hrachovec, 2003)
- 4) Preeklampsie – diagnostikována jako hypertenze vyvolaná těhotenstvím po 20. týdnu gravidity v kombinaci s proteinurií. Systolický tlak více než 140 mm Hg a diastolický více než 90 mm Hg. (Procházka, 2005)

- 5) Esenciální či chronická hypertenze byla definována jako elevace diastolického tlaku nad 90mm Hg před těhotenstvím nebo ve velmi časně fázi těhotenství. (Procházka, 2005)
- 6) Chorioamnionitida – zánět plodových obalů je významným rizikovým faktorem předčasného odlučování lůžka. Projevuje se febriliemi, bolestivost v podbříšku, fetální distres s kombinací s laboratorními známkami zánětu (leukocytóza, elevace CRP). (Kramer, 2001)
- 7) Trombofilní stavy – hyperhomocysteinémie, Leidenská mutace. (Alfirevic, 2002)
- 8) Abúzus kokainu a kouření - užívání kokainu zvyšuje velkou měrou abrupci placenty, kouření má však jen hraniční hladinu významnosti. Způsobuje ale deciduální nekrózy v hranách placenty. (Krammer, 2001)
- 9) Abdominální trauma - těhotné při těžkých automobilových nehodách jsou vystaveny vysokému riziku abrupce placenty. Bezpečnost nezaručují ani bezpečnostní pásy, protože i ty mohou způsobit abrupci placenty, pokud jsou špatně připevněny, zejména špatné umístění dolní části pásu. Riziko smrti plodu při auto haváriích je u nepřipoutaných gravidních žen 2,8x vyšší než u připoutaných.
Úrazy při dopravních nehodách patří v současnosti k nejčastějším úrazům, jejich počet neustále narůstá a zvyšuje se i jejich závažnost. (Kepák, 2004)
Z tohoto důvodu se kladou velké nároky na pasivní bezpečnostní prvky vozidel, které zmenšují hodnoty maximálních zbrzdění. Pokud však velikost brzdění překročí limitní tolerance tkáně, nastává její destrukce. (Kovanda, 2000)
V těhotenství je ohrožena přímým poraněním jak zvětšená děloha, tak i samotný plod. Nejčastější příčinou smrti matky je úraz hlavy, smrti plodu je smrt matky, při jejím přežití pak převažuje předčasné odloučení placenty (tvoří 2/3 těhotenských traumat spojených s vysokou mortalitou plodu. (Kovanda, 1999)
V důsledku vnitřního krvácení může být smrt plodu v děloze, předčasný porod či potrat. Situaci může dále komplikovat diseminovaná intravaskulární koagulopatie DIC. Také může dojít k fetomateriální transfuzi krve, kdy fetální krev proniká do

mateřského oběhu. Tato komplikace nastává často v souvislosti s předčasným odlučováním placenty. (Turková, 1997)

- 10) Vibrace – jedná se o cyklickou zátěž, která působí komplexně na celý organismus. Často se může objevit u některých sportů. Celkový efekt závisí na frekvenci a množství přenášené energie, směru působení, době působení a zátěžové historii organismu. Důležitá je také rezonance, jíž charakterizuje rezonanční kmitočet, tzn. je-li organismus vystaven silovému působení blízkému rezonanci má tendenci rozkmitat se „nade všechny meze“ a to může způsobit rizikové napěťové stavy uvnitř tkáně. <<http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/index.php>>
- 11) Ostatní –vyvolávajícím mementem abrupce placenty může též být obrat plodu zevními hmaty, placentární abnormality (zejména placenta cirkumvallata), dlouhodobě odteklá plodová voda, těžká růstová retardace plodu, nízký nutriční status, krátký pupečník. (Hrachovec, 2003)

Léčba abrupce placenty spočívá v první řadě léčbě šoku, poté možné vzniklé DIC, následuje léčba plodu. Lékař se také musí včas rozhodnout pro eventuální ukončení gravidity v závažných stavech per secundam např. při vzniklých komplikacích (renální selhání, DIC, nekróza hypofýzy, postpartální krvácení). (Roztočil, 2004)

Rešeršní část

5. Problematika biologických materiálů

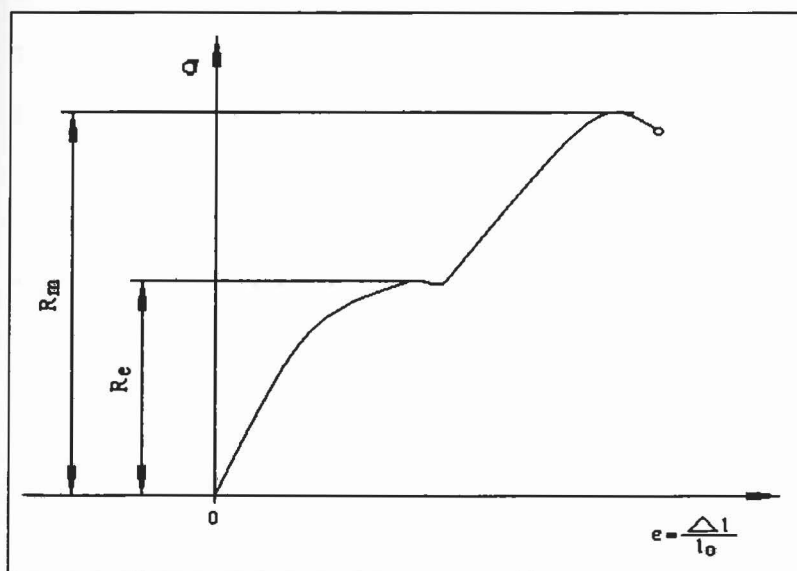
Biologické materiály a měření jejich materiálových vlastností mají svoji specifickou problematiku:

5.1. Základní mechanické vlastnosti

Jedná se především o tuhost, tedy schopnost odolávat deformacím, reprezentovanou u lineárních materiálů konstantou E (Youngovým modulem). Tato hodnota je pro každý materiál jiná. *Pevnost* neboli *mez pevnosti* je mezní zatížení, které pokud je překročeno způsobí trvalou, nezvratnou destrukci materiálu. *Elasticita* (pružnost) je schopnost materiálu vrátit se po skončení působení vnější zátěže do původního tvaru, j to tedy destrukce vratná. *Plasticita* (tvárnost) je naopak schopnost materiálu uchovat deformaci i po vymizení vnější zátěže. *Mez pružnosti* je hraniční hodnota napětí tvořící přechod mezi deformacemi pružnými a plastickými. (Otáhal et al, 1999)

Jednotlivé pojmy jsou patrné z grafu znázorňujícího Hookův zákon (Obrázek 18).

Graf 1: Hookův zákon



$$\sigma = E \cdot \epsilon$$

kde

σ = napětí

E = modul pružnosti
v tahu

ϵ = poměrné
prodloužení

R_m = pevnost v tahu

R_e = výrazná mez
kluzu

F = zatěžující síla

Tabulka 1: Základní pevnostní rovnice pro prosté namáhání

Druh namáhání	Pevnostní rovnice	Relativní změna tvaru
tah	F	Δl F
	$\sigma_D \geq \frac{F}{A}$	$\frac{\Delta l}{l} = \frac{F}{E \cdot A}$

5.2. Vlastnosti biologických materiálů:

Valenta praví že, vlastnosti biologických materiálů jsou závislé na historii zatěžování a podléhají procesu stárnutí. Biomechanické vlastnosti živé tkáně jsou charakterizovány relaxací napjatosti při konstantní deformaci tkáně, creepem za konstantního napětí, hysterézním průběhem závislosti deformace na napětí při cyklickém zatěžování, závislostí elastických modulů na rychlosti deformace únavovými vlastnostmi. (Valenta et al, 1996)

Veškeré vlastnosti biomateriálů jsou výrazně interindividuální a závisí na okamžitém stavu jedince i na jeho komplexní historii (věk, pohlaví, genetické předpoklady, výživa, životní styl, pracovní zatížení). (Otáhal et al, 1999)

Biologické materiály mají anizotropní strukturu a celá řada z nich, zejména měkké tkáně, nemá jednoznačně určen výchozí stav, ke kterému se materiál po odlehčení vrací, to znamená, že neexistuje (nebo je velmi složité ho stanovit) jediný referenční systém pro závislost napětí – deformace.

Při jednoosém cyklickém zatížení a odlehčení vzorků tkáně in vitro se uplatní, zejména v okolí počátku křivky (napětí – deformace) složka viskózní a plastická. Část deformace je vratná následkem dodatečných elastických efektů. Ukazuje se, že se zvýšenou rychlostí zatěžování se více uplatňuje viskózní tlumení. Tkáň je totiž rychlostně závislá. (Valenta et al, 1996)

Vlastnosti biomateriálů jsou dány stavbou a uspořádáním tkáně. Základním stavebním prvkem jsou vlákna elastinu a kolagenu. Elastin se vyznačuje značnou schopností pružných deformací (až 150%), kolagen naopak značnou tuhostí a pevností v tahu. Výsledné mechanické vlastnosti určuje míra zastoupení vláken a jejich prostorové uspořádání. Navíc jsou tyto vlastnosti ovlivněny množstvím amorfní mezibuněčné hmoty – především tekutiny. Biologické tkáně považujeme za

viskoelastické materiály, což se projevuje závislosti tuhosti na rychlosti deformace, hysterézní křivkou při změnách zatížení a projevy relaxace a creepu v čase. (Otáhal et al, 1999)

Biologické vlastnosti jsou:

- Nehomogenní – mají nestejně rozložení hmoty v tělese, je to materiál s nerovnoměrným rozložením hmoty v objemu daným různým procentuálním zastoupením jednotlivých tkáňových struktur.
- Kompozitní – skládají se z více do sebe vložených a propletených materiálů, které mají více různých struktur a ty mohou mít různé mechanické vlastnosti. Při ztrátě funkce jedné struktury přestává být funkční komplet.
- Anizotropní – nemají ve všech směrech stejné vlastnosti, materiály s různou odezvou na zatížení v závislosti na směru jeho působení.
- Schopné adaptace – přizpůsobují se vnějšímu mechanickému zatížení, materiály s časově a prostorově závislou reakcí na zatížení, způsobenou zpětnovazebním řízením.
- Materiály s visko – elastickými vlastnostmi – materiál s odezvou závislou na rychlosti zatížení, projevuje relaxaci, respektive creep (při nezměněné hodnotě zatížení dojde v čase k postupnému ustálení odezvy materiálu buď na hodnotě reakčního silového působení – relaxace, nebo na hodnotě deformace – creep). Viskoelasticita je typická vlastnost, která modifikuje poddajnost biomateriálů.
- Otevřené systémy, které směřují ke stavu pohyblivé rovnováhy, komunikují s okolním prostředím. Jsou to systémy, ve kterých probíhá výměna hmoty, energie a informací s okolím bez ohledu na to, budou – li touto výměnou ovlivněny jeho vlastnosti. Neboť nejzákladnějšími vlastnostmi živého organismu je neustálý příjem a výdej hmoty, jeho výstavba a degradace.
- Chování biomateriálů je dokonale přizpůsobeno jejich funkci. (Valenta, 1996)
- Materiály s interindividuální závislostí – různé dispozice každého jedince.
- Materiály s vlivem historie zatěžování. (Otáhal, 1999)

- Materiály, na které má vliv stárnutí – dochází ke změnám mechanických vlastností s věkem. Na mechanické vlastnosti má vliv i rychlost stárnutí tkání. Během života probíhá v lidském organismu řada kvantitativních i kvalitativních změn, které se odrážejí na mechanických vlastnostech tkání a to v řadě případů velmi podstatně. (Valenta, 1996)

6. Studie

6.1. Studie zabývající se biomechanickými vlastnostmi biologických materiálů

6.1.1. Biomechanické modely těhotných žen při autonehodách

Při své studii se zabývali materiálovými charakteristikami biomateriálů, které využili ve virtuálních modelech, které jsou uvedeny v níže popsané tabulce.

Tabulka 2 – Vybrané materiálové charakteristiky (Moorcroft, Duma et al, 2003)

Tkáň	Materiál	Hustota (kg/m ³)	Youngův modul pružnosti (kPa)	Poissonovo číslo
Děložní stěna	LE ^{*)}	1052	566	0,40
Placenta	LE	995	63	0,45
Amniotická kapalina	LE	993	20	0,49
Vazy	LE	1000	566000	0,40
Tuky	LE	993	47	0,49

^{*)} LE – lineárně-elastický: pro takovýto materiál platí Hookův zákon

Youngův modul pružnosti: definován směrnicí přímky, která znázorňuje průběh napětí - σ v závislosti na deformaci - ϵ .

Poissonovo číslo (μ): určuje rozsah deformace ve směru kolmém ke směru působící síly.

Pro homogenní materiály platí:

$$\mu = - \epsilon_y / \epsilon_x$$

Kde ϵ_x je deformace ve směru působení vnější síly a

ϵ_y je deformace ve směru kolmém k působící síle.

Pro homogenní dokonale nestlačitelné materiály je hodnota Poissonova čísla 0,5.

Většina autorů dále udává, že hodnoty uvedené v tabulce jsou v celém spektru zmiňovaného zatížení považovány za konstantní, veškeré materiály jsou dokonale izotropní, elastické, bez viskózních členů. (Moorcroft, Duma et al, 2003)

6.1.2. Japonská studie (Yamada, 1970)

V Japonsku byla vypracována studie pro měření materiálových vlastností biologických materiálů. Jde o metodiku zpracování a uchovávání vzorků tak, aby byly vytvořeny standardní podmínky pro měření. A dále získání a vyhodnocení vlastností biologických materiálů, aby experiment mohl být kdykoli opakovatelný a validní. Tato metodologie byla vypracována pro většinu typů biologických materiálů (kost, chrupavka, vazy, šlachy, svaly atd.).

Plné porozumění struktuře lidského těla závisí na znalosti materiálových vlastností biologických materiálů, proto byla vypracována tato studie a metodika, která přenáší zákony mechaniky na poznání vlastností biologických materiálů. K tomuto účelu by měl být konstruovány přístroje, které dokáží měřit s maximální silou, ale s minimálním množstvím materiálu.

Pokud chceme testovat materiálové vlastnosti biologických materiálů (orgánů a tkání) musíme zajistit, aby testovaný vzorek byl v mechanicky stabilizovaném stavu, ve kterém existují konstantní materiálové hodnoty. Tento stav je důležitý pro dosažení validity měřených hodnot a podmínky testování orgánů a tkání jsou takto standardizovány. Aby bylo dosaženo mechanicky stabilizovaného stavu, jsou testované vzorky intaktních orgánů umístěny ihned po odběru do fyziologického roztoku a uchovány v chladničce v průměru dva dny. Poté vzorky udržují stabilitu mechanických vlastností, která je pro různé typy tkání a orgánů různě dlouhá. Mechanicky stabilizovaný stav pro všechny orgány a tkáně je způsoben hlavně nasycením vodou a zmizením posmrtné ztuhlosti¹ hladkých a kosterních svalů. (Yamada, 1970)

Posmrtná ztuhlost je způsobena chemickými, hlavně enzymatickými pochody. Vykládá se nedostatkem resyntézy makroergických vazeb ATP, nutné k relaxaci svalových vláken (Bednář, 1982). Bezprostředně po smrti dochází k ochabnutí svalů, po

¹ Svalová ztuhlost je vyvolána dlouhodobou vazbou aktinu a myozinu, která je např. typickou známkou smrti. <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane_svalove_kosterni.php>

kterém nastupuje ztuhnutí jak hladkého, tak příčně pruhovaného svalstva. Posmrtná ztuhlost začíná asi za 1 hodinu po smrti, nejprve na obličejových svalech a šíří se přes svalstvo šije, horních končetin a trupu na dolní končetiny. Plně vyvinutá je asi za 6 - 12 hodin po smrti.²

Trvání mechanicky stabilizovaného stavu je pro různé tkáně jiné např. pro amnion je 1 den, pro svaly 2 dny, 3 dny pro chrupavky, 4 dny pro cévy, 5 dní pro šlachy atd. Všechny vzorky byly pak testovány ve vlhkém stavu. Všechny vzorky, které byly testovány v této studii byly makroskopicky intaktní a byly odebrány z mrtvých těl Japonců nebo ze zvířecích těl.

Nepříjemnou věcí při určování biomechanických vlastností orgánů, ale zvláště měkkých částí je, že tyto vlastnosti jsou různé pro čas mezi dobou smrti a testováním. Testování vzorků bez přihlédnutí na posmrtnou dobu má velmi malou výpovědní hodnotu. Vzorky, u kterých byl zajištěn mechanicky stabilizovaný stav (naložení ve fyziologickém roztoku a uchovávání v chladničce) mají konstantní materiálové hodnoty pro různou posmrtnou dobu před testováním. Je tedy důležité testovat vzorky v mechanicky stabilizovaném stavu. (Yamada, 1970)

Zde uvádíme vztah pro přepočítání situace, když byly vzorky testovány v mechanicky stabilizovaném stavu a testováním vzorků ihned po smrti. Vztah je zde uveden proto, aby bylo jasné, že existuje korelace mezi testováním vzorků v mechanicky stabilizovaném stavu a testováním ihned po smrti. Experimenty lze dle následujícího vztahu přepočítat a tím je zajištěna i opakovatelnost experimentů.

Měkké tkáně ... $MSS = 0,85 \times JAD$ a $MSS = 1,10 \times JAD$

Svaly..... $MSS = 0,65 \times JAD$

Tuhé tkáně ... $MSS = 1,00 \times JAD$

MSS – mechanicky stabilizovaný stav, JAD – just after death

(převzato z Jelen, 2002)

² <<http://www.mvcr.cz/casopisy/policista/2006/03/umrti.html>>.

6.1.3. Youngův modul lidských nezralých a zralých amniotických membrán

Swiss federal Institut of Technology and University of Zurich, Switzerland, 2005

Jedny z nejstarších studií měření síly mezního napětí zárodečných membrán pochází od Duncana z roku 1886. Jiné biomechanické studie zkoumaly prasknutí při napínání zárodečných membrán. Tyto studie předvedly, že pevnost neporušené membrány je primárně určena amniotickými prvky. Elastin fetálnímu amnionu poskytuje molekulární základ pro elasticitu. Omezená elasticita membrány nebo infekce může být důvodem spontánní předčasné ruptury membrány (preterm premature rupture of the membranes = PPRM), která je udána 1 - 2% z celkové porodnosti a čítá 30 - 40% z celkových předčasných porodů. Iatrogenní PPRM se vyskytuje více než v 30% po fetoskopickém zákroku. Lepším porozuměním morfologie a mechanických vlastností fetálních membrán je nezbytné rozvinout vhodné závěrečné techniky spontánní či iatrogenní PPRM v budoucnosti. Tyto studie ukázaly, že pevnost neporušené membrány je primárně určena amniotickými prvky. Jedno z měření elasticity, Youngův modul, který je normálně aplikován v mechanické fyzice a je definován jako poměr působícího tlaku k napětí. Cílem této studie bylo zkoumání Youngova modulu fetální membrány, také jeho vztahu ke stupni gravidity. Dodatečně byly zkoumány buněčné a materiálové parametry, které by mohly mít vliv na výsledné hodnoty.

25 - 36 týdnů a 37 - 40 týdnů staré placenty byly odebrány bezprostředně po císařském porodu. Hlavní indikace ve skupině předčasných porodů byly preeklapsie, intrauterinní retardace plodu, placenta praevia, zatímco zralé placenty byly primárně vyříznuty při císařském porodu či porozeny fyziologickou cestou. Vylučovací kritéria byla: předčasná ruptura membrán, dvojčata, chorioamnionitis. Amnion a chorion byly odděleny krvavou cestou. Membrány byly uříznuté přibližně 2cm od placentárního disku a potom umyté ve fosfátovém slaném ustalovacím roztoku (phosphate buffered saline PBS), aby se odstranily buněčné zbytky a krev. Velikost vzorku pro měření Youngova modulu byla přibližně 5 x 2cm. Z každé placenty byly vybrány promezenchymální a epitelové buňky k určení buněčného poměru.

Z devíti placent bylo sedm vzorků amnionu uříznuto pro srovnání čerstvosti, zmrzlosti a etanolového zůstatku vzorku. Tři vzorky placenty byly analyzovány během

4 hodin po sběru. Jiné tři vzorky byly zmrazeny posupně (D-MEM Dulbecco s modified eagle s media), obsahující 20% dimethyl sulfoxid (DMSO) do -80°C po sedm dní včetně. Zmrzlé membrány byly roztáté do 37°C za 10 minut před analýzou. Vzorky uchované v 70% ethanolu byly uchovány ve 4°C po 24 hodin před analýzou. Ze tří placent několik vzorků bylo zčásti sušeno před analýzou.

Tři vzorky z nezralých placent a šest vzorků ze zralých placent bylo posbíráno pro analýzu. Problém při sběru a odebírání vzorků byl nedostupnost nezralé placenty a klouzavost membrány. Vlhké vzorky byly upevněny mezi dva svěráky. Svěrák byl složen ze dvou paralelních drátků skrz které vzorek mohl být ovinut. Vzdálenost mezi svěráky se zvětšovala, tím rostlo natahování vzorku v konstantním deformačním poměru 10mm/min do prasknutí. Hodnoty zatížení a prodloužení byly průběžně zaznamenávány počítačem s vhodným softwarem (universal testiny machina, model 441, Instron).

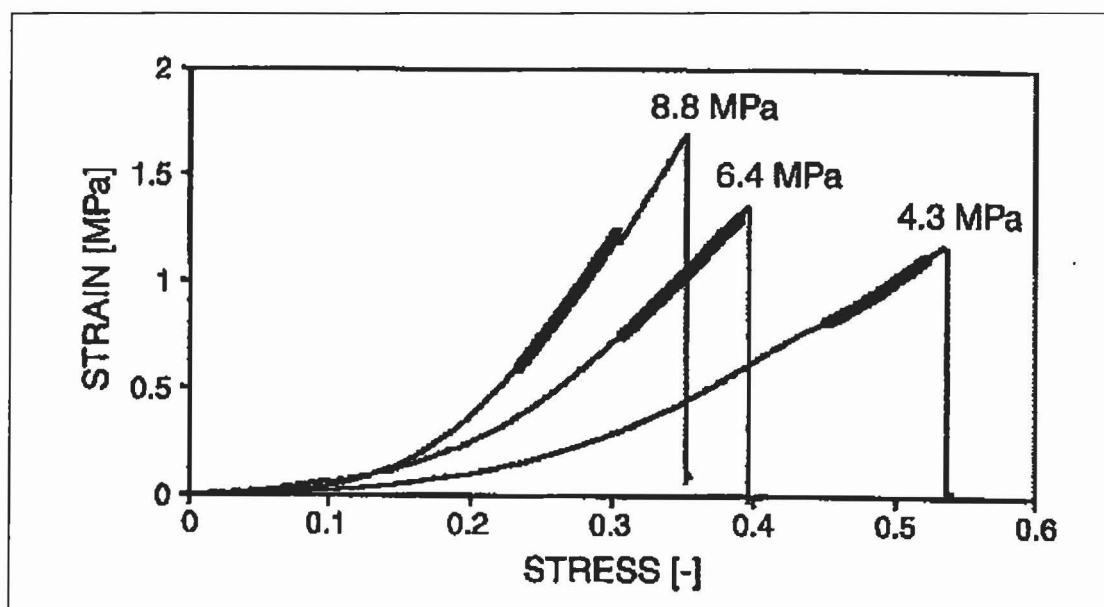
Nebyly signifikantní rozdíly mezi Youngovým modulem čerstvých membrán a roztavených membrán uchovaných v 70% EtOH. Signifikantní rozdíly Youngova modulu byly objeveny mezi čerstvými a částečně vysušenými membránami.

Youngův modul nezralé membrány (23 týdnů) z osmi nezralých placent byl signifikantně vyšší než Youngův modul zralých membrán z patnácti zralých placent. Zajímavé, že je mnoho variací Youngova modulu. z jednoho vzorku membrán (obrázek 19). Tloušťka nezralých membrán (0,2: 0,16 - 0,24mm) nebyla signifikantně jiná s porovnáním zralých membrán (0,21 - 0,29mm). Signifikantní byla negativní korelace (nepřímá úměra) Youngova modulu mezi oběma nezralými membránami ($r = -0,59$) a zralými ($r = -0,69$) membránami a jejich tloušťce – čím tenčí membrána, tím vyšší Youngův modul. Byl zjištěn buněčný poměr mesenchymu vůči epitelu. Buněčný poměr byl 1:4 pro nezralé a 1:8 pro zralé membrány. Žádné signifikantní korelace nebyly objeveny mezi Youngovým modulem a buněčným poměrem.

Tato studie je první, která ukazuje Youngův modul lidských amniotických membrán v závislosti na stupni gravidity, buněčného složení a způsobu skladování. Srovnáním nezralých a zralých membrán bylo zjištěno, že Youngův modul je vyšší u nezralých membrán, ačkoli jsou nezralé membrány ztuhlejší než zralé. Nebo nezralé membrány snesou stejné natažení jako zralé, ale snesou vyšší možnost zatížení. Je zajímavé, že Youngův modul zralých membrán, které prasknou spontánně během porodu je

signifikantně vyšší než membrány, které prasknou předčasně, dříve než se zvýší tlak vlivem porodních bolestí. Spontánní ruptury membrán jsou tužší než předčasné ruptury zralých membrán.

Měřily se rozsáhlé variability Youngova modulu na stejné amniotické membráně (obrázek 19). Některé materiály, které byly repetitivně natahovány vyvinuly vyšší Youngův modul. Tento efekt je znám jako cyklické zatěžování (strain - hardening). Je možné, že různé hodnoty Youngova modulu na stejném vzorku mohou být zapříčiněny tímto efektem. Mechanické napětí může přimět ke zvýšené enzymatické degradaci matrix, která může přispět k další nesourodosti membrán. Aby se snížila biologická variabilita této studie, byly použity jen membrány odebrané po císařském řezu, které nebyly umístěny v cervixu a ve spodním rohu dělohy. Výhodou jednoaxiální metody, která byla použita pro měření stress – strain vztahů membrán, bylo to, že mohly být sbírány a měřeny i malé vzorky ze stejné placenty.



Obrázek 19: Variabilita Youngova modulu

Naměřené hodnoty Youngova modulu amnionu se objevily již dříve v několika různých studiích. Rozdíl v dřívějších studiích a těmito daty může být vysvětlena tím, že byly použity hydratované membrány, kde vlákna byla nabobtnalá. Tato studie dokládá, že hydratovaný kolagen, který je hlavní extracelulární matrix (ECM), součástí amniotických membrán a je ukryt mezi mezenchymálními buňkami má podobný

4 hodin po sběru. Jiné tři vzorky byly zmrazeny posupně (D-MEM Dulbecco s modified eagle s media), obsahující 20% dimethyl sulfoxid (DMSO) do -80°C po sedm dní včetně. Zmrzlé membrány byly roztáté do 37°C za 10 minut před analýzou. Vzorky uchované v 70% ethanolu byly uchovány ve 4°C po 24 hodin před analýzou. Ze tří placent několik vzorků bylo zčásti sušeno před analýzou.

Tři vzorky z nezralých placent a šest vzorků ze zralých placent bylo posbíráno pro analýzu. Problém při sběru a odebrání vzorků byl nedostupnost nezralé placenty a klouzavost membrány. Vlhké vzorky byly upevněny mezi dva svěráky. Svěrák byl složen ze dvou paralelních drátků skrz které vzorek mohl být ovinut. Vzdálenost mezi svěráky se zvětšovala, tím rostlo natahování vzorku v konstantním deformačním poměru 10mm/min do prasknutí. Hodnoty zatížení a prodloužení byly průběžně zaznamenávány počítačem s vhodným softwarem (universal trstiny machina, model 441, Instrom).

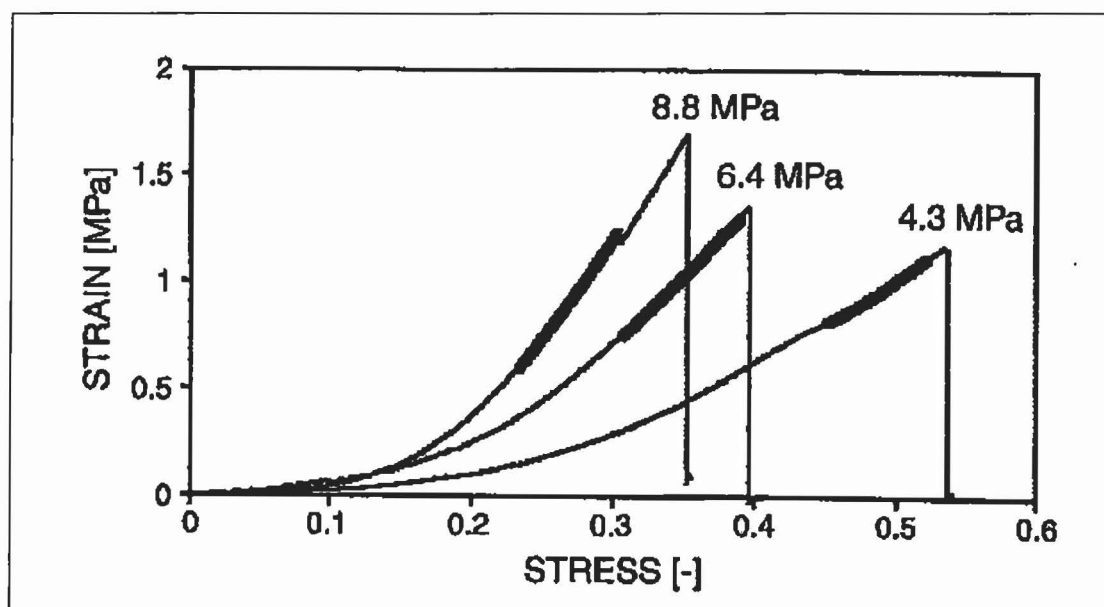
Nebyly signifikantní rozdíly mezi Youngovým modulem čerstvých membrán a roztavených membrán uchovaných v 70% EtOH. Signifikantní rozdíly Youngova modulu byly objeveny mezi čerstvými a částečně vysušenými membránami.

Youngův modul nezralé membrány (23 týdnů) z osmi nezralých placent byl signifikantně vyšší než Youngův modul zralých membrán z patnácti zralých placent. Zajímavé, že je mnoho variací Youngova modulu. z jednoho vzorku membrán (obrázek 19). Tloušťka nezralých membrán (0,2: 0,16 - 0,24mm) nebyla signifikantně jiná s porovnáním zralých membrán (0,21 - 0,29mm). Signifikantní byla negativní korelace (nepřímá úměra) Youngova modulu mezi oběma nezralými membránami ($r = -0,59$) a zralými ($r = -0,69$) membránami a jejich tloušťce – čím tenčí membrána, tím vyšší Youngův modul. Byl zjištěn buněčný poměr mesenchymu vůči epitelu. Buněčný poměr byl 1:4 pro nezralé a 1:8 pro zralé membrány. Žádné signifikantní korelace nebyly objeveny mezi Youngovým modulem a buněčným poměrem.

Tato studie je první, která ukazuje Youngův modul lidských amniotických membrán v závislosti na stupni gravidity, buněčného složení a způsobu skladování. Srovnáním nezralých a zralých membrán bylo zjištěno, že Youngův modul je vyšší u nezralých membrán, ačkoli jsou nezralé membrány ztuhlejší než zralé. Nebo nezralé membrány snesou stejné natažení jako zralé, ale snesou vyšší možnost zatížení. Je zajímavé, že Youngův modul zralých membrán, které prasknou spontánně během porodu je

signifikantně vyšší než membrány, které prasknou předčasně, dříve než se zvýší tlak vlivem porodních bolestí. Spontánní ruptury membrán jsou tužší než předčasné ruptury zralých membrán.

Měřily se rozsáhlé variability Youngova modulu na stejné amniotické membráně (obrázek 19). Některé materiály, které byly repetitivně natahovány vyvinuly vyšší Youngův modul. Tento efekt je znám jako cyklické zatěžování (strain - hardening). Je možné, že různé hodnoty Youngova modulu na stejném vzorku mohou být zapříčiněny tímto efektem. Mechanické napětí může přimět ke zvýšené enzymatické degradaci matrix, která může přispět k další nesourodosti membrán. Aby se snížila biologická variabilita této studie, byly použity jen membrány odebrané po císařském řezu, které nebyly umístěny v cervixu a ve spodním rohu dělohy. Výhodou jednoaxiální metody, která byla použita pro měření stress – strain vztahů membrán, bylo to, že mohly být sbírány a měřeny i malé vzorky ze stejné placenty.



Obrázek 19: Variabilita Youngova modulu

Naměřené hodnoty Youngova modulu amnionu se objevily již dříve v několika různých studiích. Rozdíl v dřívějších studiích a těmito daty může být vysvětlena tím, že byly použity hydratované membrány, kde vlákna byla nabobtnalá. Tato studie dokládá, že hydratovaný kolagen, který je hlavní extracelulární matrix (ECM), součástí amniotických membrán a je ukryt mezi mezenchymálními buňkami má podobný

Youngův modul jako amnion. Nebyla objevena korelace mezi Y.M a buněčným složením ani u nezralých, ani u zralých membrán. Spíše předpokládáme korelaci mezi ECM komponenty a elastickými vlastnostmi membrán.

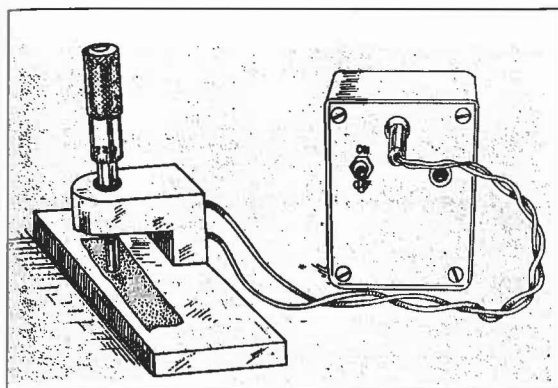
Zralé i nezralé amniony s menší tloušťkou mají vyšší Youngův modul než amniony s větší tloušťkou, což není v souladu s Hookovým zákonem. Hodně biologických materiálů (amnion je jeden z nich) může být nehomogenní, což může zčásti vysvětlovat různé variace tloušťky vzorků odebraných ze stejné membrány. Membrána pravděpodobně snese chronickou zátěž v normálním těhotenství a opakované menší zatížení jako Braxton – hicks kontrakce. Předpokládáme, že může být korelace mezi ECM složkami a elastickými vlastnostmi membrány.

6.1.4. Mechanické vlastnosti prasknutí zralé a nezralé membrány

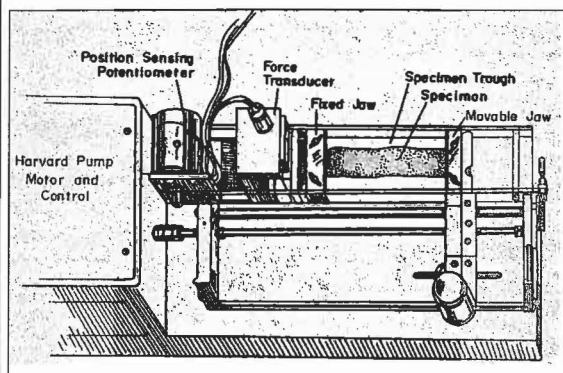
Clinical research Center, Cleveland Metropolitan General Hospital, Ohio, 1976

V minulých 100 let několik vědců studovalo mechanické vlastnosti chorioamniotických membrán. Poppel v roce 1863 a Duncan v roce 1868 studovali napětí, které způsobuje prasknutí membrán, aby stanovili intenzitu porodních bolestí. Současní vědci se soustředí na napětí, které způsobí prasknutí membrány a tloušťku membrány. Nálezy ve všech těchto studiích jsou jednoznačně rozdílné ke zdokumentování jasných rozdílů mezi zralými a nezralými placentami. Jedna možná interpretace z těchto nálezů je, že nejsou skutečně rozdílné.

Tenkost membrány byla měřena použitím technik popisovaných Polishukem na obrázek 20. Stress-strain charakteristiky vzorku membrány byly určeny speciálně vytvořenou testovacím strojem, na obrázku 21.



Obrázek 20



Obrázek 21

Obrázek 20: Speciální mikrometr pro měření tloušťky membrány

Obrázek 21: Speciální potenciometr pro měření zátěžově-deformačních charakteristik membrán

Celkem 28 placent s membránami bylo získáno z nekomplikovaných těhotenství okamžitě po porodu vaginální cestou. Z těchto 28 bylo 13 membrán předčasně rupturováno dříve než začaly porodní bolesti a 15 mělo rupturu spontánní během porodních bolestí. V tomto případě nebyly žádné důležité klinické rozdíly mezi těmito dvěma skupinami. Vzorky byly uchovány v pokojové teplotě 21°C. Byla určena tloušťka membrány. Vzorky byly potom sevřeny mezi čelisti měřícího aparátu, čelisti byly od sebe ve vzdálenosti 10cm. Aparát byl nastartován a membrána byla pomalu natahována 11mm/min. Vzorky byly testovány buď v suchém prostředí nebo kompletně ponořeny v 0,9 % chloridu sodného v 37°C.

Suché prostředí a nečerstvost vzorku byly ohodnoceny jako nevhodné pro studium chorioamniotických membrán, proto jsou výsledky odebrané jen od vzorků, které byly skladovány v roztoku nejméně jednu hodinu. U obou byly nalezeny výsledky mechanických charakteristik vzorků. Signifikantní rozdíly obsahovaly následující – modul pružnosti byl nižší pro předčasně prasknuté membrány než spontánní ruptury membrán při porodu. Rozdíly v jiných parametrech nebyly.

Tato studie byla navržena k hodnocení hypotéz, pro objasnění rozdílných mechanických vlastností mezi chorioamniotickými membránami, které prasknou

předčasně a mezi těmi, které prasknou spontánně při porodu. Napětí jak je měřeno současnými zařízeními bylo podobné, jako v předešlých studiích. Toto může být důsledkem rozdílnosti v technikách. Všechny předchozí testy byly měřeny ve více směrech – naplnění membrány jako balónu. Kdežto v současných testech materiál je napnut jen v jednom směru – jednoaxiální.

6.1.5. Biomechanická analýza lidských chorioamniotických membrán

(University of Aarhus, Denmark), 1990

Biomechanické vlastnosti lidské fetální membrány byly analyzovány prostřednictvím testovacího stroje. Speciální pozornost byla věnována na biomechanické vlastnosti nedotčené chorioamniotické membrány a pak samotného amnionu a chorionu a tloušťce uchovaných vzorků membrán.

Mechanické vlastnosti chorioamniotické membrán jsou určeny interakcí mezi amniotickou a chorionickou složkou, protože amniotická složka je mnohem méně roztahatelná. A tak chorion přispívá 10 - 15% trhací síly, když se amnion poruší. Chorion je dvakrát tak roztahatelný než amnion.

Vzorky fetální membrány z placenty mohou být uloženy v -70°C , bez podstatných změn v biomechanických vlastnostech. Metoda se zcela hodí k studování předčasných ruptur chorioamniotických membrán.

6.1.6. Japonská studie biomechanických vlastností lidského amnia

Yamada et al, 1957 a Oda et al, 1952

Byly měřeny tahové a expanzivní vlastnosti lidského amnia. Bylo zjištěno, že limitní expanzivní pevnost amnia je nejlepší v sedmém lunárním měsíci těhotenství. V pátém lunárním měsíci je to o $\frac{1}{4}$ a v ostatních měsících $\frac{3}{5}$ této pevnosti sedmého lunárního měsíce. Limitní expanzivní pevnost na jednotku tloušťky amnia je nejlepší v šestém lunárním měsíci, ale od 8. – 10. lunárního měsíce klesá tato pevnost na $\frac{1}{2}$ té, která byla v 6. lunárním měsíci. Nenašel se významný rozdíl limitní pevnosti amnia mezi primiparou a multiparou.

Za porodu, ke konci 1. doby porodní, praská obvykle amnion při tlaku průměrně 25mmHg (21 – 29) - (3,32kPa: 2,79 – 3,85kPa). Protože průměrný intrauterinní tlak je 35mmHg (20 – 50) (4,65kPa: 2,66 – 6,64kPa) je potom jednoduché porozumět tomu, proč praskají plodové obaly tak jednoduše při intrauterinním tlaku, který je v konečné fázi II. doby porodní. (Caldeyro, 1954)

6.2. Výzkumy dokládající přítomnost elastinu v placentě

6.2.1. Elastické vlákna jsou základní komponentou lidské placenty a částí perivaskulárního kontraktilního pouzdra PVCS - perivascular contractile sheath

Univerzita Benjamina Francina, Berlin, 1996

Předpokládalo se, že stroma lidské placenty se skládá jen z retikulárních a kolagenních vláken. V této studii se dokázalo, nejprve světelným mikroskopem a poté elektronovým mikroskopem, že placenta obsahuje rozsáhlé množství elastických vláken. Elektronovým mikroskopem byla objevena elastická vlákna samostatně nebo s mikrofibrilami. Mikrofibrily vytvářely dlouhé pásy.

Tyto struktury se nacházely v blízkosti placentárních buněk hladkého svalstva, které patří do PVCS (perivascular contractile sheath). Elastin se sdružoval s buňkami hladkého svalstva a spojoval se s kolagenem. Uspořádání placentárních extravaskulárních buněk hladkého svalstva, elastin a kolagenní vlákna tvoří funkční myofibroelastickou jednotku v PVCS. Přilehlé rozsáhlé fetální cévy pravděpodobně přispívají k elasticitě a podporují tažné a stahující síly v placentě.

6.2.2. Elastické vlákna v lidské placentě

University of Coimbra, Coimbra, 1997

V nedávných studiích byla popsána přítomnost elastinu v lidské placentě. Tato studie se zabývá změnami elastického systému s ohledem na gestační stáří placenty. Přítomnost elastinu byla zkoumána světelným a elektronovým mikroskopem v prvním, druhém a třetím trimestru těhotenství.

Světelným mikroskopem se odhalila elastická vlákna ve stroma a v cévách ve zralé placentě. Elektronový mikroskop objevil rozsáhlé variace microfibrilních komponent v placentě v různých gestačních stádiích. I když minimální množství microfibril bylo objeveno v 2. trimestru, hojně množství microfibril bylo objeveno v třetím trimestru. Od 37. – 42. týdne těhotenství se objevily amorfní komponenty elastických vláken. Uzly microfibril se minimálně objevovaly s elastinem.

Tato studie ukazuje, že elastická vlákna ve stroma se častěji objevují v pokročilých stádiích zrání placenty.

6.2.3. Odhalení elastických vláken v lidských zárodečných membránách: předpoklad molekulárního základu elasticity

University of Hawaii, Honolulu, 1997

Lidské fetální membrány zajišťují překážku při růstu plodu a také zajišťují elasticitu při pohybu plodu.

Molekulární základ pro tuto elasticitu není znám a když tento základ není přítomen, může to vést k předčasné ruptuře fetálních membrán, což je hlavní problém v prenatalní medicíně. Elastická vlákna se tvoří z tropoelastických prekurzorů. Amnion, chorion a decidua, jak ukázala Northen analýza, obsahuje tropoelastin. Elastin byl extrahován z lidských fetálních membrán a byl porovnán s elastinem z jiných elastických látek. Nakonec elektronový mikroskop potvrdil přítomnost mnohočetné vrstvy elastického systému v této tkáni.

Tato biochemická a histopatologická studie má demonstrovat přítomnost elastických vláken ve fetálních membránách. Tato přítomnost elastického systému v této tkáni je pravděpodobně molekulárním základem pro elastické vlastnosti této tkáně.

6.2.4. Distribuce fibrilinu a elastinu v lidských fetálních membránách: molekulární základ pro elasticitu membrány

University of Leicester, United Kingdom, 1994

Hlavním úkolem této studie bylo odhalit distribuci elastických vláken a fibrilinu v lidských fetálních membránách a porozumět možnému molekulárnímu základu elasticity membrán. Vzorky byly odebrány z 10 zralých placent, které byly porozeny vaginální cestou. Distribuce elastinu a fibrilinu byla studována histochemickými, imunohistochemickými technikami a elektronovým mikroskopem.

V této studii nebyla objevena vlákna elastinu, ale vlákna fibrilinu, která formovala hojné podélné svazky, které byly objeveny ve fibroblastech a retikulární vrstvě. Orientace těchto svazků byly paralelní ve směru s natahováním membrány. Také se formovaly svazky v chorionu, amnionu a deciduy. Fibrilin byl také identifikován v kompaktní vrstvě v intracelulární místech trofoblastu, ale ne ve spongiózní vrstvě.

Předpokládáme, že přítomnost fibrilinu představuje molekulární základ elastických vlastností fetálních membrán a přispívá k jejich elasticitě.

6.3. Závěrečná úvaha

Po prostudování dostupných materiálů bylo zjištěno, že veškeré úvahy v problematice materiálových vlastností fetálních membrán, užívají Youngova modulu pružnosti, kde se předpokládají lineárně elastické vlastnosti materiálu. Z výše uvedených studií známe metodiku uchovávání a testování biologických materiálů.

Přestože ve výše uvedených studiích jsou zkoumány části placenty – zejména chorioamniotické blány, my jsme se rozhodli studovat placentu jako celek a to placentu zralou, porozenou vaginální cestou, protože předpokládáme, že placenta jako celek může mít podobné vlastnosti jako chorioamniotické blány. Placentu totiž amnion překrývá a z chorionu se placenta vytváří (viz kapitola 2.5). Výše uvedené studie (viz kapitola 6.2) dokazují přítomnost elastických vláken v placentě a předpoklad jejich elastických vlastností. Byl tedy navržen experiment trhací tahové zkoušky vzorků odebraných ze zralé placenty.

Experiment

7. Výzkum elastických vlastností placenty

7.1. Cíle výzkumu

Cílem výzkumu bylo změřit a definovat základní materiálové vlastnosti zralé placenty a jejích chorioamniotických blan při impaktním zatížení. (Placenta je v průběhu těhotenství pod vlivem řady biochemických, růstových a biomechanických změn. Tyto faktory se mohou podílet značnou měrou na změně materiálových vlastností placenty a tím mohou vymezovat podmínky rizik pro plod a matku).

7.2. Hypotézy

- 1) Předpokládáme, že placenta je díky své struktuře anizotropní, tudíž nemá ve všech směrech stejné vlastnosti.
- 2) Předpokládáme, že při nízkých rychlostech zatěžování se bude vzorek zralé placenty a jejích blan chovat elasticky. Vliv viskozity bude díky nízké rychlosti zatěžování minimalizován.
- 3) Očekáváme, že s rostoucí deformací poroste tuhost tkáně.

7.3. Metodologie výzkumu

Tato diplomová práce je experimentální pilotní studií. Výsledky této části jsou podloženy detekovanými a vyhodnocenými daty. Data byla získána při testování vzorků zralé placenty a jejích blan. Výzkum proběhl na velmi malém počtu vzorků a výsledky této práce nemohou být zobecnitelné.

7.4. Experiment

7.4.1. Metodologie

Praktická část proběhla ve třech fázích. V první fázi byly zajištěny vzorky lidské zralé placenty. Bylo nutné schválení experimentu etickou komisí a zajistit odběr vzorků. Vzorky byly odebrány po porodu fyziologickou cestou ve spolupráci s gynekologicko – porodnickými klinikami FN – Královské vinohrady. Dále byl zajištěn způsob

uchovávání vzorků pro následující testování. Vzorky byly uloženy ve fyziologickém roztoku a uchovány 1 den v chladu. (Yamada – uchování amnionu, 1970). Nebylo použito fixačních materiálů, aby nedošlo ke zkreslení měřených vlastností. Bylo potřeba zjistit způsob uchycení měřeného vzorku, potřebnou velikost vzorku a místo z jaké části placenty bude vzorek odebrán.

V druhé fázi probíhalo měření biomechanických vlastností. Biomechanické vlastnosti byly měřeny na speciálním trhacím zařízení, které umožňuje prostý tah, prostý krut, kombinaci tah – krut. V tomto případě byly vzorky placenty zatěžovány prostým tahem. Byla prováděna trhací zkouška s plynulým zatížením až do destrukce vzorku zralé placenty a jejich zárodečných blan.

Ve třetí fázi byly vyhodnoceny naměřené hodnoty. V závěru byly dále analyzovány a interpretovány biomechanické vlastnosti testovaného materiálu.

7.4.2. Měřicí zařízení

Pro experiment bylo použito trhací zařízení ZWICK 050. Jedná se o přístroj umožňující měřit mechanické vlastnosti biomateriálů. Skládá se z upínacích čelistí a hydraulického servomechanismu s pohonem měřicí hlavy kuličkovým šroubem. Celý systém je připojen k počítači, který zaznamenává naměřená data.

Měřeny byly tyto veličiny: síla a čas. Zadávanou veličinou byla souřadnice polohy měřicí hlavy, která se měnila konstantní rychlostí pro nárůst deformace vzorku. Testovací systém je flexibilní ve variantách konfigurace pro tahové a tlakové síly od 0,001N do 100 kN v závislosti na použitých čidlech. Minimální detekovatelná mezní hranice posunu je 0,001mm.

7.4.3. Trhací tahová zkouška

Experiment tahové trhací zkoušky, na kterém byly vypracovány a vyzkoušeny postupy vyhodnocení a zpracování získaných dat, byl proveden podle následující specifikace:

1) Charakteristika testovaných vzorků:

- vzorky byly odebrány ze zralé placenty, porozené fyziologickým způsobem po fyziologickém těhotenství,

- vzorky byly uchovány max. 2 dny (48 h) při teplotě 5 - 6 °C ve fyziologickém roztoku,
- počáteční délka vzorků: 15 – 25 mm,
- průřez (upravený do obdélníkového tvaru): (9,6 - 11) x (9,9 – 10,5) mm.

2) Protokol měření:

- rychlost zatěžování: konstantní, 10 mm/min,
- zadávaná veličina: deformace,
- u vzorku nebyl sledován podíl kapaliny na celkovém objemu před zkouškou, během zkoušky ani po ní,
- během testu vzorky nebyly zvlhčovány,
- vzorkovací frekvence záznamu: 30 Hz.

3) Ostatní podmínky:

- relativní vlhkost vzduchu: stálá, 80 %,
- teplota: 20 ± 2°C.

7.4.4. Průběh měření

K měření bylo připraveno 12 vzorků, které byly odebrány z horního pravého kvadrantu zralé placenty. Při experimentu však u 4 vzorků došlo buď k předčasnému vysmeknutí z čelistí trhacího zařízení nebo k ruptuře vzorku v místě upnutí do čelistí na místo předpokládané ruptury v polovině délky vzorku. Data z těchto měření nebyla předmětem dalšího vyhodnocení.

7.4.4.1. Záznam dat

Tabulka 3: Záznam naměřených hodnot

"Standard F sensor"	"Strain"	"Test time"
"N"	"mm"	"s"
-0,0113625	-4,53E-06	0,0100879
-0,0111116	-4,53E-06	0,0400879
-0,0112684	-4,53E-06	0,0500879
-0,00522982	0,0125769	0,320088
-0,00855496	0,0227657	0,350088
-0,00852359	0,0360632	0,390088
-0,00808442	0,0461706	0,420088
-0,00690808	0,059517	0,460088
-0,0060611	0,0728145	0,500088
-0,00573173	0,0861771	0,540088
-0,00464949	0,0962031	0,570088
-0,00457106	0,106245	0,600088
-0,00364567	0,116304	0,630088
-0,00389662	0,126363	0,660088
-0,0023909	0,139628	0,700088
-0,0020772	0,152925	0,740088
-0,0016694	0,166206	0,780088
-0,000477369	0,17952	0,820088
-0,000242099	0,192834	0,860088
0,000306864	0,202844	0,890088
0,000573503	0,216125	0,930088
0,000777404	0,226216	0,960088

Volná délka – 20 mm

Průřez – 10 x 9 mm

Plocha – 90 mm²

Popis tabulky:

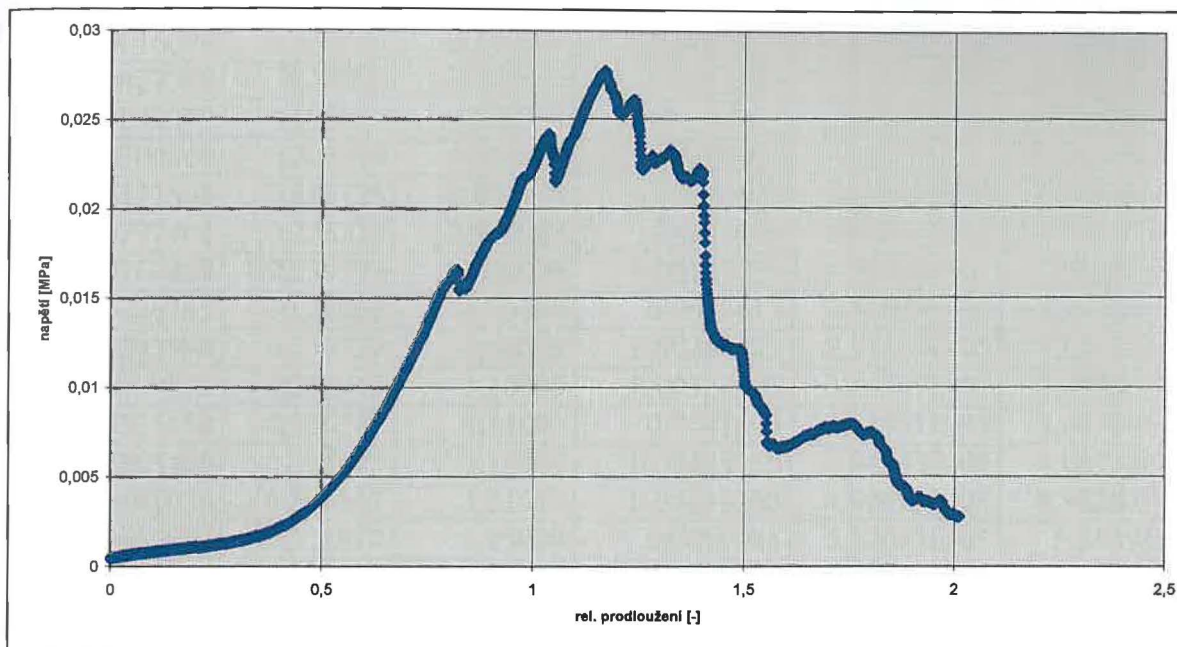
"Standard F sensor" – síla [N],

"Strain" – posun měřící hlavičky (prodloužení vzorku) [mm],

"Test time" – čas [s].

V tabulce 3 je zanesena pro dokreslení jen část naměřených hodnot (vzorek č. 6), u kterých se z počátku vyskytují záporné hodnoty sil a posuvů. Tato data vyjadřují etapu měření, při které byly hodnoty zaznamenávané síly ještě pod rozlišovací schopností použitého čidla měřící hlavy. V rámci celého experimentu byly zaznamenány i vyšší hodnoty než jsou uvedeny v tabulce (viz záznamy na přiloženém CD).

Graf 2: Záznam trhací zkoušky vzorku placenty



Graf 2 znázorňuje průběh trhací zkoušky, v jejíž průběhu se projeví odchyly od lineárního průběhu. Tyto odchyly jsou vysvětleny v popisu grafu 3.

7.4.4.2. Zpracování dat

Tabulka 4: Zpracování naměřených hodnot

"Standard F sensor"	"Strain"	"Test time"	Relativní prodloužení	Smluvní napětí	Reálné napětí
"N"	"mm"	"s"	-	MPa	MPa
-0,0113625	-4,53E-06	0,0100879	-0,010142427	-0,00012625	-0,00012625
-0,0111116	-4,53E-06	0,0400879	-0,010142427	-0,000123462	-0,000123462
-0,0112684	-4,53E-06	0,0500879	-0,010142427	-0,000125204	-0,000125204
-0,00522982	0,0125769	0,320088	-0,009513355	-5,81091E-05	-5,81457E-05
-0,00855496	0,0227657	0,350088	-0,009003915	-9,50551E-05	-9,51633E-05
-0,00852359	0,0360632	0,390088	-0,00833904	-9,47066E-05	-9,48773E-05
-0,00808442	0,0461706	0,420088	-0,00783367	-8,98269E-05	-9,00343E-05
-0,00690808	0,059517	0,460088	-0,00716635	-7,67564E-05	-7,69849E-05
-0,0060611	0,0728145	0,500088	-0,006501475	-6,73456E-05	-6,75907E-05
-0,00573173	0,0861771	0,540088	-0,005833345	-6,36859E-05	-6,39603E-05
-0,00464949	0,0962031	0,570088	-0,005332045	-0,000051661	-5,19095E-05
-0,00457106	0,106245	0,600088	-0,00482995	-5,07896E-05	-5,10594E-05
-0,00364567	0,116304	0,630088	-0,004327	-4,05074E-05	-4,0743E-05
-0,00389662	0,126363	0,660088	-0,00382405	-4,32958E-05	-4,35693E-05
-0,0023909	0,139628	0,700088	-0,0031608	-2,65656E-05	-2,6751E-05

"Standard F sensor"	"Strain"	"Test time"	Relativní prodloužení	Smluvní napětí	Reálné napětí
-0,0016694	0,166206	0,780088	-0,0018319	-1,85489E-05	-1,8703E-05
-0,000477369	0,17952	0,820088	-0,0011662	-5,3041E-06	-5,35171E-06
-0,000242099	0,192834	0,860088	-0,0005005	-2,68999E-06	-2,71592E-06
0,000306864	0,202844	0,890088	0	3,4096E-06	3,44418E-06
0,000573503	0,216125	0,930088	0,00066405	6,37226E-06	6,44112E-06
0,000777404	0,226216	0,960088	0,0011686	8,63782E-06	8,73552E-06
0,00160869	0,239595	1,00009	0,00183755	1,78743E-05	1,80885E-05
0,00226745	0,24967	1,03009	0,0023413	2,51939E-05	2,55084E-05
0,00243998	0,259729	1,06009	0,00284425	2,71109E-05	2,7463E-05
0,00309873	0,272945	1,10009	0,00350505	3,44303E-05	3,49002E-05
0,00325558	0,286242	1,14009	0,0041699	3,61731E-05	3,66908E-05
0,00355359	0,299475	1,18009	0,00483155	3,94843E-05	4,00756E-05
0,00441624	0,309517	1,21009	0,00533365	4,90693E-05	4,98287E-05
0,00469857	0,322814	1,25009	0,0059985	5,22063E-05	5,3049E-05
0,0052789	0,332889	1,28009	0,00650225	5,86544E-05	5,96307E-05
0,00573375	0,346073	1,32009	0,00716145	6,37083E-05	6,48107E-05
0,00645525	0,356197	1,35009	0,00766765	0,000071725	7,30024E-05
0,00665915	0,366223	1,38009	0,00816895	7,39906E-05	7,53454E-05
0,0069101	0,376298	1,41009	0,0086727	7,67789E-05	7,82235E-05
0,00680031	0,386324	1,44009	0,009174	0,000075559	7,70185E-05
0,00745906	0,396398	1,47009	0,0096777	8,28784E-05	8,45211E-05
0,00800803	0,409549	1,51009	0,01033525	8,89781E-05	9,08002E-05
0,008855	0,419576	1,54009	0,0108366	9,83889E-05	0,000100453
0,00909027	0,432792	1,58009	0,0114974	0,000101003	0,000103189
0,00938828	0,442867	1,61009	0,01200115	0,000104314	0,000106624
0,0102039	0,452876	1,64009	0,0125016	0,000113377	0,000115944

Z výše uvedeného důvodu omezené citlivosti použitého čidla (viz komentář k tabulce 2) je nutné pro účely dalšího zpracování dat korigovat volnou délku vzorku, od které se pak počítá jeho prodloužení (viz zvýrazněná 0 v tabulce 3).

1) Vyhodnocení smluvního a reálného napětí a poměrného prodloužení

Při daném způsobu zatížení je pro popis tkáně použit lineárně elastický model, který stanovuje přímou úměrnost mezi poměrnou deformací a vzniklým napětím v normálovém průřezu vzorků. Konstantou úměrnosti je Youngův modul pružnosti v tahu.

1A) Pro poměrnou deformaci (v tomto případě prodloužení) platí:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{l - l_0}{l_0} \quad (1),$$

kde Δl je rozdíl délek, l_0 označuje původní délku nedeformovaného vzorku a l značí okamžitou délku vzorku.

Vyhodnocení proběhlo ve dvou variantách výpočtu:

1B) Smluvní napětí

Výpočet vychází z představy, že průřez vzorku se v průběhu zatížení nemění. Tato představa je nepochybně mylná, výpočet tedy neudává hodnoty, které odpovídají realitě. Umožňuje však pracovat s materiálovými charakteristikami dané tkáně bez ohledu na její příčnou deformaci. Platí vztah:

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (2),$$

kde σ znamená okamžité napětí [MPa], F označuje okamžitou sílu [N] a A_0 je průřez nedeformovaného vzorku [mm²].

1C) reálné napětí:

Pro přepočet napětí ze změřených sil a jim odpovídajících prodloužení, které lépe odráží realitu, byla použita velice jednoduchá představa o nestlačitelnosti materiálu vzorku založená na rovnosti objemů vzorku před a během deformace:

$$V = V_0 \Rightarrow Al = A_0 l_0 \Rightarrow A = A_0 \frac{l_0}{l} = A_0 \cdot \frac{l_0}{l_0 + \Delta l} \quad (3),$$

kde veličiny l_0 , V_0 a A_0 jsou hodnoty nedeformovaného vzorku a Δl označuje okamžitý přírůstek délky vzorku. Pro výpočet napětí pak platí vztah:

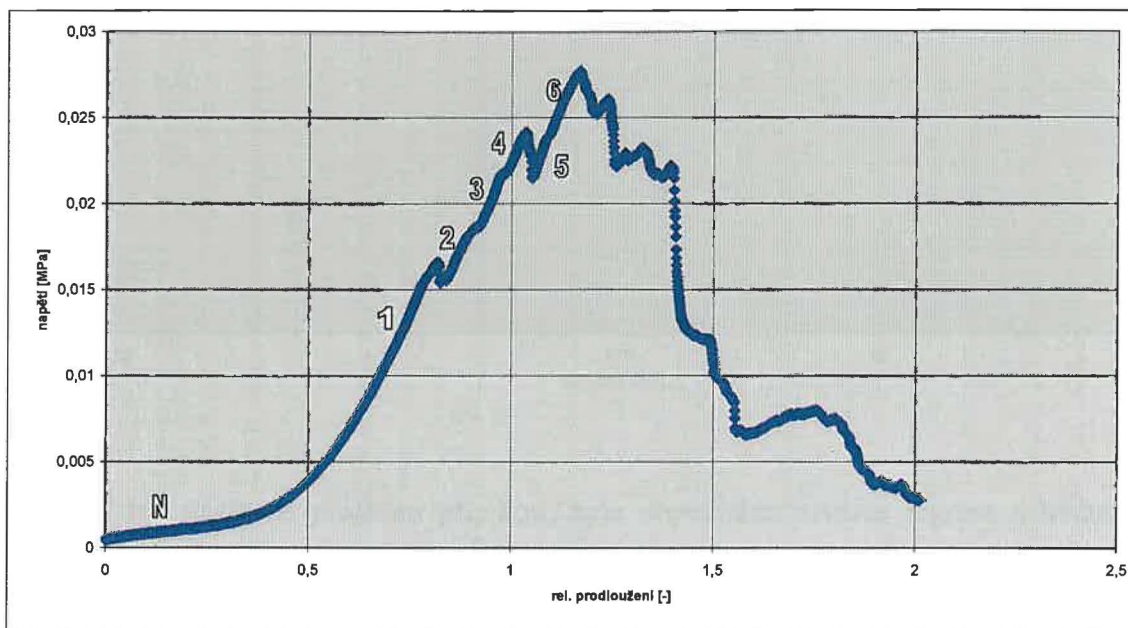
$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{F \cdot l}{A_0 \cdot l_0}, \quad (4),$$

kde indexem 0 jsou označeny hodnoty nedeformovaného vzorku a značky bez indexu jsou okamžité hodnoty sledovaných veličin.

7.4.4.3. Postup práce při zpracování dat

- 1) Byly označeny jednotlivé lineární úseky v grafu záznamu trhací zkoušky vzorku placenty (graf 3 – úseky N, 1 – 6).

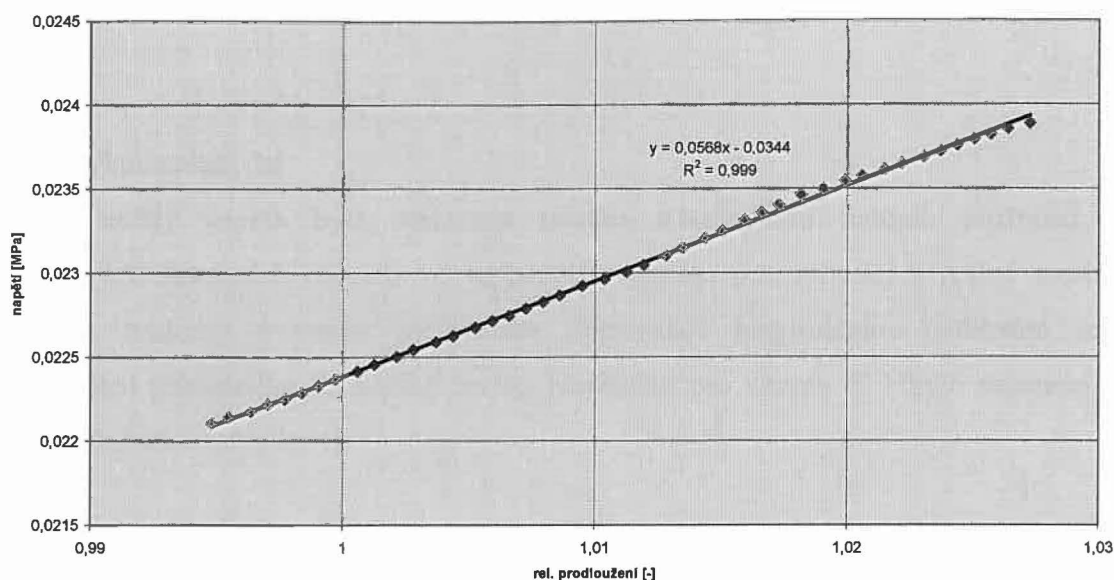
Graf 3: Záznam trhací zkoušky vzorku placenty



V průběhu trhací zkoušky se v odezvě vzorků projeví odchylky od lineárního průběhu označené v grafu 3 čísly od 1 do 6 a písmenem N. Takto jsou označeny úseky grafu s lineárním charakterem. Během zatěžování pravděpodobně docházelo k částečným malým změnám ve struktuře vzorků, např. změny uspořádání, dílčí malé ruptury v tkáni apod.

- 2) U každého z úseku se označil počátek a konec lineární části vždy definovaný body se souřadnicemi [rel. prodloužení; příslušné napětí]
- 3) V tabulce upraveného záznamu (tabulka 3) byly nalezeny odpovídající hodnoty pro relativní prodloužení a smluvní napětí a to od počátku do konce vybrané lineární části, které se poté vložily do samostatné tabulky. Tato tabulka se stala podkladem pro vytvoření grafu 2.

Graf 4: Vlastnosti biomateriálu – placenty (linearizovaná část)



- 4) Graf byl následně proložen přímkou, byla dopočítána rovnice regrese a hodnota spolehlivosti R^2
- 5) Ze získaných rovnic byly podle níže uvedené analogie odečteny hodnoty modulů pružnosti jednotlivých úseků

Rovnice regresní přímky: $y = a.x \pm b$ (5)

Lineárně elastický materiál: $\sigma = E.\varepsilon$ (6)

Hodnota modulu pružnosti E odpovídá hodnotě směrnice a , kterou je stanovena strmost regresní přímky.

Absolutní člen b svým matematickým významem způsobuje posun přímky v souřadném systému a svým způsobem tak odpovídá necitlivosti materiálu na zatížení v oblasti, kde by modelovaná přímka dosahovala záporných hodnot napětí. V použitém lineárně elastickém modelu materiálu se absolutní člen nevyskytuje a není předmětem zájmu práce.

Hodnota spolehlivosti se pohybuje v intervalu $\langle 0;1 \rangle$ a vyjadřuje kvalitu proložení. Čím lépe je měřený průběh proložen aplikovanou přímkou, tím je hodnota R^2 bližší jedné.

7.4.5. Vyhodnocení dat

Pro každý vzorek byla sestavena tabulka s hodnotami modulu pružnosti v jednotlivých lineárních úsecích ve variantách výpočtu pro smluvní a reálné napětí. Uvedené hodnoty poměrné deformace odpovídají maximálním hodnotám rel. prodloužení příslušného lineárního úseku. Například pro vzorek č. 1 bylo nalezeno 8 lineárních úseků (tabulka 4).

Tabulka 4: Moduly pružnosti

pořadí	poměrná deformace [-]	Smluvní napětí [MPa]	Reálné napětí [MPa]
N	0,177286	0,0078	0,0101
1	0,650092	0,1278	0,2284
2	0,684356	0,1460	0,2718
3	0,710356	0,1532	0,2921
4	0,755552	0,1586	0,3149
5	0,795952	0,1851	0,3724
6	0,84102	0,1927	0,4041
7	0,868224	0,1625	0,3580

Z těchto tabulek byly vytvořeny grafy pro jednotlivé vzorky (graf 5). Modrou barvou jsou vyneseny hodnoty Youngova modulu placenty pro smluvní napětí, fialovou pak pro reálná napětí.

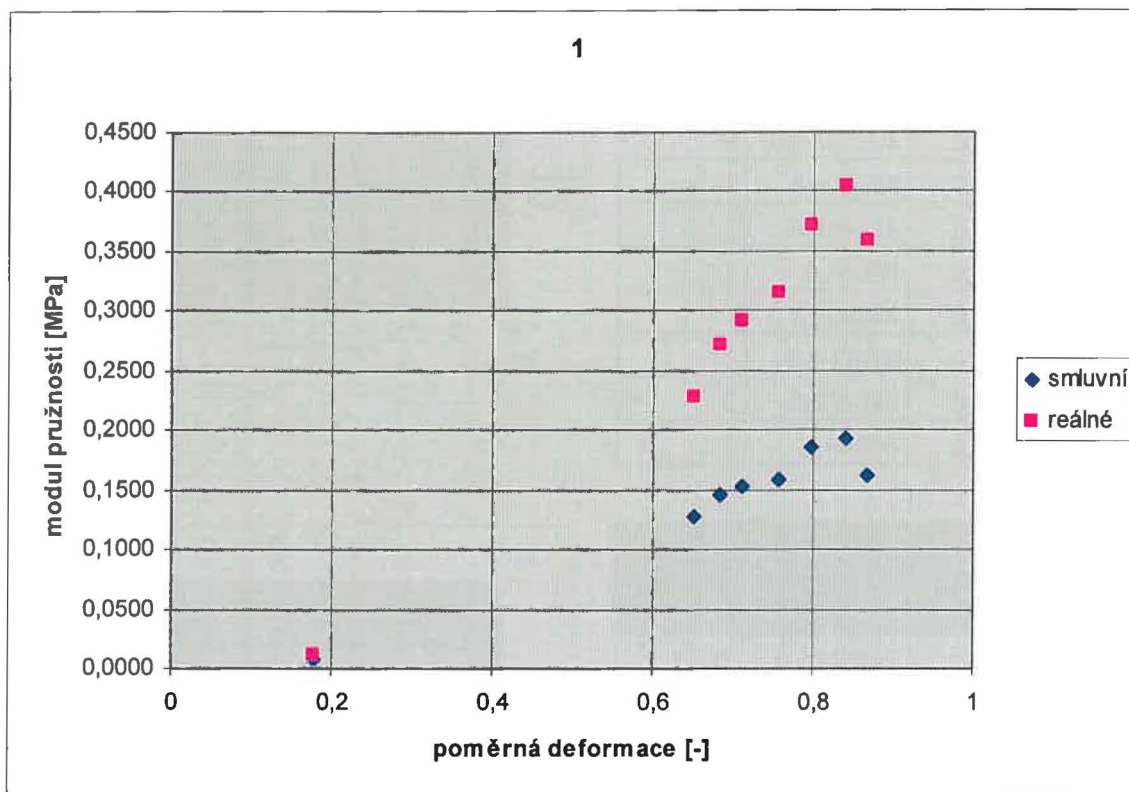
Průběhy vykazují progresivní nárůst tuhosti a její náhlý pokles v okamžiku těsně před rupturou. Pro popis nárůstu tuhosti je použita mocninná závislost v obecném tvaru:

$$E = A \cdot \varepsilon^n \quad (7)$$

Aby bylo možné aplikovat proložení průběhů zvolenou závislostí, bylo nutné odstranit vždy poslední hodnoty. Tento fakt je důsledkem použití iterační fitovací metody, která vede ke značnému zkreslení prokládaného průběhu v případech, kdy se

bere v úvahu bod, který významně vybočuje z řady. Výsledná proložení jsou uvedena v grafu 6.

Graf 5: Moduly pružnosti vzorků

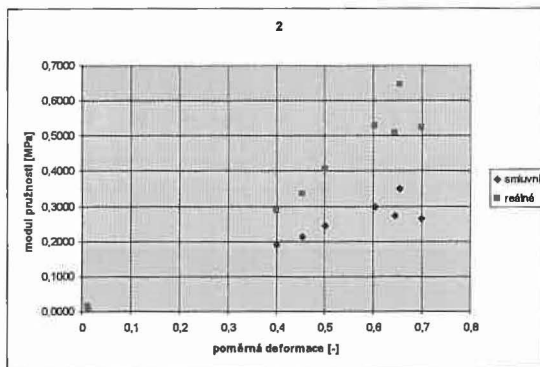


Graf 5: všechny křivky průběhů modulů pružnosti v závislosti na relativním prodloužení vzorků mají stejný charakter.

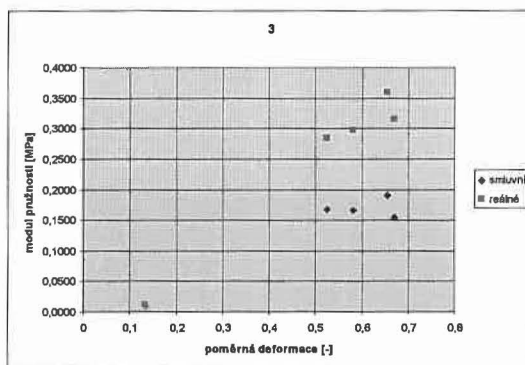
Tabulka 5: Hodnoty znázorněné v grafu 5

pořadí	poměrná deformace [-]	Smluvní napětí [MPa]	Reálné napětí [MPa]
N	0,1772864	0,0078	0,0101
1	0,650092	0,1278	0,2284
2	0,684356	0,1460	0,2718
3	0,710356	0,1532	0,2921
4	0,755552	0,1586	0,3149
5	0,795952	0,1851	0,3724
6	0,84102	0,1927	0,4041
7	0,868224	0,1625	0,3580

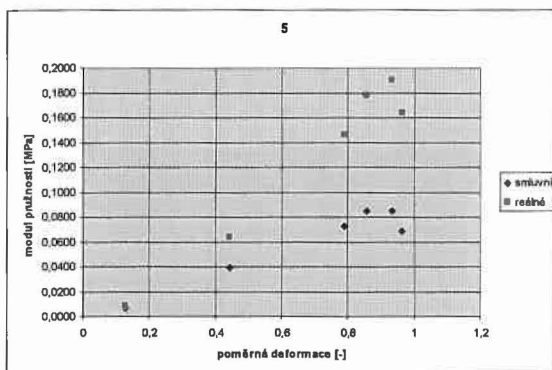
Pro možné srovnání uvádíme všechny měřené vzorky, které jsou zařazeny níže. Pro přehlednost jsou také uvedeny hodnoty v tabulkách.



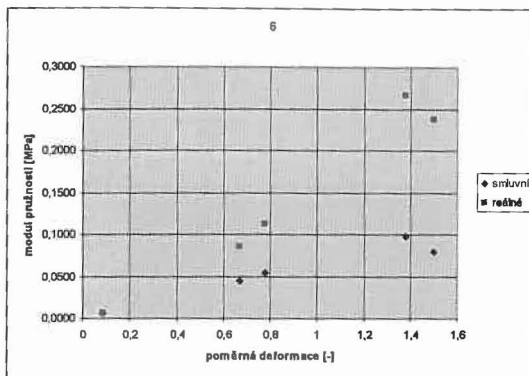
pořadí	poměrná deformace [-]	Smluvní napětí [MPa]	Reálné napětí [MPa]
N	0,01187608	0,0126	0,0129
1	0,400144	0,1905	0,2860
2	0,453476	0,2130	0,3362
3	0,50094	0,2447	0,4062
4	0,604544	0,2987	0,5294
5	0,643612	0,2732	0,5103
6	0,655076	0,3505	0,6456
7	0,69894	0,2641	0,5230



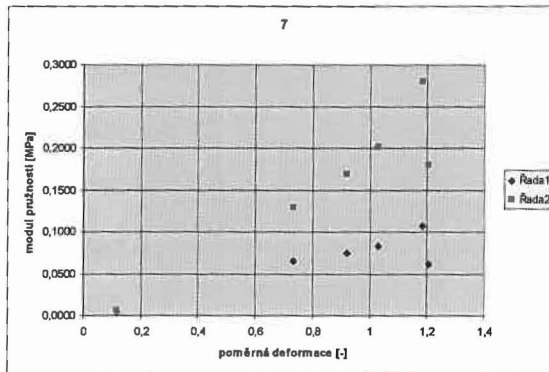
pořadí	poměrná deformace [-]	Smluvní napětí [MPa]	Reálné napětí [MPa]
N	0,1342492	0,0102	0,0121
1	0,524652	0,1679	0,2833
2	0,582652	0,1661	0,2975
3	0,656116	0,1907	0,3594
4	0,670652	0,1558	0,3146



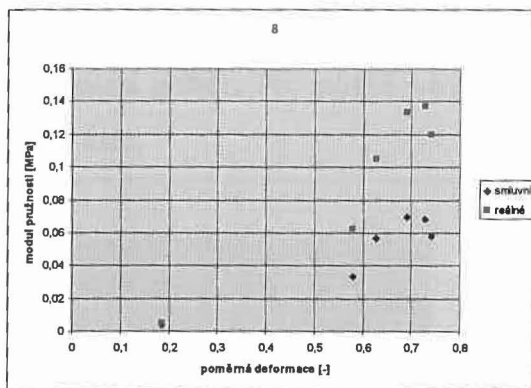
pořadí	poměrná deformace [-]	Smluvní napětí [MPa]	Reálné napětí [MPa]
N	0,1295852	0,0068	0,0082
1	0,445056	0,0395	0,0637
2	0,790116	0,0729	0,1462
3	0,855988	0,0845	0,1780
4	0,93238	0,0849	0,1902
5	0,96292	0,0686	0,1639



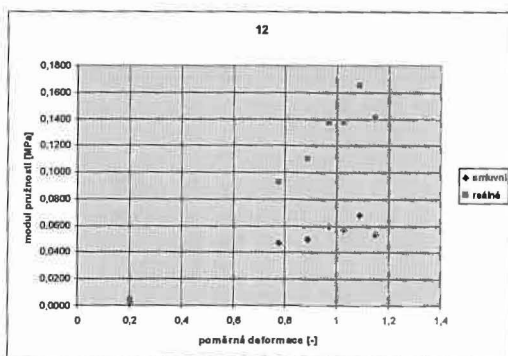
pořadí	poměrná deformace [-]	Smluvní napětí [MPa]	Reálné napětí [MPa]
N	0,0848313	0,0059	0,0066
1	0,6714978	0,0448	0,0852
2	0,7775028	0,0539	0,1117
3	1,3811678	0,0980	0,2657
4	1,4988328	0,0792	0,2375
5	1,5314978	0,0844	0,2565



pořadí	poměrná deformace [-]	Smluvní napětí [MPa]	Reálné napětí [MPa]
N	0,11667	0,0051	0,0060
1	0,7346745	0,0654	0,1291
2	0,9213395	0,0744	0,1686
3	1,0283395	0,0826	0,2018
4	1,1839995	0,1078	0,2801
5	1,2053345	0,0612	0,1791

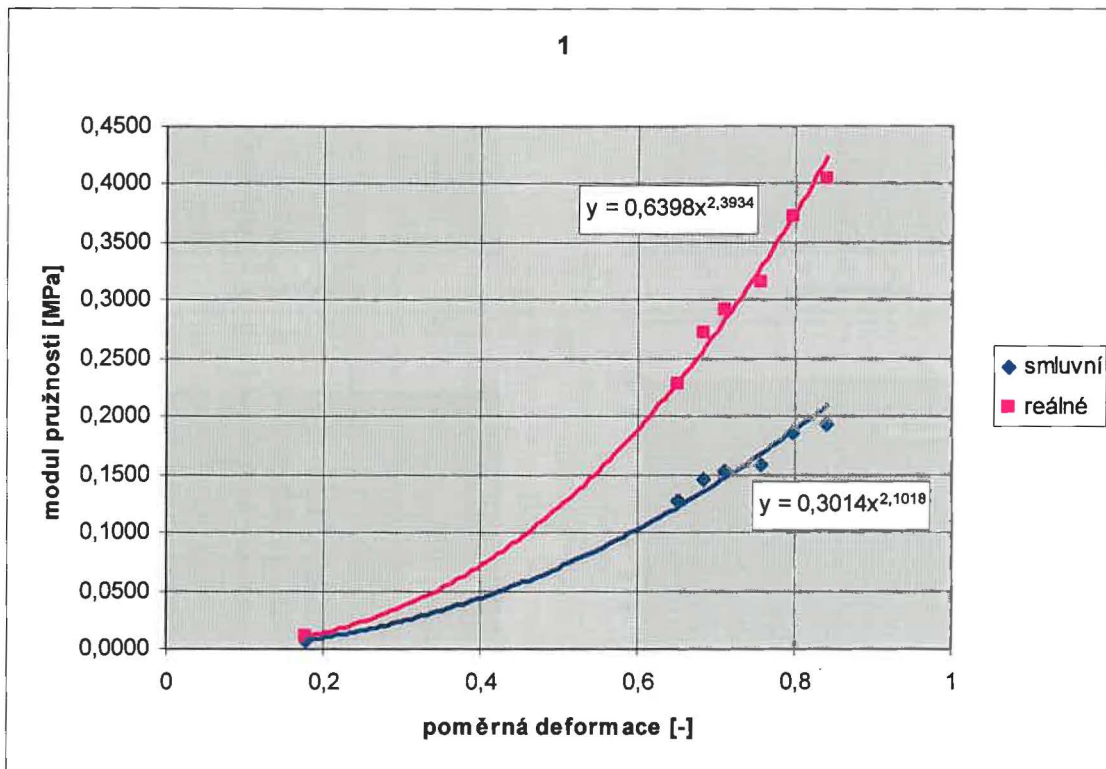


pořadí	poměrná deformace [-]	Smluvní napětí [MPa]	Reálné napětí [MPa]
N	0,186229667	0,0035	0,0049
1	0,579767667	0,0336	0,0621
2	0,628890333	0,0571	0,1052
3	0,690883667	0,0696	0,1337
4	0,728003667	0,0687	0,1371
5	0,741990333	0,0578	0,1196
6	0,748657	0,0371	0,0831

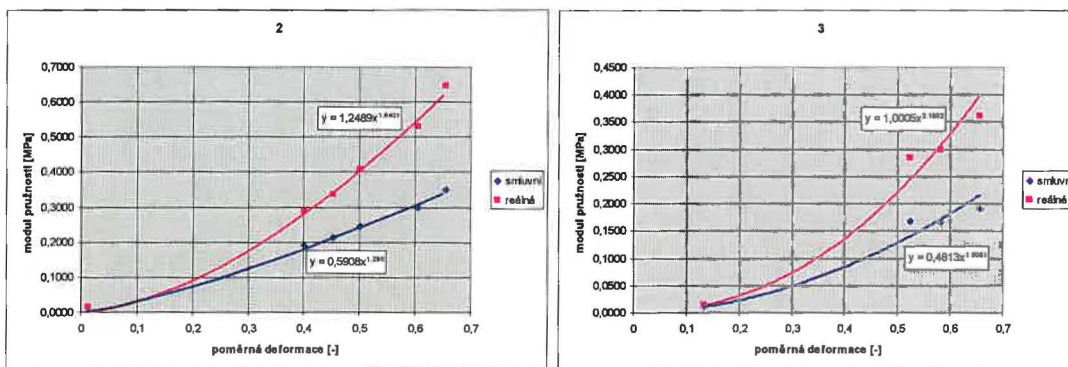


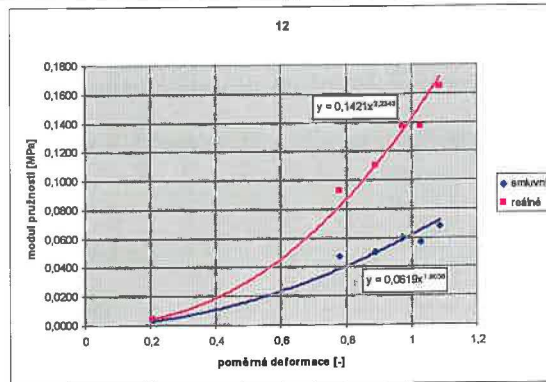
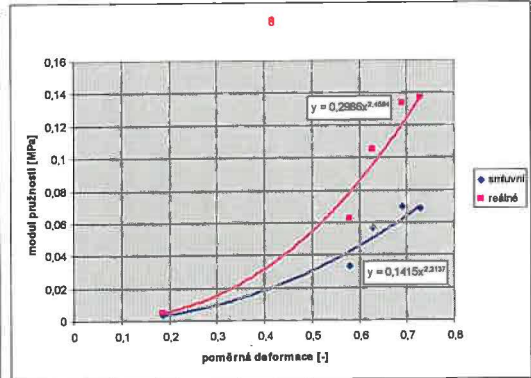
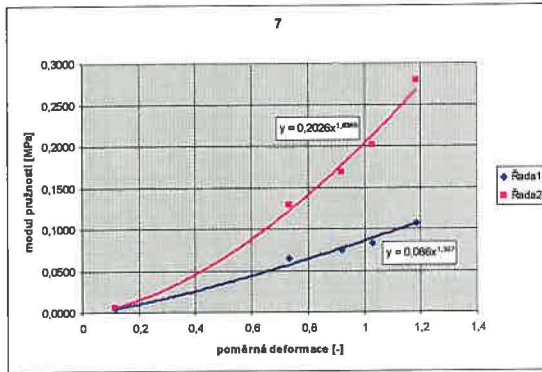
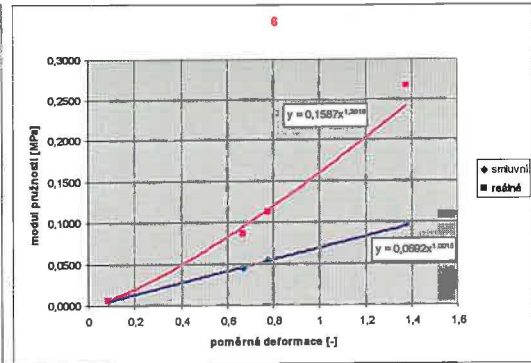
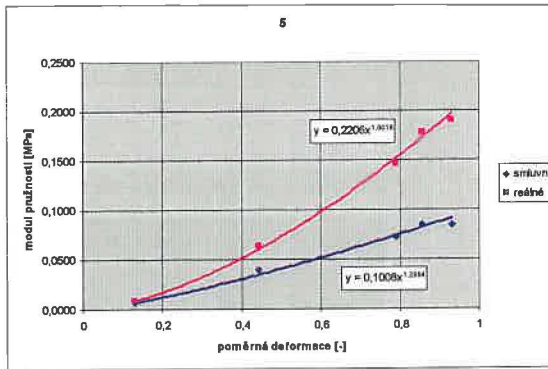
pořadí	poměrná deformace [-]	Smluvní napětí [MPa]	Reálné napětí [MPa]
N	0,20459267	0,0029	0,0040
1	0,77816	0,0476	0,0922
2	0,88969333	0,0497	0,1100
3	0,97171333	0,0596	0,1367
4	1,02726	0,0568	0,1372
5	1,08704	0,0684	0,1646
6	1,14971333	0,0538	0,1402

Graf 6: Proložení průběhů modulu pružnosti



V grafu 6 byly jednotlivé průběhy modulu pružnosti proloženy, aby byl zdůrazněn jejich lineární průběh. Pro možné srovnání uvádíme všechny měřené vzorky, které jsou zařazeny níže.





8. Diskuze

Ve studiích citovaných v rešeršní části práce (kapitola 6.1.) jsou uvedeny hodnoty modulu pružnosti chorioamniotických blan. Uváděné hodnoty se poměrně výrazně liší a ve většině prostudovaných textů chybí bližší popis metodiky výzkumu. V každém případě však záleží na tom, zda se zkoumala placenta jako celek, nebo její chorioamniotické blány samostatně. Samostatně měřené blány vykazují vysoké moduly pružnosti (kapitola 6.1.3.). Tyto blány však byly odpreparované od ostatní tkáně biomateriálu – placenty. Pokud se však zkoumala placenta jako celek (blány i se samostatnou tkání placenty), jsou v literatuře nalezené hodnoty nižší, ale blízké těm, které byly získány naším experimentem (kapitola 6.1.1.).

Protože naše studie byla provedena na velmi malém počtu vzorků, výsledky našeho experimentu nemohou být zobecnitelné. Navržený způsob testování a postup zpracování a vyhodnocení dat vykazují dobrou opakovatelnost a při uvedených zjednodušení i výjimečnou přesnost (viz hodnoty koeficientů spolehlivosti).

Všechny křivky průběhů modulů pružnosti v závislosti na relativním prodloužení vzorků mají stejný charakter. Značné rozpětí jak koeficientu A tak i exponentu n může být zapříčiněno mnoha faktory (chybné uchycení vzorků, anizotropní vlastnost placenty apod.), jejich odhalení by si vyžádalo značný počet dalších měření. V případných budoucích experimentech je nezbytné věnovat značnou pozornost upnutí vzorků. Při našem měření byly 4 vzorky nepoužitelné pro další zpracování právě v důsledku chybného uchycení. Významným faktorem, který ovlivnil rozpětí výsledků experimentu, jsou nepochybně anizotropní vlastnosti placenty. Tato vlastnost je pro biomateriály typická a přestože byly vzorky odebrány ze stejné části placenty – horní zevní kvadrant, mohlo dojít k tomu, že jednotlivé vzorky neměly stejně orientovanou strukturu.

Dalšími faktory mohly být delší časová prodleva mezi získáním vzorků a jejich samotným měřením nebo způsob upravení rozměrů vzorků na požadované hodnoty, kdy mohlo dojít k vytvoření ne zcela homogenního povrchu vzorků a jejich pevnost tak mohla být ovlivněna přítomností vrubů.

8.1. Potvrzení/vyvrácení hypotéz

1. První hypotéza (placenta je anizotropní) je potvrzena. Přestože průběhy měření jsou si podobné (dají se s dobrou přesností popsat stejnou křivkou), hodnoty dosažených modulů pružnosti a mezních protažení jsou různé.
2. Druhá hypotéza (při dané rychlosti zatěžování se placenta bude chovat elasticky) je potvrzena. Průběh deformace placenty a jejích chorioamniotických blán je po částech lineární. Vysvětlení dílčích jednotlivých zakolísání je navrženo v (kapitola 7.4.4.3.).
3. Třetí hypotéza (s rostoucí deformací poroste tuhost tkáně) je potvrzena částečně. S rostoucí deformací rostla tuhost tkáně do okamžiku těsně před totálním poškozením (rupturou), kdy markantně poklesla.

9. Závěr

Cílem práce bylo navrhnout metodu pro měření a definování základních elastických vlastností zralé placenty. Práce má charakter pilotní studie, v rámci které byla provedena trhací tahová zkouška placenty, byla vypracována metodika pro testování vzorků placenty a způsob vyhodnocení získaných výsledků.

Zpracování výsledků proběhlo ve dvou variantách výpočtu – pro smluvní a reálné napětí. Rozdíly dosahovaného reálného a smluvního napětí jsou způsobeny různými příčnými průřezy vzorků, které jsou uvažovány pro výpočet (viz kap. 7.4.4.2.).

Během měření s rostoucí deformací tkáně došlo k mírným zakolísáním v průběhu odezvy. Možná vysvětlení jsou navržena v (kap. 7.4.4.3.). Na průběh lze tak pohlížet jako na sekvenci dílčích lineárních úseků. Z tohoto průběhu lze usoudit, že neporušená placenta s rostoucí deformací tuhne. Pokles tuhosti je patrný ve fázi těsně před rupturou (cca o 15 – 40% z maximální hodnoty). Modul pružnosti dosahuje maxima v 90 – 98% přípustné deformace (do poškození) bez ohledu na to, jak je ve skutečnosti deformace velká.

Odchylka hodnot modulu pružnosti popsanych mocninnou funkcí od hodnot vypočítaných z naměřených dat nepřesahuje 10% (z hodnot vypočítaných z naměřených dat). Mocninnou funkci lze proto pro popis průběhu modulu pružnosti v tahu v závislosti na deformaci považovat za vhodnou s omezením pro případ porušení, kdy tuhost vzorků vždy znatelně poklesla (viz odstavec výše).

10. Literatura

ALFIREVIC Z, ROBERTS,D., MARTLEW, V. How strong is the association between materna trombophilia and averse pregnancy outcome? *European journal of obstetrics gynecology and reproductive biology*. 2002,101 str. 6 – 14

ANNATH, C.V., SMULIAN, J. C., DIMISSIE, K., et al. Placenta abruption aminy singleton and twin births in U. S.: Risk faectors. *American Journal Epidemiol*. 2001, 153, str. 771-778

ARTAL, R., SOKOL, R., NEUMANN, M., BURSTEIN, A., STOJKOV, J. The mechanical properties of prematurely and non – prematurely ruptured membranes. *American journal obstetrics gynekology*. 1976, 6, str. 655-9

BEDNÁŘ,B. *Patologie I. - 2. přepracované a doplněné vydání*. Praha: Avicenum, 1982. ISBN 08-004-82

BENIRSCHKE, K., KAUFMANN, P. *Patology of the human placenta* New York: Springer 1995, ISBN 0-387-94335-8

BENSON, M., ZAMMARETTI, P., BILIC, G., SCHWEIZER, T., PORTMANN – LANZ, B., BURKHARDT, T., ZIMMERMANN, R., OCHSENBEIN, N. The Young 's modulus of fetal preterm and term anmiotic membranes. *European journal of obstetrics gynecology and reproductive biology*. 2006, 128, str. 103-107

BROWN, M. Pregnancy and hypertension. *Clinical obstetrics gynecology*. 1999, 13, str. 159

CALDEYRO – BARCIA, R., ALVAREZ, H., POSEIRO, J., Normal and abnormal contractile wales of uterus duty labour. *Journal gynaecologia*. 1954, 138, str. 190

CAROLA, R., HARVEY, J., NOVACK, CH., *Human anatomy and physiology*, 2 vyd.
New York : Mc Graw -Hill. ISBN 0-07-020964-8

CROSBY, WM., SNYDER, RG., SNOW, CC., HANSON, PG. Impact injurie in
pregnancy. *American journal obstetrics gynecology*. 1968, 101, str. 100 - 108

ČIHÁK, R. *Anatomie 2*, 1. vydání Praha: Avicenum, 1988. ISBN 08-060-88

DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R. A MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd.
Praha: Grada, 2000. ISBN 80-7169-681-1

DYLEVSKÝ, I. *Základy funkční anatomie*, Praha: FTVS UK

DUMA, S., MOORCROFT, D. STITZEL, J. DUMA, G. Biomechanical modeling of
pregnant occupants in far - side vehicle crashes. *Biomed sci Instrum*. 2006, 42, str. 154
- 159

DUNCAN, J. Limit to the power exerted in the function of parturition. *Placenta*. 1869,
6, str. 163 - 166

ELLENBERGER, W., BAUM, H. *Vergleichenden anatomie der Haussiere*, Berlin:
Hirschwald, 1921

HIEBER, A., CORCIO, D., MOTOSUE, J., SANDBERG, L., ROOS, P., et al.
Detection of elastin in the human fetal membranes: proposed molecular basis for
elasticity. *Placenta*. 1997, 18, str. 301 - 312

HRACHOVEC, P., PROCHÁZKA, M., KUDEL, M. Rizikové faktory abrupce
placenty. *Gynekolog*. 2003,12, str. 109 - 112

JELEN, K. *Reakce gravidního uteru a topicky příslušných orgánů na impaktní zátěž*. In JELEN, K. *Odezva organismu člověka na vnější mechanickou zátěž generovanou běžnou pohybovou aktivitou a sportovní činností (příkladová studie)*. Praha : FTVS UK, 2002. Habilitační práce

JIRÁSEK, J. *Endokrinologie fetoplacentární jednotky*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1977, ISBN 08-025-77

KEPÁK, J. Trauma těhotné ženy. *Moderní gynekologie a porodnictví*. 2001, 10, str 79-100

KEPÁK, J. Polytrauma a těhotenství I. – nezbytnost a možnosti prevence. *Praktická gynekologie*. 2004, 1, str. 14 - 18

KLIKA, E. *Rizikové a patologické těhotenství*. Praha: Avicenum, 2004, ISBN 80-247-0418-8

KOVANDA, J., KOVANDOVÁ, H. Injurie of abdominal organs. 2000 in JELEN, K., KUŠOVÁ, S., CHALUPOVÁ, M., OTÁHAL, J. *Komplexita biomateriálů a tkáňových struktur*. 1. vyd. Praha: UK FTVS pro českou společnost pro biomechaniku, 2002. ISBN 80-56317-020-X

KOVANDA, J., ČECH, P., KOVANDOVÁ, H., KRAVARČÍK, S., SEICERTOVÁ, A., STINGL, J. Relationships between the morphology and mechanical stiffness of selected human organs. 1999 in JELEN, K., KUŠOVÁ, S., CHALUPOVÁ, M., OTÁHAL, J. *Komplexita biomateriálů a tkáňových struktur*. 1. vyd. Praha: UK FTVS pro českou společnost pro biomechaniku, 2002. ISBN 80- 863317-20-X

KRAMER, M.S., UHER, R. H, POLLACK, R. Etiologic determinant of abruptio placentae. *Obstetrics gynecology*. 1997,89, str. 221 - 226

MAŠNEROVÁ, I. *Vztah placenty k antropometrickým charakteristikám matky a novorozence*. Praha: Katedra antropologie PF UK, 1990, Disertační práce.

MOORCROFT, D., STITZEL, J., DUMA, G., DUMA, S. Computational model of the pregnant occupant: predicting the risk of injury in automobile crashes. *American journal obstetrics gynecology*. 2003, 189, str. 540-544, ISSN 0002 - 9378

NOVOTNÝ, J. Následky těžkých autohavárií vo vysokom stupni gravidity. *Gynekolog*, 9, str. 69 - 70

OTÁHAL, S., TLAPÁKOVÁ, E. *Patobiomechanika a patokinesiologie, kompendium – Biomechanika* [online]. Praha: Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 1999. Kapitola 6. Mechanické vlastnosti tkání a orgánů.

OXLUND, H., HELMING, R., HALABURT, J., ULDBERG, N. Biomechanical analysis of human chorioamniotic membranes. *European journal of obstetrics gynecology and reproductive biology*. 1990, 3, str. 247 - 255

PAŠTĚKOVÁ, T., DANKO, J., GRÚBEROVÁ, M., ŽÚBOR, P. Prvé výsledky vyšetrenia uteroplacentárnej cirkulácie u tehotných s patológiou ranej gravidity. *Gynekolog*. 2003, 12, str. 214 - 217

POLISHUK, W., KOHANE, S., PERANIO, A. The physical properties of fetal membranes. *Obstetrics gynecology*, 1962, 20, str. 204

PROCHÁZKA, M., KUDELA, M., LUBUŠSKÝ, M., VĚTR, M., HRACHOVEC, P., ZELINA, P. Předčasné odlučování lůžka – Etiologie a rizikové faktory. *Česká gynekologie* 2005, 70, str. 175 - 179

ROZTOČIL, A. a kol. *Vyšetřovací metody v porodnictví a gynekologii*. Brno: Institut pro další vzdělávání zdravotníků, 1998, ISBN 80-7013-255-8

ŠTAUD, F., FENDRICH, Z. Morfologie a fyziologie placenty II. *Gynekolog*. 1996, 5, str. 168 - 174

ŠUŠKA, P. *Patológia placenty a jej klinický význam*. Bratislava: Faber, 1995, ISBN 80-85665-56-5

VALENTA, J., KONVIČKOVÁ, S. *Biomechanika člověka*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1996. ISBN 80-01-01452-5

VAVERKA, F., JANURA, M. *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc: FTK UP, 1998, ISBN 80-7067-728-7

VAVŘINOVÁ, B. Placentární a pupečnickové změny u žen závislých na tvrdých drogách. *Česká gynekologie*. 2001, 66, str. 345 - 348

YAMADA, H. Strength of biological materials. *Edited by Evans, F. G., The Williams and Wilkins Co*. 1970, Baltimore

YOUNOSZAI, M.K, HAWORTH, J.C. Placental dimensions and relations in preterm, term and growth – retarded infants. *American journal obstetrics gynekology*. 1993, 103, str. 265 - 271

ZWINGER, A. *Porodnicví*. Praha: Galén ISBN: 80-7262-257-9

Internetové zdroje:

Pubmed - A service of National Library of Medicine and the National Institute of Health, článek: Detection of elastin in the human fetal membranes: proposed molecular basis for elasticity [online]. Citace 21. 2. 2007, dostupné z internetu:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=ShowDetailView&TermToSearch=9179924&ordinalpos=6&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocS>

Ministerstvo vnitra, časopis policista, článek: Je postup policistů při prověřování náhlého úmrtí správný? [online]. Citace 13. 1. 2007, dostupné z internetu:

<<http://www.mvcr.cz/casopisy/policista/2006/03/umrti.html>>

Patobiomechanika a Patokinesiologie Kompendium, článek: Příčně pruhovaná (kosterní) svalovina [online]. Citace 13. 1. 2007, dostupné z internetu:

<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/tkane_svalove_kosterni.php>

Patobiomechanika a Patokinesiologie Kompendium, článek: Příčně pruhovaná (kosterní) svalovina [online]. Citace 26. 1. 2007, dostupné z internetu:

<<http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/index.php>>

Pubmed - A service of National Library of Medicine and the National Institute of Health, článek: Biomechanical analysis of human chorioamniotic membranes [online]. Citace 19. 2. 2007, dostupné z internetu:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=ShowDetailView&TermToSearch=2311812&ordinalpos=3&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum>

Pubmed - A service of National Library of Medicine and the National Institute of Health, článek: Elastic fibres are an essential component of human placental stem villous stroma and an integrated part of the perivascular contractile sheath [online]. Citace 16. 2. 2007, dostupné z internetu:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=ShowDetailView&TermToSearch=8581953&ordinalpos=8&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum>

Pubmed - A service of National Library of Medicine and the National Institute of Health, článek: Elastic fibres in the human placenta [online]. Citace 16. 2. 2007, dostupné z internetu:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=ShowDetailView&TermToSearch=12592420&ordinalpos=1&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum>

Pubmed - A service of National Library of Medicine and the National Institute of Health, článek: Distribution of fibrillin-containing microfibrils and elastin in human fetal membranes: a novel molecular basis for membrane elasticity [online]. Citace 19. 2. 2007, dostupné z internetu:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=ShowDetailView&TermToSearch=8030699&ordinalpos=42&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum>

Pubmed - A service of National Library of Medicine and the National Institute of Health, článek: Biomechanical modeling of pregnant occupants in far-side vehicle crashes [online]. Citace 19. 2. 2007, dostupné z internetu:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>